



T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi



**FARKLI YÜZEY PROTOKOLLERİNİN LİTYUM
DİSİLİKAT CAM SERAMİKLERİN MİKROÇEKME
BAĞ DAYANIMINA VE REZİN SİMAN
BAĞLANTISINA ETKİSİ**

Uzmanlık Tezi

Dt. Olkan Gürbüz

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

İzmir
2024

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi

**FARKLI YÜZEY PROTOKOLLERİNİN LİTYUM
DİSİLİKAT CAM SERAMİKLERİN MİKROÇEKME
BAĞ DAYANIMINA VE REZİN SİMAN
BAĞLANTISINA ETKİSİ**

Dt. Olkan Gürbüz

Danışman
Prof. Dr. Mübin Sıtkı Ulusoy

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

İzmir
2024

Tez Değerlendirme Kurulu Üyeleri

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan: Prof. Dr. Mübin Sıtkı Ulusoy

(Danışman)

Üye: Prof. Dr. Hamit Serdar Çöttert

Üye: Prof. Dr. Muhittin Toman

Uzmanlık Tezinin kabul edildiği tarih:

Önsöz

Bu tez, diş hekimliğinde önemli bir araştırma alanı olan farklı yüzey işlemleri protokollerinin, cam seramikler ve adeziv rezin siman arasındaki bağlantı gücünün değerlendirilmesi üzerine yaptığım çalışmaların bir sonucudur. Bu bilimsel yolculuk, konunun belirlenmesinden tezin tamamlanmasına kadar pek çok zorluk ve öğrenme fırsatı ile dolu bir süreç oldu.

Bu yolculuk, başlangıçta bir fikirle yola çıkmamı ve bu fikri somut bir çalışmaya dönüştürmek için gereken adımları atmamı gerektirdi. Karşılaştığım her zorluk, bu süreçte bir öğrenme fırsatı olarak karşıma çıktı ve her biri beni bilimsel düşünme, sabır ve azim konularında daha da olgunlaştırdı.

Estetiği yüksek tam seramik kronların simantasyonu hassasiyet ve tecrübe gerektiren bir konudur. Farklı yüzey işlemleri protokollerinin adeziv rezin simanlar ile yapılacak simantasyonda bağ dayanımı mukavemetine etkilerini invitro olarak araştırarak hem benden önce yapılmış çalışmaları incelemek hem de bu çalışmanın, benden sonra yapılacak çalışmalara rehber olmasını istedim.

İzmir, 7.11.2024

Dt. Olkan Gürbüz

Özet

Farklı Yüzey Protokollerinin Lityum Disilikat Cam Seramiklerin Mikroçekme Bağ Dayanımına ve Rezin Siman Bağlantısına Etkisi

Amaç: Çalışmamızın amacı, lityum disilikat takviyeli cam seramik olan IPS e.max CAD seramikler ile dual cure rezin simanın bağlantısında farklı yüzey işlemi protokollerinin etkinliğini, mikroçekme test yöntemi ile incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Mikroçekme bağlantı testi için, 12.5 x 14 x 5 mm ebatlarında 10 adet IPS e.max CAD blok laboratuvar ortamında elde edildi. Seramik yüzeylerine uygulanan işlemler sırasıyla: Grup 1: %10 Hidroflorik asit, Grup 2: %10 Hidroflorik asit+Basınçlı Buhar uygulaması, Grup 3: 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleriyle kumlama, Grup 4: 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleriyle kumlama+ Basınçlı Buhar uygulaması, Grup 5: Er:YAG Lazer uygulaması. Yüzey işlemi uygulanan seramikler dual cure rezin siman ile birbirlerine simante edildi. Örnekler mikroçekme bağlantı testi için, adeziv yüzeye dik bir şekilde 1 mm² bağlantı alanı elde edecek şekilde elmas bir separe ile kesildi. Her gruptan 20'şer adet mikro çubuk seçildi. Mikroçekme test cihazında 1 mm/dk hızında yükleme yapılarak mikroçekme bağlantı testi uygulandı. Araştırılan değişkenler kapsamında toplanan verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde Statistical Package for Social Sciences (SPSS) 20 (IBM Inc., Chicago, IL, USA) yazılımı kullanılmıştır. Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilks testleri uygulanarak verinin normalliği, Levene Testi ile varyansların homojenliği araştırılmıştır. Kruskal Wallis Testi ile anlamlı çıkan grupların ikili karşılaştırılması yapılmıştır.

Bulgular: Basınç (MPa) değerleri incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). En yüksek bağlantı değerleri Grup 1 ve Grup 2'den elde edildi ve bu gruplar ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Er:YAG Lazer grubu tamamen başarısız oldu.

Sonuç: Lityum disilikat seramiklerde hidroflorik asit uygulanması hala en etkili yüzey uygulamasıdır. Hidroflorik asit uygulamasına Basınçlı Buhar uygulaması ek bir katkı sağlamamıştır.

Anahtar kelimeler: Lityum disilikat takviyeli cam seramik, mikroçekme bağlanma dayanımı, yüzey işlemleri.

Abstract

The Effect of Different Surface Protocols on the Microtensile Bond Strength and Resin Cement Bonding of Lithium Disilicate Glass Ceramics

Objective: The aim of our study is to investigate the effectiveness of different surface treatment protocols on the bonding of IPS e.max CAD ceramics, which are lithium disilicate-reinforced glass ceramics, with dual-cure resin cement using the microtensile test method.

Materials and Methods: For the microtensile bond test, 10 IPS e.max CAD blocks with dimensions of 12.5 x 14 x 5 mm were obtained in a laboratory setting. The surface treatments applied to the ceramics were as follows: Group 1: 10% Hydrofluoric acid, Group 2: 10% Hydrofluoric acid + Steam application, Group 3: Sandblasting with 50 µm aluminum oxide particles, Group 4: Sandblasting with 50 µm aluminum oxide particles + Steam application, Group 5: Er:YAG Laser application. The ceramics that underwent surface treatment were cemented together using dual-cure resin cement. For the microtensile bond test, the samples were cut perpendicular to the adhesive surface using a diamond saw to obtain a bonding area of 1 mm². Twenty micro rods from each group were selected. The microtensile bond test was conducted with a loading speed of 1 mm/min in the microtensile test device. Statistical analysis of the data collected within the scope of the investigated variables was performed using the Statistical Package for Social Sciences (SPSS) 20 (IBM Inc., Chicago, IL, USA) software. The normality of the data was assessed using the Kolmogorov-Smirnov and Shapiro-Wilks tests, and the homogeneity of variances was examined using the Levene Test. Pairwise comparisons of groups that were found to be significant were performed using the Kruskal-Wallis Test.

Results: When examining the µTBS (MPa) values, a statistically significant difference was found between the groups ($p < 0.001$). The highest bond values were obtained from Group 1 and Group 2, and a statistically significant difference was found between these groups and all other groups. The Er:YAG Laser group was completely unsuccessful.

Conclusion: The application of hydrofluoric acid remains the most effective surface treatment for lithium disilicate ceramics. The addition of Steam Pressure application to hydrofluoric acid did not provide any additional benefit.

Keywords: Lithium disilicate-reinforced glass ceramic, microtensile bond strength, surface treatments.



İçindekiler

Önsöz	II
Özet.....	III
Abstract.....	IV
İçindekiler	VI
Tablolar Dizini.....	IX
Resimler Dizini	X
Grafikler Dizini	XII
Kısaltma Listesi	XIII
Giriş	1
1.1. Araştırmanın Problemi.....	2
1.2. Araştırmanın Sorusu	2
1.3. Araştırmanın Hipotezleri	2
1.4. Araştırmanın Varsayımları.....	2
1.5. Araştırmanın Sınırlılıkları	2
1.6. Araştırmanın Amacı	3
Genel Bilgiler	4
2.1. Seramiğin Tanımı.....	4
2.2. Dental Seramiğin Tarihçesi.....	4
2.3. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri	5
2.3.1. Feldspar.....	5
2.3.2. Kuartz	6
2.3.3. Kaolin	6
2.3.4. Opaklaştırıcı Ajanlar	6
2.3.5. Renk Pigmentleri.....	7
2.3.6. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler.....	7
2.3.7. Ara Oksitler	7
2.3.8. Lüminisans Özelliği Veren Bileşenler	7
2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	8
2.4.1. Tam Seramikler.....	8
2.4.1.1. Tam Seramiklerin Avantajları.....	8
2.4.2. Cam Matriks Seramikler.....	10
2.4.2.1. Feldspatik Seramikler.....	10

2.4.2.2. Sentetik Seramikler.....	11
2.4.2.3. Florapatit Seramikler.....	12
2.4.3. Cam İnfiltre Seramikler	12
2.4.3.1. Alümina.....	13
2.4.3.2. Alümina ve Magnezya.....	13
2.4.4. Polikristalin Seramikler.....	13
2.4.4.1. Alümina.....	14
2.4.4.2. Stabilize Zirkonya.....	14
2.4.4.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya.....	15
2.4.5. Rezin Matriks Seramikler	15
2.4.5.1. Rezin Nanoseramikler.....	16
2.4.5.2. Rezin İnfiltre Cam Seramik.....	17
2.4.5.3. Rezin İnfiltre Zirkonya Silika Seramik.....	17
2.5. Dental Simanlar.....	18
2.5.1. Rezin Simanlar	19
2.5.1.1. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Rezin Simanlar	19
2.5.1.2. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanlar.....	21
2.6. Tam Seramik Restorasyonlarda Yüzey İşlemleri	22
2.6.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler	22
2.6.1.1. Asitle Pürüzlendirme.....	22
2.6.1.2. Kumlama.....	23
2.6.1.3. Döner Alet veya Frez ile Pürüzlendirme.....	23
2.6.1.4. Plazma Sprey ile Pürüzlendirme.....	23
2.6.1.4. Lazer ile Pürüzlendirme.....	23
2.6.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan İşlemler	24
2.6.2.1. Silan Bağlayıcı Ajan Uygulaması.....	24
2.6.3. Hem Mekanik Hem Kimyasal Bağlantı Oluşturan İşlemler.....	24
2.7. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri.....	25
2.7.1. Suda Bekletme	25
2.7.2. Termal Siklus.....	25
2.8. Bağlanma Dayanımı Testleri.....	25
2.8.1. Çekme (Tensile) Testi	26
2.8.2 Mikro Çekme Testi	26

2.8.3. Makaslama Testi	26
2.8.4. Mikro Makaslama Testi	27
2.9. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	27
Gereç ve Yöntem	28
3.1. Örneklerin Hazırlanması	29
3.2. Örneklerle Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	32
3.2.1. HF Asit Grubu.....	32
3.2.2. HF Asit+Buhar Grubu.....	33
3.2.3. Kumlama Grubu.....	34
3.2.4. Kumlama+Buhar Grubu.....	34
3.2.5. Lazer Grubu.....	34
3.3. Seramik Örneklerin Simantasyonu.....	35
3.4. Yaşlandırma.....	38
3.4.1. Termal Siklus ile Yaşlandırma.....	38
3.4.2. Suda Bekletme.....	38
3.5. Mikroçekme Testi İçin Örneklerin Elde Edilmesi	39
3.6. Mikroçekme Bağlantı Testlerinin Uygulanması	41
3.7. Verilerin İstatistiksel Analizinin Yapılması	42
3.8. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile Analizi	42
Bulgular.....	45
Tartışma	51
Sonuç ve Öneriler	59
Kaynaklar	60
Teşekkür	78
Özgeçmiş	79

Tablolar Dizini

Tablo 1: Seramik sitemlerin sınıflandırılması.....	10
Tablo 2: Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri	28
Tablo 3: Çalışmada kullanılan cihazlar ve özellikleri.....	29
Tablo 4: Yarı sinterize blokların kristalizasyon verileri.....	31
Tablo 5: Tüm gruplar için mikroçekme deneyi istatistiksel veri analizleri.....	45
Tablo 6: BASINÇ (MPa) değerlerinin gruplara göre karşılaştırılması	45
Tablo 7: Başarısızlık tiplerinin sınıflandırılması.....	47



Resimler Dizini

Resim 1: IPS e.max CAD/CAM bloklar	30
Resim 2: Düşük hızlı hassas kesme cihazı	30
Resim 3: Blokların kristalizasyon işlemine tabi tutulduğu sinterleme fırını	31
Resim 4: Yüzey standardizasyonu sağlamak için kullanılan parlatma cihazı	31
Resim 5: Ultrasonik temizleme cihazı	32
Resim 6: Bloklara Hidroflorik asit uygulanması	32
Resim 7: Hidroflorik asit	33
Resim 8: Basınçlı buhar cihazı	33
Resim 9: Kumlama cihazı ve işlemi	34
Resim 10: Bloklara seramik primeri uygulanması	35
Resim 11: Primerin kurutulması	35
Resim 12: Bloklara rezin siman uygulanması	36
Resim 13: Resin siman seti	36
Resim 14: Blokların 1 kg'lık sabit yük altında birbirlerine yapıştırılması	37
Resim 15: Blokların simantasyon için ısıtılması	37
Resim 16: Termal yaşlandırma cihazı	38
Resim 17: Yüksek hızlı hassas kesme cihazı	39
Resim 18: Simante edilmiş blokların hassas kesimi	40
Resim 19: Hassas kesilmiş blok	40
Resim 20: Elde edilen mikro çubuklar	40
Resim 21: Mikroçekme test cihazına yerleştirilmiş mikro çubuk	41
Resim 22: Mikroçekme test cihazı	41
Resim 23: Altın kaplama cihazı	43
Resim 24: Altın kaplanmış örnekler	43
Resim 25: Taramalı elektron mikroskobu	44
Resim 26: Hidroflorik asit uygulanmış örneğin SEM görüntüleri ($\times 50$, $\times 150$, $\times 350$, $\times 1000$)	48
Resim 27: Hidroflorik asit uygulanmış ve buharla temizlenmiş örneğin SEM görüntüleri ($\times 75$, $\times 200$, $\times 350$, $\times 2000$)	48
Resim 28: Kumlama işlemi uygulanmış örneğin SEM görüntüleri ($\times 75$, $\times 100$, $\times 100$, $\times 200$)	49

Resim 29: Kumlama işlemi uygulanmış ve buharla temizlenmiş örneğin SEM görüntüleri ($\times 75$, $\times 100$, $\times 150$, $\times 150$) 50



Grafikler Dizini

Grafik 1: Basınç değerlerinin gruplara göre aralığı.....	46
Grafik 2: Basınç değerlerinin ortalamalarının gruplar arasında karşılaştırılması.....	46



Kısaltma Listesi

%	: Yüzde
°C	: Santigrat derece
°	: Derece
CAD	: Bilgisayar destekli yazılım
CAM	: Bilgisayar destekli üretim
HF	: Hidroflorik asit
Er:YAG	: Erbium-doped yttrium aluminium garnet
ZrO ₂	: Zirkonyum dioksit
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
K ₂ O	: Potasyum oksit
Na ₂ O	: Sodyum oksit
SiO ₂	: Silisyum dioksit
Eu	: Evropiyum
Sm	: Samaryum
Yb	: İterbiyum
µm	: Mikrometre
Li ₂ Si ₂ O ₅	: Lityum disilikat
Li ₂ O	: Lityum oksit
ZnO	: Çinko oksit
MgO	: Magnezyum oksit

La_2O_3	: Lantan oksit
Li_2SiO_3	: Lityum metasilikat
MPa	: Megapaskal
MgAl_2O_4	: Magnezyum alümina
Zr	: Zirkonyum
FSZ	: Tamamen stabilize zirkonya
PSZ	: Kısmen stabilize zirkonya
TZP	: Tetragonal zirkonya polikristalleri
Y-TZP	: İtiryum ile stabilize edilmiş zirkonya
GPa	: Gigapascal
Bis-GMA	: Bisfenol A glisidil metakrilat
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Üretandimetakrilat
nm	: Nanometre
Bis-MEPP	: (2,2-Bis(4-metakriloksipolietoksifenil propan))
DMA	: Dimetakrilat
B_2O_3	: Bor trioksit
CaO	: Kalsiyum oksit
mm	: Milimetre
H_3PO_4	: Fosforik asit
dk	: Dakika

Er,Cr:YSGG	: Erbiyum-Kromuyum; İtriyum, Skandiyum, Galyum, Granat
CO ₂	: Karbondioksit
Nd:YAG	: Ytrium Aluminyum oxide Garnet
ISO	: Uluslararası standardizasyon örgütü
mm ²	: Milimetrekaare
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
AR-GE	: Araştırma-geliştirme
mJ	: Megajoule
Hz	: Hertz
kg	: Kilogram
LED	: Işık yayan diyot
Ort.	: Ortalama
SS	: Standart Sapma
Med	: Medyan
Min	: Minimum
Maks	: Maksimum
p	: Anlamlılık düzeyi

Giriş

Diş hekimliğinde estetiğin rolü çok büyüktür. Sabit protezlerin üretiminde, estetik beklentilerin karşılanması amacıyla sıklıkla seramik malzemeler tercih edilir. Sabit protezlerde seramik malzemeler, genellikle metal alt yapı destekli seramikler ve tam seramikler olmak üzere iki ana kategoride kullanılır. Her iki kategorinin avantajları ve dezavantajları vardır. Ancak tam seramiklerin, estetik açıdan metal destekli seramiklere göre daha üstün özellikler sunduğu bilinmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Metal destekli seramik restorasyonlar ele alındığında, estetik uyumsuzluklar ve alt yapı metali ile seramik arasındaki bağlantıdaki başarısızlıklar gibi dezavantajlar sebebiyle günümüzde tam seramik sistemlere olan ilgi artmıştır. CAD/CAM teknolojisindeki ilerleme sayesinde, tam seramik materyallerin kullanımı daha da artmıştır. Tam seramik sistemlerin; marjinal adaptasyonunun iyi olması, tek seansta üretilmesi, estetik ve doku uyumunun mükemmel olması gibi avantajları mevcuttur. Ayrıca; feldspatik seramik, lityum disilikat içerikli seramik, zirkonyum ile güçlendirilmiş seramik ve hibrit seramik gibi çeşitli materyaller, farklı ihtiyaçlara uygun seçenekler sunarak diş hekimlerine geniş bir yelpazede çözümler sağlamaktadır (Sevmez, 2019, Tatar, 2016).

Lityum disilikat, estetik açıdan üstün ve güçlü bir malzeme olup, geleneksel olarak veya adeziv bir siman yardımı ile dişe bağlanabilir. Farklı malzeme kombinasyonları ile ilgili olarak lityum disilikat, yüksek dayanıklılıkta bir seramikten üretilmiş tam kontur restorasyon sunabilme yeteneği ile benzersiz bir çözüm sunar ve böylece iki farklı malzemeyi yönetme zorluğunu bertaraf eder (Tysowsky, 2009).

Simantasyon protokolü, seramik restorasyonların ömrünü ve seramik restorasyon ile alt yapı arasında dayanıklı bir bağlantının sağlanması açısından önemlidir. Bu amaçla farklı türde simanlar kullanılabilirken; mekanik özellikleri, bir uyaran üzerine sertleşmeye başlayan ve estetik özellikleri nedeniyle cam-seramik restorasyonların simantasyonu için rezin simanlar daha uygun olmaktadır (Krämer ve ark., 2000).

Seramikler ile rezin siman arasındaki mikromekanik bağlanma; asit ile aşındırma, alumina partikülleri kumlanma veya elmas frez ile aşındırma gibi fiziksel işlemler yoluyla sağlanır. Yüzey mikro düzensizlikleri, çukurlar ve pürüzlülüklerin oluşturulması esasına dayanır (Zarone ve ark., 2019).

1.1. Araştırmanın Problemi

Tam seramik restorasyonlar, simante edilmeden önce bazı yüzey işlemleri ile muamele edilirler. Bu aşama, restorasyonun uzun yıllar ağızda kalması açısından son derece önemlidir (Elsaka, 2014). Cam seramikler için, hidroflorik asit (HF) aşındırması bugüne kadar en iyi kurulan prosedür olup asit konsantrasyonu ve aşındırma süresi dikkate alınarak doğrulanmış protokollere göre yürütülmesi şarttır (Zarone ve ark., 2019). Hidroflorik asit ile aşındırma adımı alternatif aranmasının nedeni yüksek derecede toksik bir gaz olması olabilir (Fabianelli ve ark., 2010). Bu nedenle çalışmamızda alternatif yüzey işlemlerinin seramik ile rezin siman arasındaki bağlantı dayanımını ne ölçüde etkilediği araştırılmıştır. Aynı standartta mikro çubukların elde edilmesi avantajını kullanmak adına çalışmamızda mikroçekme bağlantı testi kullanılmıştır.

1.2. Araştırmanın Sorusu

Farklı yüzey işlem ve temizlik protokolleri, dual cure rezin siman ile lityum disilikat takviyeli cam seramik arasındaki mikromekanik bağ dayanımı açısından fark yaratır mı?

1.3. Araştırmanın Hipotezleri

H₀: Farklı yüzey işlem ve temizlik protokollerinin, rezin siman ve lityum disilikat takviyeli cam seramik arasındaki mikroçekme bağ dayanımına etkisi yoktur.

H₁: Farklı yüzey işlem ve temizlik protokollerinin, rezin siman ve lityum disilikat takviyeli cam seramik arasındaki mikroçekme bağ dayanımına etkisi vardır.

1.4. Araştırmanın Varsayımları

Farklı yüzey işlem ve temizlik protokolleri, rezin siman ve seramik yüzeyi arasındaki bağlanma dayanımı anlamında fark yaratacaktır.

Basınçlı buhar ile yüzey temizliği, rezin siman ile seramik arasındaki bağlantıyı olumlu etkileyecektir.

1.5. Araştırmanın Sınırlılıkları

Çalışmamız ‘in-vitro’ koşullarda yapılmış olup klinik ortamı birebir taklit edemez. Ancak rehberlik edici düzeyde olabilir. Çalışmamızda tek marka lityum disilikat içerikli seramik ve tek bir rezin siman kullanılmıştır. Lityum disilikat içerikli

seramikler için daha güvenilir tedavi protokolleri sağlamak amacıyla farklı markaların ve farklı rezin simanların da test edilmesi gerekmektedir. Ayrıca Er:YAG lazer için farklı parametrelerin olası etkilerinin de araştırılması gerekmektedir.

1.6. Araştırmanın Amacı

Lityum disilikat içerikli cam seramik malzeme ile rezin siman arasındaki bağlantıda, farklı yüzey protokollerinin etkisinin incelenmesidir.



Genel Bilgiler

2.1. Seramiğin Tanımı

Seramik; topraktan, kilden gelen anlamında olan ‘keramikos’ sözcüğünden türetilmiştir (Miyazaki ve ark., 2009). Yüksek sıcaklıkta işlenen, inorganik ve non-metalik malzemeden yapılmış herhangi bir ürün olarak belirtilir. Porselen terimi; başlangıçta kaolin, kuvars ve feldsparların karıştırılmasının ardından, yüksek ısıda pişirilerek oluşturulan malzemeleri ifade eder (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.2. Dental Seramiğin Tarihçesi

Çinlilerin 9. Yüzyıl başlarında seramik ile çalıştığı bilinmektedir. Portekiz gemicileri seramiği 18. Yüzyılda Avrupaya getirmiştir. Dental porselen içeren materyaller ilk olarak 1700’lü yıllarda kullanıma başlanmıştır (Shenoy ve Shenoy, 2010). Porselenin insanın oral dokularını taklit edebileceğini ilk kez ortaya koyan kişi Pierre Fauchard’tır. İlk kişiye özel olarak proteze sabitlenen porseleni diş hekimi Giussepangelo Fonzi yapmıştır (Kelly ve ark., 1996). Platin yaprağını alt yapı olarak kullanıp, üzerine porselen kullanan ilk kişi 1886 yılında Dr. Charles olmuştur. Bu girişim porselenin sabit proteze ilk entegrasyonudur. Tam seramik restorasyonların ilk kez üretimi ise 1903 yılında Charles Land tarafından sağlanmıştır ancak kırılğan bir yapı ve zayıf bir dayanım gözlenmiştir (Anusavice ve ark., 2012). Weinstein ve arkadaşları 1960’ların başında ilk kez metal destekli porselenleri tanıtmıştır (McLean, 2001).

