

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**POLİMER İÇEREN ÜÇ FARKLI CAD/CAM
MATERİYALİN REZİN SİMANA BAĞLANTISINA,
FARKLI KONSANTRASYONLARDAKİ HİDROFLORİK
ASİT VE YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Rufat HAJİYEV

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

2022-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

POLİMER İÇEREN ÜÇ FARKLI CAD/CAM
MATERİYALİN REZİN SİMANA BAĞLANTISINA,
FARKLI KONSANTRASYONLARDAKİ HİDROFLORİK
ASİT VE YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN
İNCELENMESİ

Rufat HAJİYEV

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından tarafından 5688 proje numarası ile desteklenmiştir.

2022-ANTALYA

ETİK BEYAN

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

Aday

Rufat HAJİYEV

İmza

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince yardımlarını ve bilgilerini benden esirgemeyen, daima destek olan değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Şebnem BÜYÜKKAPLAN' a,

Göstermiş olduğu anlayış ve katkılarından dolayı değerli anabilim dalı hocalarım Prof. Dr. Ömer KIRMALI' ya, Doç. Dr. Mustafa ÖZARSLAN' a, Doç. Dr. Meral Arslan MALKOÇ ve Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN' e,

Bilgi ve tecrübelerini paylaşmaktan hiçbir zaman kaçınmayan, klinikte gösterdiği başarıları daima örnek aldığım değerli abim Doç. Dr. Kubilay BARUTCİGİL' e,

Uzmanlık eğitimimde göstermiş olduğu yardımlarına göre Doç. Dr. Nurullah TÜRKERE,

İlgisi ve desteği ile her zaman yanımda olan, güleryüzü ve enerjisiyle hayatıma farklı bir renk katan Tuğçe ODABAŞ' a, tez döneminde yardımını esirgemeyen Sevgi KARADUMAN' a ve tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı' ndaki değerli çalışma arkadaşlarıma,

Hayatımın her döneminde sırtımı yasladığım dostlarım Oruc HÜSEYNLİ ve Turgay MALİKLİ' ye,

Uzakta olmalarına rağmen hep yakınımnda hissettiğim, bugünlere ulaşmamda maddi ve manevi desteğini hiçbir zaman esirgemeyen annem Kemale HAJİYEVA, babam Arzuman HAJİYEV ve kardeşim Nail HAJİYEV 'e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

POLİMER İÇEREN ÜÇ FARKLI CAD/CAM MATERİYALİN REZİN SİMANA BAĞLANTISINA, FARKLI KONSANTRASYONLARDAKİ HİDROFLORİK ASİT VE YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Çalışmanın amacı, polimer içeren üç farklı CAD/CAM materyalin rezin simana bağlantısına, uygulanan farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin etkisini incelemektir.

Yöntem: Çalışmada polimer içeren üç farklı CAD/CAM materyalinden; Grandio blok (VOCO, GmbH Cuxhaven, Germany), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Cuxhaven, Germany) ve Cerasmart (GC, Tokyo, Japan) hassas kesim cihazı kullanılarak 2 mm kalınlığında örnekler (N=180) elde edildi. Hazırlanan örnekler uygulanan yüzey işlemlerine göre kontrol grubu da dahil olmak üzere altı alt gruba (n=10) ayrıldı. Örneklerin, simana bağlantısının değerlendirileceği yüzeyine Cojet, 2W Er,Cr:YSGG lazer, %9,5'lük hidroflorik asit, %6'luk hidroflorik asit ve %3'lük hidroflorik asit uygulandı. Uygulanan yüzey işlemlerinden sonra her gruptan rastgele seçilen 2 örnek SEM ve AFM analizine tabi tutuldu. Ardından tüm örneklerin işlem görmüş yüzeylerine dual-cure self adeziv rezin siman RelyX U200 (3M ESPE, St. Paul, USA) uygulandı. Resin simanın bağlanma dayanımı örnek yüzeylerine dik bir kuvvet gelecek şekilde kuvvet hızı 0.5 mm/dak olan bir mikro gerilim cihazı, Esetron Mekatronik (Ankara, Turkey), ile test edildi. Elde edilen verilerin normal dağılıma uyum göstermesi sebebiyle gruplar arası karşılaştırmalarda parametrik yöntemlerden “Bağımsız t testi” ve “Tek Yönlü ANOVA” testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0,005$ olarak kabul edildi. Kırık tipleri stereomikroskop yardımı ile incelendi.

Bulgular: Cojet, 2W Er,Cr:YSGG lazer ve %9,5 HF asit uygulanan Grandio blok, Vita Enamic CAD/CAM blok örneklerinde bağlanma değerlerinde anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). Cerasmart örneklerine uygulanan tüm yüzey işlemleri bağlanma değerini arttırmıştır. Stereomikroskop incelemesinde en fazla adeziv kırık görülürken, koheziv kırığa sadece 4 örnekte rastlanmıştır.

Sonuç: Uygulanan yüzey işlemlerinin etkinliği materyal tipine göre farklılık göstermektedir. Düşük konsantrasyonlardaki hidroflorik asit tüm gruplara etki etmese de yüzey topografilerinde değişiklik meydana getirmiştir.

Anahtar kelimeler: CAD/CAM blok, Rezin siman., Yüzey işlemi, Bağlanma dayanımı



ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF HYDROFLUORIC ACID IN DIFFERENT CONCENTRATIONS AND SURFACE TREATMENTS ON SHEAR BOND STRENGTH OF THREE DIFFERENT CERAMIC/ GLASS POLYMER CAD/CAM BLOCKS TO RESIN CEMENT

Objective: The aim of the study is to examine the effect of different surface treatments on the shear bond strength of three different polymer-containing CAD/CAM materials to the resin cement.

Method: Samples of 2 mm thickness (N=180) were obtained using a precision cutting device from Grandio block (VOCO, GmbH Cuxhaven, Germany), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Cuxhaven, Germany) and Cerasmart (GC, Tokyo, Japan) which are ceramic/ glass blocks. The prepared samples were divided into six subgroups (n=10), including the control group, according to the applied surface treatments. Cojet, 2W Er,Cr:YSGG laser, 9.5% hydrofluoric acid, 6% hydrofluoric acid and 3% hydrofluoric acid were applied to the surface of the specimens where cement shear bond strength was to be evaluated. After the applied surface treatments, 2 randomly selected sample from each group was subjected to SEM and AFM analysis. Then, dual-cure self-adhesive resin cement RelyX U200 (3M ESPE, St. Paul, USA) was applied to the treated surfaces of all samples. The bond strength of the resin cement was tested with a microtension device, Esetron Mechatronics (Ankara, Turkey), with a force speed of 0.5 mm/min, with a force perpendicular to the sample surfaces. Due to the normal distribution of the obtained data, the "Independent t-test" and "One-Way ANOVA" test, which are parametric methods, were used for comparisons between groups. Statistical significance level was accepted as $p < 0.005$. Fracture types were examined with a stereomicroscope.

Results: There was a significant difference in the bonding strength values of Cojet, 2W Er,Cr:YSGG laser and 9.5% HF acid applied Grandio block and Vita Enamic CAD/CAM block samples ($p < 0.05$). All surface treatments applied to Cerasmart samples increased the bond strength value. Adhesive fractures were the most common in stereomicroscopy, while cohesive fractures were found only in 4 specimens.

Conclusions: The effectiveness of the applied surface treatments varies according to the material type. Although low concentrations of hydrofluoric acid did not affect all groups, it changed the surface topographies.

Key words: CAD/CAM blocks, Surface treatment, Resin cement ,Bond strength



İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	iii
İÇİNDEKİLER	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
ŞEKİLLER.....	x
TABLolar	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihi.....	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri	5
2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	6
2.2. CAD/CAM Sistemine Uyumlu Dental Seramikler.....	7
2.2.1. Feldspatik Seramikler	8
2.2.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler	8
2.2.3. Mika İçerikli Seramikler	9
2.2.4. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	9
2.2.5. Zirkonya Esaslı Seramikler	10
2.2.6. Resin Matriks Seramikler	11
2.3. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu.....	15
2.3.1. Diş-Resin Bağlantısı	16
2.3.2. Seramik Resin Bağlantısı	16
2.3.3. Adeziv Resin Simanlar	17
2.4. Dental Seramiklerde Simantasyon Öncesi Uygulanan Yüzey İşlemleri .	19

2.4.1.	Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler:	20
2.4.2.	Kimyasal bağlantı oluşturan işlemler:	24
2.4.3.	Hem mekanik hem de kimyasal bağlantı için uygulanan işlemler	25
2.4.4.	Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Analizi	26
2.4.5.	Atomik Kuvvet Mikroskopu (AFM) Analizi.....	26
2.4.6.	Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri	27
2.4.7.	Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi.....	28
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	30
3.1.	Çalışmada Kullanılacak Örneklerin Hazırlanması	34
3.1.1.	Deney Gruplarının Oluşturulması.....	36
3.2.	Seramik Örneklerle Uygulanan Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri.....	39
3.2.1.	Kontrol grubu	39
3.2.2.	Hidroflorik asit uygulama işlemi.....	39
3.2.3.	Cojet uygulama işlemi	40
3.2.4.	Er,Cr: YSGG lazer ile yüzey işlemi	41
3.3.	Rezin Simanın Uygulanması	42
3.4.	Örneklerin AFM Analizi ile İncelenmesi	43
3.5.	Örneklerin SEM Analizi ile İncelenmesi	43
3.6.	Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	44
3.7.	Stereomikroskop İncelenmesinin Yapılması	45
3.8.	İstatistiksel Değerlendirme.....	45
4.	BULGULAR.....	46
4.1.	Makaslama Testi Bulguları	46
4.2.	SEM ve AFM Analizi Bulguları.....	55
4.3.	Stereomikroskop İncelemesi	60
5.	TARTIŞMA	63

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	76
KAYNAKLAR.....	77
ÖZGEÇMİŞ.....	96



SİMGELER VE KISALTMALAR

°C	Santigrad derece
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
Al ₂ O ₃ -2SiO ₂ -2H ₂ O	Kaolen
Bis-GMA	Bisfenol-A-diglisidilmetakrilat
Bis-MEPP	2,2-Bis(4-methacryloxypolyethoxyphenyl) propane
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim
CaO	Kalsiyum oksit
CO	Karbondiyoksit
dk	dakika
DMA	Dimethacrylate
Er	Erbium
Er,Cr:YSGG	Erbium, kromiyum yitrium skandiyum galyum garnet
Er:YAG	Erbium yitrium alüminyum garnet
HF	Hidroflorik
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilatı
K ₂ O	Potasyum oksit
K ₂ O-Al ₂ O ₃ -6SiO ₂	Feldspat
MDP	10-methacryloyloxydecyldihydrogenphosphate
mm	millimetre
MPa	Megapaskal
Na ₂ O	Sodyum oksit
Nd	Neodymiyum
Nd:YAG	Neodymiyum yitrium alüminyum garnet
nm	Nanometre
PICN	Polimer infiltre seramik ağ materyali
TZP	Tetragonal zirkonya
µm	Mikrometre
SEM	Taramalı Elektron Mikroskopu
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskopu
Si	Silisyum

SiO ₂	Silikon dioksit, Kuartz
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
W	Watt
ZrO ₂	Zirkonya
Y-TZP	Yitriyum-tetragonal zirkonya polikristalin
PMMA	Polimetilmetakrilat



ŞEKİLLER

ŞEKİL 2. 1 ZİRKONYADA ÇATLAK OLUŞUMU VE TRANSFORMASYON SERTLEŞMESİ	11
ŞEKİL 2. 2 MAKASLAMA TEST DÜZENEGİ	28
ŞEKİL 3. 1 ÇALIŞMADA KULLANILAN POLİMER İÇERİKLİ CAD/CAM BLOKLAR.....	35
ŞEKİL 3. 2 ISOMET HASSAS KESME CİHAZI	35
ŞEKİL 3. 3 ÖRNEKLERİN PLASTİK KALIPLARA SABİTLENMESİ	36
ŞEKİL 3. 4 ÇALIŞMA PLANI.....	38
ŞEKİL 3. 5 YÜZEY PÜRÜZLENDİRME İŞLEMİNDE KULLANILAN %9,5 HF ASİT	39
ŞEKİL 3. 6 %9,5'LUK HF ASİTİN LABORATUVAR ORTAMINDA SEYRELTİLMESİ.....	39
ŞEKİL 3. 7 SEYRELTME SONRASI ELDE EDİLEN %3 VE %6 HF ASİT	40
ŞEKİL 3. 8 HF ASİTİN CAD/CAM BLOK ÖRNEKLERİNE UYGULANMASI...	40
ŞEKİL 3. 9 ÇALIŞMADA KULLANILAN COJET KUMU.....	41
ŞEKİL 3. 10 SERAMİK ÖRNEKLERE COJETİN UYGULANMASI.....	41
ŞEKİL 3. 11 WATERLASE LAZER CİHAZI VE ÖRNEKLERİN PÜRÜZLENDİRİLMESİNDE KULLANILAN PARAMETRELER.....	42
ŞEKİL 3. 12 ÇALIŞMADA KULLANILAN REZİN SİMAN	42
ŞEKİL 3. 13 CAD/CAM BLOK ÖRNEKLERİNE REZİN SİMANIN UYGULANMASI.....	43
ŞEKİL 3. 14 REZİN SİMAN UYGULANMIŞ CAD/CAM BLOK ÖRNEĞİ.....	43
ŞEKİL 3. 15 ESETRON MİKROGERİLİM TEST CİHAZI.....	44
ŞEKİL 3. 16 MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ UYGULAMASI	44
ŞEKİL 3. 17 KIRILMA TİPLERİNİN BELİRLENDİĞİ STEREOMİKROSKOP VE BİLGİSAYAR DÜZENEGİ	45
ŞEKİL 4. 1 GRANDİO BLOK ÖRNEĞİNDE, YÜZEY İŞLEMLERİNE GÖRE ORTALAMA MPA DEĞERLERİ.....	48

ŞEKİL 4. 2 VİTA ENAMİC ÖRNEĞİNDE, YÜZEY İŞLEMLERİNE GÖRE ORTALAMA MPA DEĞERLERİ.....	50
ŞEKİL 4. 3 CERASMART ÖRNEĞİNDE, YÜZEY İŞLEMLERİNE GÖRE ORTALAMA MPA DEĞERLERİ.....	52
ŞEKİL 4. 4 YÜZEY İŞLEMİ GRUPLARINDA GRANDİO BLOK, VİTA ENAMİC VE CERASMART SERAMİK MATERYALLERİNİN ORTALAMA MAKASLAMA BAĞLANMA DEĞERLERİ.....	53



TABLÖLAR

TABLO 2. 1 GRACİS VE ARKADAŞLARININ YAPTIĞI SINIFLANDIRMANIN ŞEMATİK GÖRÜNTÜSÜ	7
TABLO 3. 1 ÇALIŞMADA KULLANILAN MATERYALLER	30
TABLO 4. 1 NORMALLİK TESTİ BULGULARI.....	46
TABLO 4. 2 GRANDİO BLOK ÖRNEĞİNDE GRUPLAR ARASI “MPA” DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASINA İLİŞKİN BAĞIMSIZ T TESTİ SONUÇLARI.....	47
TABLO 4. 3 VİTA ENAMİC ÖRNEĞİNDE GRUPLAR ARASI “MPA” DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASINA İLİŞKİN BAĞIMSIZ T TESTİ SONUÇLARI.....	49
TABLO 4. 4 CERASMART ÖRNEĞİNDE GRUPLAR ARASI “MPA” DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASINA İLİŞKİN BAĞIMSIZ T TESTİ SONUÇLARI.....	51
TABLO 4. 6 YÜZEY İŞLEMİ GRUPLARINDA GRANDİO BLOK, VİTA ENAMİC VE CERASMART ÖRNEKLERİN ORTALAMA MAKASLAMA DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASINA İLİŞKİN TEK YÖNLÜ ANOVA TESTİ SONUÇLARI	52

1. GİRİŞ

Günümüzde CAD/CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tam kron, köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi gibi geniş bir endikasyon alanında kullanıma sahiptir (1). Sabit protetik tedavilerde kullanılmak amacı ile son zamanlarda indirekt restorasyonlar için, polimer içeren CAD/CAM restoratif materyallerin gelişiminde büyük bir ivme vardır. Büyük çoğunluğu polimer ve seramiğin olumlu özelliklerini birlikte kullanma hedefine yönelik bu materyallerden bazıları, polimer infiltre seramik ağ olarak da nitelenen hibrit seramikler ve rezin nano seramiklerdir. Özellikle hibrit seramik restoratif materyaller ile birlikte seramik ve kompozit rezinlerin pozitif özelliklerini birleştirilmiştir.

İndirekt restorasyonların, özellikle minimal invaziv yöntemle gerçekleştirilen tedavilerin, uzun dönem klinik başarısı için önemli olan faktörlerden biri bağlanma dayanımıdır. Güçlü bir bağlanma dayanımı için gerekli faktörlerden biri de adezyondur (2). Güçlü ve dayanıklı bir bağlantı, restorasyon, yapıştırma simanı ve diş arasındaki başarılı bir adeziv bağlanmayla sağlanır. Simantasyon prosedürleri, restorasyonun retansiyonunu, dayanıklılığını, marjinlerin sızdırmazlığını ve buna bağlı olarak da klinik başarıyı arttıran önemli aşamalardan biridir.

Restoratif materyallerinin simantasyonunda adezyonu arttıran önemli aşamalardan biri de uygulanan yüzey işlemleridir. Uygulanan yüzey işlemleri, siman bağlanma dayanımını, iki farklı yüzey arasındaki bağlanma dayanımını ve tamir işlemlerinde tamir materyali ile seramik arasındaki bağlanma dayanımını arttırmaktadır. Uygulanan yüzey işlemleri, materyal yüzeyindeki temas alanının artmasını sağlayarak, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği de artırır, bu sayede simanın mikro çukurcuklara akmasına izin verirler ve güçlü bir mikro mekanik kilitleme sağlarlar (3). Güvenilir bir bağlantı için seramik yüzeyine mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu olan yüzey işlemleri uygulanabilmektedir (4).

Farklı materyallerden üretilen restorasyonların yüzeylerine uygulanacak işlemlerle ilgili literatürde pek çok farklı çalışma dizaynı ve bilgi mevcuttur. Ancak, gelişen teknoloji sayesinde hızla klinik uygulamaya sunulan her bir materyal farklı fiziksel özelliklere sahiptir. Polimer içeren CAD/CAM materyalleri farklı içerik yüzdeleri ve

özelliklerle zaman içinde sürekli yenileri eklenerek hekimlerin kullanımına sunulmaktadır. İdirekt restorasyonların prognozunu ve ömrünü belirleyen en önemli faktörlerden biri olması nedeni ile restorasyon siman arayüzü bağlantısı en çok çalışılan konulardan olmakla birlikte, bu çalışmanın amacı polimer içeren farklı CAD/CAM materyallerin rezin simana bağlantısına, farklı konsantrasyonlardaki hidroflorik asit ve yüzey işlemlerinin etkisinin incelenmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihi

Seramik, orjinini topraktan yapılma anlamına gelen Yunanca ‘keramos’ sözcüğünden alan, insan tarafından yapısı değiştirilerek oluşturulmuş ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısında materyaldir (5). Cam materyali, volkanik camlar sayesinde ilk çağlardan bu yana var olmuştur. Hipoteze göre; camın keşfi, bir orman yangının silika kumsalı yatağına ulaşması ile gerçekleşmiştir. Çekoslavyada tarihi M.Ö. 23.000-lere dayanan kil esaslı seramik objelerin bulunması, ilk insanların kil, kum ve cam malzemelerini ısı ile işleyip kullanabildiklerini gösterir (6). Rusya’da yerleşik topluluklarca üretilmiş seramik eşyaların tarihi M.Ö. 6000-7000 yıllarına dayanmaktadır (7). Gelişmiş porselen ilk olarak M.S. 1000 yıllarında Çin’de kullanılmaya başlamıştır. Seramik üzerine çalışmalar, formülünün 17.yy başlarında Avrupalılar’ın keşfinden sonra başlamıştır (8). O dönemde ev ve süs eşyaları için üretilen seramikler, yeterli fırınlar olmadığı için kırılğan ve opak materyallerdir. Belirli teknik ve ısılarda pişirme teknikleri geliştikten sonra diş hekimliği alanında seramikler kullanılır olmuştur. Seramik, inorganik ametallerin genel adıdır. Bu kapsama camlar, nitritler, silikatlar, metal oksitler ve çimentolar da dahildir. Porselenler, birbirleri içinde çözünmeyen feldspar, kuartz ve kaolin gibi minerallerin düşük ısıda eriyerek şekillendiği seramik materyali olarak tanımlanır. Diş hekimliğinde “porselen terimi”; “dental seramik” veya “dental porselen” olarak kullanılmaktadır (8).

Diş hekimliğinin ‘babası’ sayılan Pierre Fauchard, 1728 yılında yazdığı ‘Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents’ isimli kitapta porselenin diş hekimliği alanında kullanılabileceğini bildirmiştir ve porselenin mine ve dişeti rengini taklit edebileceğini öngörmüştür (9). 1774 yılında Paris’li eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ilk porselen yapay dişleri üretmişlerdir (10). De Chemant çalışmalarına İngiltere’de Josiah Wedgwood isimli bir bilim adamı ve porselen üreticisi ile devam etmiştir. İki araştırmacı yüksek ısılarda pişirme teknikleri geliştirmek için birçok laboratuvar deneyleri yapmışlardır. Çinliler’in formülü ilk olarak Paris’de denenmiş ve İngiltere’de çalışmalar devam etmiştir.

Giuseppangelo Fonzi'nin 1808 yılında total protezler için 'terrometalik' diye adlandırdığı kişisel olarak üretilen porselen dişleri kullanması protetik diş hekimliği alanında önemli bir gelişme olmuştur (11). Porselenin translüsentliğinin ve renginin gelişmesi ise, 1838 yılında Elias Wildman'ın vakumlu fırınlamayı ilk kez kullanması sayesinde gerçekleşmiştir. 1885 yılında Logan, platin post üstüne porselen uygulayarak post ve porselen arasındaki retansiyon problemini çözmüştür. 'Richmond kuron' olarak isimlendirdiği kuronlar, Fonzi'nin platin çivili porselen dişleri geliştirmesinden 77 yıl sonra metal porselen sistemindeki ikinci büyük gelişme olmuştur (10).

Porselenin sabit protezlerde kullanımının öncüsü sayılan Dr. Charles Land, 1886 yılında platin yaprak üstüne feldspatik porseleni işlemiştir. Land, inley ve kuronları geliştirdikten sonra 1889 yılında jaket kuron patentini almıştır (12). Land'ın geliştirdiği inleyler M.Ö. 800'de ilk kez Mayalarda görülmüş dolgulara benzemektedir (6). 1950'lerde porselenin yapısına lösit eklenmesi, genleşme katsayısı yüksek olan porselenin altın alaşımları ile daha güçlü bağlantı oluşturmalarını sağlamıştır (10) (13). 1958 yılında Vines ve arkadaşları estetik diş hekimliğinde çığır açan vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir (14). 1960 yıllarının başında Weinstein, altın alaşımlarla porselenin yapısını değiştirerek vakum altında pişirmiştir. Porselene %11-15 oranında potasyum oksit ekleyerek ve ısıyı 7000°C'den 12000°C'e çıkartarak yüksek genleşme katsayısına sahip porselenin metale bağlantı kuvvetini arttırmıştır (6).

McLean ve Sced 1976 yılında çift folyo tekniği kullanarak porselen jaket kuronun güçlenmesini sağlamışlardır. 'Twin Foil' adını verdikleri bu teknikte alçı model üzerine iki kat platin yaprak adapte edilir ve üstteki yaprak kalay ile kaplanır. Ancak kuron iç yüzeyinde gri renklenmeye neden olduğu için estetik olarak avantajlı olmadığı görülmüştür.

1980'li yıllardan itibaren artmış dayanıklılık ve estetiği bir arada sunan üretim teknikleri, tam porselen sistemlerine ilginin artmasına neden olmuştur. Bu sebeple çok farklı yapım teknikleri de gündeme gelmiştir (15, 16).

Hacmen %34 lösit içeren preslenebilir bir cam seramik olan IPS Empress 1990'ların başında tanıtılmıştır. 1990'ların sonunda ise, hacimce yaklaşık %70 lityum disilikat kristal içeren, kırılmaya dirençli, preslenebilir bir cam seramik olan IPS Empress 2 piyasaya sürülmüştür. Bu seramik, premolarlara kadar üç üyeli sabit dental protezlerde kullanılmıştır.

Tüm bu gelişmeler günümüz diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin ortaya çıkmasını sağlamış ve tam seramik protezler üzerine yeni bir ilgi uyandırmıştır.

2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri

Seramikler genellikle silikat yapısındadır ve bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle (bu genellikle oksijendir) yaptığı bir kombinasyondur. Bu kombinasyon, her silikon atomunun dört oksijen atomu ile çevrelendiği (SiO_4) tetrahedradır (17). Büyük oksijen atomları matriks olarak görev alır, daha küçük atomları ise bu büyük oksijen atomları arasına sıkışmışlardır.

Seramik kristalindeki atomik bağlar hem kovalent hem de iyonik yapıdadır ve serbest elektronları yoktur. Bu kuvvetli bağlar, seramiklerde stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler sağlar. Ancak bu yapı, düşük ısı ve elektrik geçirgenliği ile kırılabilirlik gibi istenmeyen özelliklere de sahiptir.

Dental seramiklerin ana yapısı esas olarak, feldspar, kaolin ve kuartz minerallerinden oluşmaktadır (18). Ayrıca bu maddelerin dışında renk pigmentleri, opaklaştırıcı maddeler, ara oksitler, akışkanlar ve cam modifiye ediciler de görülmektedir.

Feldspar

Feldspar, potasyum alüminyum silikat / ortoklas ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_6\text{SiO}_2$) ve albitin ($\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$) karışımıdır (19, 20). Kristal opak bir madde olup camsı fazı sağlar. Feldspar, en düşük eriyen bileşiktir ve pişirildiğinde önce o erir. Kuartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olur. Doğal feldspar, saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Feldsparın soda formu ergime sıcaklığını düşürürken, potas formu ergimiş camın viskozitesini artırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve akmayı azaltır. Halihazırda mevcut olan porselenlerin çoğu, pişmiş restorasyona yarı saydamlık kazandırdığı için potasyum feldspar içerir. Potas, 1250°C 'den 1500°C 'ye ısıtıldığında cam oluşturmak için kaolin ve kuvars ile birleşir (20). Soda feldspar, porselenin füzyon sıcaklığını düşürerek piroplastik akışa neden olur.

Kuartz

Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, matriks içinde doldurucu görevi yapar, seramiğin dayanıklılığının artmasını sağlar ve şeffaf görünüm kazandırır. Eriyerek şekillenme ısısı çok yüksek olduğu için pişirme sırasında serbest duran seramik restorasyonun şeklini

korumasına yardım eder. Dental seramiklerin yapısında %10-30 oranında bulunmaktadır.

Kaolin

Çin kili olarak isimlendirilen kaolin, bir alüminyum hidrat silikadır ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$). Opak olduğundan, çok az miktarda kullanılır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Seramik hamuruna elastisite verir. Adeziv özelliğinden dolayı su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelir. Kuartz ve felspar için bağlayıcı ve opaklaştırıcı olarak kullanılır. Aynı zamanda kaolin, seramiğin elde işlenebilmesini de kolaylaştırır.

2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler, mikroyapıları, translusensileri, kompozisyonları, üretim teknikleri, füzyon ısıları, kırılma dirençleri ve aşındırıcılıkları gibi özellikleri esas alınarak çeşitli şekillerde sınıflandırılabilir (17, 21).

Gracis ve arkö.'larının yaptığı sınıflandırma sistemine göre, tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller üç gruba ayrılabilir (22)(Tablo 2.1):

- Cam matriks seramikler
- Polikristalin seramikler
- Rezin matriks seramikler

Tablo 2. 1 Gracis ve arkadaşlarının yaptığı sınıflandırmanın şematik görüntüsü (22)



2.2. CAD/CAM Sistemine Uyumlu Dental Seramikler

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM), günümüz diş hekimliğinin giderek daha popüler bir parçası haline gelmiştir (23). Bu sebeple CAD/CAM sistemleri ve bu sistemler için tasarlanmış blokların kullanımı gittikçe artmaktadır. Bu yöntem ile üretilen restorasyonlar, konvansiyonel yöntemle kıyasla mekanik ve estetik olarak güvenilir sonuçlar vermektedir (24).

CAD/CAM restorasyonları için bir dizi restoratif materyal kategorisi mevcuttur. Her malzeme kategorisi, kendine özgü klinik uygulamaları için tasarlanmış benzersiz özellikler sunar. CAD/CAM sistemi, bu materyallerin bir restorasyona dönüştürüldüğü süreci temsil ederken, restorasyonun klinik sonucu daha çok kullanılan restoratif materyalin tipine göre belirlenir. Bu materyaller aşağıdaki gibi gruplandırılabilir (24, 25) :

- Feldspatik Seramikler
- Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler
- Mika İçerikli Seramikler
- Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

- Zirkonya Esaslı Seramikler
- Monolitik Zirkonyalar
- Rezin Matriks Seramikler

2.2.1. Feldspatik Seramikler

Çoğu seramiklerin iki farklı fazı vardır: cam fazı ve kristal faz. Cam faz genellikle estetik davranıştan sorumludur, kristal faz ise mekanik güç ile ilişkilidir. Bununla birlikte, kristal faz, cam matris ile benzer bir kırınım indeksine sahiptir; dolayısıyla tüm yapının yarı saydamlığına da katkıda bulunmaktadır. Bu nedenle hem mekanik hem de estetik özellikler seramik bileşimine bağlıdır (26).