McLean ve Hughes, 1960’lı yıllarda çatlak yayılımını engellemek ve seramik çekirdeği güçlendirmek için alümina takviyeli bir cam-seramik geliştirdiler (Wildgoose ve ark., 2004). 1984’te dökülebilir seramik olan Dicor geliştirilmiştir. Kontrollü bir kristalizasyon sayesinde Dicor üretimi mümkün olmuştur. Ancak yetersiz dayanıklılığı sebebiyle bu materyalin de klinik kullanımı sınırlı kalmıştır (McLean, 2001). Porselenin ısıya dayanıklı day üzerinde pişirildiği %70 oranında alümina içerikli Hi-Ceram sistemi geliştirilmiştir. Porselen bu haliyle dayanıksız bir materyal olduğundan mekanik özelliklerini kuvvetlendirmek için içeriğine zirkonyum oksit (ZrO_2) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) eklenmiştir (Zhang ve Lawn, 2019). 1990’da yüksek stres altındaki koşullarda mikro çatlak oluşumunu ve ilerlemesini önlemek için %34 oranında lösit kristalleri eklenerek üretilen IPS Empress seramikler

kristalizasyon işlemi yapılmadan üretilmiştir. IPS Empress 2 üstün estetik özellikleri ve kırılma mukavemeti ile 1990' lı yılların sonunda popüler olmuştur. Empress 2' nin bükülme mukavemeti Empress'in yaklaşık 3 katı kadardır (Deany, 1996; McLean, 2001; Tinschert ve ark., 2001). 2005 yılında üretilen ve üstün mekanik ve estetik özellikleri açısından Empress ve Empress 2' den önde olan IPS e-max Press materyali; preslenen ve %70 düzeyinde lityum disilikat içeren ingotlara sahiptir. Empress ve Empress 2' den üstünlüğünün sebepleri estetik anlamda farklı opasite seçenekleri olması ve yoğun lityum disilikat içeriğiyle dayanıklı olmasından kaynaklanır. Bu bloklarla aynı içerikte olan fakat CAD/CAM sistemler aracılığıyla üretilen IPS e-max CAD bloklar en son olarak kullanımda bulunmaktadır (Villefort ve ark., 2017).

2.3. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri

Esas olarak silisyum tetraoksitten oluşur. Kovalent ve iyonik bağlardan oluşan bu molekül feldspar, kuartz ve kaolinin yapısına girer (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012). Dental seramik içindeki bu kovalent ve iyonik bağlar; yüksek elastik modülü, sertlik ve stabilite gibi avantajlar sunarken, kırılma eğilimi gibi önemli bir dezavantajı da beraberinde getirir (McLean, 1991; Tokgöz, 2017). Dental seramiklerin dayanıklılığını artırmak amacıyla, alümina, spinel, magnezyum ve zirkonya kristalleri gibi farklı katkı maddeleri kullanılabilir (Anusavice ve ark., 2013; Sevmez, 2019).

2.3.1. Feldspar

Feldspar, potasyum alüminyum silikat ile albit bileşenlerinin bir karışımından oluşur. Bu kristal; opak bir yapıya sahip olup, seramiklerde camsı bir faz oluşturmak amacıyla kullanılır. Kuartz ve kaolin, bu materyalin matriksini oluşturarak yardımcı bileşenler olarak işlev görür. Doğada bulunan feldspar, potasyum oksit (K_2O) ve sodyum oksit (Na_2O) içeren farklı oranlardaki karışımlardan meydana gelir. Sodyum içeren feldspar, erime noktasını düşürürken; potasyum içeren versiyonu ise erimiş camın viskozitesini artırır. Fırınlama esnasında malzemenin toplanmasını ve piroplastik akışını azaltır; böylece kronların yuvarlak kenarlarının, diş şeklinin ve yüzey ayrıntılarının korunmasını sağlayarak doğal bir görünüm elde edilmesine katkıda bulunur (Zaimoğlu ve ark., 1993). Minimum %60-70 oranında bulunur (Shenoy ve Shenoy, 2010).

2.3.2. Kuartz

Kuartz (SiO_2), dünyanın birçok yerinde bulunan; bazı kayaçlardan, deniz kumlarından ve çakıl taşlarından çıkarılan bir mineraldir. Bu mineralin erime noktası yaklaşık 1700 °C'dir ayrıca seramiklerin sertlik ve stabilite kazanmasında önemli bir rol oynar. Dental seramiklerde iskelet görevi görerek büzülme oranını ayarlar ve malzemeyi güçlendirir. Porselen yapısında %11 - %18 arasında bir oranda yer alan kuartz, bu malzemelerde bir doldurucu olarak işlev görür ve silika tabanlı bir yapıdadır. Diğer porselen bileşenlerine göre daha yüksek bir erime noktasına sahip olması sebebiyle pişirme sürecinde malzemenin yapısını destekleyerek, pişirme sırasında meydana gelebilecek büzölmeleri minimize eder (McLean, 2001; Coşkun ve Yaluğ, 2002).

2.3.3. Kaolin

Kaolin, alüminyum hidrat silikat formülüyle tanımlanır. Bu materyal, oldukça yumuşak ve ince bir yapıya sahiptir (Mclean, 1979; Naylor, 1992; Yavuzyılmaz ve ark., 2005). Dental seramiklerde %3 - %5 oranında kullanılır, bu oran kaolini diğer seramik bileşenlerinden ayırt eden bir özelliktir. Kaolin, seramiğin opak bir görünüm kazanmasını sağlayarak ışık geçirgenliğini azaltır bu nedenle kullanım miktarı çoğunlukla bu sınırlar içinde tutulur (Eismann, 1980; McCabe ve Walls, 1998). Islak hale getirildiğinde, yapışkan bir yapı kazanan kaolin, seramiğin şekillendirilmesine imkan tanıyan bir kıvam kazandırır. Aynı zamanda dental seramikler içinde en yüksek sıcaklığa dayanabilen bileşen olarak bilinir ve erime noktası 1800°C civarındadır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Porselen üretiminde feldspar, kuartz ve kaolin dışında; renk pigmentleri, akışkanlar, ara oksitler ve opaklık ile fluoresans özelliklerini artıran çeşitli katkı maddeleri de kullanılabilmektedir. Bu bileşenler, porselenin estetik ve fonksiyonel özelliklerini kuvvetlendirir (Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

2.3.4. Opaklaştırıcı Ajanlar

Doğal diş rengini yansıtmak için seramiğe yoğun renk pigmentlerinin eklenmesi fazla şeffaf bir neticeye yol açabilir, bu da yetersiz bir görünüme sebep olabilir. Özellikle dentin rengi, yüksek bir opasite ile elde edilir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle metal oksitlerinden oluşur, bunlar çoğu zaman çok ince partikül boyutlarına öğütölmüştür.

Titanyum oksit, zirkonyum oksit ve seryum oksit, bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitlerdir (O'Brien, 2008).

2.3.5. Renk Pigmentleri

Seramiğin erime sıcaklığında stabil bir şekilde kalan metal oksitlerdir. Örnek verecek olursak; demir ve nikel oksitler kahverengi renk, bakır oksit yeşil renk, titanyum oksit sarı-kahverengi renk, mangan oksit lavanta rengi ve kobalt oksit mavi renkler katar. Geçmişte floresans özelliği için uranyum oksit yerine artık lantanit oksit kullanılmaktadır (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.3.6. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler

Cam yapısında silisyum gibi bileşenlerle oksijen arasındaki bağları kırarak camın erime sıcaklığını azaltır. Potasyum oksit, sodyum oksit ve kalsiyum oksit; silisyum tetraoksit yapısını bozan akışkanlar olarak işlev görürler. Camdaki oksijen ile silikatın oranı çok önemlidir, çünkü camın ısısal genleşmesini ve viskozitesini etkiler. Modifiye edici oksitlere örnek olarak Magnezyum oksit, Baryum oksit ve Kalsiyum oksit söylenebilir (McLean, 1979; Coşkun, 2012).

2.3.7. Ara Oksitler

Seramiklere ilave edilirler ve akışkanlığa karşı direnç göstermeyi amaçlar. Bu nedenle; seramiklerin yüksek viskozitede, düşük fırınlama sıcaklığında üretilmesi gereklidir ve bu amaçla ara oksitler kullanılır. Alüminyum oksit örnek olarak söylenebilir (Naylor ve King, 1992).

2.3.8. Lüminisans Özelliği Veren Bileşenler

Belirli bir dalga boyu ihtiva eden ışınların bir madde tarafından absorbe edilerek daha uzun dalga boyu ihtiva eden bir radyasyon şeklinde geri yayılmasına Floresans denir. Bazı porselenler, ultraviyole ışığa maruz kaldığında mavi-beyaz renkte bir floresans oluşturma özelliği gösterirler. Bu özellik, uranyum tuzları ve sodyum diürenat gibi radyoaktif materyallerle sağlanmıştır ancak bu materyaller terk edilmiş; onlar yerine evropiyum (Eu), samaryum (Sm), iterbiyum (Yb) gibi lantanitler kullanılmaktadır (McLean, 1979; Williams, 1979; Naylor ve King, 1992).

2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Çeşitli şekillerde sınıflandırılabilirler:

Sinterleme sıcaklıklarına göre porselenler genellikle; yüksek ısı porselenleri (1290°C - 1370°C), orta ısı porselenleri (1090°C - 1260°C), düşük ısı porselenleri (870°C - 1065°C) ve ultra düşük ısı porselenleri (<870°C) olarak sınıflandırılırlar. Üretim tekniklerine göre ise:

- Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri (Slip-cast)
- Dökülebilir seramikler
- Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) tekniği ile hazırlanan seramikler
- İnfiltr seramikler
- Isı ile presleme tekniği kullanılarak elde edilen seramikler olarak çeşitli şekillerde sınıflandırılırlar (O'Brien, 2002; Can ve ark., 2014).

Diş hekimliğinde temel olarak seramikler iki uygulama alanına sahiptir. İlki, metal destekli porselen restorasyonlardır. İkinci olarak ise; tam seramik kronlar, veneerler, inley ve onleyler şeklinde sayılabilir. Bunların yanında; abutment olarak, total protez dişlerinin yapımında ve ortodontik braket olarak da seramiklerin kullanım alanları bulunmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.4.1. Tam Seramikler

Hastaların ve hekimlerin artan talepleri ve beklentileri; bilim insanlarını estetik, fonksiyonel, biyouyumlu ve uzun süreli dayanıma sahip restorasyonların üretimine teşvik etmiştir (Denry ve Holloway, 2010). Tam seramik sistemleri, metal destekli seramik sistemlerde ortaya çıkan dezavantajları bertaraf etmek amacıyla geliştirilmiştir. Tam seramik restorasyonlar homojen mikro yapıya sahiptir; doğal ve estetik görünüm, ışığı yansıtma, floresans özellik ve diş dokusuna yakın termal genişleme katsayısı gibi avantajları ile günümüzde tercih edilmektedir (Hondrum, 1992; Sjögren ve ark., 1999; Borges ve ark., 2008; Denry ve Holloway, 2010).

2.4.1.1. Tam Seramiklerin Avantajları

Tam seramik sistemler, doğal diş yapısına benzerlikleri nedeniyle oldukça estetik materyallerdir. Seramik yüzeyi, metal yüzeye göre daha parlak ve pürüzsüzdür, plak

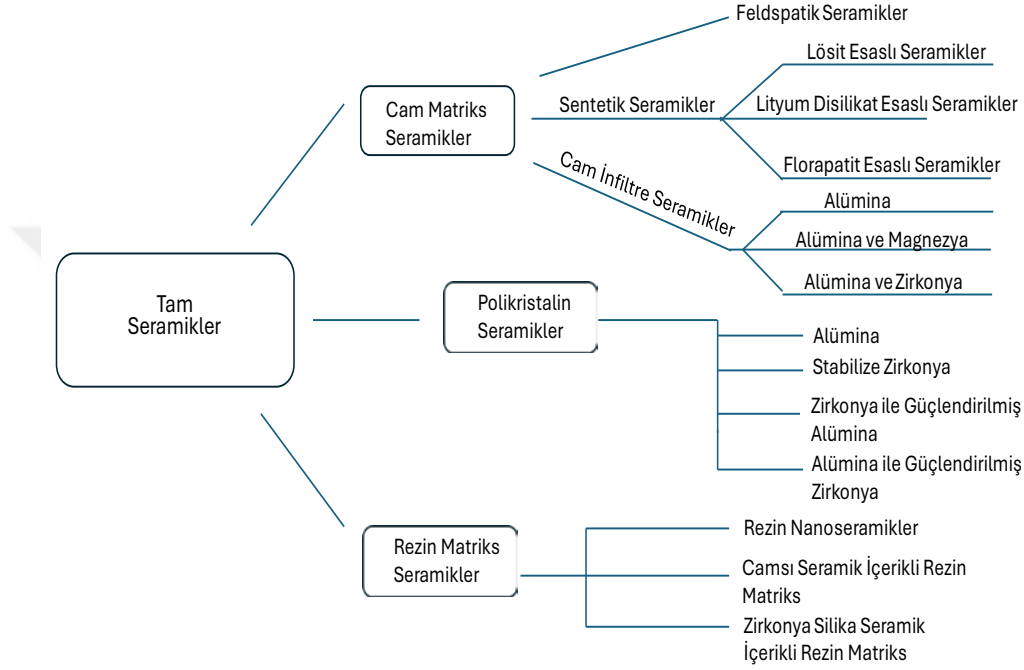
birikimi minimuma iner. Metalin gölgelenmesi gerekmeyeceği için, servikal bölgede taşkın sınırlı restorasyon ihtimali azalır. Tam seramikler biyouyumluğu yüksek mateyaller olup, kimyasal reaksiyon potansiyeli fazla olan metallerden daha az reaksiyona girme eğilimindedir ve homojen mikroyapıya sahiptirler. Termal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği bakımından doğal diş dokusuna benzer bir yapıdadır. Biyolojik olarak uyumludurlar, toksik ve alerjik reaksiyonlara sebep olmazlar ve marjinal renklenme sorunları yoktur. Basınca ve aşınmaya karşı daha dayanıklıdırlar. Radyolusent oldukları için radyolojik muayenede herhangi bir engel teşkil etmez ve üst yapı seramiği ile altyapı metalinin bağlantı sorunları tam seramik sistemler için geçerli değildir. Renk stabilitesi iyi olup elektrolitik korozyon veya iyon salınımı göstermez (Hondrum, 1992; Coşkun ve Yaluğ, 2002; Gökçe ve Beydemir, 2002; Kelly, 2004).

Günümüzde yeni materyallerin de keşfedilmesi ve geliştirilmesiyle beraber hibrit seramikler ve rezin nanoseramikler gibi materyallerin de yer aldığı güncel bir sınıflandırma oluşturulmuştur. Gracıs ve arkadaşlarının yaptığı bu yeni sınıflamada seramikler kimyasal içeriğine göre 3 ana grupta incelenebilir (Tablo 1):

- Cam matriks seramikler
 - Feldspatik seramikler
 - Sentetik seramikler
 - Lössit bazlı seramikler
 - Lityum disilikat bazlı seramikler ve türevleri
 - Florapatit bazlı seramikler
- Cam infiltre seramikler
 - Alumina
 - Alumina ve Magnezya
 - Alumina ve Zirkonya
- Polikristalin seramikler
 - Alümina
 - Stabilize Zirkonya
 - Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina
 - Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

- Rezin Matriks Seramikler
 - o Rezin Nanoseramikler
 - o Camsı Seramik İçerikli Rezin Matriks
 - o Zirkonya Silika Seramik İçerikli Rezin Matriks

Tablo 1: Seramik sitemlerin sınıflandırılması (Gracis ve ark., 2015)



2.4.2. Cam Matriks Seramikler

2.4.2.1. Feldspatik Seramikler

Geleneksel üst yapı seramiği olarak kullanılırlar. Ayrıca, porselenin termal genleşme katsayısını alt yapı metalinin termal genleşme katsayısına yaklaştırarak metal-porselen bağlantısını güçlendirir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Laminatlar, inleyler, onleyler ve overlayler gibi indirekt restorasyonların üretiminde yaygın olarak kullanılan seramiklerdir. Ancak, kırılma dayanımları diğer seramik çeşitlerine göre daha düşüktür (Kelly, 2008; De Carvalho ve ark., 2011).

Vitablocs Mark II, frezelenen bir feldspatik seramiktir ve 1991 yılında CEREC1’de kullanılmak üzere üretilmiştir. Vitablocks Mark I’e kıyasla partikül boyutu 4 µm’ye indirgenmiş ve dayanıklılığı artırılmıştır. Renk seçeneklerini artırmak

amacıyla monokromatik renkte olan Vita Triluxe Block (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) imal edilmiştir (Fasbinder, 2002; Kurbad ve Reichel, 2006).

2.4.2.2. Sentetik Seramikler

Sentetik seramikler; silisyum dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O), ve alüminyum oksit gibi bileşenleri içerir.

Lösit partikülleri, dental seramiklerde ilk kullanılan doldurucu olarak karşımıza çıkar. Seramik içerisine ağırlıkça %17-25 oranında lösit eklenmesi, porselenin termal genişleme katsayısını metal ile uyumlu hale getirerek bağlanmayı ve dayanıklılığı arttırmaktadır. Lösit içerikli seramikler içerisinde en bilineni IPS Empress'tir. Translüsensi özelliğinden dolayı, estetik özellikleri oldukça iyidir. Bükülme direnci 120-160 MPa olduğundan endikasyonları; inley, onley, veneer ve tek kronlar ile sınırlıdır (Heffernan var ark., 2002; Akarca, 2019).

Restorasyonların dayanıklılığını ve kırılma dayanımını artırmak amacıyla lityum disilikat ile takviye edilmiş cam seramik materyaller geliştirilmiştir. Yaklaşık %70'i kristalin faz olan $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ (lityum disilikat)'ten meydana gelmektedir (Pagniano ve ark., 2005; Rosenstiel ve ark., 2006). Bu seramiklerin bükülme dayanımı yaklaşık olarak 350-450 MPa'dır (Höland ve ark., 2000; Stappert ve ark., 2006).

Lityum disilikatın cam kor materyal olarak kullanıldığı sistemlerden biri IPS Empress II'dir (Albakry ve ark., 2003, Raigrodski, 2004). 1998 yılında Ivoclar Vivadent tarafından piyasaya sürülmüştür. IPS Empress'ten farklı noktası ise, yapısında %60 oranında lityum disilikat barındırmasıdır. IPS Empress 2'nin kırılma dayanımı 300-400 MPa arasındadır ve IPS Empress'e göre 3 kat daha fazladır (Oh ve ark., 2000, Denry ve Holloway, 2002, Anusavice ve ark., 2013). IPS Empress II, ağırlıkça; %57-80 SiO_2 , %11-19 Li_2O , %0-13 K_2O , %0-11 P_2O_5 , %0-8 ZnO , %0-5 MgO , %0-6 La_2O_3 , %0-5 Al_2O_3 ve %0-8 pigmentlerden oluşur.

IPS Empress 2 ile aynı kimyasal yapıya sahip olan IPS e.max press, farklı fiziksel özelliklere (bükülme dayanımı 360-440 MPa) sahiptir. Bu farklılıklar, fırınlama işlemi ve yapısındaki farklılıklardan kaynaklanmaktadır. IPS Empress II'ye göre ışık geçirgenliği ve mekanik olarak kuvveti açısından üstünlük sağlayan özelliği, % 70 oranında lityum disilikat içermesidir. IPS e.max Press seramikleri, hem ısı ile presleme

hem de CAD/CAM teknolojisi ile restorasyon üretilebilir (Esquivel-Upshaw ve ark., 2006).

IPS e.max CAD; CAD/CAM sisteminde kullanılmak için Ivoclar Vivadent tarafından 2006 yılında sunulan, bir lityum disilikat seramiğidir. Yaklaşık %40 oranında lityum meta-silikat (Li_2SiO_3) kristalleri ihtiva eder. Materyal yarı kristalizedir ve mavi renktedir. Yarı kristalizasyon, frezeleme işlemini kolaylaştırmak ve çatlak oluşumunu önlemek için yapılmıştır (Harrer ve ark., 2012). Seramiğin, yarı kristalize fazdaki direnci 130-150 MPa civarındadır. Mavi fazdaki bloklar, CAD/CAM sisteminde rahatlıkla işlenebilir. Restorasyonlar daha sonra 850°C derecede vakum altında kristalize edilir. Bu kristalizasyon aşaması esnasında, malzemede %0,2 oranında büzülür. Kristalizasyon aşamasında, lityum metasilikat kristalleri silika ile katı hal reaksiyonu oluşturur. Bunun sonucunda materyalin hacminin %70'ini oluşturan 1,5 µm uzunluğundaki küçük çubuk benzeri ve birbirine kilitlenmiş yapıda olan lityum disilikat kristallerinin oluşumu gerçekleşir. Bu işlemin ardından materyalin bükülme dayanımı, yaklaşık 360 MPa'ya kadar ulaşır (Culp ve McLaren, 2010; Ritzberger ve ark., 2010; Reich ve Schierz, 2013; Shen, 2014). IPS e.max CAD blokları; yüksek translusensi gösteren HT blokları, düşük translusensi gösteren LT blokları ve "medium opacity" blokları da olmak üzere çeşitli renk özelliklerine sahiptir. Bu restorasyonlar, adeziv ya da geleneksel yöntemlerle simante edilebilir. Laminate, onley, inley, kron ve köprü yapımında kullanılabilir (Fasbinder ve ark., 2010; Gracis ve ark., 2015). IPS e.max restorasyonlarının simantasyon prosedüründe genellikle adeziv simanlar tercih edilir. IPS e.max CAD materyali adeziv simanlarla simante edildiğinde, geleneksel simanlara oranla daha güçlü bir bağlantı elde edilmiştir (Ivoclar Vivadent, 2005).

2.4.2.3. Florapatit Esaslı Seramikler

Florapatit esaslı seramikler, translüsans ve optik nitelikler açısından doğal diş minesiyile benzerlik gösteren materyallerdir. Bu alanda kullanılan öne çıkan ürünler arasında IPS e.max Ceram ve IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sayılabilir (Gracis ve ark., 2015).

2.4.3. Cam İnfiltre Seramikler

Cam infiltre seramikler, CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilmekte olup; düşük viskoziteli camın, birbirine geçmiş mikro yapıdaki seramik ağa sızdırılmasıyla

oluşturulmaktadır. Bu sistem içerisinde; alümina bazlı, alümina ve magnezyum (spinel) içerikli, ve alümina ile zirkonya kombinasyonundan oluşan çeşitli yapılar bulunmaktadır (Apholt ve ark., 2001; El-Zhawi ve ark., 2016).

In-Ceram, Vita Zahnfabrik tarafından geliştirilen ve sinterlenmiş oksit alt yapısına kimyasal olarak erimiş farklı tipte cam partiküllerinin infiltrasyonu yöntemiyle üretilen seramiklerdir. In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirkonya olarak isimlendirilen çeşitli seramiklerden oluşmaktadır. Bu yöntemle, her biri belirli uygulamalar için özel olarak tasarlanmış farklı özelliklere sahip seramikler üretilir (Şener ve Türker, 2009; Li ve ark., 2014).

2.4.3.1. Alümina

1989 yılında üretilen ve piyasaya sürülen In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik), "slip-casting" (döküm) yöntemi kullanılarak üretilmiştir. Sinterleme işleminden sonra, cam infiltre yapı tekrar fırınlanır. Bu ekstra fırınlama işlemi, malzemenin dayanıklılığını artırır ve bükülme direncini 600 MPa değerine çıkarır. Böylece ürünün mekanik özellikleri önemli ölçüde geliştirilmiş olur (Seghi ve ark., 1995; Guazzato ve ark., 2002). Yarı opak yapısından ötürü estetik restorasyonlarda kullanımı sınırlıdır ve önerilmez (Heffernan ve ark., 2002).