Feldspatik porselenler, lösit parçacıkları ve feldspat içeren silika esaslı bir porselen türüdür (27). Feldspat, amorf bir yapıya sahip bir cam fazı oluşturmak için bazı metal oksitlere bağlanır. Bu tip porselenler yüksek cam içeriğine sahiptir, mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi şekilde simüle edebilir. Bu nedenle laminatlar, inleyler, onleyler ve overlayler gibi indirekt restorasyonların üretiminde yaygın olarak kullanılır (28, 29). Ayrıca, toz/sıvı formu metal-seramik restorasyonlarda veneer materyali olarak kullanılmaktadır. Bu porselenlerde kristal fazı lösit parçacıkları oluşturur (27). Feldspatik seramikler yüksek estetiğin yanı sıra aşınma ve basınç yüklerine karşı yüksek direnç gösterirler ve biyouyumludurlar(28, 30). Ancak kırılma dirençleri diğer seramik türlerine göre daha düşüktür (28).

Vita Mark II blokları (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 1991 yılında Cerec I (Sirona Dental System, Bensheim, Germany) sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiştir (31). Vita Mark II bloklarından üretilen restorasyonlar, ince kristal mikro yapıları ve CAD/CAM üretim tekniğiyle mineye yakın aşınma özelliği göstermiştir. Üretici firma tarafından Vita Mark II'nin bükülme dayanımı 150 MPa olarak bildirilmiştir. İnlay, onley, monolitik anterior kuron ile veneerlerde rahatlıkla kullanılabilirler (32).

Yapılan çalışmalar, Vita Mark II ile üretilen inlaylerin sağ kalım oranını 5 yıl sonunda %94,7, 8 yıl sonunda %90,6 ve 10 yıl sonunda %85.7 olarak göstermiştir (33-35).

2.2.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler

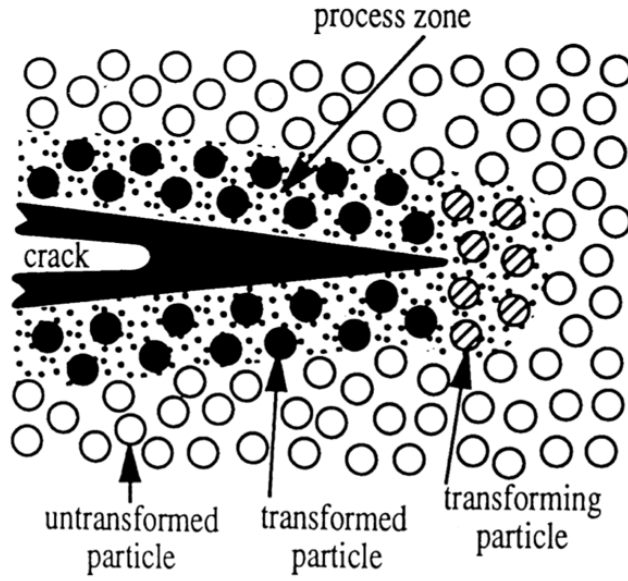
Lösitle güçlendirilmiş seramikteki matriks, alüminyum silikat cam temeline dayanır. Hacimce yaklaşık %50 oranında lösit kristalleri içeren bu malzemeler; hem toz/sıvı

Lityum disilikat seramiği olan IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Schaan) 2006 yılında CAD/CAM sisteminde kullanılmak üzere kullanıma sunulmuştur. IPS e.max CAD, yarı kristalize materyal olup yaklaşık %40 oranında lityum meta-silikat (Li_2SiO_3) kristalleri içerir. Seramik, ilave renklendiricilerin miktarına göre bu fazda mavi renktedir. Kısmi kristalizasyonda amaç frezeleme işleminin kolaylığını sağlamanın yanı sıra çatlak oluşumunu önleyerek seramiğe yeterli direnci sağlamaktır (52). Materyalin yarı kristalize fazdaki direnci 130-150 MPa'dır. Mavi fazdaki bloklar, CAD/CAM sisteminde kolaylıkla işlenebilmektedir. CAD/CAM sistemiyle üretilen restorasyonlar daha sonra 850 °C derecede vakum altında sinterize edilir. Üretici verilerine göre, bu işlemten sonra materyalin bükülme direnci yaklaşık 360 MPa'a ulaşmaktadır (53). IPS e.max CAD bloklar renk özelliklerine göre; yüksek translusensiye sahip HT bloklar, düşük translusensiye sahip LT bloklar olarak ikiye ayrılırken, son zamanlarda, tabakalama tekniğiyle kullanılabilecek olan 'medium opacity' bloklar da sınıflamaya eklenmiştir. Laminate, onley, inley, , kron ve köprü yapımında kullanılan IPS e.max CAD restorasyonlar adeziv veya geleneksek yöntemlerle simante edilebilmektedir (22, 54).

2.2.5. Zirkonya Esaslı Seramikler

Günümüz diş hekimliğinde en çok kullanılan materyallerden olan zirkonyum yüksek mekanik direnci, kimyasal ve buyutsal stabilitesi ile ön plana çıkmaktadır. Zirkonyum elementinin oksiti olan zirkonya, yaklaşık 0,4 µm boyutundaki taneciklerin homojen dizilimleri sayesinde oldukça serttir. Mekanik özellikleri metallerinkine çok benzer ve estetik olarak da rengi diş dokularına uyumludur (55). Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda zirkonyumun sitotoksik olmadığı kanıtlanmış ve bakteriyel yapışmayı arttırmadığı görülmüştür (56-59).

Saf alaşımsız zirkonya, ortam basıncında polimorfik ve allotropiktir. Farklı sıcaklıklarda üç kristalografik şekil sunar; Monoklinik faz; oda ısısı ile 1170°C arasında, tetragonal faz; 1170°C ile 2370°C arasında, kübik faz; 2370°C ile erime noktası olan 2680°C arasındadır (60). Zirkonya basınca maruz kaldığında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşür ve hacimi %3-%5 oranında artar (61, 62). Böylelikle çatlak olduğu bölgede biriken aşırı stres ortadan kalkar ve sonuç olarak çatlağın ilerlemesi durdurulmuş olur (63).



Şekil 2. 1 Zirkonyada çatlak oluşumu ve Transformasyon sertleşmesi (55)

Zirkonya seramiklerin türü olan 3Y-TZP (%3 mol itriyumla stabilize tetragonal zirkonya polikristali)'nin sabit restorasyonlarda metal alt yapıya bir alternatif olarak kullanımı oldukça yaygındır. Yitriyum-tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) sinterlemeden sonra en yüksek sertlik ve kırılma dayanımı gösteren zirkonya seramiktir (22). Y-TZP esaslı alt yapı sistemlerinin bükülme dayanımları 900-1200 MPa arasındadır. İki tabakalı zirkonya destekli sabit protezlerde en sık karşılaşılan komplikasyon veneer porseleninde görülen *chipping* (porselen atması) tarzında kırılmalardır (64, 65). Bu amaçla, son yıllarda sinterizasyon işleminde ısı ve süresindeki modifikasyonlarla optik özellikleri iyileştirilmiş, veneer porseleni kullanımına ihtiyaç olmaksızın monolitik zirkonyalar geliştirilmiştir (66-68).

2.2.6. Rezin Matriks Seramikler

Seramik materyaller mükemmel biyouyumluluk, optimal mekanik özellikler, düşük plak birikimi, mükemmel estetik ve renk stabilitesi avantajlarına rağmen, malzemenin karşıt dişte aşınma oluşturması, kırılma, düşük bükülme ve çekme direnci, çatlak ve defektlere karşı hassas olması, tamir edilme zorluğu ve blokların milleme süresi arttıkça materyalin sertliğinin artması gibi istenmeyen dezavantajlara sahiptir (69-71). Son yıllarda seramiklerin bu dezavantajlarının çözülmesi amacıyla rezin bazlı kompozit bloklar kullanılmaya başlanmıştır. Rezin içerikli kompozit bloklar organik polimer matrikse inorganik doldurucuların eklenmesi ile elde edilmektedir. Bu

materyallerin dayanıklılığını, organik bileşen içindeki Bisfenol A glisidilmetakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve üretdimetakrilat (UDMA) molekülleri oluşturmaktadır. Rezin bazlı kompozit bloklar adhezyon ve tamir açısından daha optimal sonuçlar vermektedir (72). Ancak polimerizasyon aşamasında resin moleküllerin artık monomer oluşturmaları dış-restorasyon bağlantısında mikrosızıntıya neden olabilmektedir (73). Bu durum, seramiklerin ve kompozitlerin avantajlarını içerecek, elastisite modülü dentine yakın, sertliği ise mine ve dentin arasında olacak yeni bir materyal arayışına sebep olmuştur (71, 74).

Rezin-matriks seramik materyaller, yapısal olarak kompozit resin matriks ve seramik doldurucu içermektedir. Bu materyallerdeki ağ yapısı; seramik ve kompozit polimer ağlarının iç içe geçmesi ile oluşan çift ağı hibrit (double network hybrid) niteliğindedir (71, 75). Bu sistemlere göre sinterlenen pöröz seramik bloklara, monomerler yüksek sıcaklık ve basınçta polimerizasyonları sağlanarak infiltre edilmektedir (76). İnfiltrasyon işlemi sırasında uygulanan yüksek basınç ve sıcaklık artık monomer oluşumunu azaltır ve Bisfenol-A içermemesi ise materyalin daha biyouyumlu olmasını sağlar (77, 78). İkili ağ yapısı, resin-matriks seramiklere dentine benzer aşınma özellikleri ve esneme direnci kazandırır (71, 75). Ayrıca, materyale daha az kırılğan özellik, yüksek işlenebilirlik ve kenar uyumu sağlarken estetiğin idamesine de yardımcı olur (79).

Rezin matriks seramikler CAD/CAM sistemine özel hazırlanmışlardır (22). Bu yeni nesil seramik bloklar güncelliğini korumakta olup, klinik ve laboratuvar başarısının artırılması ve endikasyon alanının genişletilmesi konusunda yoğun çalışmalar yapılmaktadır. Hibrit seramikler, piyasada polimer infiltre seramik ağ yapılı ve resin nanoseramik materyaller olmak üzere iki farklı yapıda bulunmaktadır (80). Bu bloklardan yapılan restorasyonların bitim ve polisaj işlemleri porselen fırını kullanmadan, tek seansta tamamlanabilmektedir. Yapılan çalışmalarda, resin matriks seramiklere uygulanan bitim ve polisaj işlemlerinin materyalin yüzey pürüzlülüğü ve rengi üzerindeki etkisinin başarılı olduğu görülmüştür (81, 82).

Rezin Matriks Seramiklerin Sınıflandırılması

Rezin matriks seramikler içerdği inorganik bileşenlerine göre 3 sınıfta incelenmektedir (22):

1. Rezin nanoseraamikler,
2. Rezin matriks içine işlenen cam seramikler,
3. Rezin matriks içine işlenen zirkonya silika seramikler.

Rezin Nanoseraamikler

Rezin nanoseraamikler UDMA (üretan dimetakrilat) içeriğindeki rezin matriks ve nano boyutta seramik partiküllerinden meydana gelmektedir. Yapısında 20 nm boyutunda silika nanomerler ve 4-11 nm boyutunda zirkonya nanomerler bulunmaktadır. İçerisine ilave edilen silan, rezin matriks ve seramik partikülleri arasında kimyasal bağlantı kurmaktadır (83). Nanoseraamiklerin elastik modülü 10-20 GPa'dır ve bu değer dentinin elastik modülüne yakın olduğu için cam seramik materyallere kıyasla stresi daha fazla absorbe ederler. Kırılma dayanımı ise 204 MPa'dır. Bu değer lityum disilikatla güçlendirilmiş blokların değerine yakın, feldspatik, lösit ve kompozit bloklarından ise yüksektir (84). Aşınma derecesi senede 2-10 mikron civarındadır. Bu seramiklerin yüksek şok absorbe etme özelliği nedeniyle implantüstü restorasyonlarda cam seramiklere göre daha başarılı olduğu bildirilmektedir. Nanoseraamiklerin karşıt dişte meydana getirdiği aşınma cam seramiklere kıyasla çok daha azdır (85).

Anterior ve posterior kısa köprü, venerler, inley/onley, anterior ve posterior tek kuron yapımında kullanılması endikedir (Lambert ve ark., 2017). Bu gruba örnek olarak: Cerasmart (GC Corporation, Tokyo, Japan), Grandio Blok (VOCO, GmbH Cuxhaven, Germany) verilebilir.

Cerasmart (GC Corporation, Tokyo, Japan.): Yapısı %71 silika ve baryum cam nanopartiküllerinden oluşan ve matriks içerisine dağılmış %29 rezin içeren bu bloklar rezin ve seramik materyallerin hem fiziksel hem de estetik özelliklerini bir arada bulundurmaktadırlar. Nanopartiküllerin büyüklüğü 20-300 nm arasındadır. İçeriğinde Bis- MEPP (2,2-Bis (4-metakriloksipolietoksifenil) propan), DMA (dimetakrilat) ve UDMA (üretan dimetakrilat) bulunur (86). Yapısında bulunan ayrı ayrı silanlanmış ve bağlanmış parçacıkların tekdüze dağılımı Cerasmart'ın dayanıklılığını, retansiyonunu

ve aşınma direncini sağlar. Nanoseramik matriks ve homojen yapısı materyale yüksek parlaklık verir. İnley, onley, veneer restorasyonlar, kron restorasyonları, implant üstü restorasyonların yapımında kullanılmaktadır. Yüksek esneklik ve kırılma dayanımı, yüksek radyoopasite, yüksek aşınma direnci, üst yapı materyalinin tabakalar halinde atma riskinin düşük olması, sinterleme ve fırınlama işlemlerine gerek olmaması, intraoral tamir yapılabilmesi sistemin avantajlarıdır.

Grandio Blok (Voco, Cuxhaven, Almanya): Grandio bloklar, nano doldurucular sayesinde, %87 doldurucu içeriği ile %1,57 polimerizasyon büzülme miktarı sağlanabilmiştir. Bu sayede nano partiküller, matriks içerisinde bir ağ etkisi göstererek abrazyon ve gerilme direncini artırır. Yüzey bitim işlemleri diğer CAD/CAM materyallerine oranla daha hızlıdır. Restorasyon yapım aşamasında fırınlama ihtiyacı gerektirmez. Freze, uyumlama ve parlatma işlemleri daha kolaydır. Işıkla polimerize olan restoratif materyaller ile ağız içi uyumlamalar, ilave ve tamir işlemleri uygulanabilir. Adeziv simanlar ile simantasyonu önerilmektedir (87).