2.4.3.2. Alümina ve Magnezya

In-Ceram Alumina'ya yapısal olarak benzer olan In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik), temel kor yapısına magnezyum alumina ($MgAl_2O_4$) eklenmesiyle üretilmiş ve piyasaya sürülmüştür. Bu eklemeyi yapmanın amacı, malzemenin translüsens özelliğini güçlendirmektir. In-Ceram Spinell'in bükülme dayanımı, In-Ceram Alumina'ya kıyasla daha düşük olmasına rağmen, estetik avantajları sayesinde özellikle anterior bölgede kullanım için uygundur. Bu özelliği ile In-Ceram Spinell, estetik gereksinimlerin ön planda olduğu durumlar için kullanılacak bir materyal haline gelmiştir (Kelly, 1996; Conrad, 2007; Şener ve Türker, 2009).

2.4.4. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler; yüksek kırılma dayanıklılıklarına rağmen, ince kristal yapılarından oluşan partikül boyutlarından ötürü sınırlı bir translüsensiye sahiptirler. Bunun yanı sıra cam fazın bulunmaması, bu tür seramiklerin hidroflorik asit ile yüzeyinin pürüzlendirilmesini zorlaştırır (Sriamporn ve ark., 2014).

2.4.4.1. Alümina

ProceraTM AllCeram, %99,9 oranında alümina içeriği ile üretilmiş , 600 MPa gibi yüksek bir bükülme dayanımına sahip bir materyaldir (Giardano ve McLaren, 2010). Polikristalin seramikler, opak bir görünüme sahiptir. Buna rağmen; ProceraTM AllCeram'ın ışık geçirgenliğinin, tam seramik materyaller ile karşılaştırıldığında EmpressTM ve EmpressTM 2'nin ışık geçirgenliği değerleri arasında yer aldığı belirlenmiştir (Denry ve Kelly, 2014a). Ayrıca, 2005 yılında piyasaya sürülen başka bir CAD/CAM materyali olan VitaTM InCeram AL seramik bloklar, InCeramTM Classic Alumina'dan farklı olarak cam içermez, üretim yöntemi bakımından farklıdır ve polikristalin bir yapıdan oluşur. Seramiklerin kristal içeriğinin oransal olarak artmasının, üstün mekanik özelliklerle bağlantılı olduğu düşünülmektedir (Blatz ve ark., 2018a).

2.4.4.2. Stabilize Zirkonya

Zirkonyum, periyodik tabloda 'Zr' sembolüyle temsil edilir. Esasen parlak gümüş renkli bir metaldir. Heksagonal kristal bir yapıda olan zirkonyum, doğada serbest metal formunda bulunmaz. Diş hekimliği alanında kullanılan zirkonyum dioksit (ZrO_2) veya diğer adıyla zirkonya; kübik, tetragonal ve monoklinik gibi çeşitli kristal formlarda mevcut bulunabilir (Piconi ve Maccauno, 1999; Denry ve Kelly, 2008). Oda ısısında zirkonya monoklinik formdadır. Sıcaklık 1170 °C' ye vardığında tetragonal, 2370 °C' yi geçtiğinde kübik form oluşur (Gracis ve ark., 2015; Green ve ark., 2018). Mikro yapısal özelliklerine bağlı olarak zirkonya; tamamen stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olmak üzere kategorize edilir (Piconi ve Maccauno, 1999). Diş hekimliğinde tercih edilen ve kullanılan zirkonyum türü, itriyum ile stabilize edilmiş Y-TZP'dir. Bu zirkonya formu, sinterleme işlemi sonrasında en yüksek kırılma dayanıklılığını sergiler. Zirkonyumun biyouyumluluğu oldukça iyidir. Elastik modülü yaklaşık 200 GPa'dır. Bükülme dayanımı ise ortalama olarak 900-1200 MPa arasındadır (Guazzato ve ark., 2004; Gracis ve ark., 2015).

CAD/CAM sistemlerindeki teknolojik ilerlemeler sayesinde; ilk zamanlar alt yapı materyali olarak kullanılan zirkonyanın, zamanla monolitik bloklar şeklinde tek parça halinde kullanımı yaygınlaşmıştır. Bu monolitik bloklar, estetik ve fonksiyonel gereksinimlere göre iki temel varyasyona ayrılır: monokromatik (tek renkli) bloklar ve

polikromatik (renk geçişlerine sahip) bloklar. Bu çeşitlilik, diş hekimliğinde özellikle estetik uygulamalar açısından zirkonyanın tercih edilmesini sağlayan önemli bir faktör olmuştur. Polikromatik bloklara örnek olarak Katana Zirconia ML (Kuraray) gösterilebilir (Gracis ve ark., 2015).

2.4.4.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonya tetragonal faza ulaşınca, kısmi stabilizasyon elde edebilmektedir. Bu fazı daha stabil bir duruma getirebilmek için, orta seviyede tokluk değerlerine sahip alümina kullanarak mikro veya nano seviyede entegrasyonlar gerçekleştirilir. Bu prensip ile, alümina ile güçlendirilmiş zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş alüminyum oksit materyalleri üretilir (Chevalier ve ark., 2009; Roualdes ve ark., 2010). Alümina ve zirkonya bileşenlerine camın infiltrasyonu yoluyla, daha dayanıklı ve estetik materyallerin geliştirilebileceğini gösteren çalışmalar da vardır (Zhang ve ark., 2012).

2.4.5. Rezin Matriks Seramikler

Seramiklerin bazı dezavantajlarını gidermek amacıyla son dönemlerde, rezin bazlı kompozitler ön plana çıkmıştır. Bu malzemelerin dayanıklılığı, organik bileşenleri arasında yer alan Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA), trietilen glolik dimetakrilat (TEGDMA) ve üretdimetakrilat (UDMA) gibi bileşikler tarafından sağlanmaktadır. Bu bileşikler, kompozit blokların yapısal bütünlüğünü ve mekanik özelliklerini artırarak, kullanım alanlarının genişlemesine ve performanslarının yükselmesine katkı sağlar.

Polimerizasyon sürecinde, rezin moleküllerinin %100 polimerize olamaması ve artık monomerlerin oluşması, diş-restorasyon arayüzünde mikrosızıntıya yol açabilmektedir (Bouillaguet, 2004). Bu, restorasyonun uzun vadeli başarısını etkileyebilir ve ikincil çürüklere neden olabilir. Bu sorunu çözmek için hem seramiklerin hem de kompozitlerin avantajlarına sahip, elastisite modülü ve sertliği dentin ile mineye yakın malzemeler aranmaktadır. Bu arayış, dental restoratif materyallerin performansını artırmayı ve daha dayanıklı, estetik ve fonksiyonel çözümler sunmayı amaçlamaktadır (He ve Swain, 2011).

Rezin matriks seramikler, CAD/CAM sistemleri ile üretilebilecek şekilde özel olarak tasarlanmıştır (Gracis ve ark., 2015). Piyasada; polimer infiltre seramik ağ yapılı hibrit seramikler ve rezin nanoseramikler olmak üzere iki ana yapıda hibrit seramik bulunmaktadır (Stawarczyk ve ark., 2016). Bu materyallerden üretilen restorasyonlar, porselen fırını gerektirmediği gibi tek seansta tamamlanabilen bitim ve polisaj işlemleri sayesinde pratik bir uygulama fırsatı sunar. Bu seramiklere uygulanan bitim ve polisaj işlemlerinin, materyalin yüzey pürüzlülüğü ve rengi üzerinde olumlu etkiler gösterdiğini ortaya koyan çalışmalar mevcuttur (Fasbinder ve Neiva, 2016; Özarslan ve ark., 2016).

2.4.5.1. Rezin Nanoseramikler

Bu materyal; ağırlıkça %80 oranında, nanoseramik partiküllerle güçlendirilmiş bir rezin matriksten oluşur. Silika nanopartikül, zirkonya nanopartikül ve zirkonya-silika nanopartiküllerinin birleşimi ile doldurucu aralarındaki boşluklar minimize edilmek suretiyle dayanıklı bir nanoseramik yapı oluşturulmuştur. Malzemenin bükülme direnci 200 MPa iken elastisite modülü ise 12 GPa değerindedir (Lauvahutanon ve ark., 2014). 2012 yılında piyasaya sürülen ve nanoseramik parçacıklardan oluşan ilk hibrit seramik materyal, Lava Ultimate (3M ESPE, Neuss, Almanya)'dir. Bu yapı; içerisinde 20 nm çapında silika nanopartikülleri, 4-11 nm çapında zirkonya nanopartikülleri ve doldurucu olarak zirkonya-silika nanopartikülleri ihtiva eder (Deany, 1996). Lava Ultimate; dentine benzer bir elastik modüle sahiptir ve 200 MPa bükülme dayanımı ile çiğneme kuvvetlerini çok iyi absorbe eder. Bu özellikleri ile cam seramiklerden daha az kırılımandır (Mihali ve ark., 2013; Lauvahutanon ve ark., 2014). Veneer, inley ve onley restorasyonları için ideal bir seçenektir (Chen ve ark., 2014).

2014 yılında ise GC Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) piyasaya sürülmüştür. Bu materyalin yapısını inceleyecek olursak; %71 oranında silika ve baryum cam nanopartikülleri ile zenginleştirilmiş, matrikse %29 oranında rezin entegre edilmiş bir yapıdadır. Fiziksel ve estetik özelliklerin birleşimi sayesinde, hem rezin hem de seramik materyallerin avantajlarını bünyesinde barındırır. Nanopartiküllerin boyutu 20 ile 300 nm arasında değişir, bu da materyalin estetik açıdan oldukça üstün olmasını sağlar. Kompozisyonunda; Bis-MEPP (2,2-Bis(4-metakriloksipolietoksifenil propan)), DMA (dimetakrilat) ve UDMA (üretan dimetakrilat) bulunur. Bu özellikler, dental restorasyonlarda aranan kriterleri karşılayarak, kullanım alanını genişletir

(Kiliniç ve ark., 2018; Akarca 2019). Bükülme dayanımı 231 MPa'dır ve bu materyalden çok iyi kenar uyumuna sahip restorasyonlar üretilmektedir (Lauvahutanon ve ark., 2014). İnley, onley, kron, veneer ve implant sütü restorasyonlarda kullanılabilir (Sevmez, 2019).

2.4.5.2. Rezin İnfiltr Cam Seramik

Bu malzemenin yapısı, iki farklı ağ yapısından oluşmaktadır. Bunlar: Feldspatik seramik ağı ve polimer ağı şeklindedir. Seramik ağı içerisinde, %6-58 SiO₂; %20-23 Al₂O₃; %9-11 Na₂O; %4-6 K₂O; %0,5-2 B₂O₃; %1'den az ZrO₂ ve CaO bulunur. Polimer ağı ise, üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) bileşenlerinden oluşmakla birlikte bu yapı hibrit seramik olarak isimlendirilir (Gracis ve ark 2015). Seramik ve kompozit materyallerin avantajlarını birleştiren bu malzemenin elastisite modülü yaklaşık olarak 30 GPa'dır. Bükülme mukavemeti ise 160 MPa'dır (Magri ve ark., 2017). Bu özellikler, malzemeyi çeşitli dental uygulamalar için endike kılar. Hem mekanik dayanıklılığı hem de estetik görünümü bir arada sunması aranan durumlar için ideal bir materyaldir. Tüm kronlarda, implantüstü posterior kronlarda ve veneerlerde kullanılabilir (Belli ve ark., 2014; Stawarczyk ve ark., 2015).

Vita Enamic CAD/CAM bloklar, ön sinterlenmiş seramik ağın eldesi ve ardından bağlayıcı bir ajan ile pürüzlendirilmesi süreciyle üretilir. Bu aşamaların tamamlanmasının ardından; yüksek basınç ve sıcaklık altında, kapiller akış yöntemiyle polimerize olmamış monomerin seramik ağa infiltrasyonu ile materyal elde edilir. Bu proses; seramik ve polimer bileşenlerinin sıkı bir entegrasyonunu sağlayarak, hem seramiklerin sağlamlığı ve estetik özelliklerini hem de polimerlerin esnekliğini ve işlenebilirliğini birleştiren hibrit bir materyal ortaya çıkarır. Bu yöntemle üretilen materyaller, dental restorasyonlarda kullanılmak üzere yüksek performans ve estetik avantajlar sunar (Coldea ve ark., 2013; Nguyen ve ark., 2014).

2.4.5.3. Rezin İnfiltr Zirkonya Silika Seramik

Bu materyallerin yapısında; ağırlıkça %60'tan fazla inorganik içerik ve silika tozu, zirkonyum silikat gibi bileşenlerin yanı sıra UDMA, TEG-DMA gibi organik maddeler ve pigmentler içerir. Bu kompozisyon, yüksek performanslı ve estetik

restorasyonlar için ideal bir temel teşkil eder. Paradigm MZ-100 bloğu (3M-ESPE, ABD), bu materyal grubunun bir elemanı olarak piyasaya sürülmüştür ve bu tür bloklar, diş hekimliğinde çeşitli uygulamalar için kullanılan CAD/CAM teknolojisi ile uyumludur, dayanımı yüksek ve estetiği üstün restorasyonlar sunarlar (Gracis ve ark., 2015).

Paradigm MZ100 Blok; %85 oranında, çapı 0,6 µm olan ultra ince zirkonya silika seramik parçacıkları içeren bir kompozit materyaldir. Bu materyalin polimer matriksi, Bis-GMA ve TEGDMA gibi maddelerden oluşur (Gracis ve ark., 2015). Bu bloklar; inley, onley, laminate veneer, anterior ve posterior kron restorasyonları gibi çeşitli diş hekimliği uygulamalarında tercih edilen malzemeler arasındadır. Bu geniş kullanım endikasyonu, Paradigm MZ100'ün estetik ve mekanik özelliklerinin, modern diş hekimliği restorasyonlarının gereksinimlerini karşılayabilme kapasitesini gösterir.

2.5. Dental Simanlar

Sabit restorasyonların dişlere yapıştırma ajanları (siman) kullanılarak uygulanması işlemi, simantasyon olarak isimlendirilir; bu süreçte kullanılan materyaller ise dental yapıştırma simanları olarak bilinir (Anusavice ve ark., 2012). Bu simanlar, sabit restorasyonlar ile dişler arasındaki mikrobiyal sızıntıyı önlemelidir. Diş ile restorasyon arasındaki yüzeyi mekanik, kimyasal veya her iki yöntem ile kaplayarak hem diş yüzeyi hem de restorasyon için koruma sağlamalıdır (Uludamar ve ark., 2011a).

İdeal bir yapıştırma simanı, 25 µm'den daha kalın olmamalıdır ve uygun bir çalışma süresine sahip olmalıdır; ancak, sertleşme süreci çok uzun olmamalıdır. Basma dayanımı en az 30-70 MPa aralığında olmalıdır. Pulpa ve ağız içi dokuları irrite etmemeli ve ağız ortamında yüksek çözünme direncine göstermelidir. Ayrıca, dentine güçlü bağlanmalı ve kolayca temizlenebilir olmalıdır (Diaz-Arnold ve ark., 1999; Hill, 2007; Manso ve ark., 2011).

Dental simanlar içeriklerine göre 6 gruba ayrılmıştır (Sakugachu ve Powers, 2012). Bunlar :

- Çinko fosfat simanlar
- Çinko silikofosfat simanlar
- Çinko oksit öjenol simanlar
- Çinko poliakrilat simanlar

- Cam iyonomer simanlar
- Adeziv rezin simanlardır.

Özellikle estetik beklentilerin ön planda olduğu durumlarda tercih edilen tam seramik restorasyonlarda siman seçilirken; ışık geçirgenliğine sahip, doğal görünümü destekleyen bir yapıştırıcı siman olması büyük önem taşır. Bu tür simanlar; restorasyonun doğal diş rengiyle uyumunu artırarak, tam seramiklerin üstün estetik özelliklerini daha iyi ön plana çıkarmasına yardımcı olur (McLaren, 1999; Blatz ve ark., 2003).

2.5.1. Rezin Simanlar

Geleneksel simanlarla kıyaslandığında, adeziv rezin simanlar; uzun süreli klinik başarı, mikrosızıntıda azalma, artırılmış bükülme ve basma dayanımı, estetik ve renk uyumunun iyileştirilmesi gibi avantajlar sunmaktadır. Bu simanlar; klinik olarak kabul edilebilir düzeyde marjinal bütünlük sağlayarak, çürük oluşumunu ve restorasyon başarısızlığını minimuma indirmektedir (Gu ve Kern, 2003; Yoshida ve ark., 2006). Ayrıca adeziv tekniklerin kullanımı, retantif diş preparasyonuna olan ihtiyacı azaltmış ve böylece sağlam diş dokusunun korunması daha fazla mümkün olmuş ve gündeme gelmeye başlamıştır. Bu avantajlar nedeniyle, adeziv rezin simanlar; inley, onley, kron, köprü ve laminate veneer gibi restorasyonların simantasyonunda sıklıkla tercih edilen yapıştırıcılar haline gelmiştir (El-Mowafy, 2001).

2.5.1.1. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Rezin Simanlar

a) Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Simanlar

Baz ve katalizör olmak üzere iki bileşenli bir sistemden oluşur. Kimyasal polimerizasyon süreci; katalizör olarak işlev gören benzoil peroksit ile baz olan tersiyer aminin reaksiyonu sonucu oluşan serbest radikaller eşliğinde başlar. Bu reaksiyon, polimer zincirlerinin oluşumunu tetikleyerek materyalin sertleşmesini sağlar (Lu ve ark., 2005). Renk seçeneği sınırlı olduğunda estetik restorasyonlarda tercih edilmezler. Çalışma zamanı da kısıtlıdır. Bu tür simanlar, ışık geçirgenliğinin mümkün olmadığı durumlar için endikedir. Örneğin metal restorasyonlar, metal-seramik restorasyonlar, endodontik postlar ve adeziv köprüler gibi uygulamalarda kullanılabilir. Bu simanlar; ışıkla aktive olmayan polimerizasyon süreci sayesinde,

ışığın nüfuz edemediği alanlarda bile sertleşir ve sağlam bir bağ kurar (Manso ve ark., 2011; Uludamar ve ark., 2011; Can ve ark., 2014).

b) Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar

Tek pat formülasyonunda da üretilirler. Bu simanların içerisinde kamforokinon başlatıcı olarak ve alifatik amin hızlandırıcı olarak yer alır. Işık uygulanana kadar polimerizasyon reaksiyonu başlamaz. Polimerizasyonu tetikleyen ise 420-450 nm dalga boyuna sahip görünür mavi ışıktır. Bu özellik, ışıkla polimerize olan rezin simanların uygulama sırasında kontrollü şekilde polimerizasyonunu sağlar, böylece işlem esnasında daha fazla kontrol ve yeterli çalışma süresi elde edilir (Zaimoğlu ve Can, 2011).

Bu simanlar, genellikle yalnızca 1,5-2 mm kalınlığa kadar ışığın nüfuz edip polimerize edebileceği restorasyonların simantasyonu için uygundur. Bu simanların renk stabilitesi üst düzeydir. Hem kimyasal olarak polimerize olanlarla hem de kimyasal ve ışıkla birlikte polimerize olan simanlarla karşılaştırıldığında daha üstündür. Bu özellik, estetik restorasyonlarda tercih edilmesinin önemli bir nedenidir, çünkü uzun vadede renk stabilitesi çok iyidir (Can ve ark., 2014; Türk ve ark., 2014).

c) Hem Kimyasal Yolla Hem Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar

Seramik kalınlığının arttığı olgularda, ışık geçirgenliğinin azalması ışıkla polimerizasyonun yetersiz kalmasına sebep olur. Bu da restorasyonun her bölgesinde eşit bir polimerizasyonun gerçekleşmesine engel açar. Bu problemi gidermek için, hem kimyasal yolla hem de ışıkla polimerize olabilen (dual-cure) rezin simanlar geliştirilmiş ve kullanıma sunulmuştur (Rosenstiel ve ark., 2006).

Dual-cure simanlar, baz ve katalizör olmak üzere iki bileşenden oluşmaktadır. Simanın baz bileşeni içeriğinde ışıkla aktivasyon sağlayan kamforokinon vardır, katalizör bileşeni içeriğinde ise kimyasal aktivasyonu tetikleyen amin peroksit bulunur (O'Brien, 2002; Anusavice ve ark., 2003). Bu tip simanlarda; kimyasal polimerizasyon gerçekleşir ancak yüksek polimerizasyon seviyesine ulaşmak için ışık uygulaması gereklidir. Baz ve katalizörün birleşimi ile kimyasal polimerizasyon süreci başlamış olur ve ışık uygulamasıyla ışıkla polimerizasyon süreci aktive olur. Kimyasal polimerizasyonun tamamlanması yaklaşık 24 saat sürer. Amin peroksit reaksiyonunun yavaş gerçekleşmesi; siman artıklarının temizlenmesi için zaman tanır, bu da klinik

uygulamada önemli bir avantajdır (Diaz-Arnold ve ark., 1999). İnley, onley, tam seramik kron ve veneerlerin simantasyonunda kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.5.1.2. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanlar

a) Asitle Yıka Sistemler

Asitle ve yıka sistemlerin uygulama sürecinde ilk adım, dentin ve mine yüzeylerinin fosforik asit ile pürüzlendirilmesidir. Bu işlem, %30-%40 konsantrasyonda fosforik asit kullanılmak suretiyle yapılır. Amaç, preparasyon sonucu oluşan smear tabakasını ortadan kaldırıp, dentin tübüllerini açığa çıkarmaktır. Bu pürüzlendirme işlemi, simanın yüzeye daha iyi bağlanmasını sağlar (Ferracane ve ark., 2011). Pürüzlendirme işleminden sonra, diş yüzeyine adeziv uygulanır. Bu uygulama simanın diş yüzeyine daha iyi bağlanmasını sağlar. Fosforik asit ile pürüzlendirilip yıkanan rezin simanlar, bağlanma gücünü büyük ölçüde arttırmış ve mikrosızıntıyı minimuma indirmiştir (Swift ve Bayne, 1997). Ancak, bu yöntem çoklu aşama içerir ve her adımda kontaminasyon riski artar. Bu durum bağlantı kalitesi konusunda bazı endişeler yaratmaktadır (Burgess ve ark., 2010). Bu karmaşık prosedür, her aşamada büyük dikkat ve hassasiyet ister.

b) Kendinden Asitli Sistemler

Kendinden asitli sistemler, pürüzlendirme işlemini ve primer uygulamasını tek bir adımda gerçekleştirmek esasına uygun olarak tasarlanmıştır. Asitle ve yıka sistemlerdeki post operatif hassasiyeti problemini azaltma amacıyla geliştirilen bu sistemde, diş yüzeyine primer uygulanmasının ardından siman uygulanır. Bu yaklaşımın, asitle ve yıka sistemlerindeki bağlanma dayanımına yakın düzeylerde bağlanma dayanımı sağladığı tespit edilmiştir (Ferracane ve ark., 2011). Bu sistem, primerin uygulanması ile asitle ve yıka sisteminin oluşturduğu potansiyel hassasiyeti azaltır ve hasta konforunu artırır.

c) Kendinden Adezivli Sistemler

Bu simanlar, neme karşı hassas değildir ve cam iyonomer simanlar gibi florür iyonu salabilme özellikleri vardır. Bunun yanı sıra; üstün estetik, mekanik dayanıklılık,

boyutsal stabilite ve uygulandıkları alanlarda rezin simanlar gibi etkili mikro-mekanik adezyon avantajlarına da sahiptirler.