Rezin Matriks İçine İşlenen Cam Seramikler

Bu gruba dahil olan seramikler tipik olarak ikili ağ yapısından oluşurlar:

4. Feldspatik seramik ağı (ağırlıkça 86 %/ hacimsel 75%)
5. Polimer ağı (ağırlıkça 14 % / hacimsel 25%)

Polimer infiltre seramik ağ materyali (Polymer Infiltrated Ceramic Network Material-PICN) olarak bilinen bu materyaller çift ağılı ‘hibrit seramik’ diye de adlandırılırlar (71). Seramik parçacıkları 58%- 63% SiO₃, 20%- 23% Al₂O₃, 9%- 11%Na₂O, 4%- 6 % K₂O, 0,5%- 2% B₂O₃ ve 1%’ den daha az oranda Zr₂O ve CaO içerir. Polimer ağının yapısında ise Üretan Dimetakrilat (UDMA) ve Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA) bulunmaktadır (22). Ayrıca, polimer ağı yüzeyi modifiye edilmiş polimetil metakrilattan (PMMA) meydana gelmektedir. Yapısında bulunan seramik ağı polimer ağla güçlendirildiği için bu bloklar seramik ve kompozit materyallerinin avantajlı özelliklerine sahiptirler. Polimer ağ yapısı sayesinde çatlak ilerlemesi sorunu tam seramiklere oranla azalmıştır. Bu materyallerin elastik modülünün yaklaşık 30 MPa olduğu bildirilmiştir (88). Hibrit seramikler yüksek yükleme kapasiteleri sayesinde özellikle posterior bölgede, kron restorasyonlarında, implantüstü restorasyonlarda kullanılabilirler (85). Bu grupta yer alan seramiklere örnek olarak: VİTA Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) gösterilebilir.

VİTA Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany): PICN materyali olan CAD/CAM bloklar 2013 yılında Vita Zahnfabrik firması tarafından tanıtılmıştır. Bu seramikler ikili ağdan oluşur: feldspatik seramik ağ (ağırlıkça %86 / hacimce %75) ve polimer ağ (ağırlıkça %14 / hacimce %25)(22). Materyalin elde edilmesi, ön sinterleme yapılmış seramik ağ üretilmesi ve bağlayıcı bir ajan ile pürüzlendirilmesini takiben, polimerize olmamış monomerin yüksek basınç ve sıcaklık altında kapiller akım yardımı ile infiltrasyonuna dayanır (76, 89).

Seramik ve polimer ağ yapısının sert olmayan yapısı, materyale dentinin elastisitesi, bükülme dayanımı ve abrazyon özelliklerine benzer değerler sunar. Materyalin sertliği dentin ve mine arasındadır, aşınma özelliği ise dental seramiklere benzer düzeydedir (71). Minimal preparasyon (0.2-0.5mm) gerektiren durumlarda Vita Enamic kullanılabilir ve minimal derinlikte olmasına rağmen yapı olarak çok güçlüdür.

Vita Enamic' in avantajları; uygun yükleme kapasitesinin olması, milleme aşamasında güvenilir olması, hızlı, hassas, uyumlu restorasyonlar sunması, kolay bitirme ve parlatma işlemlerine olanak vermesi ve doğal estetiğe sahip olması olarak bildirilmiştir. İnlay, onlay, lamina veneer kuronlarda, tek üye anterior ve posterior kuronda, implant üstü tek üye anterior ve posterior restorasyonlarda kullanılabileceği belirtilmiştir.

Rezin Matriks İçine İşlenen Zirkonia Silika Seramikler

Bu materyaller ağırlıkça 60%' dan fazla inorganik ve silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEG-DMA, pigmentler gibi farklı organik maddeler içerir. Bu gruba örnek olarak Paradigm MZ-100 blok (3M- ESPE, USA) verilebilir (22).

Paradigm MZ100 Blok: Paradigm MZ100 Blok, %85 ultra ince zirkonya silika seramik parçacıklarından (çapı 0.6 µm) oluşan bir kompozittir. Bu blokların polimer matriksi Bis-GMA, TEGDMA içerir (22). İnley, onley, laminate veneer, anterior ve posterior kron restorasyonların yapımında kullanım endikasyonları vardır.

2.3. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu

Tam seramik restorasyonların uzun dönem klinik başarısını uygulanan yüzey işlemlerinin yanı sıra siman materyali ve kullanılan simantasyon tekniği de önemli ölçüde etkilemektedir. Bu restorasyonlar hem adeziv rezin simanlarla hem de

geleneksel simanlar ile simante edilebilirler. Klinik başarı açısından değerlendirildiğinde adeziv simantasyonun üstünlüğü kabul edilmiştir. Rezin simanların marjinal bütünlüğün sağlanması, mikrosızıntının azaltılması, kırılma dayanımının arttırılması ve sekonder çürük oluşumunun azaltılması konusunda daha başarılı olduğu görülmüştür (90). Bunların yanında diş renginde transparan simanların kullanılması, opak geleneksel simanların yanında estetik avantaj sağlamaktadır (91-94).

Tam seramik restorasyonların adeziv simantasyonu "diş-siman" bağlantısı ve "siman-seramik" bağlantısı olmak üzere iki farklı yüzeyde gerçekleşmektedir (94).

2.3.1. Diş-Rezin Bağlantısı

Rezin yapıştırıcı simanın dişe olan bağlantısı mine veya dentinin asitle pürüzlendirilmesi yani mikro mekanik mekanizma ve dentin adezivlerinin kullanımı ile elde edilmektedir. Buonocore 1955 yılında mineye asit uygulayarak minenin asitle pürüzlendirilmesi tekniğini ilk geliştiren kişi olmuş ve adeziv diş hekimliğine büyük katkıda bulunmuştur (17).

Bağlayıcı ajanlar; çoğunlukla Bis-GMA (Bisfenol Glisidil Dimetakrilat) veya UDMA (Üretan Dimetakrilat) yapısındadır. Her iki monomer de viskoz, hidrofobik yapıdadır ve çoğunlukla TEG-DMA (Trietilen glikol dimetakrilat) ve HEMA (2- Hidroksietil Metakrilat) gibi hidrofilik olan ve düşük viskoziteye sahip monomerler ile seyreltilmiştir (95).

2.3.2. Seramik Rezin Bağlantısı

Gerek tamir edilen bir seramik restorasyonun, gerekse adeziv olarak simante edilmiş bir restorasyonun klinik başarısı; seramik ve rezin arasındaki bağlantının güçlü ve devamlı olmasına dayanır. Bu bağlantının kalitesi ise çeşitli yüzey işlemleri ile kısmen kontrol edilebilen mikro mekanik ve/veya kimyasal olarak tutunmayı sağlayan bağlantı mekanizmalarına bağlıdır (96). Yüzey işlemlerinin, farklı seramik türlerinde aynı değişimlere yol açmadığı, pürüzlendirilmiş seramiklere uygulanan yüzey analizleri ve yapısal analizler sonucunda gösterilmiştir (97, 98).

Seramik ve rezin arasındaki bağlantıyı arttırmaya yönelik en yaygın kullanılan yöntemler restorasyonun iç yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi ve daha sonra silan bağlayıcı ajan uygulanmasıdır (91). Çoğunlukla cam matriks içinde lokalize olan yüzey defektleri ve heterojen seramik materyallerinin faz sınırları, asitler tarafından

pürüzlendirilebilirler. Asitleme ile yüzey topografyasındaki farklılaşma yüzey alanının değişmesine ve porselenin ıslatılabilirliğinin artmasına sebep olur. Böylece seramiğin yüzey enerjisi değişir ve rezin simana olan adeziv potansiyel artar (99, 100). Seramik yüzeyinin asitle pürüzlendirilebilme özelliği; seramiğin içeriğine ve mikro yapısına, kullanılan asitin türüne, konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlıdır (91, 98).

2.3.3. Adeziv Rezin Simanlar

Günümüzde tam seramik sistemlerdeki gelişmeler ile birlikte adeziv rezin simanların özellikleri de geliştirilmiştir. Geleneksel simanlara kıyasla daha uzun klinik başarıya sahip olması, daha az mikrosızıntı göstermesi, daha iyi bükülme ve baskı direncine sahip olması ve estetik renk uyumu yeteneği rezin simanların kullanımının yaygınlaşmasını sağlamıştır. Klinik olarak kabul edilebilir marjinal bütünlük göstererek minimal sızdırma ile çürük oluşumunu ve restorasyon kaybını azalttığı bildirilmiştir (101, 102). Adeziv tekniklerin kullanılması retantif diş preparasyonuna olan bağımlılığı azaltmış, sağlam diş dokusunun daha çok korunması mümkün olmuştur. Bu avantajlı özellikleri sayesinde adeziv rezin simanlar kronköprü, inley, onley ve laminate veneer restorasyonların simantasyonlarında tercih edilmektedir (103).

Adeziv rezin simanlara Bis-GMA, UDMA gibi monomerlerin yanında MDP (10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat) ve 4-META (4-metakriloksietil trimellitik anhidrid) monomerleri eklenmiştir. Bu monomerler hem diş hem de metal yüzeylerine kimyasal adezyon özelliklerini artırır. MDP yapısındaki fosfat ester, metal oksitler ile kimyasal bağ kurar. Ayrıca rezin polimerizasyonu esnasında çapraz bağ oluşumu ve boyutsal stabiliteyi artırır (104).

Adeziv rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre kimyasal yolla polimerize olanlar, ışıkla polimerize olanlar, hem kimyasal yolla hem ışıkla (dual-cure) polimerize olan simanlar olmak üzere üç gruba ayrılır (48).

Kimyasal Yolla Polimerize Olan Adeziv Rezin Simanlar

Kimyasal yolla polimerize olan adeziv rezin simanlar, baz ve katalizör olmak üzere iki pattan oluşurlar. İki patın karıştırılmasıyla baz kısmındaki benzoil peroksit, katalizördeki organik amin ile reaksiyona girerek serbest radikalleri oluşturur ve polimerizasyon başlar. İçeriğindeki tersiyer aromatik aminlerin zamanla renklenmeye sebep olması, polimerizasyon süresinin kontrol edilememesi ve karıştırmaya bağlı

porözite oluşması gibi dezavantajları bulunmaktadır (48). Kimyasal yolla polimerize olan adeziv rezin simanlar metal seramik restorasyonlar, postlar, opak altyapıya sahip tam seramik restorasyonların simantasyonu gibi ışık geçişinin sağlanamadığı durumlarda kullanılır (105).

Işıklı Polimerize Olan Adeziv Rezin Simanlar

Işıklı polimerize olan adeziv rezin simanlar tek pat şeklinde piyasaya sunulmuştur. İçeriğinde reaksiyon başlatıcı olarak kamforokinon, hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Işığa duyarlı kamforokinon 468 nm dalga boyundaki görünür mavi ışığa maruz kaldığında polimerizasyonu başlatır. Işıklı etkileşime girmedikleri sürece reaksiyon başlamadığından çalışma süresi uzundur (91). Ayrıca sertleşme süresi kontrol edilebilir. Bu simanlar amin renkleşmesinin önüne geçilebilmesi için üretilmiştir, renk stabiliteleri iyidir. Farklı renk seçenekleri bulunmaktadır (48).

Dezavantajları tam seramik restorasyonun kalın ve ışık geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda polimerizasyon derinliğinin yetersiz kalması ve polimerizasyonun her yerde eşit oranda gerçekleştirilememesidir (106-108).

Işıklı polimerize olan adeziv rezin simanlar, ışık geçirgenliğinin yeterli olduğu, 1,5-2 mm den az kalınlıktaki translusent seramik laminate veneerlerin, tamseramik kronların ve seramik ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılır (109).

Hem Kimyasal Yolla Hem Işıklı Polimerize Olan Adeziv Rezin Simanlar

Seramik kalınlığının fazla olduğu restorasyonlarda ışık geçirgenliği azaldığından ışıkla polimerizasyon yetersiz kalır ve her bölgede eşit bir polimerizasyon gerçekleşmez. Bu sebeple hem kimyasal yolla hem ışıkla polimerize olan rezin simanlar üretilmiştir (48).

Hem kimyasal yolla hem ışıkla polimerize (dual-cure) olan rezin simanlar baz ve katalizör olmak üzere iki komponent halinde bulunurlar. Simanın baz kısmında ışıkla aktivasyonu sağlayan kamforokinon, katalizör kısmında ise kimyasal aktivasyonu başlatan amin peroksit bulunmaktadır (110, 111). Bu simanlar kimyasal olarak polimerize olsa da yüksek seviyede polimerizasyon için ışık uygulamasına mutlaka ihtiyaç vardır. Baz ve katalizörün karıştırılması ile kimyasal polimerizasyon süreci başlar, ışık uygulaması ile de ışıkla polimerizasyon başlar. Kimyasal polimerizasyonun tamamlanması 24 saat sürer. Amin peroksit reaksiyonunun yavaş gerçekleşmesi siman artıklarının temizlenmesine olanak sağlar (112).

Dual polimerize rezin simanlar tam seramik kron ve köprü restorasyonları, ışığın geçirgenliğinin az olduğu zirkonya ve alümina içeren tam seramik sistemlerden üretilen kron-köprü, inley, onley protezler, fiber ve zirkonya postların simantasyonunda kullanılırlar (110, 113).

Self-adeziv Rezin Simanlar

Rezin simanlar üstün mekanik özellikleri ve renk uyumlarının yanında geleneksel simanlardan farklı olarak diş yüzeyinde hazırlık gerektirirler ve diş yüzeyine asit, primer ve adeziv uygulanması zorunludur. Bu çok aşamalı işlemler teknik hassasiyet gerektirir ve kontaminasyon riski arttığından adezyonun sağlanması zorlaşır. Rezin simanların mekanik, adeziv ve estetik avantajları ile geleneksel simanların uygulama kolaylığı birleştirilerek self adeziv rezin simanlar üretilmiştir. Self adeziv rezin simanlar uygulama öncesinde diş yüzeyinde herhangi bir hazırlık gerektirmezler (90).

Self adeziv rezin simanların, cam iyonomer simanlar kadar flor salınımı yapabildikleri, ayrıca polikarboksilat ve çinkofosfat simanların aksine nemi tolere edebildikleri öne sürülmüştür. Mikromekanik adezyonla dişe bağlanmaları, boyutsal stabiliteleri, mekanik ve estetik özelliklerinin diğer rezin simanlara benzer olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte uygulama basamaklarının azaltılması hastanın koltukta geçireceği süreyi düşürerek adeziv prosedür esnasında oluşabilecek teknik hataların ve kontaminasyon riskinin en aza inmesini sağlar. Diş yüzeyine herhangi bir hazırlık işlemi uygulanmadığından smear tabakası ortadan kaldırılmadığı ve böylece post operatif hassasiyetin gerçekleşmediği bildirilmiştir (114, 115).

2.4. Dental Seramiklerde Simantasyon Öncesi Uygulanan Yüzey İşlemleri

Protetik restorasyonların uzun dönem klinik başarıları, restorasyon ile diş dokuları arasındaki bağlantının niteliğine bağlıdır (115). Rezin içerikli simanlar geleneksel yapıştırma simanları ile kıyaslandığında daha yüksek adezyon özelliğine sahipler (116, 117). Rezin simanlarla, seramikler arasındaki bağlanma dayanımı, seramiğe, silan kaplama materyaline ve seramik üzerinde gerçekleştirilen yüzey hazırlama işlemlerine bağlıdır. Seramik yüzey üzerinde yapılan yüzey pürüzlendirme işlemleri bağlantı için gerekli yüzey alanının ve mikromekanik bağlantının artmasına neden olmaktadır (118). Bu uygulamalar şu şekilde sınıflandırılır:

1. Mekanik bağlantı oluşturan işlemler:
Asit ile pürüzlendirme,
Kumlama:
 - Al_2O_3 partikülleri ile kumlama,
 - Sentetik elmas partikülleri ile kumlama,Elmas döner alet frezler ile pürüzlendirme,
Plazma spreji yöntemi,
Lazer ile pürüzlendirme.
2. Kimyasal bağlantı oluşturan işlemler:
Silan bağlayıcı ajan ve primer uygulama
3. Hem mekanik hem de kimyasal bağlantı oluşturan işlemler:
Silisyum oksit (SiO_2) tanecikleri ile kumlama:
 - Pirokimyasal silika kaplama,
 - Tribokimyasal silika kaplama,
 - CoJet sistem
 - Rocatec sistemi

2.4.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler:

Asit ile pürüzlendirme

Hidroflorik asit

HF asit, feldspatik porselen, lösit bazlı cam seramikler ve lityum disilikat cam seramikler gibi silikon bazlı cam seramikler için yaygın olarak kullanılmaktadır. Hidroflorik asit seramiğin cam matriksini çözerek gözenekli hale getirir ve seramiklerin yapışkan yüzeyi için mikromekanik retansiyon sağlar (119-121).

Hidroflorik asitin % 2.5–10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1- 3 dk'ya kadar değişen sürelerde uygulanmasının porselen yüzeyinde amorf bir yapı oluşturarak rezin simanın bağlanmasını arttırdığı bildirilmiştir (98, 122).

Yapılan bir çalışmada hidroflorik asitin hibrit seramiklerin silika içeren camsı matriksi ile reaksiyona girdiği ve restoratif materyalin camsı veya kristal fazlarını geçici olarak kaldırdığı görülmüştür. Bu nedenle bu çalışmada hidroflorik asit ile pürüzlendirme yöntemi en güvenilir yüzey uygulaması olarak kabul edilmiştir (123).

Niizuma ve ark.' larının (124) yaptıkları bir çalışmada %0,5-4 konsantrasyonlarında hidroflorik asit uygulamasının CAD/CAM rezin bloklarının yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı görülmüştür. Aşındırma etkisi ve optimum HF konsantrasyonu, blok bileşimi ve yapısına göre farklılık gösterdiği sonucuna varmışlardır.

Hidroflorik asidin toksik olması, cilt ve tırnaklarda yanmalara, inhale olması ve sindirim sistemi ile ilişkili durumlarda akut semptomlara neden olabileceği bu malzemenin çok hassas ve dikkatli kullanılmasını gerektirmektedir(125, 126).

Fosforik asit

Porselen veya kompozit yüzeyinin pürüzlendirilmesi için %35-40 oranlarında kullanılabilir. Hidroflorik aside göre çok daha az etkili bir asittir (98, 122).

Asidüle fosfat flörür:

Seramik porselenlerin etkili asitlenmesi için %1.23 konsantrasyonunda kullanılmaktadır. Uygulama sonrası porselen yüzeyinde homojen ve düzgün bir alan yaratmaktadır (98, 122).

Kumlama

Aluminyum oksit tanecikleri ile kumlama

Yüzey pürüzlülüğünün arttırılmasına yönelik kullanılan aluminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi seramik yüzeylerinde mikroretantif alanlar yaratmaktadır. Kumlama yöntemi ile oksitler ve yağsı meteryaller seramik yüzeyinden uzaklaştırılır ve böylece rezin simanın seramiğe bağlantısı arttırılmış olur (127, 128). Bu işlem için 50, 100, 110 ya da 250 μm ' lik Al_2O_3 tanecikleri, yaklaşık 10 mm mesafeden 2,5 veya 2,8 bar basınç altında uygulanır. Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama sonucunda yüzey gerilimi azalır, bağlantı yüzeyi artar ve mikro mekanik retansiyon alanları oluşur. Aluminyum oksit tanecikleri ile kumlama, seramik ve kompozit tamir işlemlerinde, indirekt kompozit bağlantısında, metal seramik restorasyonlarda metal yüzeyinde ve tribokimyasal silika kaplama işleminin bir parçası olarak kullanılır (92, 126, 129).

Sentetik elmas partikülleri ile kumlama

Restorasyon yüzeylerinde pürüzlülüğü arttırarak yüzey alanının ve yüzey enerjisinin arttırılması nedeniyle kullanılır. Yapılan çalışmalarda sentetik elmas partikülleri ile kumlama sonrası elde olunan yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanıklılığının 50 μm '

lik Al₂O₃ partikülleri ile kumlama işlemine göre daha yüksek değerleri verdiği görülmüştür (130-133).

Elmas döner alet ve frezle pürüzlendirme

Seramik yüzeyine uygulanan pürüzlendirme işlemlerden biri de yüksek devirde kullanılan kalın grenli elmas frezlerle aşındırmadır (91, 134, 135). Elmas frezler diğer yöntemlere kıyasla daha pürüzlü yüzeyler oluşturur (134). Bu yöntem ile aşındırılmış yüzeylerin SEM ile incelenmesinde, gözeneklerin oluşmadığı, bunun yerine kazıma izlerinin ortaya çıktığı görülmüştür. Yüzeyde oluşan keskin alanların stres birikimine neden olduğu ve restorasyonun bu kısımlardan zayıflayabildiği bildirilmiştir (98, 122). Awliya ve ark. (135) yaptıkları çalışmada, sinterlenmiş yüksek oranda alumina içeren porselen yüzeylerde en iyi bağlanma dayanımını air abrazyon yapılan yüzeylerde tespit ederken, bunu elmas frezle pürüzlendirme yapılan yüzeylerin takip ettiğini bildirmişlerdir

Plazma spreyi yöntemi

Plazma spreyi, iyon elektron, atom veya nötral parçacıklar içeren ve kısmen iyonize edilmiş bir gazdır. Bu yöntem ile yüzey pürüzlendirmede yüksek bağlantı değerleri görülmüştür (136, 137). Gazın iyonize edilebilmesi için vakum koşullarında hazırlanması gerekmektedir. Yüksek frekanslı bir jeneratör yardımıyla iyonize gaz plazmaya çevrilir (137). Derand ve ark. (137) yaptığı çalışmada farklı yüzey işlemleri uygulanan (silan, plazma sprey ve düşük ısıli porselen mikro incileri) zirkonyum dioksit örnekleri karşılaştırılmış; plazma spreyi ve düşük ısıli porselen mikro incileri uygulanan grupların rezin simanın zirkonyum yüzeyine bağlantı direncini arttırdığını tespit etmişler.

Lazer

Lazer teorisi 20. yüzyılın ilk yarısında Albert Einstein' ın kuantum fiziği üzerine yaptığı çalışmalara dayanır (138). 1960 yılında Theodore Maiman kromiyum oksit ve alüminyum oksitten yapılmış sentetik yakut (ruby) bir çubuk kullanarak 690 nm dalga boyundaki ilk lazer cihazını icat etmiştir. Dişhekimliğinde yakut lazer ilk olarak Goldman ve ark. tarafından kullanılmıştır. Goldman ve ark.' nın yaptığı çalışmada lazerin minede kraterler oluşturduğu ve aynı güçte lazerin dentine uygulanmasında daha büyük kraterler meydana getirdiği bildirilmiştir (139). Stern ve Soggaes (140)

yakut lazerin, yüzey demineralizasyonunu azaltması üzerine etkisini değerlendirmiş ve lazer uygulanan örneklerde geçirgenlikte azalmayla beraber asit demineralizasyonuna karşı dirençte artma olduğunu tespit etmişlerdir. 1961' de Javan ve ark. (141) Helyum-Neon (He-Ne) lazeri, 1962' de Johnson ve ark. (142) ise Neodymium lazeri geliştirmişlerdir. 1964 yılında korbondioksitin aktif ortam olarak kullanıldığı bir gaz lazer üretilmiştir (143). CO₂ lazer hem yumuşak hem de sert dokuda uygulanan ilk lazer olmuştur.

1970' den sonra ise diş dokuları ile etkileşimlerinin iyi olması nedeniyle CO₂ ve Nd:YAG lazer üzerine çalışmalar yoğunlaşmıştır. Ayrıca yapılan çalışmalarda CO₂ lazerin periodontal işlemler ve ağız içi yumuşak doku lezyonlarının tedavisindeki yararları belirtilmiştir (144, 145). 1980' lerden sonra ise Er:YAG lazerin kullanımı gündeme gelmiştir (143).

Son yıllarda seramiklerin pürüzlendirilmesinde lazerle güçlendirilmiş modifiye teknikler pek çok araştırmaya konu olmuştur. Lazer enerjisinin temel etkisi, ışık enerjisinin ısı enerjisine çevrilerek emilmesine dayanır (146). Lazerler, kullanıldığı yapı üzerinde termal bir etki sonucu erime ve buharlaşma meydana getirerek pürüzlendirme yapmaktadır (147).

Er,Cr: YSGG Lazer

Erbiyum lazerler, ikiye ayrılır: Erbiyum: Yitrium Alüminyum Garnet (Er:YAG) ve Erbiyum, Kromiyum: Yitrium Skandiyum Galyum Garnet (Er,Cr:YSGG). Dişhekimliği alanında en sık kullanılan lazer sistemleridir. Er:YAG lazerin dalga boyu 2940 nm, Er,Cr:YSGG lazerin dalga boyu ise 2780 nm' dir. Bu sistemlerin ışığı elektromanyetik spektrumun iyonize olmayan orta kızılötesi bölgesine yakın olduğu için gözle görünmez. Er:YAG lazerler HWG, eklemli kol ya da su içermeyen cam fiber iletim sistemlerini kullanabilirken Er,Cr:YSGG lazerler sadece fiber optik iletim sistemini kullanırlar. Er,Cr:YSGG lazerler hava su spreyi birleşik cihazın ucunda bulunan aeratör şeklindeki bir başlık ile dokuya iletilir. Lazerlerle yapılan tüm dental işlemler hava su soğutması altında uygulanır (148).

Er,Cr:YSGG lazer, çürük dokunun uzaklaştırılması, kök kanal preparasyonu, sert ve yumuşak doku cerrahisi, kavite preparasyonu ve sterilizasyonu, periodontal tedavi ve dentin hassasiyetinin giderilmesi, seramik yüzeyinin ve minenin pürüzlendirilmesinde kullanılırlar (149-151).

Lazer mine ve dentinde belirgin bir çatlağa neden olmadan pürüzlü bir yüzey oluşturulmasını sağlar. Dentinde smear tabakası oluşumuna neden olmaz, böylece bağlanmada iyi sonuçlar elde edilir (149).

Lazer kullanımının seramik malzemelerin bağ mukavemeti üzerindeki etkileri hakkında kapsamlı bir inceleme ve meta-analiz çalışması yapılmıştır (152). García-Sanz ve ark.'nın (152) bulguları Er,Cr:YSGG lazer dahil literatürdeki tüm lazer uygulamalarının kontrol grubuna göre bağlanma kuvvetini önemli ölçüde arttırdığını göstermiştir. Aynı çalışmada lazer uygulamaları Al_2O_3 kumlama ile karşılaştırılmış ve bulguların oldukça heterojen olduğu bildirilmiştir.

2.4.2. Kimyasal bağlantı oluşturan işlemler:

Silan bağlayıcı ajan uygulama

Silan bağlayıcı ajanlar, Si (Silisyum) atomları içeren organik yapılardır. Organofonksiyonel yapıdadırlar. Yapının organik kısımları organik matriks ile, alkali grupları ise inorganik maddelerle reaksiyona girer. Silan bağlayıcı ajan ilk kez Bowen tarafından Bis-GMA esaslı rezinler içerisine dolgu maddesi olarak eklenmiştir (153). Sonrasında seramiğin yüzeyindeki oksit tabakası ile reaksiyona girdiği bildirilmiştir. İşlev ve içeriğine göre primer veya bağlayıcı ajan olarak isimlendirilirler. Organik ve inorganik maddeler arasında bağlayıcı ajan olarak kullanılırlar. Ortamdaki nem ile aktive olurlar, hidrofilik ve asidik özelliklere sahiplerdir. Su ile silanın alkol grupları reaksiyona girerken, silanın organik metakrilat grupları adeziv rezinin metakrilat grupları ile kopolimerize olup kimyasal bağ oluşur (130, 154).

Diş hekimliğinde kullanılan silan bağlayıcı ajanlar genellikle monofonksiyonel y-metakril oksipropil trimetoksisilandır. Silan, birleştirici özellikleri nedeniyle metal-kompozit, kompozit-kompozit ve seramik-kompozit arasındaki bağlantıyı arttırmak için kullanılır. Yapılan çalışmalarda kompozit rezin ile seramik arasındaki bağlantıyı %25 arttırdığı bildirilmiştir. Ancak silika kaplama yöntemiyle kombine kullanımı önerilmektedir. Silan bağlayıcı ajanlar, seramiklerin ıslanabilirliğini ve kompozit rezinlerin akışkanlığını arttırırlar (154-156).

2.4.3. Hem mekanik hem de kimyasal bağlantı için uygulanan işlemler

Silisyum oksit (SiO₂) tanecikleri ile kumlama

Pirokimyasal silika kaplama

Kolloidal silikanın yüksek ısı derecelerinde uygulanması ile geliştirilen bir yöntemdir. Yüzey kaplama solüsyonu özel bir alevden geçer ve yüzeyde 0.1-1.0 mikron kalınlığında bir silika tabakası oluşturulur. SilicoaterTM, SilocTM ve SilanopenTM pirokimyasal silika kaplama için kullanılan yöntemlerdir (90).

Tribokimyasal silika kaplama

Bu teknikte, yüzey silika ile modifiye edilmiş alüminyum trioksit partikülleri ile air-abrazyon işlemine maruz bırakılır. Püskürtme basıncı ile seramik yüzeyine silika kaplı alümina partiküllerinin gömülmesi sağlanır. Silika modifiye yüzey, kimyasal olarak silan bağlayıcı ajan boyunca rezine reaktif hale gelir. Silan molekülleri su ile reaksiyona girerek, 3 silanol grubu oluşturur. Silanol grupları, silika yüzeyinde bir siloksan ağı oluşturur ve silan moleküllerinin monomerik ucu adeziv rezinlerin metakrilat grupları ile reaksiyona girer (154). Böylece seramik yüzeyi silanla kimyasal bağ kurmuş olur. Bu amaçla Cojet ve Rocatec sistemleri yaygın olarak kullanılır.