Bu simanlar ile simante edilecek restorasyonların yerleştirilmesi sırasında rubberdam kullanım ihtiyacı azalmıştır (Salz ve ark., 2005). Bu simanların mineye bağlanma gücü, dentine bağlanma gücüne kıyasla daha zayıf bulunmuştur. Bu nedenle mineye selektif asit uygulaması çözüm olarak önerilmiştir (Burgess ve ark., 2010). Kendinden adeziv çift yönlü polimerize rezin simanlara örnek verecek olursak ‘‘Multilink Sprint, RelyX Unicem, ve RelyX U100 sayılabilir. Özellikle indirek restorasyonların adeziv simantasyonu için bu simanlar önerilmektedir (Co, 2008).

2.6. Tam Seramik Restorasyonlarda Yüzey İşlemleri

Güçlü bir seramik-rezin bağı ve yeterli yüzey aktivasyonu için yüzeyin pürüzlendirilmesi ve temizlenmesi gerekir. Bu bağıın gücü, seramik yüzeye mikromekanik kilitleme ve kimyasal bağlanmaya dayanır (Blatz ve ark., 2003).

2.6.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler

2.6.1.1. Asitle Pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme işlemi, cam seramik ve feldspatik restorasyonlar için kullanılmaktadır (Anusavice., 1993). Bu yüzey işlemi sırasında asit, cam matriks ile tepkimeye girerek hekzaflorosilikat üretir ve bu durum seramik yüzeyinde mikro mekanik tutunma alanları meydana getirir. Bu işlem, bağlanma gücünü artırır. Yüzey hazırlama işlemlerinde genellikle fosforik asit (H_3PO_4) ve hidroflorik asit (HF) kullanımı yaygındır (Blatz ve ark., 2003; Zogheib ve ark., 2011; Papia ve ark., 2014).

Cam seramiklerde, cam matrisinin yeterli çözülmesi ve seramiğin tam aşındırılmasının sağlanması için 15 saniye ile 60 saniye arasında hidroflorik asit ile aşındırma süresi önerilmektedir (Straface ve ark., 2019). Cam seramiklerde hidroflorik asidin %4 ile % 10 arası konsantrasyonlarda ve 1 dk uygulanması en ideal asitleme prosedürüdür (Tian ve ark., 2014).

Kullanılabilecek bir diğer asit olan fosforik asit ise; %35-40 oranında kullanılmakla birlikte, hidroflorik asite göre çok daha etkisizdir (Della Bona ve Van Noort, 1998; Anusavice, 2002).

2.6.1.2. Kumlama

Kumlama işlemi, rezin siman ve restorasyon arasındaki mikromekanik retansiyonu artırır. Bunu, bağlantı yüzeyindeki kontaminasyon tabakasını etkili bir şekilde gidererek sağlar (Valandro ve ark., 2006). Kumlama işleminde Al_2O_3 partikülleri kullanılır ve boyutları genellikle 50-100 μm arasındadır. Porselen yüzeylerin pürüzlendirilmesi için 50, 100, 110, veya 250 μm boyutlarındaki Al_2O_3 kristalleri kullanılabilir. Cam seramikler için 50 μm boyutundaki Al_2O_3 partiküllerinin kullanılması uygun görülmektedir (Özcan ve Vallittu, 2003; Nakamura ve ark., 2004; Tian ve ark., 2014).

2.6.1.3. Döner Alet veya Frez ile Pürüzlendirme

Kalın grenli elmas frez kullanımı da pürüzlendirme için bir yöntemdir. Elmas frezlerle yapılan işlemler sonucu, diğer pürüzlendirme yöntemlerine kıyasla daha pürüzlü yüzeylerin elde edildiği saptanmıştır. Ayrıca, bu işlem sırasında seramik yüzeylerde stresin ve keskin alanların oluşabileceği, bu durumun restorasyonun zayıflamasına yol açabileceği belirtilmiştir. Bu sebeple, elmas frezlerle pürüzlendirme yapılırken oluşabilecek stres ve keskin alanların restorasyonun performansını olumsuz etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır (Della Bona ve van Noort, 1998; Dérand ve Dérand, 2000).

2.6.1.4. Plazma Sprey ile Pürüzlendirme

Bu teknik; çeşitli nötral parçacıklar ihtiva eden kısmen iyonize olmuş bir gaz kullanılarak gerçekleştirilen bir yüzey işleme tekniği olmakla birlikte seramik yüzey ve rezin siman arasında güçlü bir bağlantı elde edilmesini sağlamaktadır (Derand ve ark., 2005).

2.6.1.5. Lazer ile Pürüzlendirme

Mikromekanik retansiyonu artırmaya yönelik yöntemlerden biri de lazer uygulamasıdır. Er:YAG, Er,Cr:YSGG, CO₂ ve Nd:YAG gibi lazer türleri, seramik yüzeylerde pürüzlülük oluşturmak suretiyle bağlantıyı arttırmaktadırlar (Foxton ve ark., 2011; Akın ve ark., 2012; Kasraei ve ark., 2014). Lazer ışığının materyal yüzeyine uygulanarak ısı enerjisine dönüştürülmesi ve bu enerjinin materyal tarafından emilmesi prensibiyle çalışan lazer pürüzlendirme tekniği, materyal yüzeyinin

erimesine ve sonucunda pürüzlü bir yüzey yapısının oluşmasına sebep olur (Gökçe ve ark., 2007; Uludamar ve ark., 2011).

Er:YAG lazer dalga boyu 2940 nm'dir, bu da görünmez spektrumda suyun maksimum emilimine karşılık gelir. Isı muamelesi, silanı hızlandırabilir ve bu da rezin-seramik bağını güçlendiren uzun süreli bir bağ oluşturabilir (Ergun-Kunt ve ark., 2021).

2.6.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan İşlemler

2.6.2.1. Silan Bağlayıcı Ajan Uygulaması

Organik adezivlerin seramik ve metal yüzeylerle olan bağlantı kuvvetini güçlendirmek amacıyla kullanılan bir materyal olan silan, yüzeyin daha iyi ıslanmasını sağlayarak, simanın üzerine daha kolay yayılımını sağlar. Bu sayede mikro mekanik retansiyonun arttırır (Thompson ve ark., 2011; Tzanakakis ve ark., 2016).

Diş hekimliğinde genellikle kullanılan silan molekülü, 3-metakriloksipropil-trimetoksisilandır (Matinlinna ve ark., 2004).

Seramik yüzeyine silan uygulandığında, üç farklı tabaka oluşur. En alttaki tabaka güçlü kovalent siloksan bağlar ile karakterize edilirken; fiziksel olarak alt tabakaya tutulan orta ve üst tabakalar, organik solventler veya su kullanılarak uzaklaştırılabilir. Silan tabakasına hava uygulanarak kurutulması, bu üç tabakanın birleşerek tek bir tabaka oluşumunu sağlar. Bu sayede rezin siman ile seramik arasındaki bağlantı güçlenir. Silan tabakasının ideal kalınlığı yaklaşık 10-50 nm arasında olmalıdır. Fakat, kalın uygulanması veya tam olarak kurutulmaması durumunda bağlantıyı zayıflatabilir (Yoshida ve ark. 2001; Yoshida ve ark. 2003; Shen ve ark., 2004; Akgüngör, 2009).

2.6.3. Hem Mekanik Hem Kimyasal Bağlantı Oluşturan İşlemler

Pirokimyasal silika kaplama yönteminde, kolloidal silikanın yüksek sıcaklıklarda uygulanmasıyla esastır. Yüzey kaplama solüsyonunun özel bir alevden geçirilmesi sonucunda yüzey üzerinde bir silika tabakası oluşur. Silicoater™, Siloc™ ve Silanopen™, bu yöntemle örnek gösterilebilir (Uludamar ve ark., 2011).

Tribokimyasal silika kaplama yöntemi ise; seramik yüzeye yüksek hızda uygulanan alüminyum oksit taneciklerinin tabaka oluşturması esasına dayanır. Bu işlem esnasında; partiküllerin seramik yüzeye çarpması ve geri dönmesi ile, partiküllerden yüzeye silika transferi gerçekleşir. Bu şekilde tanecikler hedef yüzeye gömülür ve bu

işleme tribokimya denir (Alex, 2008). Bu yöntemler, seramik yüzeylerin işlenmesinde ve onların bağlantı özelliklerinin iyileştirilmesinde etkili teknikler sunar.

Bu teknikle sıklıkla kullanılan sistemlere Cojet ve Rocatec sistemleri (3M ESPE, Seefeld, Almanya) örnek olarak verilebilir (Piwowarczyk ve ark., 2005; Xible ve ark., 2006).

2.7 Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

2.7.1. Suda Bekletme

ISO standartlarına göre, bağlanma dayanımının ölçümü öncesinde deney örneklerinin suda bekletilme koşullarını dört şekilde olabilir:

- 37 °C’de distile suda kısa süreli bekletme
- 37 °C’de distile suda kısa süreli bekletme ve sonrasında termal döngü işlemi uygulama
- 37 °C’de distile suda uzun süreli bekletme
- 37 °C’de distile suda uzun süreli bekletme ve sonrasında termal döngü işlemi uygulaması (ISO, 2003).

2.7.2. Termal Siklus

Ağız ortamındaki değişiklikleri simüle etmek amacıyla kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden bir diğeri de termal siklustur. Bu yöntemde örnekler , belirli aralıklarla sıcak ve soğuk su banyolarına maruz bırakılmak suretiyle gerçek ağız koşullarına benzer koşullar elde edilmeye çalışılır (Özel Bektaş ve ark., 2012). ISO standartlarına göre; termal yaşlandırma süreci, 5 ila 55 °C arasındaki sıcaklık değişimleri ile toplamda 500 döngü şeklinde gerçekleştirilmelidir (ISO, 2003). Yapılan başka bir çalışmada 10,000 döngü, yaklaşık olarak dental materyallerin bir yıllık klinik kullanımına eşdeğerdir (Gale ve Darvell, 1999).

2.8. Bağlanma Dayanımı Testleri

Adeziv (yapıştırıcı) ile adherent (yapıştırılan yüzey) arasındaki bağın kopması için gereken, birim alana uygulanan kuvvet miktarına bağlanma dayanımı denir. Dental restoratif materyallerin siman ile olan bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesinde çeşitli testler kullanılmaktadır. Çekme (tensile), makaslama (shear), itme (push-out) ve koparma (pull-off) testleri; bu testlere örnek olarak gösterilebilir. 3 mm²'den büyük

bağlanma alanları için makro makaslama ve makro çekme testleri tercih edilirken, 1 mm² gibi daha küçük alanlara sahip örnekler için mikro çekme ve mikro makaslama testleri tercih edilir. Bu yaklaşımlar, materyallerin bağlanma performanslarının detaylı bir şekilde incelenmesine olanak tanır (Üstün ve ark., 2017).

En sık kullanılan bağlantı dayanımı testleri, makaslama ve çekme testleridir (Al-Salehi ve Burke, 1997).

2.8.1. Çekme (Tensile) Testi

Adeziv ile adherent yapışma yüzeyine dik olarak verilen kuvvet ile bağlanma dayanımının ölçüldüğü test çekme testidir. Yanlış yüzey açılanması yapmadan yüzeyleri doğru bir şekilde yapıştırmaya dikkat edilmelidir (Nakabayashi ve ark., 1982; Swift ve Triolo, 1992). Bu testte, genellikle malzeme içinde koheziv kırıklar olduğu için bağlanma dayanımı değerlerinin doğru ölçülmesi pek mümkün olmamaktadır (Phrukkanon ve ark., 1998).

2.8.2 Mikro Çekme Testi

Yaklaşık 1 mm² kesit alanına sahip örneklerin bağlanma dayanıklılığını ölçmek için mikro çekme testi kullanılır (Sakaguchi ve Powers, 2012). Örnekler; bir tablaya her iki uçtan yapıştırıldıktan sonra, kopma gerçekleşene kadar dakikada 1 mm/dk hızla çekme kuvveti uygulanır ve bu süreçte bağlantı dayanımı kaydedilir. Uygulanan maksimum kuvvet mikro çubukların yüzey alanına bölünür ve hesaplanan değer gerilim direnci olarak belirlenir (El-Zohairy ve ark., 2004).

Örnek hazırlama işlemleri, oldukça hassas, dikkat gerektiren ve zaman alıcı işlemlerdir. Bu hassas işlemler esnasında bağlanma yüzeyinde oluşabilecek herhangi bir defekt, test sonuçlarının değişmesine ve genellikle değerlerin daha düşük çıkmasına sebep olabilir (Armstrong ve ark., 2010). Yapılan araştırmalar; mikro test yöntemlerinin, makro test yöntemleri ile karşılaştırıldığında bağlanma arayüzeyinde daha homojen bir stres dağılımı sağladığını ortaya koymuştur (Valandro ve ark., 2008).

2.8.3. Makaslama Testi

Adeziv ile adherent bağlantı arayüzüne paralel olacak şekilde, ayrılma meydana gelene kadar sabit bir hızda kuvvet uygulanması esasına dayanan test yöntemidir (Al-Dohan ve ark. 2004). Mikrogerilim testine göre örnekler hızlı ve kolay elde edilir (Shimada

ve ark., 2002; Blatz ve ark., 2003). Ancak, arayüzde homojen olmayan stres birikimi nedeniyle daha çok koheziv kırık görülmektedir ve bu durum da beklenenden daha düşük değerler çıkmasına sebep olmaktadır (Saito ve ark., 2010).

2.8.4. Mikro Makaslama Testi

1 mm² ve daha küçük bağlantı alanlarında uygulanan makaslama testine, mikro makaslama testi denir. Bu test, aynı örnek üzerinde çoklu ölçüm yapılmasına olanak sağlar (Wahsh ve Ghallab, 2015). Bu yöntemin, çok sayıda örneğin hazırlanması gereken durumlarda ve siman gibi kırılgan malzemelerin değerlendirileceği durumlarda kullanımı oldukça kolaydır (Shimada ve ark., 2002).

2.9. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM; elektron optik prensiplere dayanarak tasarlanmıştır ve ışık yollarını merceklerle değiştirebilme yeteneğine sahiptir, bu da daha küçük detayların görüntülenmesini sağlar. Odak derinliği, ayırım gücü ve görüntü analizini birleştiren çalışmalarda kullanılır (Goldstein ve ark., 2003).

Taramadan önce, örnekler ilk olarak kakodilat tampon çözeltisi içinde %2,5 gluteraldehitte sabitlenir, daha sonra konsantrasyonu artırılmış etanol içinde saklanır ve kimyasal kurutma işlemine tabi tutulur. Daha sonra alüminyum kalıplara yerleştirilen örnekler, ince bir altın tabaka ile kaplanır (Della Bona ve Anusavice, 2002; Van Meerbeek ve ark., 2003).

İncelenecek örnek, elektron demetleri yollanarak taranır. Elektronlar, belirli bir bölgeye çarpar ve yüzey atomları tarafından sekonder elektronlar yayılır. Bu sekonder elektronlar; özel dedektörlerle yakalanır, elektrik akımına dönüştürülür, büyütülür ve görüntü bilgisayar ekranında kaydedilir (Cengiz ve ark., 2004).

Gereç ve Yöntem

Bu in-vitro çalışmada; seramik yüzeye uygulanan farklı yüzey hazırlığı protokollerinin, yapay yaşlandırma işlemleri sonrasında rezin ve seramik arasındaki mikro çekme bağ dayanımına etkisi araştırılmıştır. Örneklerin simantasyon için hazırlanması, seramik yüzeye uygulanan yüzey işlemleri, simantasyon, termal siklus ve mikro çekme deney örneklerinin eldesi ve SEM analizleri Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, mikroçekme deneyleri Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Bu çalışmada kullanılan materyallerin tipi, içeriği, üretici bilgisi ve kullanılan cihazlar Tablo 2 ve Tablo 3'te belirtilmiştir.

Tablo 2: Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri

Materyaller	Tipi	İçeriği	Üretici Firma
IPSe.max CAD	Lityum disilikat esaslı cam seramik	%58-80 SiO ₂ %11-19 Li ₂ O %0-13 K ₂ O %0-8 ZrO ₂ %0-5 Al ₂ O ₃	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Angelus Porcelain Etchant	Porselen asiti	%10 Hidroflorik asit	Angelus, Londrina - PR, Brezilya
Mega Strahlkorund	Alümina içerikli kum	%99,5 oranında 50 µm Al ₂ O ₃ parçacıkları	Megadental GmbH, Almanya
Clearfill Ceramic Primer Plus	Porselen primeri	Ethanol: > %80 3-trimetoksisililpropilmethakrilat: < %5 Diğer bileşenler: 10-Metakriloloksidesil dihidrojen fosfat	Kuraray Noritake, Tokyo, Japonya
Panavia™ V5 Standart Kit Clear	Dual cure rezin siman	Bis-GMA, TEGDMA, hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, baryum cam dolgu, floroalüminosilikat cam, silika dolgu, başlatıcılar, stabilizatörler, pigmentler	Kuraray Noritake, Tokyo, Japonya

Tablo 3: Çalışmada kullanılan cihazlar ve özellikleri

Cihaz	Marka	Üretici Firma
Hassas kesme cihazı	Isomet Low Speed	Buehler, Illinois, ABD
Hassas kesme cihazı	Isomet 1000	Buehler, Illinois, ABD
Elmas kesme bıçağı	Series 15 LC Diamond	Buehler, Illinois, ABD
Parlatma cihazı	Mecapol P 230 presi	RD Machines Outils, Grenoble, Fransa
Porselen fırını	Programat 300	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Buharlı temizleme cihazı	Bego Triton SLA	BEGO, Bremen, Almanya
Kumlama cihazı	Basic Eco Kumlama Cihazı	Renfert, Almanya
Er:YAG lazer cihazı	LightWalker AT	Fotona, Ljubljana, Slovenya
Ultrasonik temizleme cihazı	Elmasonic E 15 H	Elma Schmidbauer GmbH. Singen, Almanya
LED ışık cihazı	3M Elipar™ Deep Cure- S LED	3M ESPE, St Paul, MN, ABD
Altın kaplama cihazı	Polaron C502	Fisons Instruments, Glasgow, Birleşik Krallık
Taramalı elektron mikroskobu	SM-5200	JEOL, Tokyo, Japonya
Universal test cihazı	Moddental Microtensile Tester	Esetron, Ankara

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Tez çalışmamızda lityum disilikat içerikli CAD/CAM materyali IPS e.max CAD kullanıldı (Resim 1). CAD/CAM bloklar, hassas kesme cihazı (IsoMet Low-speed; Buehler, Illinois, ABD) kullanılarak 12.5 x 14 x 5 mm boyutlarında 20 adet olacak şekilde hazırlandı (Resim 2).



Resim 1: IPS e.max CAD/CAM bloklar



Resim 2: Düşük hızlı hassas kesme cihazı

Yarı kristalize olan IPS e.max CAD bloklarından elde edilen örnekler üretici firmanın talimatları doğrultusunda Programat P310 (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) porselen fırınında kristalize edildi (Resim 3).

Tablo 4: Yarı sinterize blokların kristalizasyon verileri

Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	En yüksek sıcaklık (°C)	Bekleme süresi (dk)	Vakum başlangıç/Vakum bitiş sıcaklığı (°C)	Bitiş sıcaklığı (°C)
403	6	90	830	10	550/830	710



Resim 3: Blokların kristalizasyon işlemine tabi tutulduğu sinterleme fırını

Kristalizasyon işleminin ardından tüm örnekler yüzey standardizasyonu sağlamak adına bir parlatma cihazında (Mecapol P230, Presi, Grenoble, Fransa) sırasıyla 600,800,1200 grenli silikon karbid zımpara kağıtları ile su soğutması altında düzleştirildi (Keshvad ve Hakimaneh, 2018) (Resim 4). Ardından tüm örnekler ultrasonik temizleme cihazıyla (Elmasonic E 15H, Elma Schmidbauer GmbH. Singen, Almanya) 5 dk temizlenmiştir (Resim 5).



Resim 4: Yüzey standardizasyonu sağlamak için kullanılan parlatma cihazı



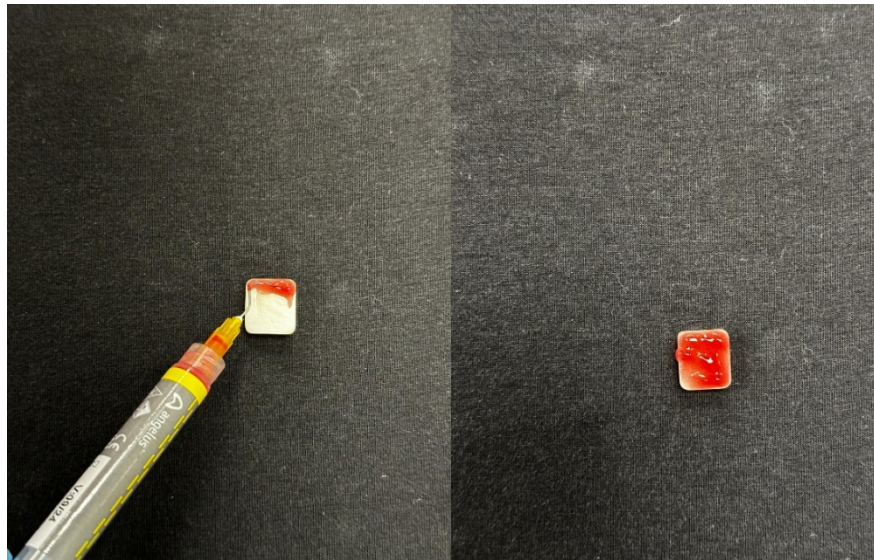
Resim 5: Ultrasonik temizleme cihazı

3.2. Örneklere Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Seramik yüzeylere 5 farklı yüzey işlemi uygulandı.

3.2.1. HF asit grubu

Bu gruptaki örneklere %10'luk konsantrasyonda HF asit (Angelus Porselen Etchant, Angelus, Brezilya), 60 sn uygulanmıştır (Resim 6). Daha sonra 30 sn süreyle hava-su spreyi ile yıkanmış ve kurutulmuştur.



Resim 6: Bloklara Hidroflorik asit uygulanması



Resim 7: Hidroflorik asit

3.2.2. HF asit + Buhar grubu

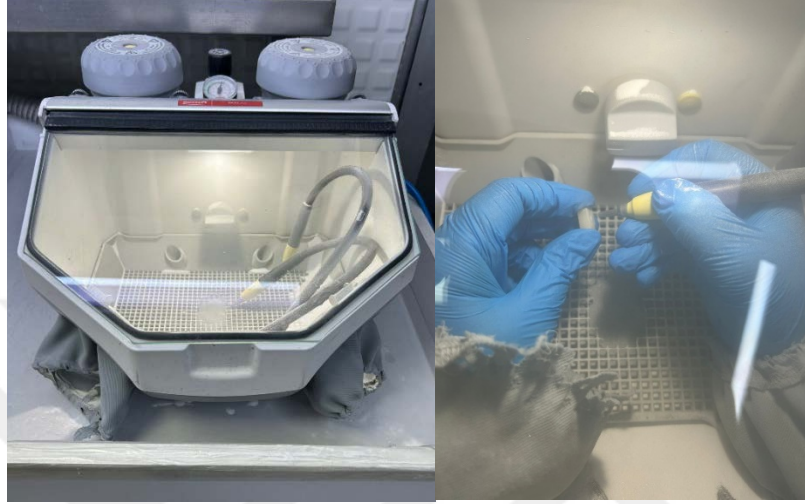
% 10'luk konsantrasyondaki HF asit (Angelus Porselen Etchant, Angelus, Brezilya), 60 sn uygulandı ve daha sonra 30 sn süreyle hava-su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu. Ardından basınçlı bir buhar makinesi (Triton SLA, Bego, Bremen, Germany) ile 133 °C sıcaklıkta 3 bar basınçlı buhar 10 sn süreyle yüzey temizliği yapıldı (Resim 8).



Resim 8: Basınçlı buhar cihazı

3.2.3. Kumlama Grubu

Bu grupta örnekler; yaklaşık 10 mm mesafeden 2 bar hava basıncı altında 10 saniye süresince, 50 µm boyutunda alüminyum oksit kumu (Mega Strahlkorund, Megadental GmbH, Almanya) ile kumlama cihazında (Basic Eco, Renfert GmbH, 78247, Hilzingen, Almanya) işleme tabi tutuldu.