Cojet sistemi

Cojet klinikte kullanılan tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Rezin simanın bağlantısını arttırmak için metal, kompozit ve porselen yüzeylerine silika kaplı alüminyum oksit tanecikleri içeren kum uygulanır. Kum taneciklerinin boyutu 30 mikrondur. Kum tanecikleri 90 derecelik açı ile uygulanır. Yapılan çalışmalarda mesafe, bar ve basınç ayarları değişiklik göstermektedir. Ancak en ideal sonucun 10 mm mesafeden uygulandığında elde edildiği bildirilmiştir. Silika kaplı alüminyum oksit tanecikleri yüzeye yüksek enerji ile ulaştırılır ve yüzeyde mikro çukurcuklar oluşturur. Bu uygulama ile hem yüzey alanı arttığı için ıslanabilirlik ve mekanik tutuculuk artar hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanabilir (154, 157, 158).

Cojet sistemlerin endikasyonları; kompozit yapıştırıcı simanlar ile adeziv simantasyon öncesi metal restorasyonların ön hazırlığı, adeziv simantasyon öncesi kompozit veya seramik restorasyonların ön hazırlığı ve defektli metal, seramik ve kompozit restorasyonların tamir işlemleri şeklinde sıralanabilir.

Rocatec sistemi

Rocatec laboratuvarında kullanılan tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Bu sistemde iki aşamalı kum uygulaması yapılır. Önce 110 mikron kum basınç altında restorasyona uygulanır. Daha sonra Rocatec-plus adı verilen 110 mikron silisyum oksit kumu basınç altında uygulanarak yüzey düzensizlikleri oluşturulur ve mekanik tutuculuk sağlanır. İşlem bittikten sonra yüzeye silan bağlayıcı ajan uygulanır ve yüzeydeki silika tabakası ile kompozit rezin arasında kimyasal bağlantı oluşur (159-161).

2.4.4. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Analizi

Taramalı elektron mikroskopu (SEM) katı cisimlerin mikroyapılarını incelemek için kullanılan bir sistemdir. SEM ile iletken olan veya olmayan örnekler incelenebilir (162).

SEM'in çalışma prensibi örnek yüzeyinin primer bir elektron demeti ile taranması esasına dayanır. Tarama işlemine geçmeden önce örnekler, kakodilat buffer solüsyonunda %2,5 glutraldehitin içinde sabitlenir. Ardından konsantrasyonu giderek arttırılan etanolün içinde dehidratasyona uğratarak kimyasal kurutma yapılmaktadır. Sonrasında alüminyum kalıplara oturtulan örnekler, ince bir tabaka altın ile kaplanmaktadır. İletken olmayan örneklerin altın tabakası ile kaplanması gerekirken, iletken örneklerin altın tabakası ile kaplanmasına gerek yoktur (163).

Tarama işlemi sırasında primer elektron demeti örneğin yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girer ve sekonder elektronlar adı verilen elektronların yayılmasına sebep olur. Sekonder elektronların algılayıcılar tarafından belirlenip toplanmasıyla elektronlar elektrik akımına dönüştürülür ve büyütülür. Oluşan elektrik sinyali katot tüpüne gönderilir ve ardından görüntü bilgisayar ekranına aktarılır (164). Tarama esnasında algılayıcıya giren elektron sayısı arttıkça parlak görüntü, azaldıkça karanlık görüntü elde edilmektedir. Böylelikle örnek yüzeyinin farklı gri tonlarındaki görüntüsü oluşmaktadır (165).

2.4.5. Atomik Kuvvet Mikroskopu (AFM) Analizi

Atomik kuvvet mikroskobu, yüksek çözünürlükte ve nanometre (nm) düzeyinde, topografik yüzey görüntüsü elde etmek ve moleküller arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmek için kullanılan bir sistemdir (166). AFM, yüzeylerin üç boyutlu topografik görüntüsü üzerinde inceleme yapmayı sağlar ve yüzey pürüzlülüğü parametrelerini de sayısal

olarak verebilir (167, 168). Atomik kuvvet mikroskobu ile yapılan analizlerde diğer mikroskobik yüzey analizlerinden farklı olarak örneğin iletken olması gerekmez (169, 170). Görüntü alma sistemine bağlı olarak boyamaya, ince filmle kaplamaya, dehidratasyona ve vakumlu bir ortama ihtiyaç yoktur (171). AFM analizinde, atomik boyutlara kadar sivriltilmiş bir iğne ile yüzeyin taranması sonucunda atomlar arası kuvvetler hassasiyetle ölçülür. Atomik kuvvet mikroskobu iğnenin yüzeyle etkileşimine göre üç farklı yöntem ile kullanılabilir. Bunlar; iğnenin yüzeye temas ettiği temas modu, iğnenin yüzeye temas etmediği temassız mod ve iğnenin yüzeye vurularak uygulandığı vurma modudur. Ölçülen yüzeyin özelliklerini maksimum doğrulukla tespit edebilmek için, iğnenin uzaysal pozisyonunu ayarlayan piezoelektrik güç vericileri kullanılır. Elde edilen veriler bilgisayar ortamına aktarılarak ve yazılım aracılığıyla derlenerek yüzeyin görüntüsüne ulaşılır (169).

2.4.6. Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri

Diş hekimliğinde materyallerin in-vivo bağlanma dayanımı testlerinin uzun dönem klinik takiplerinin zor olması ve standart olarak gerçekleştirilememesi araştırmacıları in-vitro test yöntemlerine yöneltmiştir. İn vitro bağlantı dayanımı testleri, etkin ve çabuk sonuç vermesi, parametrelerinin değiştirilebilmesi ve sonuçlarının karşılaştırılabilmesi açısından dental materyallerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır.

Bağlanma dayanımı; adeziv ile aderent arasında bulunan bağlantıyı koparmak için gereken birim alan başına düşen kuvvettir. Bağlanma dayanımı ölçümünde genellikle makaslama, mikromakaslama, çekme ve mikroçekme test yöntemleri kullanılmaktadır (172).

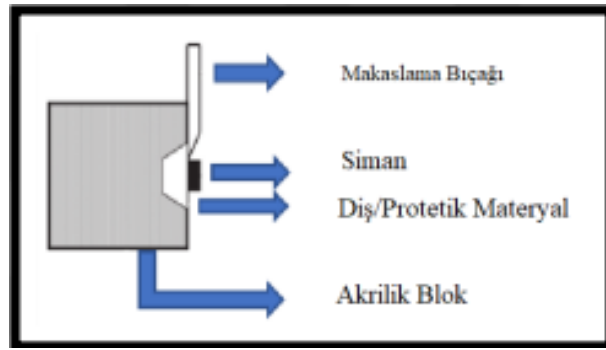
Dental materyallerin ve bağlayıcı ajanların bağlanma dayanımını belirlemede kullanılan in-vitro test yöntemleri bunlardır:

1. Makaslama (shear) testi
2. Mikro makaslama (mikro-shear) testi
3. Mikro makaslama delme (micro shear punch) testi
4. Makaslama delme (shear punch) testi
5. Tek düzlem makaslama (single plane shear) testi
6. Gerilme/Çekme (tensile) testi
7. Mikro gerilme (micro-tensile) testi

8. Oblik gerilme (oblique-tensile) testi

Bağlantı dayanımı testlerinin en sık kullanılanları makaslama ve gerilme testleridir (173). En kolay uygulanıp standardize edilebileni ise makaslama testleridir. Makaslama testleri ağız ortamındaki karışık kuvvetleri çok iyi taklit eder. Makaslama testlerinin dezavantajı arayüze gelen kuvvetlerin homojen dağılmamasıdır. Ancak makaslama testleri çiğneme kuvvetlerine en çok benzeyen test metodudur. Kliniğe benzerliği açısından en sık kullanılan yöntem olarak yerini korumaktadır (174).

Yapıştırma sistemlerinin makaslama kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, genellikle tabanı bir silindir içine gömülmüş örneğe bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu yük tespit edilir. Kuvvetin uygulandığı ucun kesiti de makaslama testini etkileyen diğer bir kriterdir. Keski veya dikdörtgen şeklinde uçlar mevcuttur. Dikdörtgen uçlar desteksiz kuvvet uygularken, keski şeklindeki uçlar örneği yüzeyden ayırıcı kuvvet uygular. Bu nedenle keski şeklindeki uçlar tercih edilmelidir. Makaslama testlerinde uçların hızı, bağlantı kuvveti değerini etkiler. Uçların ideal yaklaşım hızı aralığı ISO 11405' e göre 0.75 ± 0.30 mm/dk olarak kabul edilmiştir. Ayrıca bu değerlerin üzerindeki hızların anormal stresler oluşturup materyal içinde koheziv kırıklara yol açtığı belirtilmiştir (175).



Şekil 2. 2 Makaslama test düzeneği (176)

2.4.7. Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Bağlantı dayanımı testlerinden sonra bağlanma yüzeyinin SEM ya da stereomikroskop ile incelenmesi, adeziv siman ile seramik ara yüzeyindeki kopma tipinin belirlenmesine yardımcı olur. Koheziv kopma, seramik ile siman arasındaki bağlantının, materyallerin kendi içindeki bağlantıdan daha güçlü olduğunu gösterir (123). Adeziv kopma tipi daha düşük bağlanma değerleriyle ilişkili olduğundan,

adeziv kopmalardan ziyade koheziv veya miks tip başarısızlıklar, klinik açıdan daha çok tercih edilir (177).

Bu tez çalışmasının amacı; self-adeziv rezin simanın polimer içeren CAD/CAM bloklarına bağlanma dayanımı üzerindeki farklı yüzey işlemlerinin etkisini değerlendirmektir.

Çalışmanın sıfır hipotezleri;

- 1) Polimer içeren CAD/CAM bloklarının rezin simana olan bağlantısını uygulanan tüm yüzey işlemleri anlamlı şekilde arttıracak.
- 2) Düşük konsantrasyondaki HF asit uygulamasının polimer içeren CAD/CAM blokları arasında bağlanma direncinde anlamlı bir fark yaratacak.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro tez çalışması; Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından desteklenen THD-2021-5688 numaralı destek projesi ile alınan sarf malzemeler kullanılarak Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür.

Polimer içeren CAD/CAM seramiklerin rezin simana bağlantısına uygulanan farklı konsantrasyonlardaki hidroflorik asit ve yüzey işlemlerinin etkisini değerlendirmeyi amaçlayan bu tez çalışmasının yapım aşamaları Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Kimya Bölümü laboratuvarı ve Süleyman Demirel Üniversitesi Yenilikçi Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller tablo 3.1'de gösterilmiştir

Tablo 3. 1 Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Tipi	İçeriği	Üretici Firma	Lot No
Grandio blok	Rezin nanohibrit seramik	%14 polimer matriks (UDMA ve DMA) %86 nanohib	VOCO, GmbH Cuxhaven, Germany	2043245

		rit dolduru cu(1µm) , silikon dioksit nanopar tikül(20 -40nm)		
Cerasm art	Rezin nanohib rit seramik	%71 Silika nanopar tikül(20 nm) ve Baryum (300nm) %29 polimer matriks (BisME PP, UDMA , DMA)	GC Corpor ation, Tokyo, Japan	14092
Vita Enamic	Polimer İnfiltre Serami k Ağ (PICN)	%86 cam seramik (SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O),	VITA Zahnfa brik, Bad Säcking en, German y	60250

		%14 polimer matriks (UDM A, TEGD MA)		
Cojet kumu		Silisik asit ile modifiye 30 µm' lik alümina parçacıkları	3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA	7864945
Self-Adeziv Rezin Siman	Relyx U200	Baz: Silanlanmış cam tozu, 2-profenik asit, 2-metil, 1,1'[1-(hidroksimetil)-1,2-etanedil] ester, 2-hidroksi-1,3-profane dil dimetakrilat ve fosfor oksit, TEGD MA, silanlanmış silika, sodyum persülfa	3M ESPE, St. Paul, USA	7784355

		t, tert-butil peroksi-3,5,5-trimetil heksonat Katalist : Silanlanmış cam tozu, sübstitüe dimetakrilat, silanlanmış silika, sodyum ptoluensülfonat, 1-benzil-5-fenil barbik asit, kalsiyum tuzu, 1,12-dodekan dimetakrilat, kalsiyum hidroksit		
	Hidroflorik asit	%9,5	PPH Cerkamed, Poland	0207201
	Hidroflorik asit	%6	Akdeniz Üniversitesi	

			itesi Fen fakültes i	
	Hidrofl orik asit	%3	Akdeni z Ünivers itesi Fen fakültes i	

3.1. Çalışmada Kullanılacak Örneklerin Hazırlanması

Bu tez çalışmasında, rezin içerikli üç farklı CAD/CAM materyali; Grandio blok (VOCO, GmbH Cuxhaven, Germany), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ve GC Cerasmart (GC Corp, Tokyo, Japan) kullanıldı (Şekil 3.1). CAD/CAM blok örneklerine; Cojet kumu (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA), Er:Cr:YSGG lazer, %3, %6, %9,5 konsantrasyonlarında hidroflorik asit (PPH CerKamed, Poland) olmak üzere, toplamda 5 farklı yüzey pürüzlendirme işlemi uygulandı ve ardından dual-cure self adeziv siman (RelyX U200; 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) tatbik edildi.

Grandio blok, Vita Enamic ve Cerasmart CAD/CAM blokları hassas kesme cihazı (IsoMet Low-speed; Buehler, Illinois, ABD) (Şekil 3.2) kullanılarak 6x7x2 mm boyutlarında hazırlandı.



Şekil 3. 1 Çalışmada kullanılan polimer içerikli CAD/CAM bloklar



Şekil 3. 2 Isomet hassas kesme cihazı

Kesme sonrası elde edilen 216 örnek bağlantı yüzeyleri dışta kalacak şekilde 30 mm çapında 60 mm yüksekliğinde önceden hazırlanan plastik yuvarlak kalıplar içine şeffaf otopolimerizan akrilik rezin (Imicryl, Konya, Türkiye) dökülerek sabitlendi (Şekil3.3). Örneklerin dışta kalan bağlantı yüzeylerine sırasıyla 400 ve 600 grit silikon karbid su zımparası uygulandı. Tüm örnekler ultrasonik banyoda distile su ile temizlendi.



Şekil 3. 3 Örneklerin plastik kalıplara sabitlenmesi

3.1.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Güncel CAD/CAM hibrit seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmeyi amaçlayan bu çalışmada; 72 adet Grandio, 72 adet Vita Enamic ve 72 adet Cerasmart örnek hazırlandı. Hazırlanan bu örnekler uygulanacak yüzey pürüzlendirme işlemlerine göre, her grupta 12 adet olmak üzere 18 gruba ayrıldı. Her grupdan rasgele seçilen 2 adet materyal örnek, SEM ve AFM incelenmesinde kullanıldı. Çalışmamızın iş akış şeması Şekil 3,4' de gösterilmektedir.