Resim 9: Kumlama cihazı ve işlemi

3.2.4. Kumlama + Buhar grubu

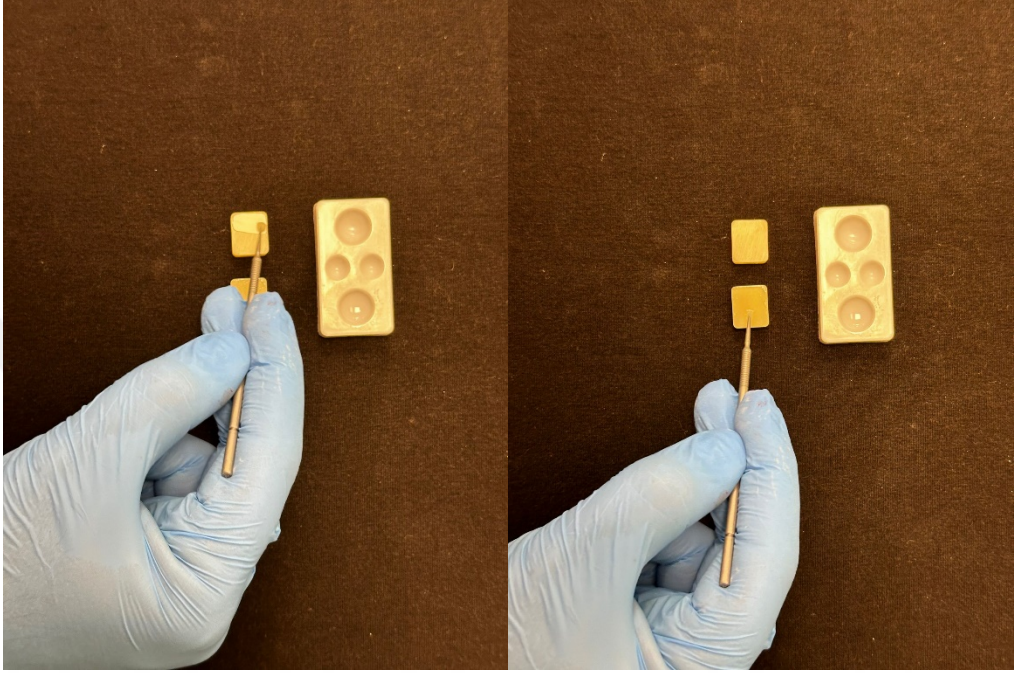
Örneklere bir kumlama cihazında (Basic Eco, Renfert GmbH, 78247, Hilzingen, Almanya), yaklaşık 10 mm mesafeden 2 bar hava basıncı altında 10 saniye süresince 50 µm boyutunda alüminyum oksit kumu (Mega Strahlkorund, Megadental GmbH, Almanya) uygulandı. Ardından basınçlı bir buhar makinesi (Triton SLA, Bego, Bremen, Germany) ile 133 °C sıcaklıkta 3 bar basınçlı buhar 10 sn süreyle yüzey temizliği yapıldı.

3.2.5. Lazer Grubu

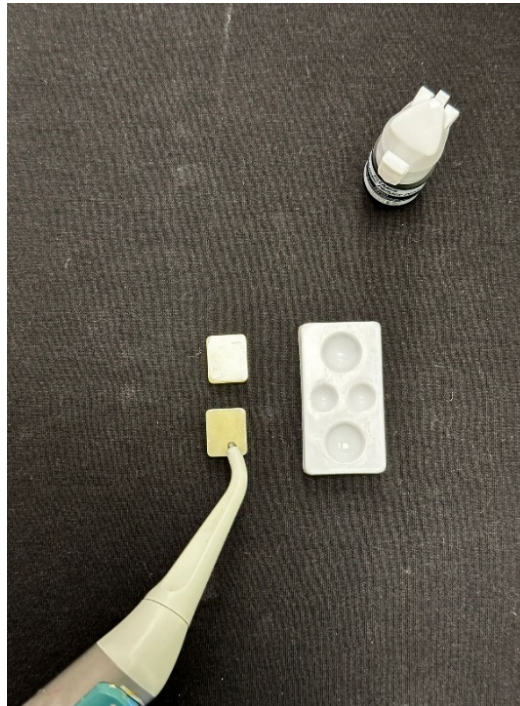
Yüzey pürüzlendirmesi için Er:YAG lazer (LightWalker AT, Fotona, Ljubljana, Slovenya) kullanıldı. Lazer ayarları şu şekilde belirlendi : Enerji seviyesi 300 mJ, frekans 20 Hz, darbe genişliği 250 mikrosaniyedir. Fiber optik uç; yaklaşık 7 mm mesafeden ve seramik yüzeyine dik açıda, hava-su soğutma sistemi kullanılarak, 20 saniye süresince uygulandı.

3.3. Seramik Örneklerin Simantasyonu

Simantasyon işleminden önce tüm seramik yüzeylere tek kullanımlık pamuk fırçalar ile seramik primeri olan Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake, Tokyo, Japonya) uygulandı (Resim 10), hafif hava ile kurutuldu ve rezin siman uygulama işlemine hazır hale getirildi (Resim 11).

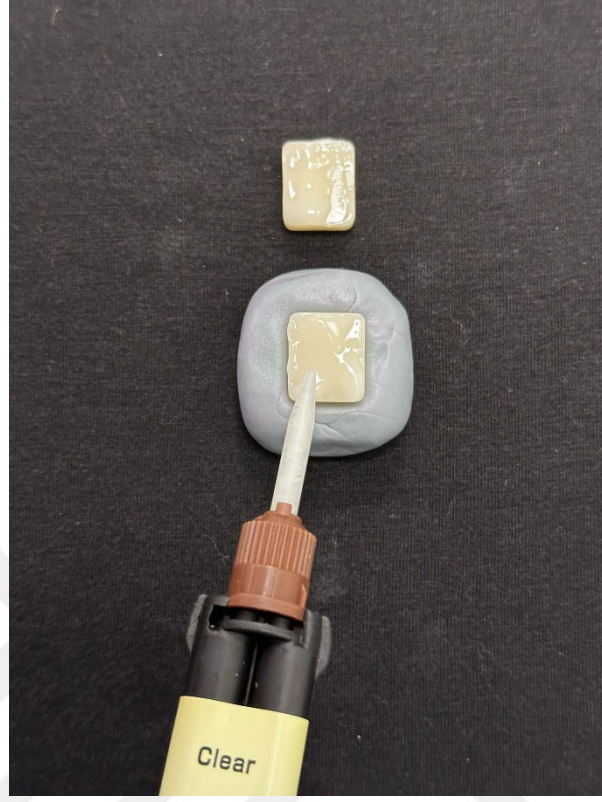


Resim 10: Bloklara seramik primeri uygulanması



Resim 11: Primerin kurutulması

Aynı yüzey işlemine tabi tutulan seramik örneklere dual polimerize rezin siman olan Panavia V5 (Kuraray, Noritake Dental) uygulandı (Resim 12).



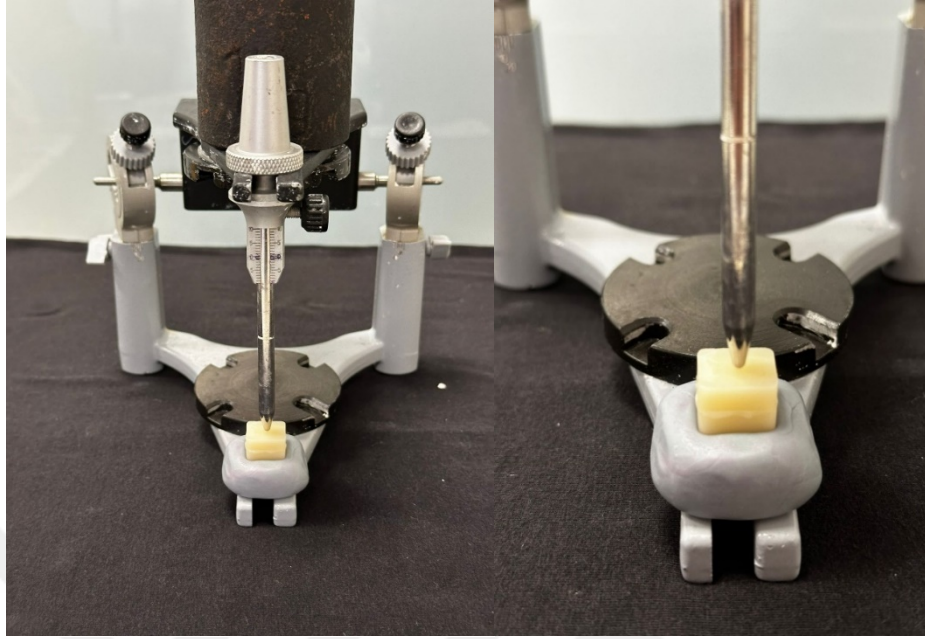
Resim 12: Bloklara rezin siman uygulanması



Resim 13: Rezin siman seti

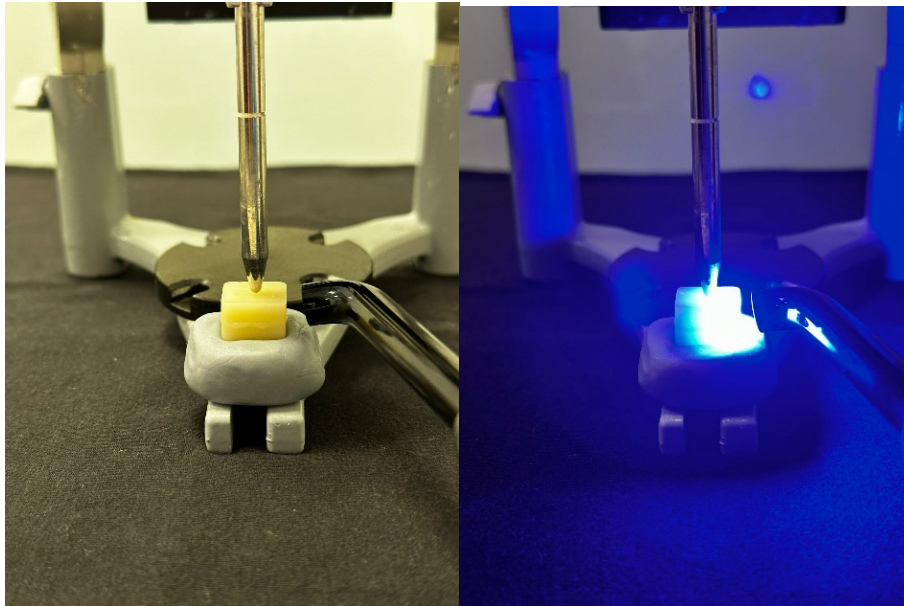
Ardından aynı yüzey işlemi uygulanmış bloklar birbirlerine simante edildi. Simantasyon işlemi esnasında standardizasyon sağlayabilmek adına bir artikülatör

kullanıldı. Artikulatorün insizal pini yüzeylere dik olacak şekilde konumlandırıldı ve artikulatorün üst parçasına 1000 gr ağırlık konuldu (Resim 14)



Resim 14: Blokların 1 kg'lık sabit yük altında birbirlerine yapıştırılması

Simantasyon düzeneği oluşturulup kuvvetin dik bir şekilde uygulandığından ve örneklerin hizalı bir şekilde ayarlandığından emin olunduktan sonra LED ışık cihazı (3M Elipar™ Deep Cure- S, 3M ESPE, ABD) ile örnekler her taraftan 40'ar saniye ışınladı ve polimerizasyon sağlandı (Resim 15).



Resim 15: Blokların simantasyon için ışınlması

3.4 Yaşlandırma

3.4.1 Termal Siklus ile Yaşlandırma

Ağız ortamını taklit edebilmesi için örnekler suda bekletildi ve termal yaşlandırma işlemi uygulandı. Simantasyondan sonra, 24 saat boyunca örnekler 37°C sıcaklıkta suda bekletildi. Ardından ISO TR 11450 standardına göre üretilmiş bir termal siklus cihazında 5°C-55°C sıcaklıklarda her sıcaklık için 5000 döngüyle termal siklus gerçekleştirildi (Resim 16). Örneklerin banyoda kalma süresi 30 sn; banyolar arası geçiş süresi ise 10 sn olacak şekilde ayarlandı.



Resim 16: Termal yaşlandırma cihazı

3.4.2 Suda Bekletme

Termal siklusun çalışma saatleri dışında tüm örnekler 37°C saf suda bekletildi. Bu süreç 798 saat, yani yaklaşık olarak 33 güne eşdeğerdir.

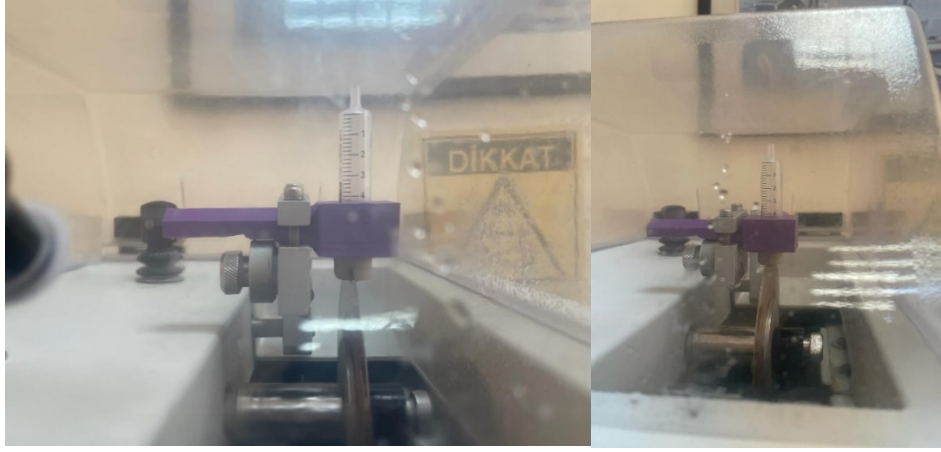
3.5. Mikroçekme Testi İçin Örneklerin Elde Edilmesi

Yaşlandırma işlemlerinin tamamlanmasından sonra, mikroçekme deneylerinin yapılabilmesi için tüm seramik örneklerden 1x1x10 mm'lik kesitler elde edildi (Resim 20). Bu amaçla tüm örnekler otopolimerizan akrilik (Imicrly SC, Imicryl Dental, Konya, Türkiye) yardımıyla 5cc'lik tıbbi enjektörlerin içlerine yerleştirildi. Ardından bir taşıyıcı parçaya sabitlendi.

Kesim işlemi Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'ndaki kesme cihazıyla (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff IL, ABD) yapıldı (Resim 17). Taşıyıcı parça kesme cihazının tutucu aparatına, örnek yapıştırılan kısmı aşağı gelecek şekilde sabitlendi. Kullanılan elmas kesme diskin (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kalınlığı 0.4 mm'di. Bu kalınlık da hesaplanarak örnekler, 1,4 mm (1mm+0,4 mm) olacak şekilde kesildi (Resim 18). Ardından taşıyıcı parça çıkarıldı. Örneklerin sabit kalması için kesilmiş kenarlar otopolimerizan akrilik rezin (Imicrly SC, Imicryl Dental, Konya, Türkiye) ile desteklendi. Örnek ilk yapılan kesim doğrultusuna dik olacak şekilde konumlandırılarak yeniden tutucu aparate sabitlendi. Tekrar 1,4 mm aralıklarla kesim işlemi tamamlandı.



Resim 17: Yüksek hızlı hassas kesme cihazı



Resim 18: Simante edilmiş blokların hassas kesimi



Resim 19: Hassas kesilmiş blok



Resim 20: Elde edilen mikro çubuklar

3.6. Mikroçekme Bağlantı Testlerinin Uygulanması

Elde edilen mikrobarlar mikrogerilim bağlantı cihazının tablasına siyanoakrilat yapıştırıcı (Pattex, Henkel, Dusseldorf) kullanılarak her iki ucundan sabitlendi. Sabitleme işlemi esnasında mikro çubukların; tablanın uzun eksenine ve yere paralel olmasına dikkat edildi. Mikro çubuğun bağlantı yüzeyi, tablanın serbest kısmının ortasında kalacak şekilde yerleştirildi (Resim 21).



Resim 21: Mikroçekme test cihazına yerleştirilmiş mikro çubuk

Mikroçekme bağlantı testi, Moddental mikroçekme test cihazında (Esetron, Ankara), 1mm/dk hızında yükleme yapılarak gerçekleştirildi. Her gruptan 20 adet örnek mikroçekme bağ mukavemeti için değerlendirildi ve sonuçlar kaydedildi.



Resim 22: Mikroçekme test cihazı

3.7. Verilerin İstatistiksel Analizinin Yapılması

Araştırılan değişkenler kapsamında toplanan verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde Statistical Package for Social Sciences (SPSS) 20 (IBM Inc., Chicago, IL, USA) yazılımı kullanılmıştır.

Yüzey pürüzlendirme protokolleri için BASINÇ (MPa) değerlerine göre bilgiler incelenmiştir. Buna göre; değerlere ait ortalama (Ort.), standart sapma (SS), medyan (Med.), minimum (Min.), maksimum (Maks.) ve çeyrek yüzdeleri (Q1-Q3) verilmiştir. Hipotezlerin değerlendirilmesinde kullanılacak istatistiksel analiz yöntemini belirlemek amacıyla veri setine Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilks testleri uygulanarak verinin normalliği, Levene Testi ile varyansların homojenliği araştırılmıştır. Parametrik dağılım varsayım özelliklerini sağlamadığı görülen veri için grupların karşılaştırılmasında Kruskal Wallis Test İstatistiği kullanılarak, anlamlı çıkan grupların ikili karşılaştırılması yapılmıştır.

BASINÇ (MPa) değerlerinin görselleştirilmesi için ise kutu-çizgi ve çubuk grafikleri kullanılmıştır.

Analiz kapsamında $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

3.8. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile Analizi

Deneylerin ardından her grup adına bir örnek SEM analizi için seçildi. Örnekler, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi kapsamında bulunan Diş Hekimliği Taramalı SEM Laboratuvarı'nda incelendi.

Örnekler 24 saat boyunca fosfor pentoksit içeren bir solüsyonda bekletildi ve pirinç taşıyıcılara sabitlenip üzerlerine bir altın kaplama cihazında (Fisons Instruments, Polaron SC502, Uckfield, İngiltere) 200 Å kalınlığında altın kaplama uygulandı (Resim 23).



Resim 23: Altın kaplama cihazı



Resim 24: Altın kaplanmış örnekler

Altın kaplanan örnekler bir taramalı elektron mikroskopunda (SM-5200, JEOL, Tokyo, Japonya) 50x, 100x, 200x, 500x, 1000x büyütmelerde incelendi (Resim 25).



Resim 25: Taramalı elektron mikroskobu

Bulgular

Çalışmamızda mikroçekme bağ dayanımı testi için her gruptan 20 adet örnek kullanılmıştır. Lazer grubu örnekleri başarısız olduğu için istatistiksel analize dahil edilmemiştir.

Tablo 5’de basınç değişkenlerine ilişkin tanımlayıcı bilgiler verilmiştir.

HF grubuna ait basınç değerleri 4,7-23,9 arasında değişmekte olup, ortalaması $15,7 \pm 4,7$ ’dir. HF+B grubuna ait basınç değerleri 10,4-20,1 arasında değişmekte olup, ortalaması $15,2 \pm 2,2$ ’dir. Kumlama grubuna ait basınç değerleri 2,3-6,9 arasında değişmekte olup, ortalaması $4,4 \pm 1,1$ ’dir. Kumlama+B grubuna ait basınç değerleri 2,3-8,3 arasında değişmekte olup, ortalaması $7,0 \pm 1,4$ ’tür (Tablo 5).

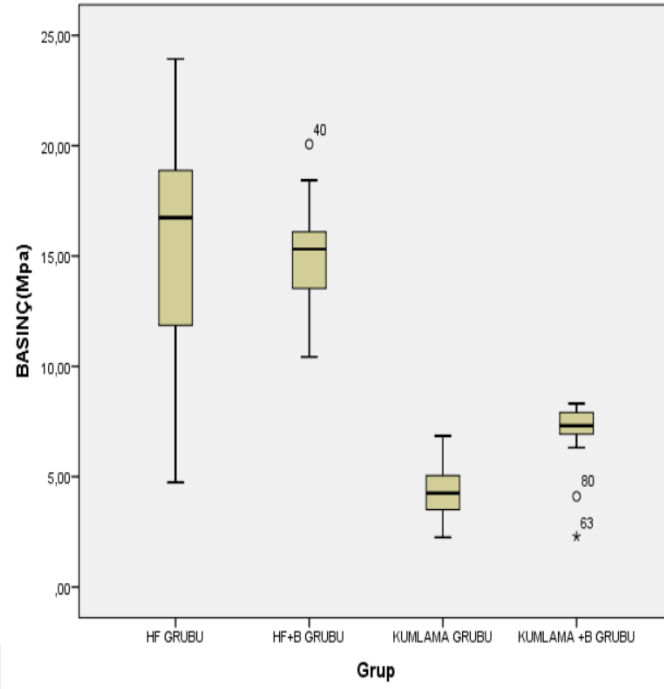
Tablo 5: Tüm gruplar için mikroçekme deneyi istatistiksel veri analizleri

	Grup	Ort.	SS	Med.	Min.	Maks.
BASINÇ (MPa)	HF GRUBU	15,7	4,7	16,7	4,7	23,9
	HF+B GRUBU	15,2	2,2	15,3	10,4	20,1
	KUMLAMA GRUBU	4,4	1,1	4,3	2,3	6,9
	KUMLAMA+B GRUBU	7,0	1,4	7,3	2,3	8,3

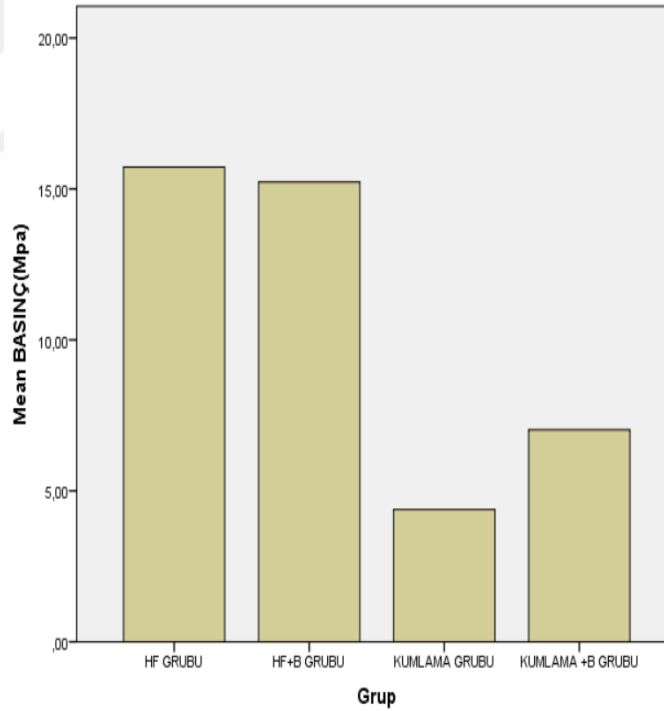
Tablo 6: BASINÇ (MPa) değerlerinin gruplara göre karşılaştırılması

Grup	Ort $\pm$ SS	Med. (Q1:Q3)	p
Lazer GRUBU	-	-	
HF GRUBU	15,7 $\pm$ 4,7	16,7(11,8:19,0)	<0,001*
HF+B GRUBU	15,2 $\pm$ 2,2	15,3(13,4:16,1)	
KUMLAMA GRUBU	4,4 $\pm$ 1,1	4,3(3,5:5,1)	
KUMLAMA +B GRUBU	7,0 $\pm$ 1,4	7,3(6,9:7,9)	

*<0,05; A=Kumlama Grubu ile HF Grubu; B=Kumlama Grubu ile HF+B Grubu; C=Kumlama + B Grubu ile HF Grubu; D=Kumlama + B Grubu ile HF+B Grubu.