Grup 1: Kontrol grubu

Grup 1a: Kontrol grubu – Grandio blok

Grup 1b: Kontrol grubu – Cerasmart

Grup 1c: Kontrol grubu – Vita Enamic

Grup 2: Lazer grubu

Grup 2a: Er, Cr: YSGG lazer grubu – Grandio blok

Grup 2b: Er, Cr: YSGG lazer grubu – Cerasmart

Grup 2c: Er. Cr: YSGG lazer grubu – Vita Enami

Grup 3: Cojet grubu

Grup 3a: 30 µm silika kaplı Al₂O₃ (Cojet) grubu – Grandio blok

Grup 3b: 30 µm silika kaplı Al₂O₃ (Cojet) grubu – Cerasmart

Grup 3c: 30 µm silika kaplı Al₂O₃ (Cojet) grubu – Vita Enamic

Grup 4: %9,5 HF asit grubu

Grup 4a: %9,5 HF asit – Grandio blok

Grup 4b: %9,5 HF asit – Cerasmart

Grup 4c: %9,5 HF asit – Vita Enamic

Grup 5: %6 HF asit grubu

Grup 5a: %6 HF asit – Grandio blok

Grup 5b: %6 HF asit – Cerasmart

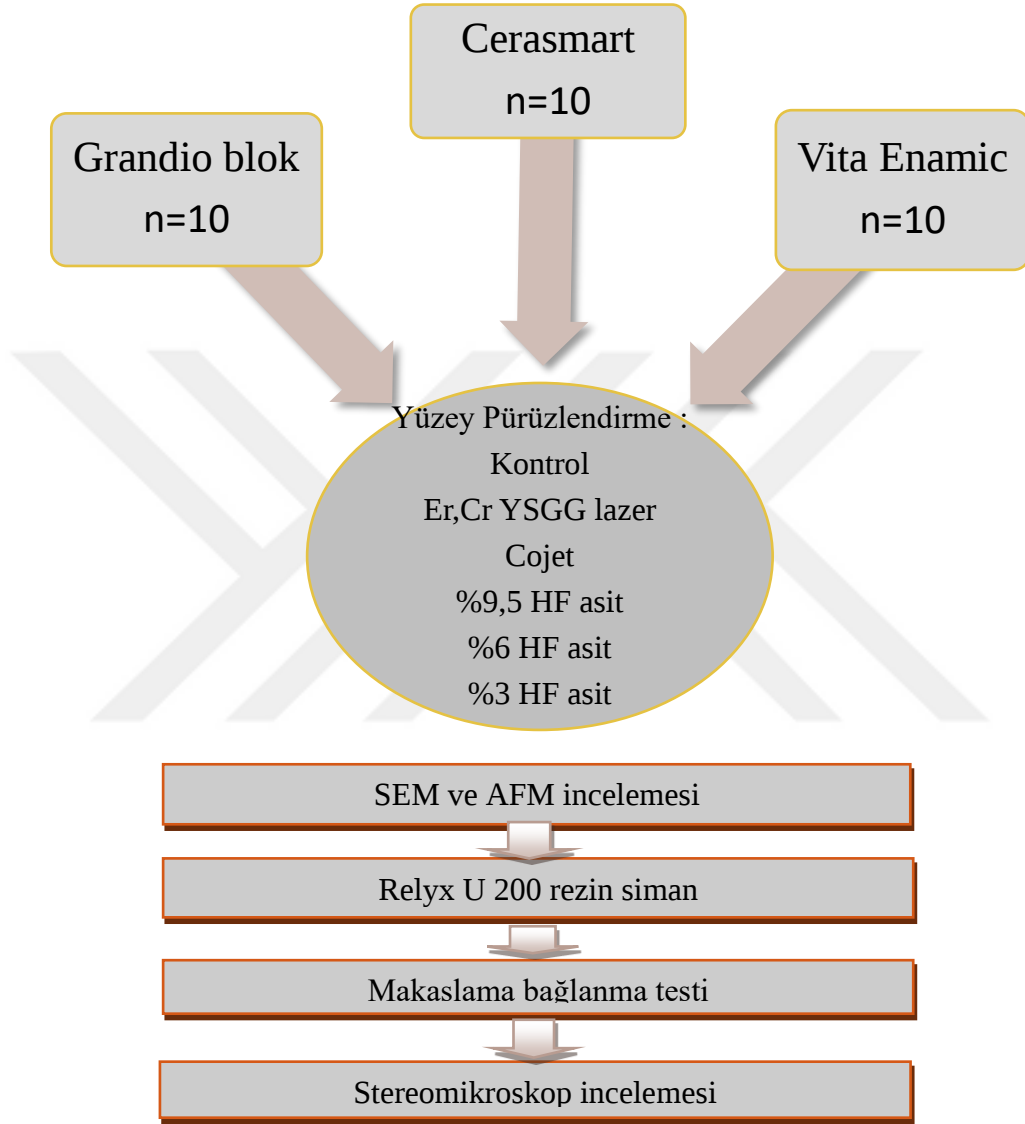
Grup 5c: %6 HF asit – Vita Enamic

Grup 6 : %3 HF asit grubu

Grup 6a: %3 HF asit – Grandio blok

Grup 6b: %3 HF asit – Cerasmart

Grup 6c: %3 HF asit – Vita Enamic



Şekil 3. 4 Çalışma planı

3.2. Seramik Örneklerle Uygulanan Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri

3.2.1. Kontrol grubu

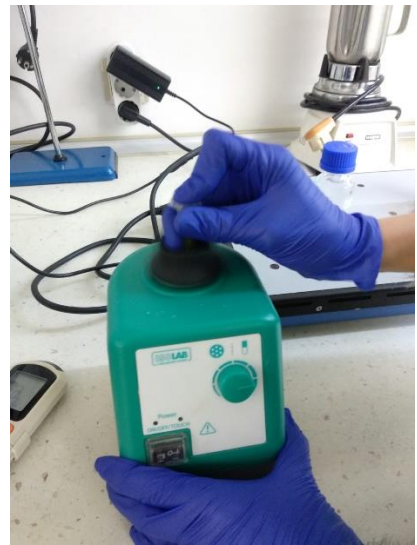
Kontrol grubu olarak kullanılacak seramik örneklerin simantasyon yüzeylerine, simantasyon öncesi herhangi bir işlem uygulanmadı.

3.2.2. Hidroflorik asit uygulama işlemi

Çalışmamızda %9,5'luk HF asit (PPH CerKamed, Poland) Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Kimya Laboratuvarında %6 ve %3 konsantrasyonlarda olacak şekilde seyreltilerek santrifüjde homojenliği sağlandı. Ardından, örneklerle %9,5' luk, %6' lık ve %3' lük HF asit 60 sn süreyle uygulandı ve 60 sn basınçlı su ile yıkanıp hava spreyi ile kurutuldu.



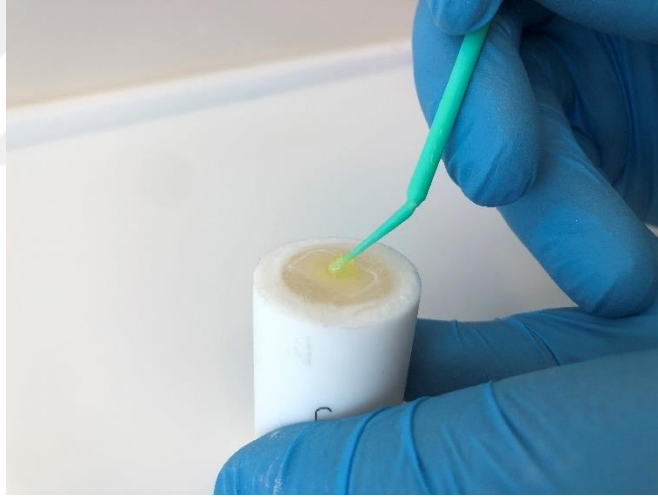
Şekil 3. 5 Yüzey pürüzlendirme işleminde kullanılan %9,5 HF asit



Şekil 3. 6 %9,5'luk HF asitin laboratuvar ortamında seyreltilmesi



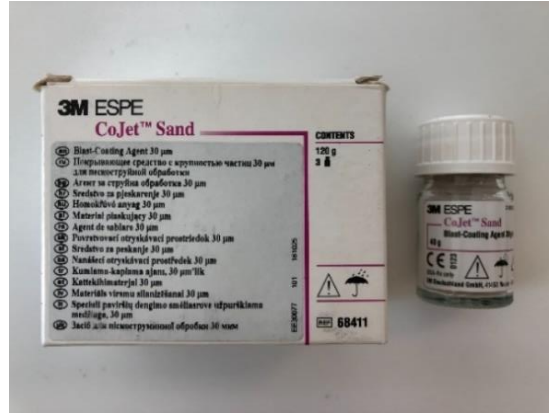
Şekil 3. 7 Seyreltme sonrası elde edilen %3 ve %6 lık HF asit



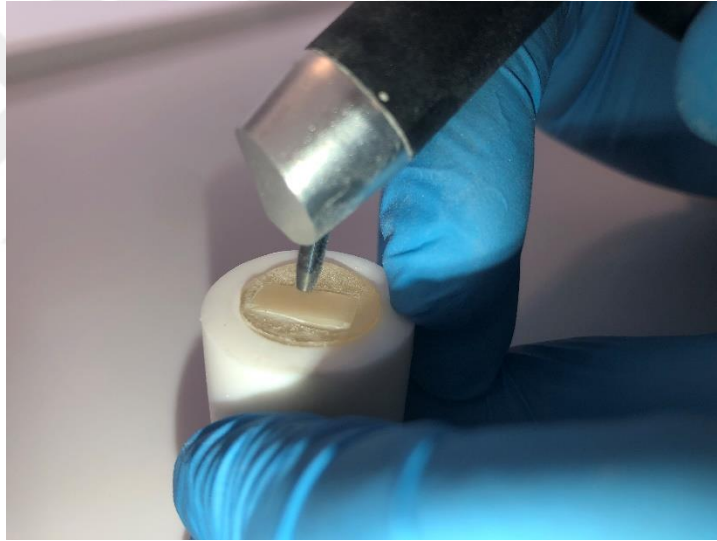
Şekil 3. 8 Farklı konsantrasyonlardaki HF asitin CAD/CAM blok örneklerine uygulanması

3.2.3. Cojet uygulama işlemi

Seramik yüzeyine, kumlama cihazıyla (Microblaster, Bilbao, İspanya) 30 μm boyutundaki silika kaplı Al_2O_3 partikülleri içeren Cojet (3M ESPE, St.Paul, MN USA) kumu 2 bar basınçla 20 sn süreyle uygulandı. Bu işlem sırasında Cojet kumlama cihazı ile seramik örnek arasındaki mesafe 10 mm olacak şekilde ayarlandı.



Şekil 3. 9 Çalışmada kullanılan Cojet kumu



Şekil 3. 10 Seramik örneklere Cojetin uygulanması

3.2.4. Er,Cr: YSGG lazer ile yüzey işlemi

Çalışmamızda kullanılan seramik örneklerin yüzeyleri 2780 nm dalga boyuna sahip Er,Cr:YSGG (Waterlase MD, Biolase Technology, Inc. Irvine, ABD) hidrokinetik lazer sistem kullanılarak pürüzlendirildi. Çapı 600 µm olan MG5 fiber optik lazer uç örnek yüzeyinden 10 mm uzakta ve dik olacak şekilde tutularak, %65 su ve %55 hava çıkışı ile 20 sanye süreyle, 2W güç ve 10 Hz frekans aralığında lazer ışını uygulandı.



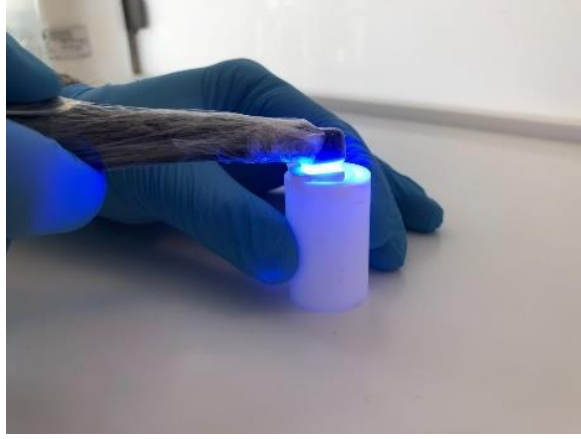
Şekil 3. 11 Waterlase lazer cihazı ve örneklerin pürüzlendirilmesinde kullanılan parametreler

3.3. Rezin Simanın Uygulanması

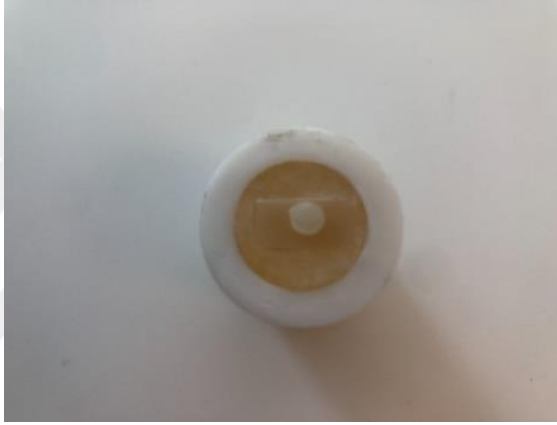
Kontrol grubunda direkt olacak şekilde, diğer gruplarda ise yüzey pürüzlendirme işlemlerini takiben, örneklere 3 mm çapa ve 2 mm kalınlığa sahip silikon kalıp yardımıyla RelyX U200 (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN) self-adeziv rezin siman uygulandı. Uygulanan rezin siman, üretici firma önerileri doğrultusunda her yüzeyden 20' şer saniye olma üzere VALO (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) ışık cihazıyla polimerize edildi.



Şekil 3. 12 Çalışmada kullanılan rezin siman



Şekil 3. 13 CAD/CAM blok örneklerine rezin simanın uygulanması



Şekil 3. 14 Rezin siman uygulanmış CAD/CAM blok örneği

3.4. Örneklerin AFM Analizi ile İncelenmesi

Yüzey işlemi sonrası her gruptan birer tane olmak üzere toplamda 18 hibrit seramik örneğin üç boyutlu AFM analizi görüntüleri Süleyman Demirel Üniversitesi Yenilikçi Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan atomik kuvvet mikroskobu (ez-AFM Nanomagnetics) kullanılarak elde edildi. Her bir örnek yüzeyindeki $25\mu\text{m} \times 25\mu\text{m}$ alandan *tapping* modda tarama yapıldı.

3.5. Örneklerin SEM Analizi ile İncelenmesi

Yüzey işlemi sonrası her gruptan rastgele seçilen birer tane olmak üzere toplamda 18 hibrit seramik örneğin $\times 5000$ büyütmede SEM görüntüleri Süleyman Demirel Üniversitesi Yenilikçi Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan taramalı elektron mikroskobuyla (FEI QUANTA FEG 250) alındı.

3.6. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Rezin siman uygulamasının ardından tüm örneklerle Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan mikrogerilim test cihazı (Esetron Mekatronik, Ankara, Türkiye) kullanılarak makaslama bağlanma dayanımı testi uygulandı (Şekil 3.14). Cihazın kırıcı ucu örneklerin hibrit seramik-rezin bağlantı bölgesine yakın olarak konumlandırıldı ve 90° açı ile konumlandırılmasının ardından, rezin siman hibrit seramik yüzeyinden ayrılana kadar 0,5 mm/dk hızla 500 N kuvvet uygulandı. Kırılma anındaki maksimum değer kaydedilerek MPa olarak hesaplandı.



Şekil 3. 15 Esetron mikrogerilim test cihazı



Şekil 3. 16 Makaslama bağlanma dayanımı testi uygulaması

3.7. Stereomikroskop İncelenmesinin Yapılması

Kopma tiplerinin belirlenmesi için makaslama testi uygulanan örneklerin seramik-rezin siman arayüzeyi Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti A.B.D.'nda stereomikroskop ile incelendi. Kopma tipleri üç grup altında incelenmiştir:

Adeziv kopma: rezin siman bloğunun seramikten kopması

Koheziv kopma: seramik veya rezin siman bloğunun kendi içinden kopması

Karışık kopma: adeziv ve koheziv kopmanın bir arada görüldüğü kopma



Şekil 3. 17 Kırılma tiplerinin belirlendiği stereomikroskop ve bilgisayar düzeneği

3.8. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizlerde SPSS v.23 programı kullanıldı. Veri setinin analizi öncesinde, kullanılacak istatistiksel yöntemin belirlenmesi için ilgili değişkenlerin normal dağılıma uyum sağlayıp sağlamadıkları test edilmiştir. Bu aşamada Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testlerinden yararlanılmıştır (İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p=0,05$ alınmıştır). Test sonucunda ilgili değişkenler için elde edilen p değerlerinin $0,05$ 'ten büyük olması durumunda verinin normal dağılıma uyduğu, küçük olması durumunda ise normal dağılıma uymadığı kabul edilmiştir. Veri setinin normal dağılıma uyum göstermesi sebebiyle gruplar arası karşılaştırmalarda parametrik yöntemlerden “Bağımsız t testi” ve “Tek Yönlü ANOVA” testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak kabul edildi.

4. Bulgular

4.1. Makaslama Testi Bulguları

Güncel CAD/CAM hibrit seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmeyi amaçlayan bu tez çalışmasında, beş farklı yüzey işleminin uygulandığı Voco Grandio blok, GC Cerasmart ve Vita Enamic hibrit seramik örneklerin adeziv rezin simanla makaslama bağlanma direnci değerleri (MPa) değerlendirilmiştir.

Tablo 4.1 Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testleri kullanılarak (yapılan değer $p=0,05$) normallik testi bulgularını göstermektedir. Test sonucunda ilgili değişkenler için elde edilen p değerlerinin 0,05'ten büyük olması durumunda verinin normal dağılıma uyduğu, küçük olması durumunda ise normal dağılıma uymadığı kabul edilmiştir.

Tablo 4. 1 Normallik testi bulguları

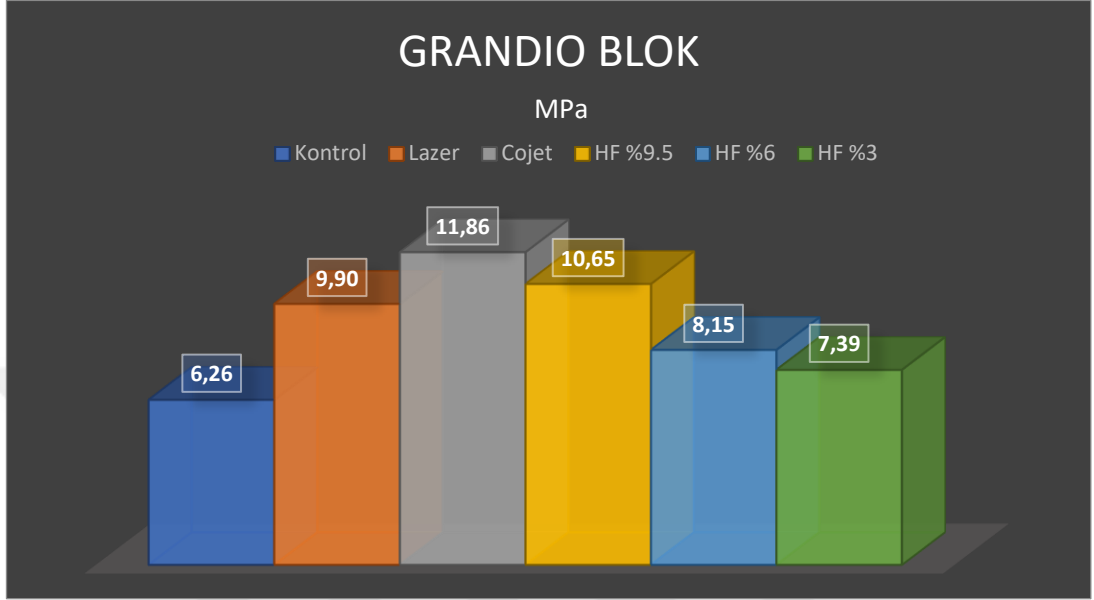
Grup	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	istatistik	sd.	p	istatistik	sd.	p
Kontrol	,067	30	,200*	,987	30	,966
Lazer	,077	30	,200*	,989	30	,985
Cojet	,129	30	,200*	,956	30	,247
HF %9.5	,123	30	,200*	,925	30	,035
HF %6	,099	30	,200*	,962	30	,348
HF %3	,100	30	,200*	,973	30	,627

Tablo 4.2'de uygulanan yüzey işlemine göre Grandio blok örneklerin gruplar arası "MPa" değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları ve bu sonuçlara göre Şekil 4.1'de Grandio blok örneklerin ortalama makaslama bağlanma direnci değerleri gösterilmektedir. Grandio blok grubunda makaslama bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubu ($6,26 \pm 2,47$ MPa) ile istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren gruplar sırasıyla; Cojet ($11,86 \pm 3,60$ MPa), %9,5'luk hidroflorik asit ($10,65 \pm 3,45$ MPa) ve lazer ($9,90 \pm 1,61$ MPa) şeklinde görülmüştür ($p<0,05$). Cojet,

%9,5 HF asit ve lazer grupları karşılaştırıldığında grupların birbirine üstünlüğü istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$). Hidroflorik asit grubunda %9,5' luk HF asit uygulaması istatistiksel olarak anlamlı fark yaratırken ($p<0,05$), %6'lık HF ve %3'lük HF asit gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

Tablo 4. 2 Grandio blok örneğinde gruplar arası “MPa” değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları

Grandio blok	n	Ort.	Median	ss.	Min	Max	t	p
Kontrol	10	6,26	5,68	2,47	2,49	9,94	-3,906	0,001*
Lazer	10	9,90	10,02	1,61	7,75	12,89		
Kontrol	10	6,26	5,68	2,47	2,49	9,94	-4,057	0,001*
Cojet	10	11,86	10,87	3,60	7,27	18,01		
Kontrol	10	6,26	5,68	2,47	2,49	9,94	-3,275	0,004*
HF %9.5	10	10,65	11,71	3,45	6,43	14,62		
Kontrol	10	6,26	5,68	2,47	2,49	9,94	-1,244	0,229
HF %6	10	8,15	7,16	4,13	3,14	15,02		
Kontrol	10	6,26	5,68	2,47	2,49	9,94	-0,768	0,452
HF %3	10	7,39	9,40	3,98	1,00	11,78		
Lazer	10	9,90	10,02	1,61	7,75	12,89	-1,573	0,133
Cojet	10	11,86	10,87	3,60	7,27	18,01		
Lazer	10	9,90	10,02	1,61	7,75	12,89	-0,627	0,538
HF %9.5	10	10,65	11,71	3,45	6,43	14,62		
Lazer	10	9,90	10,02	1,61	7,75	12,89	1,246	0,229
HF %6	10	8,15	7,16	4,13	3,14	15,02		
Lazer	10	9,90	10,02	1,61	7,75	12,89	1,847	0,081
HF %3	10	7,39	9,40	3,98	1,00	11,78		
Cojet	10	11,86	10,87	3,60	7,27	18,01	0,765	0,454
HF %9.5	10	10,65	11,71	3,45	6,43	14,62		
Cojet	10	11,86	10,87	3,60	7,27	18,01	2,139	0,046*
HF %6	10	8,15	7,16	4,13	3,14	15,02		
Cojet	10	11,86	10,87	3,60	7,27	18,01	2,633	0,017*
HF %3	10	7,39	9,40	3,98	1,00	11,78		
HF %9.5	10	10,65	11,71	3,45	6,43	14,62	1,469	0,159
HF %6	10	8,15	7,16	4,13	3,14	15,02		
HF %9.5	10	10,65	11,71	3,45	6,43	14,62	1,908	0,066
HF %3	10	7,39	9,40	3,98	1,00	11,78		
HF %6	10	8,15	7,16	4,13	3,14	15,02	0,418	0,681
HF %3	10	7,39	9,40	3,98	1,00	11,78		

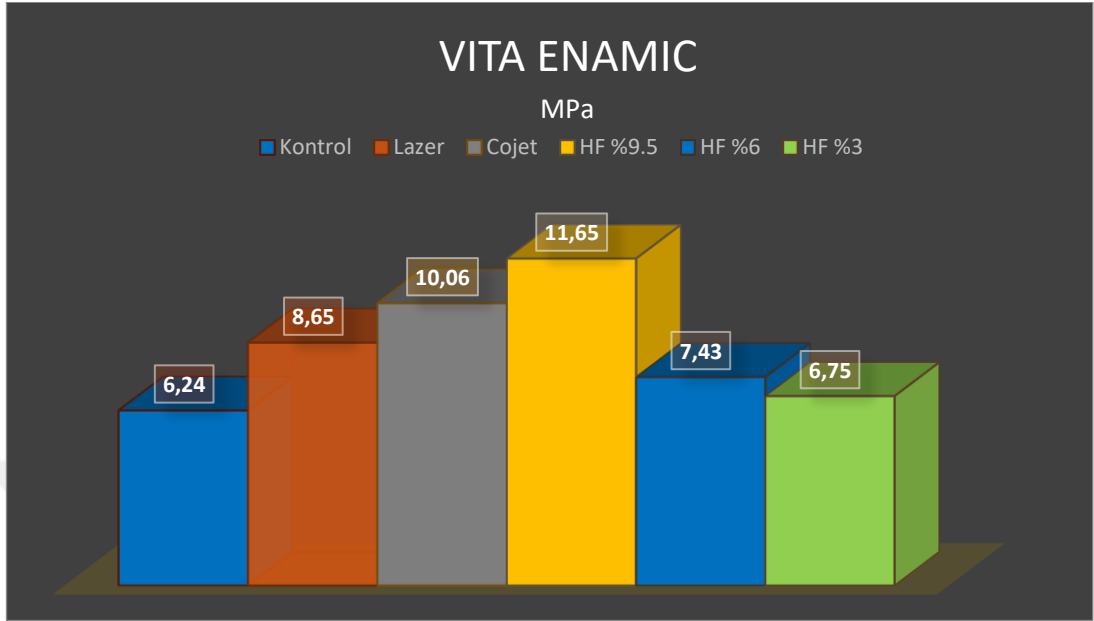


Şekil 4. 1 Grandio blok örneğinde, yüzey işlemlerine göre ortalama MPa değerleri

Tablo 4.3’ de uygulanan yüzey işlemine göre Vita Enamic örneklerin gruplar arası “MPa” değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları ve bu sonuçlara göre Şekil 4.2’de Vita Enamic örneklerin ortalama makaslama bağlanma direnci değerleri gösterilmektedir. Vita Enamic grubunda makaslama bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubuna ile ($6,24 \pm 1,27$ MPa) istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren gruplar sırasıyla; %9,5 HF asit ($11,65 \pm 4,44$ MPa), Cojet ($10,06 \pm 2,55$ MPa), lazer ($8,65 \pm 1,70$ MPa) olarak bulgulanmıştır ($p < 0,05$). Bu gruplar arasında karşılaştırma yapıldığında %9,5 HF asit uygulamasının cojete göre bağlanma dayanımında anlamlı fark yaratmazken lazer uygulamasına göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulgulanmıştır ($p < 0,05$).

Tablo 4. 3 Vita Enamic örneğinde gruplar arası “MPa” değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları

Vita Enamic	n	Ort.	Median	ss.	Min	Max	t	p
Kontrol	10	6,24	5,86	1,27	4,32	8,20	-3,592	0,002*
Lazer	10	8,65	8,13	1,70	6,41	12,18		
Kontrol	10	6,24	5,86	1,27	4,32	8,20	-4,238	0,001*
Cojet	10	10,06	11,04	2,55	6,02	13,23		
Kontrol	10	6,24	5,86	1,27	4,32	8,20	-3,705	0,002*
HF %9.5	10	11,65	10,32	4,44	8,18	20,96		
Kontrol	10	6,24	5,86	1,27	4,32	8,20	-1,434	0,169
HF %6	10	7,43	7,03	2,30	4,66	11,82		
Kontrol	10	6,24	5,86	1,27	4,32	8,20	-0,856	0,403
HF %3	10	6,75	6,93	1,40	4,11	8,52		
Lazer	10	8,65	8,13	1,70	6,41	12,18	-1,449	0,165
Cojet	10	10,06	11,04	2,55	6,02	13,23		
Lazer	10	8,65	8,13	1,70	6,41	12,18	-1,992	0,047*
HF %9.5	10	11,65	10,32	4,44	8,18	20,96		
Lazer	10	8,65	8,13	1,70	6,41	12,18	1,353	0,193
HF %6	10	7,43	7,03	2,30	4,66	11,82		
Lazer	10	8,65	8,13	1,70	6,41	12,18	2,729	0,014*
HF %3	10	6,75	6,93	1,40	4,11	8,52		
Cojet	10	10,06	11,04	2,55	6,02	13,23	-0,982	0,339
HF %9.5	10	11,65	10,32	4,44	8,18	20,96		
Cojet	10	10,06	11,04	2,55	6,02	13,23	2,422	0,026*
HF %6	10	7,43	7,03	2,30	4,66	11,82		
Cojet	10	10,06	11,04	2,55	6,02	13,23	3,595	0,002*
HF %3	10	6,75	6,93	1,40	4,11	8,52		
HF %9.5	10	11,65	10,32	4,44	8,18	20,96	2,67	0,016*
HF %6	10	7,43	7,03	2,30	4,66	11,82		
HF %9.5	10	11,65	10,32	4,44	8,18	20,96	3,328	0,004*
HF %