Grafik 1: Basınç değerlerinin gruplara göre aralığı



Grafik 2: Basınç değerlerinin ortalamalarının gruplar arasında karşılaştırılması

Basınç (MPa) değerleri incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.001$). HF grubundaki değerlerin ($15,7 \pm 4,7$), Kumlama grubundaki değerlere ($4,4 \pm 1,1$) ve Kumlama+B grubundaki değerlere ($7,0 \pm 1,4$) göre daha yüksek olduğu görülmüştür. HF+B grubundaki değerlerin ($15,2 \pm 2,2$), Kumlama

grubundaki değerlere ($4,4\pm1,1$) ve Kumlama+B grubundaki değerlere ($7,0\pm1,4$) göre daha yüksek olduğu görülmüştür (Tablo 6).

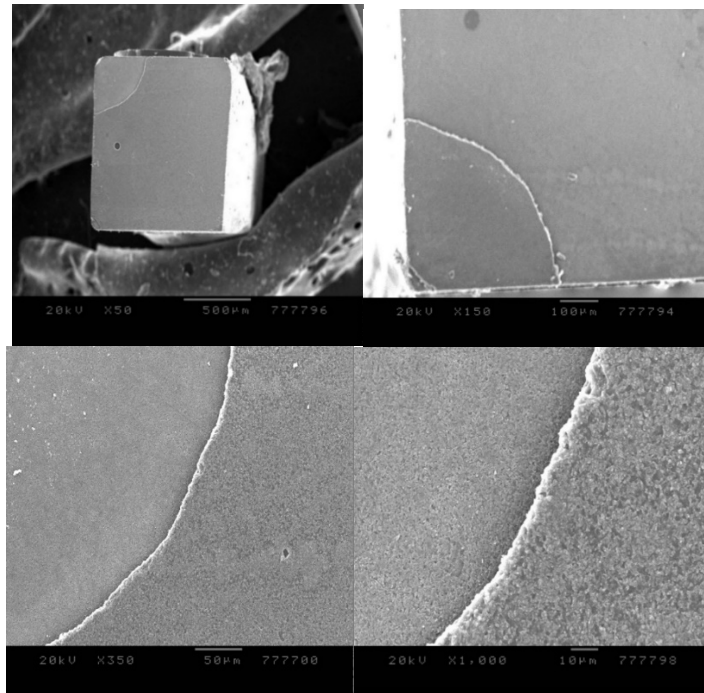
Çalışmamızda mikroçekme testi sonucu gruplarda oluşan başarısızlık tipleri incelenmiştir (Tablo 7).

Tablo 7: Başarısızlık tiplerinin sınıflandırılması

	Adeziv	Koheziv	Karışık
Lazer Grubu	-	-	-
HF Grubu	9	-	11
HF+B Grubu	8	-	12
Kumlama Grubu	15	-	5
Kumlama+B Grubu	13	-	7

HF Grubu

HF grubunun mikroçekme bağ dayanımı değerleri incelendiği zaman, tüm gruplar arasında en yüksek ortalama basınç değerlerini elde ettiği görülmüştür. Kumlama ve Kumlama+B grubuna göre bu fark anlamlı derecede yüksek iken ($p<0,001$), HF+B grubuna göre bu değerlerin ortalaması daha yüksektir fakat bu fark anlamlı değildir ($p>0,05$).

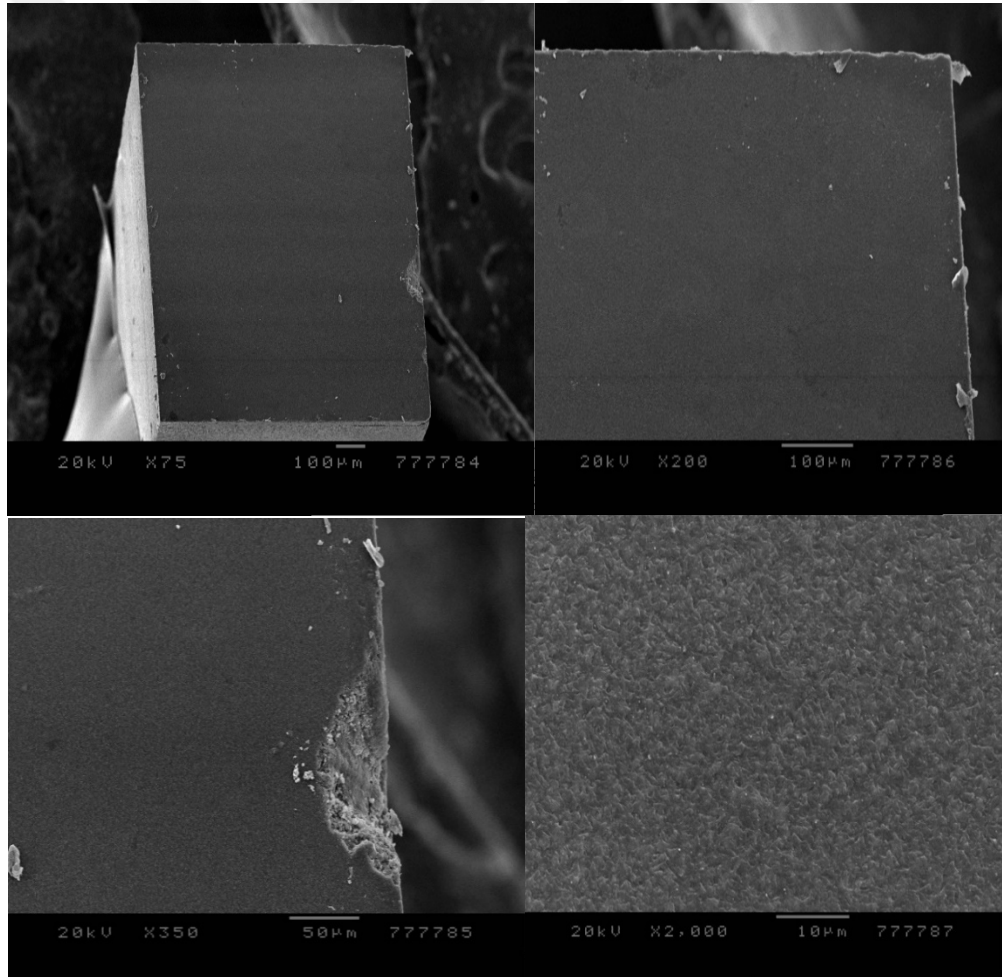


Resim 26: Hidroflorik asit uygulanmış örneğin SEM görüntüleri ($\times 50$, $\times 150$, $\times 350$, $\times 1000$)

Hidroflorik asit uygulanmış örneğin SEM görüntüsü incelendiği zaman seramik ve rezin arasındaki hat belirgin bir şekilde izlenmektedir. $\times 1000$ büyütmede seramik yüzeyinde girinti çıkıntılar izlenmekte olup bu örnekte karışık (miks) kopma tipi görülmektedir.

HF+B Grubu

HF+B grubunun mikroçekme bağ dayanımı değerleri incelendiği zaman, Kumlama ve Kumlama+B grubundan anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ($p < 0,001$). HF grubuna göre ortalama değerleri daha düşük olsa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$).

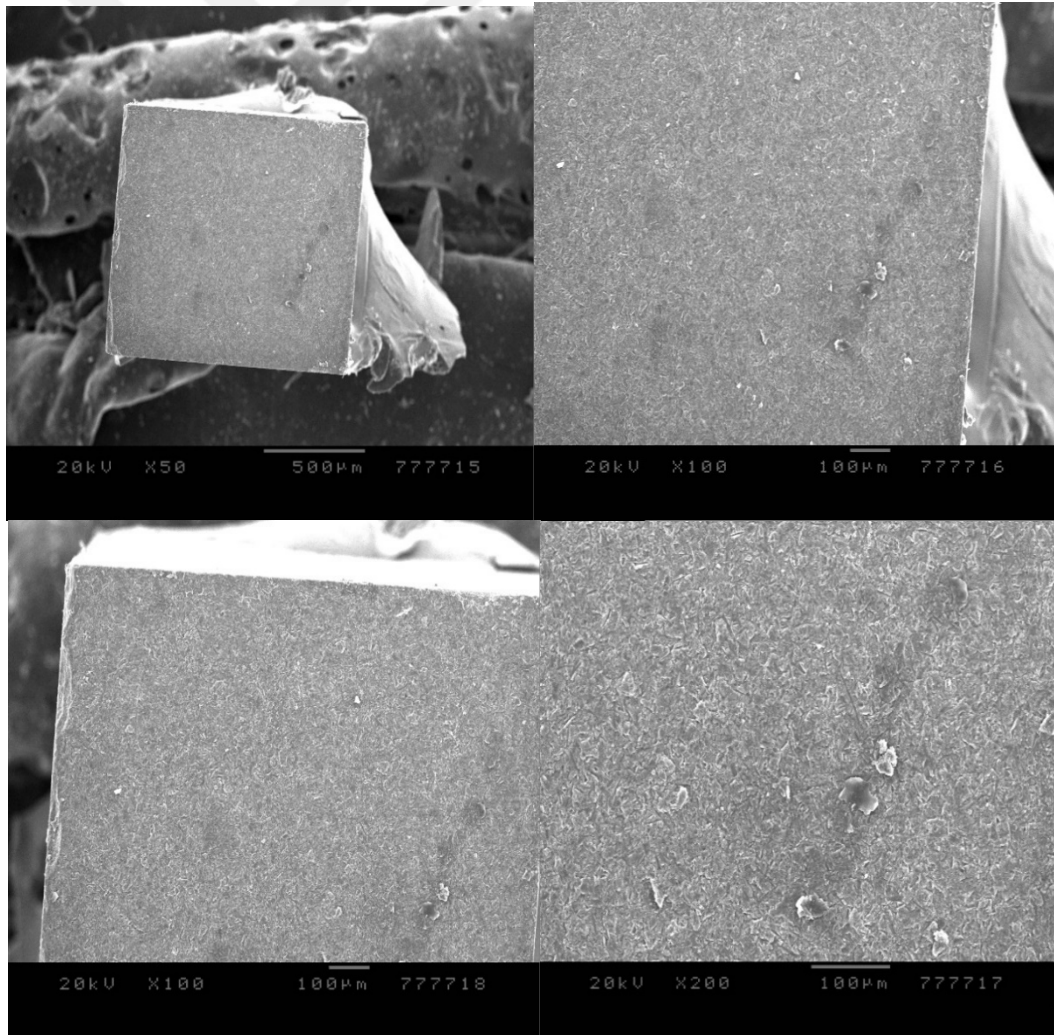


Resim 27: Hidroflorik asit uygulanmış ve buharla temizlenmiş örneğin SEM görüntüleri ($\times 75$, $\times 200$, $\times 350$, $\times 2000$)

Hidroflorik asit uygulanmış ve buharla yüzey temizliği yapılmış örneğin SEM görüntüsü incelendiği zaman, $\times 2000$ büyütmede seramik yüzeyinin pürüzlülüğü gözlenmektedir. Seramik yüzeyinde rezin siman artıkları izlenmektedir. Bu örnekte adeziv tip kopma görülmektedir. $\times 350$ büyütmedeki SEM görüntüsü incelendiğinde seramiğin kenarında bir kopma gözlenmektedir. Bunun mikro çubukların eldesi esnasında seramik örnekler Isomet cihazında kesilirken oluştuğunu düşünmekteyiz.

Kumlama Grubu

Kumlama grubunun mikroçekme bağ dayanımı değerleri incelendiği zaman, tüm gruplar arasında en düşük ortalama basınç değerlerini elde ettiği görülmüştür. HF ve HF+B gruplarına göre bu fark anlamlı derecede düşük iken ($p < 0,001$) Kumlama+B grubuna göre bu değerlerin ortalaması daha düşük fakat bu fark anlamlı değildir ($p > 0,05$).

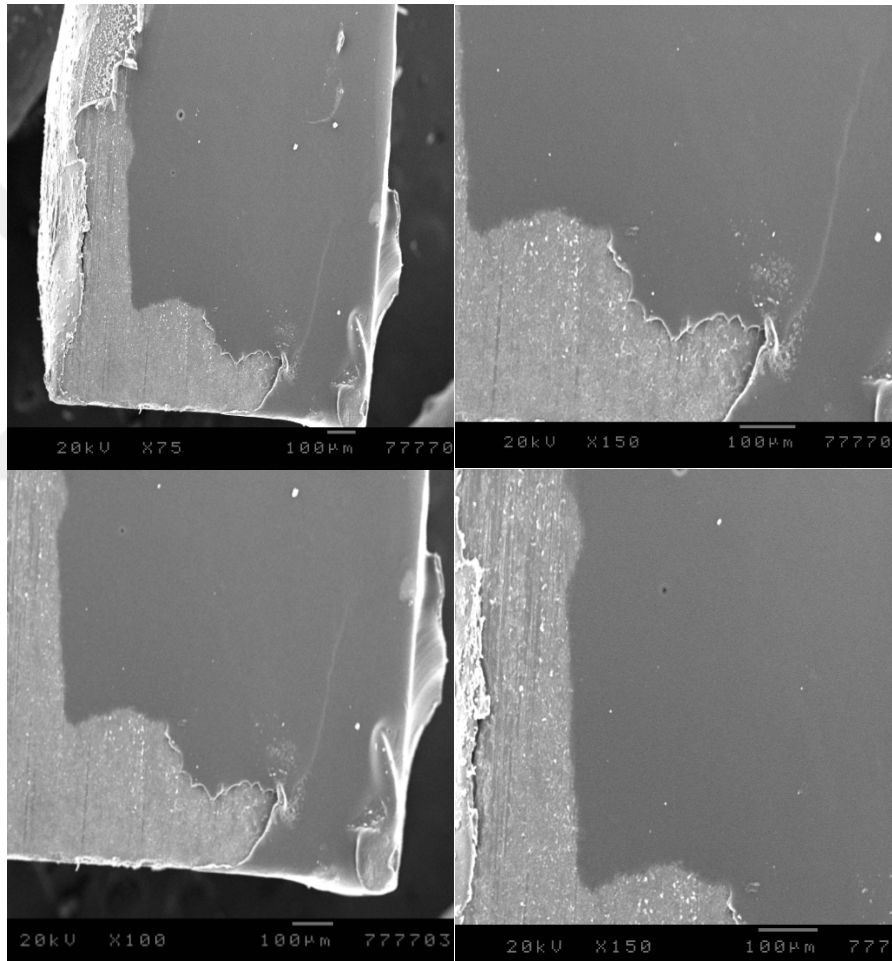


Resim 28: Kumlama işlemi uygulanmış örneğin SEM görüntüleri ($\times 75$, $\times 100$, $\times 100$, $\times 200$)

Kumlama işlemi uygulanmış örneğin SEM görüntüsü incelendiğinde, seramik yüzeyinde girinti çıkıntılar ve rezin siman artıkları izlenmektedir. Bu örnekte adeziv tip kopma görülmektedir.

Kumlama+B Grubu

Kumlama+B grubunun basınç değerleri incelendiği zaman, HF ve HF+B grubundan anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür ($p<0,001$). Kumlama grubuna göre bu değerlerin ortalaması daha yüksektir ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).



Resim 29: Kumlama işlemi uygulanmış ve buharla temizlenmiş örneğin SEM görüntüleri ($\times 75$, $\times 100$, $\times 150$, $\times 150$)

Kumlama işlemi yapılmış ve buharla temizlenmiş örneğin SEM görüntüsü incelendiğinde, seramik yüzeyi ile rezin siman arasındaki keskin hat görülmektedir. Bu örnekte karışık (miks) tip kopma görülmektedir.

Tartışma

Bu araştırmada, farklı yüzey işlem protokollerinin lityum disilikat bazlı seramikler ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkileri incelenmiştir.

Son yıllarda, mükemmel estetik ve biyouyumluluk özellikleri nedeniyle dental seramik materyaller yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. İyileştirilmiş mikro yapı ve fiziksel özelliklerle ilişkilendirilen tam seramik kronların kullanımı, ön bölgeden arka bölgeye kadar genişletilmiş ve metal destekli seramik kronlar kadar güvenilir oldukları tespit edilmiştir (Wang ve ark., 2012).

Metal destekli seramikler yerine tam seramik kronların, estetik ihtiyacı daha iyi karşılayabileceği düşünülmüştür. Tam seramik malzemelerin monolitik şekilde kullanılması, metal destekli seramik kronlardaki başarısızlıkları minimuma indirmeyi hedeflemiştir (Dal Piva ve ark., 2018).

Restoratif tedavilerde tam seramik kronların kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır ve bu restorasyonlar hem geleneksel laboratuvar yöntemleri hem de CAD/CAM teknolojisi yardımıyla üretilebilmektedir (Li ve ark., 2014).

1982'de geliştirilen Cerec sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) ile bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisi diş hekimliği için tasarlanmıştır. Bu teknoloji, dental seramiklerin araştırılması ve geliştirilmesi adına başarılı bir girişim olmuştur (Sundaram ve Varghese, 2020).

Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisi; dental laboratuvar da alçı modellerin taranması ve bir kazıyıcı cihaz ile restorasyonların oluşturulması gibi alanlarda kullanılabilir. Tarama işleminin ardından, intraoral veya ekstraoral görüntüler dental laboratuvara gönderilir. Geleneksel presleme tekniğinde, geleneksel bir ölçü kullanılır ve dental laboratuvar da restorasyonun üretileceği alçı model oluşturulur. Presleme tekniğinin; çeşitli malzemelerin kullanılması ve işlenmesini, zorlu klinik ve laboratuvar aşamalarını ve kullanılan malzemelerden dolayı insan hatasından kaynaklanabilecek olası hataları içerdiği gösterilmiştir (Sanches ve ark., 2023).

Duret 1970'lerin başında, Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) teknolojisini diş hekimliğine tanıtmıştır (Duret ve ark., 1988). CAD/CAM üretim sürecine uygun bir malzeme olan IPS e.max CAD bloklar, lityum disilikat malzemelerin gelişim süreci içinde tanıtılmıştır. Kısmen önceden

kristalleştirilmiş bu bloklar, %40 lityum metasilikat ve lityum disilikat parçacıkları içermektedir. Başlangıç durumunda bu mavi-menekşe bloklar orta derecede sertlik ve dayanıklılık (yaklaşık 130 MPa) göstermesi sebebiyle, frezeleme işlemlerinin daha kolay olmasını sağlar ve makinelerin aşınmasını önler (Denry ve Holloway, 2010).

Her çıkan yeni malzeme, malzemelerin etkinliğinin ve dayanımının belirlenmesi için ağız ortamından önce laboratuvarında bir dizi testen geçirilmektedir. Daha küçük yüzey alanları kullanan test yöntemlerinin, daha büyük yüzey alanları kullanan yöntemlerden daha hassas sonuçlar verdiği gösterilmiştir. Büyük yüzey alanlarıyla yapılan testler; büyük yüzey alanlarında, daha küçük alanlara göre daha fazla sayıda hata oluşmasından dolayı tutarsız bulunmuştur (Perdigao, 2002). Örneklerin koheziv kırılması, makaslama bağ dayanımı testinin doğasında var olan bir özelliktir bundan dolayı makaslama bağ dayanımı test prosedürü, rezin kompozitin seramiğe yapışma bağ kalitesini değerlendirmek için yetersiz bir yöntemdir. Çekme bağ dayanımı testinde siman seramik arayüzünde meydana gelen kırılma, bu tür test prosedürünün rezin kompozit simanın seramiğe bağ dayanımını değerlendirmek için daha uygun olduğunu kanıtlamıştır (Della Bona ve van Noort, 1995). Özellikle mikroçekme bağ dayanımı testinde kırılma modu genellikle adezivdir. Bu testte kullanılan örneklerin yaklaşık 1 mm²'lik mikro çubuklar olması, yükleme sırasında daha uniform bir stres dağılımı sağladığı bulunmuştur (El Zohairy ve ark., 2004).

IPS e.max CAD bloklarında farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına olan etkisini kıyaslamak için mikroçekme deneyine başvurulmuş bir çalışmada (Peumans ve ark., 2016) mikro çubukların boyu 10 mm olarak belirlenmiştir. Bu literatürden destek alarak çalışmamızda kullanılmış olan mikro çubukların boyları 10 mm olacak şekilde hazırlanmıştır.

Mikroçekme bağlanma dayanım testinden elde edilen verileri daha sağlıklı bir biçimde değerlendirebilmek adına hassas kesme cihazında elde edilen lityum disilikat bloklara birtakım yüzey standardizasyon işlemleri uygulanmıştır. Yüzey standardizasyonunu sağlamak için örneklerle sırayla 600,800,1200 grenli silikon karbid zımpara kağıdıyla zımparalama işlemi uygulanmıştır. Konuyla ilgili literatürde yer alan çalışmalar yardımıyla silikon karbid zımpara kağıtlarının numaralarına karar verilmiştir (Yavuz ve ark., 2017; Keshvad ve Hakimaneh, 2018; Turunç-Oğuzman ve Şişmanoğlu, 2023). Çalışmamızda, Ataol ve Ergun'un 2018'de yaptığı çalışma örnek alınarak, IPS e.max

CAD bloklara önce kristalizasyon işlemi uygulanmış ardından 600,800,1200 grenli su zımparaları ile yüzey standardizasyonu sağlanmıştır.

Çalışmamızda örneklerin, 600,800,1200 grenli silikon karbid zımpara kağıtları ile yapıştırılacak yüzeyleri zımparalandıktan sonra yüzeydeki zımparalardan kaynaklı kirlenmeyi gidermek adına distile su yardımıyla 5 dk ultrasonik temizleyicide temizlenmiştir. Fabianelli ve arkadaşlarının 2010'da yaptıkları çalışmalar bu uygulamayı destekler niteliktedir (Fabianelli ve ark., 2010).

Literatürde ideal metodları ve malzemelerini belirlemek adına klinik olarak ilgili parametreleri taklit etmek amacıyla termal döngü ile yaşlandırma ve uzun süreli su depolama yöntemlerinin kullanılabileceği belirtilmiştir. Yıllar boyunca in vitro testlerde sıkça kullanılan ve sabit tutulan tek parametre sıcaklık olmuştur. ISO standardına göre, bazı araştırmalarda dental materyallerin test edilmesi için en uygun sıcaklık değerleri 5°C ve 55°C olarak belirlenmiştir. Bu sıcaklıkların, ağız boşluğunun fizyolojik koşullarına en yakın kabul edilen değerler oldukları gösterilmiştir (Morresi ve ark., 2014). Yapılan çalışmalarda, canlı dişlerin uzun süre aşırı sıcak ve aşırı soğuğu tolere edemeyeceği gösterilmiştir (Amaral ve ark., 2007). Bundan dolayı birçok araştırma, ağız boşluğunda meydana gelen ani sıcaklık değişikliklerini daha iyi taklit edebilmek için bekleme sürelerinin 10 saniye veya 15 saniye olarak kullanılmasını önermiştir (Li ve ark., 2002; Ernst ve ark., 2004; Helvatjoglu-Antoniades ve ark., 2004a). Yaşlandırma protokolü, suyun küçük moleküler boyutu ve yüksek konsantrasyonu nedeniyle polimer zincirleri ve fonksiyonel gruplar arasındaki küçük boşluklara nüfuz etmesi sebebiyle polimerin termal stabilitesini ve bağlanmayı azaltır. Bu nedenle, yapıştırıcı malzemede bulunan polimer, nem ve sıcaklık değişimlerine dayanamayabilir (Campos ve ark., 2016). Phark ve arkadaşlarının 2009'da yaptıkları çalışmaya göre bağ mukavemeti, termal döngü ile yapay yaşlandırma nedeniyle ciddi şekilde azalmıştır (Phark ve ark., 2009). Çalışmamızda da, termal döngü ve suda bekletmek suretiyle yaşlandırma esnasında bağlanma mukavemetinin azaldığını düşünmekteyiz.

Yapılan bu laboratuvar incelemeleri sonucu rezin simanların, cam iyonomer simanlar ve polikarboksilat simanlar gibi geleneksel simanlara göre tam seramik restorasyonların tutuculuğunu daha iyi desteklediği ortaya konulmuştur (el-Mowafy, 2001). Resin simanlar, sadece seramikler ve dişler arasında daha güçlü ve daha dayanıklı bir bağlanma dayanımı sağlamakla kalmaz, aynı zamanda daha iyi estetik

sonuçlar verir ve daha yüksek seramik dayanıklılığı elde edilmesini sağlar (Addison ve ark., 2008).

Adeziv simanın, seramik yüzey ile olan ilişkisi ve bağlantısı tam seramik dayanıklılığında önemli rol oynar. Tam seramik restorasyonların çoğunda kırıkların, restorasyonların iç yüzeyinde veya simanda başladığı göze alındığında adeziv siman ve seramik yüzey arasındaki bağlantının önemi ortaya çıkmış olur (Amaral ve ark., 2006).

Çalışmamızda farklı yüzey işlemi protokollerinin ardından seramik örnekleri yapıştırmak için dual cure bir rezin siman tercih edilmiştir. Işıkla polimerize olan rezin simanların polimerizasyonu esnasında gerçekleşebilecek problemleri aşmak adına dual cure rezin simanlar geliştirilmiştir. Yapılan çalışmalar maksimum sertleşme için kendiliğinden polimerize olabilen bir katalizörün gerekliliğini ortaya koymuştur ve bu kimyasal bileşenlerin kısıtlı enerji varlığında dahi polimerizasyonu desteklediği ortaya koyulmuştur (Pegoraro ve ark., 2007; Acquaviva ve ark., 2009).

Restoratif malzemelerle istenilen üst düzey yapışma kalitesini elde etmek için, restoratif malzeme hakkında geniş bilgi düzeyine sahip olmak ve uygun yüzey işlemi protokolü ile rezin simanın kombinasyonu gereklidir. Seramiklerin yapıştırılma sürecinde altın standart olarak, seramik yüzeyinde pürüzlülük oluşturmak ve ardından seramik bağlayıcı ajanın uygulanması işlemleri gösterilmiştir. (Kalavacharla ve ark., 2015). Yapılan çalışmalar, rezin siman ile CAD/CAM malzemesi arasındaki yapışmayı artırmada yüzey işleminin önemini vurgulamıştır (Abouelleil ve ark., 2022). Mikro pürüzlülük oluşturarak yüzey alanını artırmak yüzey işlemlerinin ana amacıdır. Çeşitli mekanik veya kimyasal yüzey işlemi protokolleri, restoratif malzemelerin bağlanma mukavemetini artırmak için önerilmiştir (Turunç-Oğuzman ve Şişmanoğlu, 2023).

Yapılan çalışmalarda lityum disilikat cam seramiklerin 20 saniye boyunca hidroflorik asit (HF) ile pürüzlendirilmesinin, yüzey enerjisini artırdığını ve yapıştırıcı simanlar için temas açısını azalttığı tespit edilmiştir. Bu durum seramik yüzeyinde, mekanik kilitleme için mikro çukurlar oluşturmuştur. Çalışmamızda standardizasyon amacıyla lityum disilikat cam seramikler hidroflorik asit uygulanarak 60 saniye pürüzlendirilmiştir. Straface ve arkadaşlarının 2019'da yaptıkları çalışmalarda, IPS e.max materyalinin 60 saniye süreyle pürüzlendirildiği durumlarda bağlanma

mukavemeti değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir (Straface ve ark. 2019). Yapılan birçok çalışmada, pürüzlendirme süresinin 20, 30, 40, 60, 90 veya 120 saniye olmasının, IPS e.max materyali için elde edilen bağ dayanımı gücü değerleri üzerinde önemli bir etkisi olmadığı ortaya konulmuştur (Fabian Fonzar ve ark., 2020; Avram ve ark., 2022). Bununla birlikte HF asitin uzun süreli uygulanması durumunda, seramik üzerinde büyük çukurlar oluşabilir ve bu da adeziv rezin simanın infiltrasyonunu zorlaştırarak bağlanma mukavemetinin anlamlı derecede azalmasına yol açabilir (Alex, 2008).

Kumlama işlemi özellikle rezin siman ile yapıştırılan seramikler için tavsiye edilmiştir çünkü çeşitli işlemlerden sonra yüzeyde meydana gelen smear tabakasını uzaklaştırdığı ve mikromekanik tutunma için temiz bir yüzey oluşturduğu gösterilmiştir (El-Damanhoury ve ark., 2021). Cam seramikler için 25-50 µm boyutlarındaki Al₂O₃ partiküllerinin kullanımı uygun görülmüştür (Tian ve ark., 2014).

Çalışmamızda yüzey temizleyici olarak basınçlı buhar uygulaması kullanılmıştır. Dental laboratuvarlarda sıklıkla kullanılan yöntemlerden biri olan basınçlı buhar ile temizlik, ölçü kaşıklarını ve modelleri, cila artıklarını ve metal altyapıları temizlemek için kullanılır. Kumlama sonrası buharla temizleme, artıkları ve kalıntıları gidermenin basit bir yolu olarak kabul edilir. Buhar temizlemenin uygulanması, restorasyonların bağlanma gücünü artırıcı bir etki göstermiştir ve daha az adeziv kırılmaya sebebiyet vermiştir (Wang ve ark., 2010).

Çalışma grupları belirlenirken yapılan literatür taraması sonrası yapılan bir çalışmada El-Farag'ın 2021 yılında yapmış olduğu kompozit rezinler üzerine kumlama işlemi sonrası çalışmanın dört farklı gruba ayrılmış olduğunu tespit ettik. Gruplar: Grup 1: Kontral grubu, Grup 2: Ultrasonik temizleme, Grup 3: Buharlı temizleme ve Grup 4: Ivoclean temizleme şeklindedir. Gruplar termal döngüye sokulduktan sonra kesme yapışma bağlantısı incelenmiş ve elde edilen sonuçlara göre buharlı temizleme grubunun diğer gruplara göre daha üstün olduğu görülmüştür. Çalışmadaki sonuçlar göz önüne alındığında çalışmamıza buharla temizleme grubunun dahil edilmesinin anlamlı fark yaratabileceği sonucuna vardık.

Lazer uygulaması, güvenli ve güvenilir bir yüzey işlem teknolojisi olarak son yıllarda diş hekimleri arasında büyük popülarite kazanmıştır. Lazer uygulamasıyla diş ve

seramik yüzeyleri pürüzlendirilebilir, böylece bağlanma yüzeyi artırılır ve dişler ile restorasyonlar arasındaki bağlanma mukavemeti artırılabilir (Hou ve ark., 2018). Seramik yüzeylerini modifiye etmek adına Er:YAG lazerler sıklıkla kullanılmıştır. Bu lazerler, seramik malzemeler ve rezin simanlar arasındaki bağlanma mukavemetini arttırarak indirekt restorasyonlar ve lityum disilikat takviyeli cam seramiklerde yüzey işlemi olarak kullanılmıştır (van As, 2004; Cavalcanti ve ark., 2009).

Çalışmamızdan elde edilen bulgular incelendiğinde ise basınç değeri için ortalama değerler incelendiğinde HF grubu $15,7 \pm 4,7$ MPa > HF+B grubu $15,2 \pm 2,2$ MPa > Kumlama + B grubu $7,0 \pm 1,4$ MPa > Kumlama grubu $4,4 \pm 1,1$ MPa olduğu görülmüştür.

Sonuçlar incelendiğinde ise HF grubunun basınç değeri Kumlama ve Kumlama +B grubuna göre anlamlı olarak yüksekken, HF+B grubuyla arasında anlamlı bir fark tespit edilememiştir.

Literatür incelemesi yapıldığında, Türker ve arkadaşlarının 2020’de yaptıkları çalışmada hibrit seramik ve rezin nano seramik bloklar üzerine yüzey işlemi olarak hidroflorik asit, tribokimyasal silika kaplama, kumlama, primer uygulama ve lazer uygulanmıştır. Yüzey işlemi gerçekleştirilen bloklar rezin simanla yapıştırılmış ve makaslama testi uygulanmıştır. Sonuçlar incelendiğinde, hidroflorik asit grubu anlamlı olarak en iyi sonuçları vermiştir ve çalışmamızla benzer niteliktedir (Türker ve ark., 2020).

Guarda ve arkadaşlarının 2013 yılında yaptıkları çalışmaya göre; lityum disilikat seramikler ve rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı incelenirken, termal yaşlandırma ve %10 HF asit + silan, $50 \mu\text{m}$ ’lik Al_2O_3 ile kumlama+ silan gibi çeşitli yüzey işlemi protokolleri uygulanmış olup etkileri mikrogerilim test metodu kullanarak değerlendirilmiştir. Araştırmalarında, HF asit grubunun bağlanma dayanımında kumlama grubuna göre daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir (Guarda ve ark., 2013).

Tian ve arkadaşlarının 2014 yılında yapmış oldukları çalışmasında da, çalışmamıza benzer olarak lityum disilikat yüzeye hidroflorik asit uygulamasının bağ dayanımı arttırıcı etkisi olduğu sonucuna varılmıştır (Tian ve ark., 2014).

Kara ve arkadaşlarının 2011’de yapmış oldukları, felspatik seramiklere kumlama, lazer ve asitle pürüzlendirme sonrası bağ dayanımının ölçüldüğü çalışmada ise kumlama grubunun lazer ve asitle pürüzlendirmeye göre anlamlı olarak daha yüksek sonuçlar verdiği görülmüştür (Kara ve ark., 2011). Çalışmamızdan farklı sonuçlar elde edilmesinin sebebinin, farklı seramik malzemelerin kullanılmış olması ve daha düşük asit konsantrasyonundan kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Panah ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptıkları çalışmada lityum disilikat bloklar üzerinde yüzey işlemi olarak hidroflorik asit, kumlama, bu iki işlemin kombine yapıldığı ve ayrı ayrı bu işlemlerin silan ile kombinlendiği yüzey işlemleri uygulanmıştır. Yüzey işlemi gerçekleştirilen bloklar kompozit bloklara yapıştırılıp mikro makaslama bağlantı testi uygulanmıştır. Bu çalışmanın sonucunda iki işlemin kombine uygulanması; kumlama grubuna göre anlamlı bir şekilde bağlanma değerini arttırırken, hidroflorik asit grubuna göre anlamlı bir fark oluşturmamıştır (Panah ve ark., 2008). Bu iki işlemin kombine uygulanması hususunda bu çalışma dikkate alınabilir.

Lazer grubu kendi içinde değerlendirildiğinde ise tüm gruptaki sonuçlar başarısız olmuştur ve lazer grubu çalışmadan çıkarılmak zorunda kalmıştır.

Literatür incelemesi yapıldığında Er:YAG lazerin felspatik porselen (Shiu ve ark. 2007) ve lityum disilikat (Gökçe ve ark., 2007) yapılı seramikler yüzeyindeki bağlanma dayanımı etkisini inceleyen çalışmalar az da olsa mevcuttur.

Gökçe ve arkadaşlarının 2007 yılındaki lityum disilikat bloklar üzerine farklı dalga boylarında uygulanmış Er:YAG lazer uygulamalarının rezin simana bağlanma dayanımı incelendiğinde 300 mJ lazerin en etkili sonucu verdiği görülmüştür. Bu kapsamda çalışmamızda 300 mJ dalga boyunda Er:YAG lazer lityum disilikat bloklara uygulanmıştır (Gökçe ve ark., 2007).

Er:YAG lazer ile yüzey hazırlık işlemi yapılmış farklı çalışmalar incelendiğinde, Uludamar’ın 2007 yılında yaptığı çalışmaya göre zirkonyum bloklar üzerinde yapmış olduğu farklı yüzey hazırlık işlemlerinin (kontrol, kumlama, elmas frezle aşındırma, Er:YAG lazer) rezin esaslı simanların bağ dayanımı üzerine çalışmasının sonuçlarına göre Er:YAG lazer grubunun sonuçları çalışmamızla benzer olarak en düşük bağ dayanımı değerini vermiştir (Uludamar, 2007).

Kırılma bölgesinin tipi, tanımı ve sınıflandırılması, her türlü hata analizinin ayrılmaz bir parçası olarak kritik öneme sahiptir. Kırılma yüzeyinin dikkatli bir mikroskopik analizi, kırılma sürecinin daha tutarlı ve eksiksiz analiz edilmesini sağlayabilir. Bu nedenle, bağ kalitesi yalnızca bağlanma dayanımı verilerine bakılarak değerlendirilmemelidir. Kopma tipleri, herhangi bir yapıştırıcı sistemin nihai testi olan klinik performans sınırı hakkında önemli bilgiler sağlayabilir (Panah ve ark., 2008). Çalışmamızda mikroçekme bağlantı testinin ardından, teste tabi tutulan mikro çubukların kopma tipleri stereomikroskop altında incelenmiş ve literatürle uyumlu olarak, bağlantı kuvvetlerinin yüksek olduğu gruplarda daha fazla karışık (miks) kopma (adeziv ve koheziv kopmanın bir arada olduğu) gözlemlenmiştir. Bağlantı kuvvetlerinin düşük olduğu gruplarda ise rezin siman ve seramik arasında daha fazla adeziv kopma meydana gelmiştir.

Panah ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptıkları çalışmada, lityum disilikat bloklara farklı yüzey işlemleri sonucu mikromakaslama bağ dayanımı incelenmiş ve SEM analizi yapılmıştır. SEM analizine göre çalışmada tam manada koheziv tip kopma yaşanmamış olup bu durum çalışmamızla paralellik göstermektedir. Bu çalışmada kumlama grubu ve hidroflorik asit grubunda karışık (miks) kopma tipi gözlenmiş olup bizim çalışmamızdaki hidroflorik ve kumlama+buhar grubunda gözlenen SEM görüntüleri ile uyum sağlamaktadır.

Çalışmamızın güçlü yanlarını incelediğimizde ise lityum disilikat bloklara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin mikroçekme testi ile değerlendirilmesinde basınçlı buharın hidroflorik asit ve kumlama gruplarına ayrıca ek olarak uygulanmasının yapılan literatür araştırması sonucu oldukça az sayıda yayının olduğu gözlenmiştir, çalışmamızın bu noktada literatüre oldukça katkısı olacağı fikrindeyiz.

Çalışmamızın eksik yönlerine geldiğimizde ise çalışmanın in vitro bir çalışma olması klinik bulguları birebir yansıtmama bakımından eksiklerinden biridir. Ayrıca çalışma şartları sağlanırken ne kadar ISO standartlarını yerine getirmeye çalışsak da kalibrasyon farklarının olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Sonuç ve Öneriler

Çalışmada elde edilen bulgular doğrultusunda şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- Lityum disilikat bloklara 300 mJ değerindeki lazer uygulamasının, adeziv rezin siman ile simantasyonda başarısız bir yüzey işlemi olduğu görülmüştür.
- Lityum disilikat bloklara yüzey işlemi olarak hidroflorik asit uygulaması, ek olarak basınçlı buhar uygulaması hariç, adeziv rezin siman ile simantasyonda mikroçekme testlerinde en başarılı sonuçları vermiştir.
- Çalışma verileri incelendiğinde kumlamaya ek basınçlı buhar işlemi sadece kumlama uygulamasına göre daha yüksek ortalamalar vermiştir ancak aradaki fark anlamlı görülmemiştir.
- Araştırma sonuçları; farklı yüzey işlemlerinin, seramikler ile rezin siman arasındaki mikroçekme bağ dayanımını etkilediğini göstermiştir. Bu durum, sıfır hipotezinin reddedilmesine neden olmuştur.
- Bu bulgular yapılacak başka klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

Kaynaklar

- Abo El-Farag, S. (2021). The impact of different cleaning protocols on resin bond strength to polymer-infiltrated ceramic material. *Egyptian Dental Journal*, 67(4), 3651-3662.
- Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Goujat, A., Attik, N., Laforest, L., Gauthier, R. ve Grosogeat, B. (2022). Impact of the microstructure of CAD/CAM blocks on the bonding strength and the bonded interface. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 31(1), 72–78.
- Acquaviva, P. A., Cerutti, F., Adami, G., Gagliani, M., Ferrari, M., Gherlone, E. ve Cerutti, A. (2009). Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: A micro-Raman analysis. *Journal of Dentistry*, 37(8), 610–615. Doi: 10.1016/j.jdent.2009.04.001
- Addison, O., Marquis, P. M. ve Fleming, G. J. (2008). Quantifying the strength of a resin-coated dental ceramic. *Journal of Dental Research*, 87(6), 542–547.
- Akarca, E. M. (2019). *Çeşitli yüzey işlemleri uygulanan rezin matris seramiklerin rezin siman kullanılarak dişe bağlantılarının In-vitro olarak incelenmesi* (Yayımlanmamış doktora tezi). Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- Akgüngör N. (2009). *Lityumdisilikat esaslı press-seramik sistemlerinin farklı seramik kalınlıkları ve farklı polimerizasyon yöntemleri kullanıldığında dentine bağlantı etkisinin incelenmesi* (Yayımlanmamış doktora tezi). İstanbul Üni Diş Hek Fak, İstanbul.
- Akin, H., Tugut, F., Akin, G. E., Guney, U. ve Mutfak, B. (2012). Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers in Medical Science*, 27(2), 333–338. Doi: 10.1007/s10103-011-0883-4
- Albakry, M., Guazzato, M. ve Swain, M. V. (2003). Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *Journal of Dentistry*, 31(3), 181–188. Doi: 10.1016/s0300-5712(03)00025-3
- Al-Dohan, H. M., Yaman, P., Dennison, J. B., Razzoog, M. E. ve Lang, B. R. (2004). Shear strength of coreveneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 349- 355.

- Alex, G. (2008). Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 29(6), 324–336.
- Alrahlah, A., Awad, M. M., Vohra, F., Al-Mudahhi, A., Al jeaidi, Z. A. ve Elsharawy, M. (2017). Effect of self-etching ceramic primer and universal adhesive on bond strength of lithium disilicate ceramic. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 31(23), 2611–2619.
- Al-Salehi, S. ve Burke, F. (1997). Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int.* 28(11), 717.
- Amaral, F. L., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G. ve Corona, S. A. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: A critical review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*, 19(6), 340–354.
- Amaral, R., Ozcan, M., Bottino, M. A. ve Valandro, L. F. (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 22(3), 283–290.
- Anusavice K. J. (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *Journal of the American Dental Association* (1939), 124(2), 72–84. Doi: 10.14219/jada.archive.1993.0031
- Anusavice, K. J. (2002). Microstructure, composition and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 15, 159-167.
- Anusavice, K. J., Phillips, R. W., Shen, C. ve Rawls, H. R. (2013). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier.
- Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R. (2012). Dental ceramics. K. J. Annusavice, C. Shen, H. R. Rawls (Ed.). *Phillip's science of dental materials* (12. Baskı). St. Louis-Mivessouri: W.B. Saunders.
- Anusavice, K. ve Phillips, R. (2003). *Science of dental materials* (10. Baskı). St Louis, Mo.: Saunders.
- Anusavice, P., R. W., Shen, C. ve Rawls, H. R. (2013). *Phillips' science of dental materials* (12. Baskı). St. Louise, Missouri: Elsevier Health Sciences.
- Apholt, W., Bindl, A., Lüthy, H. ve Mörmann, W. H. (2001). Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed Inceram-alumina and Inceram-zirconia bars. *Dental Materials*, 17(3), 260-267.

- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H., Soares, C. J. ve Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(2), e50–e62.
- Ataol, A. S. ve Ergun, G. (2018). Effects of surface treatments on repair bond strength of a new CAD/CAM ZLS glass ceramic and two different types of CAD/CAM ceramics. *Journal of Oral Science*, 60(2), 201–211.
- Avram, L. T., Galațanu, S. V., Opriș, C., Pop, C. ve Jivănescu, A. (2022). Effect of different etching times with hydrofluoric acid on the bond strength of CAD/CAM ceramic material. *Materials (Basel, Switzerland)*, 15(20), 7071.
- Belli, R., Geinzer, E., Muschweck, A., Petschelt, A. ve Lohbauer, U. (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater*, 30(4), 424-32.
- Blatz, M. B., Sadan, A. ve Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268-274.
- Blatz, M. B., Vonderheide, M. ve Conejo, J. (2018a). The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. *Journal of Dental Research*, 97(2), 132-139.
- Borges, G. A., Agarwal, P., Miranzi, B. A., Platt, J. A., Valentino, T. A. ve dos Santos, P. H. (2008). Influence of different ceramics on resin cement Knoop Hardness Number. *Oper Dent*, 33(6), 622-628.
- Bouillaguet, S. (2004). Biological risks of resin-based materials to the dentin-pulp complex. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 15, 47-60.
- Burgess, J. O., Ghuman, T. ve Cakir, D. (2010). Self-adhesive resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 412-419.
- Burgess, J. O., Ghuman, T. ve Cakir, D. (2010). Self-adhesive resin cements. *J. Esthet Restor Dent*, 22(6), 412-429.
- Campos, F., Almeida, C. S., Rippe, M. P., de Melo, R. M., Valandro, L. F. ve Bottino, M. A. (2016). Resin bonding to a hybrid ceramic: Effects of surface treatments and aging. *Operative Dentistry*, 41(2), 171–178. Doi: 10.2341/15-057-L
- Can, G., Ersoy, E. ve Aksu, L. (2014). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: Yurtmim Yayıncılık.

- Cavalcanti, A. N., Foxton, R. M., Watson, T. F., Oliveira, M. T., Giannini, M. ve Marchi, G. M. (2009). Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Operative Dentistry*, 34(3), 280–287.
- Cekic-Nagas, I., Ergun, G., Egilmez, F., Vallittu, P. K. ve Lassila, L. V. (2016). Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD/CAM block materials. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(4), 265-273.
- Cengiz, T., Mısırlıgil, A. ve Aydın M. (2004). *Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji*. Ankara: Güneş Kitabevi.
- Chen, C., Trindade, F. Z., de Jager, N., Kleverlaan, C. J. ve Feilzer, A. J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*, 30(9), 954-962.
- Chevalier, J., Grandjean, S., Kuntz, M. ve Pezzotti, G. (2009). On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 30(29), 5279-5282.
- Coldea, A., Swain, M. V. ve Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated ceramic-network materials. *Dent Mater*, 29, 419-426.
- Conrad, H. J., Seong, W. J. ve Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404.
- Coşkun, A. (2002). *Farklı metal desteksiz porselen sistemlerinin kenar uyumu ve mikrosızıntıya etkisi ile eğilme dayanıklılıklarının incelenmesi* (Yayımlanmamış doktora tezi). Cumhuriyet Üniversitesi, Sivas.
- Coşkun, A. ve Yaluğ, S. (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 97-102.
- Culp, L. ve McLaren, E. A. (2010). Lithium disilicate: The restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent*, 31(9), 716-720.
- Dal Piva, A. M. O., Tribst, J. P. M., Borges, A. L. S., Souza, R. O. A. E. ve Bottino, M. A. (2018). CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 34(9), 1342–1350.
- De Carvalho, R. F., Martins, M., De Queiroz, J. R. C., Leite, F. P. P. ve Oezcan, M. (2011). Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dental Materials Journal*, 30(3), 392-397.

- Deany, I. L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 7(2), 134-143.
- Della Bona, A. ve 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. ve Van Noort, R. (1998). Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am J Dent.*, 11, 276-280.
- Della Bona, A., Anusavice, K. J. ve Hood, J. A. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*, 15, 248–253.
- Denry, I. L. ve Holloway, J. A. (2002). Effect of sodium content on the crystallization behavior of fluoramphibole glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63(1), 48–52. Doi: 10.1002/jbm.10085
- Denry, I. ve Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: A review. *Materials (Basel)*, 3(1), 351-368.
- Denry, I. ve Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
- Denry, I. ve Kelly, J. R. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *In Journal of Dental Research*, 93(12), 1235–1242.
- Dérand, P. ve Dérand, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, 13(2), 131–135.
- Derand, T., Molin, M. ve Kvam, K. (2005). Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials*, 21(12), 1158-1162.
- Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A. ve Haselton, D. R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 135-141.
- Duret, F., Blouin, J. L. ve Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *Journal of the American Dental Association* (1939), 117(6), 715–720.
- Eismann, R. M. (1980). *Dental laboratory procedures: Fixed partial dentures*. Toronto: Mosby Company.
- El Zhawi, H., Kaizer, M. R., Chughtai, A., Moraes, R. R. ve Zhang, Y. (2016). Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dental Materials*, 32(11), 1352-1361.

- El Zohairy, A. A., de Gee, A. J., de Jager, N., van Ruijven, L. J. and Feilzer, A. J. (2004). The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *Journal of Dental Research*, 83(5), 420-424.
- El Zohairy, A. A., De Gee, A. J., Hassan, F. M. ve Feilzer, A. J. (2004). The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 20(8), 778–787.
- El-Damanhoury, H. M., A Elsahn, N., Sheela, S. ve Gaintantzopoulou, M. D. (2021). Adhesive luting to hybrid ceramic and resin composite CAD/CAM Blocks: Er: YAG Laser versus chemical etching and micro-abrasion pretreatment. *Journal of Prosthodontic Research*, 65(2), 225–234.
- El-Mowafy, O. (2001). The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *Journal (Canadian Dental Association)*, 67(2), 97–102.
- El-Mowafy, O. (2001). The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *J Can Dent Assoc.*, 67, 97-102.
- Elsaka, S. E. (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent*, 16(6), 531-540.
- Ergun-Kunt, G., Sasany, R., Koca, M. F. ve Özcan, M. (2021). Comparison of silane heat treatment by laser and various surface treatments on microtensile bond strength of composite resin/lithium disilicate. *Materials (Basel, Switzerland)*, 14(24), 7808.
- Ernst, C. P., Canbek, K., Euler, T. ve Willershausen, B. (2004). In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clinical Oral Investigations*, 8, 130-138.
- Esquivel-Upshaw, J. F., Young, H., Jones, J., Yang, M. ve Anusavice, K. J. (2006). In vivo wear of enamel by a lithia disilicate-based core ceramic used for posterior fixed partial dentures: Firstyear results. *Int J Prosthodont*, 19(4), 391-396.
- Fabian Fonzar, R., Goracci, C., Carrabba, M., Louca, C., Ferrari, M. ve Vichi, A. (2020). Influence of acid concentration and etching time on composite cement adhesion to lithium-silicate glass ceramics. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 22(2), 175–182.

- Fabianelli, A., Pollington, S., Papacchini, F., Goracci, C., Cantoro, A., Ferrari, M. ve van Noort, R. (2010). The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *Journal of Dentistry*, 38(1), 39–43.
- Fasbinder, D. J. (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 23(10), 911-916.
- Fasbinder, D. J. ve Neiva, G. F. (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *J Esthet Restor Dent.*, 28, 56-66.
- Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D. ve Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 10-14.
- Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D. ve Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *J Am Dent Assoc.*, 141, 10S-4S.
- Ferracane, J. L., Stansbury, J. W. ve Burke, F. J. (2011). Self-adhesive resin cements -chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(4), 295-314.
- Foxton, R. M., Cavalcanti, A. N., Nakajima, M., Pilecki, P., Sherriff, M., Melo, L. ve Watson, T. F. (2011). Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont*, 20, 84-92.
- Gale, M. S. ve Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
- Giordano, R. ve McLaren, E. A. (2010). Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578)*, 31(9), 682-700.
- Gökçe, B., Ozpınar, B., Dündar, M., Cömlekoglu, E., Sen, B. H. ve Güngör, M. A. (2007). Bond strengths of allceramics: Acid vs laser etching. *Oper Dent*. 32, 173-178.
- Gökçe, H. ve Beydemir, B. (2002). Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, 44(4), 457-463.

- Goldstein, J., Newbury, D., Joy, D., Lyman, C., Echlin, P., Lifshin, E., Sawyer, L. ve Michael, J. (2003). *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis* (3. Baskı). USA: Springer.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. ve Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
- Green, D. J., Hannink, R. H. ve Swain, M. V. (2018). *Transformation toughening of ceramics*. CRC Press.
- Gu, X. H. ve Kern, M. (2003). Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont*, 16(2), 109.
- Guarda, G. B., Correr, A. B., Gonçalves, L. S., Costa, A. R., Borges, G. A., Sinhoreti, M. A. ve Correr-Sobrinho, L. (2013). Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Operative Dentistry*, 38(2), 208–217.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P. ve Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449-456.
- Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V. ve Ironside, J. (2002). Mechanical properties of in-ceram alumina and in-ceram zirconia. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(4), 339-346.
- Harrer, W., Danzer, R. ve Morrell, R. (2012). Influence of surface defects on the biaxial strength of a silicon nitride ceramic—Increase of strength by crack healing. *J Eur Ceram Soc.*, 32, 27-35.
- He, L. H. ve Swain, M. (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater*, 27, 527-534.
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M. ve 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.
- Helvatjoglou-Antoniades, M., Koliniotou-Kubia, E. ve Dionyssopoulos, P. (2004). The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(9), 911-917.

- Hill, E. E. (2007). Dental cements for definitive luting: A review and practical clinical considerations. *Dental clinics of North America*, 51(3), 643-658.
- Höland, W., Schweiger, M., Frank, M. ve Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass- ceramics. *J Biomed Mater Res: An Official Journal of the Society for Biomaterials, the Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53, 297-303.
- Hondrum, S. O. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 67(6), 859-865.
- Hou, Y., Shen, R., Chen, L., Chen, Y., Jiang, Y., Li, J. ve Gao, J. (2018). Shear bond strength of different CAD/CAM ceramics: Acid vs Er:YAG laser etching. *Photomedicine and Laser Surgery*, 36(11), 614–620.
- ISO-standards (2003). *ISO 11405 Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure*. International Organisation for Standardization, Geneve.
- Ivoclar Vivadent, A. (2005). *Scientific documentation IPS e, max Press*. Liechtenstein: Ivoclar Vivadent.
- Kalavacharla, V. K., Lawson, N. C., Ramp, L. C. ve Burgess, J. O. (2015). Influence of etching protocol and silane treatment with a universal adhesive on lithium disilicate bond strength. *Operative Dentistry*, 40(4), 372–378.
- Kara, H. B., Ozturk, A. N., Aykent, F., Koc, O. ve Ozturk, B. (2011). The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics. *Lasers Med Sci.*, 26, 599-604.
- Kasraei, S., Rezaei-Soufi, L., Heidari, B. ve Vafaei, F. (2014). Bond strength of resin cement to CO₂ and Er:YAG laser-treated zirconia ceramic. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 39(4), 296-302.
- Kelly, J. R. (2004). Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics*, 48(2), 513-530.
- Kelly, J. R. (2008). Dental ceramics: What is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc.* 139, 4-7.
- Kelly, J. R., Nishimura, I. ve Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18-32.
- Keshvad, A. ve Hakimaneh, S. M. R. (2018). Microtensile bond strength of a resin cement to silica-based and Y-TZP ceramics using different surface

- treatments. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 27(1), 67–74. Doi: 10.1111/jopr.12622
- Khan, A. A., Al Kheraif, A. A., Jamaluddin, S., Elsharawy, M. ve Divakar, D. D. (2017). Recent trends in surface treatment methods for bonding composite cement to Zirconia: A reveiw. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 19(1), 7-19.
- Kılıçarslan, M. ve Zaimoğlu, A. (1999). Farklı rezin simanlar ile yapıştırılan porselen laminate veneerlerin mine ve dentindeki makaslama bağlantılarının karşılaştırılması. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 5(2), 99-105.
- Kiliniç, H., Turgut, S., Ayaz, E. A. ve Bağış, B. (2018). Güncel nanoseramik ve hibrit CAD/CAM materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28, 592-598.
- Krämer, N., Lohbauer, U. ve Frankenberger, R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry*, 13, 60D–76D.
- Kurbad, A. ve Reichel, K. (2006). Multicolored ceramic blocks as an esthetic solution for anterior restorations. *Int J Comput Dent*, 9(1), 69-82.
- Lauvahutanon, S., Takahash, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M. ve ark. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705-710.
- Li, H., Burrow, M. F. ve Tyas, M. J. (2002). The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*, 18(3), 189-196.
- Li, R. W., Chow, T. W. ve Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208-216.
- Lu, H., Mehmood, A., Chow, A. ve Powers, J. M. (2005). Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J Prosthet Dent*, 94(6), 549-554.
- Magri, L. V., Carvalho, V. A., Rodrigues, F. C., Bataglion, C. ve Leite-Panissi, C. R. (2017). Effectiveness of low-level laser therapy on pain intensity, pressure pain threshold, and SF-MPQ indexes of women with myofascial pain. *Lasers Med Sci*, 32(2), 419-28.

- Manso, A. P., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Pegoraro, T. A., Dias, R. A. ve Carvalho, R. M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental clinics of North America*, 55(2), 311-332.
- Matinlinna, J. P., Lassila, L. V. J., Ozcan, M., Yli-Urpo, A. ve Vallittu, P. K. (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont Mar- Apr.*, 17(2), 155-164.
- McCabe, J. F. ve Walls, A. W. G. (1998). *Applied dental materials* (8. Baskı). Oxford: Blackwell Science.
- McLaren, E. A. (1998). All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 19(3), 307-312.
- McLean, J. W. (1979). The science and art of dental ceramics. *The nature of dental ceramics and their clinical use*. Chicago : Quintessence Pub. Co.
- McLean, J. W. (1991). The science and art of dental ceramics. *Operative Dentistry*, 16(4), 149-156.
- McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85(1), 61-66.
- Mihali, S., Bortun, C. ve Bratu, E. (2013). Nano-ceramic particle reinforced composite-Lava Ultimate CAD/CAM restorative. *Revista de Chimie*, 64(4), 435-437.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. ve Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *In Dental Materials Journal*, 28(1), 44–56.
- Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C. ve Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295–308.
- Nakabayashi, N., Kojima, K. ve Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*, 16(3), 265-273.
- Nakamura, S., Yoshida, K., Kamada, K. ve Atsuta, M. (2004). Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(8), 785-9.

- Nayır, E. (1999). *Diş hekimliği maddeler bilgisi* (7. Baskı). İstanbul: İ.Ü. Diş Hek Fak Yayınları.
- Naylor, W. P. (1992). *Introduction to metal ceramic technology*. Chicago, Illinois: Quintessence Publishing Co. Inc.
- Naylor, W. P. ve King, A. H. (1992). *Introduction to metal-ceramic technology*. Chicago: Quintessence Publishing Company.
- Nguyen, J., Ruse, D., Phan, A. ve Sadoun, M. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res.*, 93, 62-67.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection* (3. Baskı). Chicago: Quintessence Publishing Company.
- O'brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence Int.
- O'Brien, W. J. (2008). *Dental materials and their selection*. İllionis: Hanover Park.
- Oh, S. C., Dong, J. K., Lüthy, H. ve Schärer, P. (2000). Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*, 13(6), 468-472.
- Özarslan, M. M., Büyükkaplan, U. Ş., Barutçigil, Ç., Arslan, M., Türker, N. ve Barutçigil, K. (2016). Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont*, 8, 16-20.
- Özcan, M. ve Vallittu, P. K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 19(8), 725-731.
- Özel Bektas, Ö., Eren, D., Herguner Siso, S. ve Akin, G. E. (2012). Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers in Medical Science*, 27(4), 723-728.
- Pagniano, Jr R. P., Seghi, R. R., Rosenstiel, S. F., Wang, R. ve Katsube, N. (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Den.*, 93, 459-466.
- Panah, F. G., Rezai, S. M. ve 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: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 17(5), 409-414.
- Papia, E., Larsson, C., du Toit, M. ve Vult von Steyern, P. (2014). Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: A systematic review. *Journal*

- of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 102(2), 395-413.
- Pegoraro, T. A., da Silva, N. R. ve Carvalho, R. M. (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 453–471.
- Perdigão J. (2002). Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dental Clinics of North America*, 46(2), 277–301.
- Peumans, M., Valjakova, E. B., De Munck, J., Mishevskia, C. B. ve Van Meerbeek, B. (2016). Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM Materials. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 18(4), 289–302.
- Phark, J. H., Duarte, S., Jr, Blatz, M. ve Sadan, A. (2009). An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(1), 29–38.
- Phrukkanon, S., Burrow, M. ve Tyas, M. (1998). Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dental Materials*, 14(2), 120-128.
- Piconi, C. ve Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Piwowarczyk, A., Lauer, H. C. ve Sorensen, J. A. (2005). The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*, 30, 382–388.
- Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92(6), 557-562.
- Reich, S. ve Schierz, O. (2013). Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig*, 17, 1765-1772.
- Ritzberger, C., Apel, E., Höland, W., Peschke, A. ve Rheinberger, V. M. (2010). Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials (Basel)*, 3(6), 3700-3713.
- Rosenstiel, S. F., Land, M. ve Fujimoto, J. (2006). *Contemporary fixed prosthodontics* (4. Baskı). St Louis: Mosby.
- Roualdes, O., Duclos, M. E., Gutknecht, D., Frappart, L., Chevalier, J. ve Hartmann, D. J. (2010). In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 31(8), 2043-2054.

- Saito, A., Komine, F., Blatz, M. B. ve Matsumura, H. (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*, 104(4), 247-257.
- Sakaguchi, R. L. ve Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials-ebook*. St. Louise, Missouri: Elsevier Health Sciences.
- Salz, U., Zimmermann, J. ve Salzer, T. (2005). Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *The Jurnal of Adhesive Dentistry*, 7(1), 7–17.
- Sanches, I. B., Metzker, T. C., Kappler, R., Oliveira, M. V., Carvalho, A. O. ve Castor Xisto Lima, E. M. (2023). Marginal adaptation of CAD-CAM and heat-pressed lithium disilicate crowns: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(1), 34–39.
- Seghi, R. R., Denry, I. L. ve Rosenstiel, S. F. (1995). Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(2), 145-150.
- Şener, İ. D. ve Türker, Ş. B. (2009). Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009(1), 61-67.
- Sevmez, H. (2019). *Hibrit seramik ve zirkonya katkılı lityum silikat seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin seramik ve siman arasındaki bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesi* (Uzmanlık tezi). Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.
- Shen, C., Oh, W. S. ve Williams, J. R. (2004). Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent*, 91, 453-458.
- Shen, J. Z. (2014). *Advanced ceramics for dentistry*. Butterworth-Heinemann.
- Shenoy, A. ve Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 195-203.
- Shimada, Y., Yamaguchi, S. ve Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater*, 18(5), 380-388.
- Shiu, P., De Souza-Zaroni, W. C., Eduardo, C. D. P. ve Youssef, M. N. (2007). Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomedicine and Laser Surgery*, 25(4), 291-296.
- Sjögren, G., Lantto, R. ve Tillberg, A. (1999). Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent*, 81(3), 277-284.

- Sriamporn, T., Thamrongananskul, N., Busabok, C., Poolthong, S., Uo, M. ve Tagami, J. (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J*, 33(1), 79-85.
- Stappert, C. F., Att, W., Gerds, T. ve Strub, J. R. (2006). Fracture resistance of different partialcoverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.*, 137, 514-522.
- Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M. ve Güth, J. F. (2015). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*, 55, 1-11.
- Straface, A., Rupp, L., Gintaute, A., Fischer, J., Zitzmann, N. U. ve Rohr, N. (2019). HF etching of CAD/CAM materials: influence of HF concentration and etching time on shear bond strength. *Head & Face Medicine*, 15(1), 21-31.
- Sundaram, R. ve Varghese, B. (2020). All ceramic materials in dentistry: Past, present and future: A review. *International Journal of Contemporary Medical Research [IJCMR]*, 7, 8-11. Doi: 10.21276/ijcmr.2020.7.2.44
- Swift, E. J., Jr., Bayne, S. C. (1997). Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *Am J Dent*, 10(4), 184-188.
- Swift, E. J., Jr., Triolo, P. T., Jr. (1992). Bond strengths of scotchbond multi-purpose to moist dentin and enamel. *Am J Dent*, 5(6), 318-320.
- Tatar, N. (2016). *Rezin-nano seramik ve polimer-infiltrer seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin kompozit rezinlerle bağlantısının incelenmesi* (Uzmanlık tezi). Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun.
- Thompson, J. Y., Stoner, B. R., Piascik, J. R. ve Smith, R. (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dental Materials*, 27(1), 71-82.
- Tian, T., Tsoi, J. K. H., Matinlinna, J. P. ve Burrow, M. F. (2014). Evaluation of microtensile bond strength on ceramic-resin adhesion using two specimen testing substrates. *Int J Adhes*, 54, 165-171.
- Tian, T., Tsoi, J. K., Matinlinna, J. P. ve Burrow, M. F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater*, 30(7), 147-162. Doi: 10.1016/j.dental.2014.01.017
- Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M. ve 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.
- Tokgöz Çetindağ, M. (2017). *Güncel CAD/CAM hibrit seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesi* (Uzmanlık tezi). Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Diyarbakır.
- Türk, A. G., Ulusoy, M. ve Önal, B. (2014). İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(2), 1-8.
- Turker, N., Buyukkaplan, U. Ş., Başar, E. K., & Özarslan, M. M. (2020). The effects of different surface treatments on the shear bond strengths of two dual-cure resin cements to CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(4), 189-196.
- Turunç-Oğuzman, R., & Şişmanoğlu, S. (2023). Influence of surface treatments and adhesive protocols on repair bond strength of glass-matrix and resin-matrix CAD/CAM ceramics. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 35(8), 1322–1331.
- Tysowsky G. W. (2009). The science behind lithium disilicate: A metal-free alternative. *Dentistry Today*, 28(3), 112–113.
- Tzanakakis, E. G., Tzoutzas, I. G. ve Koidis, P. T. (2016). Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 9-19.
- Uludamar, A. (2007). *Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi* (Yayımlanmamış doktora tezi). Selçuk Üniversitesi, Konya.
- Uludamar, A., Akalın, B. ve Özkan, Y. (2011). Zirkonyum tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhur Dent J.*, 14(2), 140–153.
- Uludamar, A., Aygün, Ş. ve Kulak Özkan, Y. (2011). Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.*, 21(2), 150-162.
- Üstün, Ö., Özarslan, M. M. ve Büyükkaplan, U. Ş. (2017). Restoratif materyallerin direncini ölçen mekanik testler ve klinik etkileri. *Türkiye Klinikleri ProsthodonticsSpecial Topics*, 3(3), 224-228.

- Valandro, L. F., Ozcan, M., Amaral, R., Vanderlei, A. ve Bottino, M. A. (2008). Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: Microtensile versus shear test. *Dent Mater J.*, 27(6), 849–855.
- Valandro, L. F., Ozcan, M., Bottino, M. C., Bottino, M. A., Scotti, R. ve Bona, A. D. (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.
- Van As, G. (2004). Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 48(4), 1017–1025.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Mattar, D., Van Landuyt, K. ve Lambrechts, P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.*, 28, 647-660.
- Villefort, R. F., Amaral, M., Pereira, G. K. R., Campos, T. M. B., Zhang, Y., Bottino, M. A., Valandro, L. F. ve de Melo, R. M. (2017). Effects of two grading techniques of zirconia material on the fatigue limit of full-contour 3-unit fixed dental prostheses. *Dental Materials*, 33(4), e155–e164.
- Wahsh, M. M. ve Ghallab, O. H. (2015). Influence of different surface treatments on microshear bond strength of repair resin composite to two CAD/CAM esthetic restorative materials. *Tanta Dental Journal*, 12(3), 178–184.
- Wang, C. S., Chen, K. K., Tajima, K., Nagamatsu, Y., Kakigawa, H. ve Kozono, Y. (2010). Effects of sandblasting media and steam cleaning on bond strength of titanium-porcelain. *Dental Materials Journal*, 29(4), 381–391.
- Wang, X., Fan, D., Swain, M. V. ve Zhao, K. (2012). A systematic review of all-ceramic crowns: Clinical fracture rates in relation to restored tooth type. *The International Journal of Prosthodontics*, 25(5), 441–450.
- Wildgoose, D. G., Johnson, A. ve Winstanley, R. B. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 136–143.
- Williams, H. (1979). *The science and art of dental ceramics*. Chicago: Quintessence Publishing Co.
- Xible, A. A., de Jesus Tavaréz, R. R., de Araujo, C. R. P. ve Bonachela, W. C. (2006). Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 95, 224-229.

- Yavuz, T., Özyılmaz, Ö. Y., Dilber, E., Tobi, E. S. ve Kiliç, H. Ş. (2017). Effect of different surface treatments on porcelain-resin bond strength. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 26(5), 446–454.
- Yavuzılmaz, H., Turhan, B., Kurt, E. ve Baybek, B. (2005). Tam porselen sistemleri II. *Gazi Üniv Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41-60.
- Yoshida, K., Condon, J. R., Atsuta, M. ve Ferracane, J. L. (2003). Flexural fatigue strength of CAD/CAM composite material and dual-cured resin luting cements. *Am J Dent*, 16, 177-180.
- Yoshida, K., Kamada, K. ve Atsuta M. (2001). Effects of two silane coupling agents, a bonding agent, and cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. *J Prosthet Dent*, 85, 184-189.
- Yoshida, K., Tsuo, Y. ve Atsuta, M. (2006). Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 77, 28-33.
- Zaimoğlu, A. ve Can, G. (2011). Yapıştırma simanları ve simantasyon. A. Zaimoğlu ve G. Can (Ed.). *Sabit protezler içinde* (2. Baskı, ss. 255-288). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A. E., Aksu L. (1993). Dental porselenler. A. Zaimoğlu, G. Can, A. E. Ersoy, L. Aksu (Ed.). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi* (1. Baskı, ss. 355-390). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- Zarone, F., Di Mauro, M. I., Ausiello, P., Ruggiero, G. ve Sorrentino, R. (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: A narrative review. *BMC Oral Health*, 19(1), 1-14.
- Zhang, Y. ve Lawn, B. R. (2019). Evaluating dental zirconia. *Dental Materials*, 35(1), 15–23.
- Zhang, Y., Sun, M. J. ve Zhang, D. (2012). Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. *Acta Biomaterialia*, 8(3), 1101–1108. Doi: 10.1016/j.actbio.2011.11.033
- Zogheib, L.V., Bona, A. D., Kimpara, E.T. ve J.F, M. (2011). Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicatebased glass ceramic. *Brazilian Dental Journal*, 22(1), 45-50.

Teşekkür

Uzmanlık eğitimim boyunca bana her zaman her konuda yol gösteren, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen, bana bu mesleği öğretene, desteğini her zaman arkamda hissettiğim, uzmanlık eğitimimde ve tezimde emeği çok büyük olan saygıdeğer hocam Prof. Dr. Mübin Ulusoy'a,

Uzmanlık tez çalışmam boyunca bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen, ihtiyacım olduğunda her zaman yardımcı olan Doç. Dr. Ayşe Gözde Türk'e,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı başkanı Prof. Dr. Mine Dünder Çömlekoğlu'na, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm değerli öğretim üyelerine ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Uzmanlık tez sunumumda bulunan jüri üyelerim; Prof. Dr. Hamit Serdar Çöter ve Prof. Dr. Muhittin Toman'a,

Beni her konuda destekleyen, bu sürece başlamam için beni cesaretlendiren, bu süreçteki tüm kahrımı çeken en çok sevdiklerim annem, babam, kardeşim ve sevgili eşim Dr. Dt. İrem Asya Kafadar Gürbüz'e çok teşekkür ederim.

İzmir, 7.11.2024

Dt. Olkan Gürbüz

Özgeçmiş

2014 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde lisans eğitimime başladım ve aynı fakülteden 2020 yılında mezun oldum. 2021 yılında yapılan Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavını kazanarak 2021 yılının Temmuz ayında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım.

Email adresi:

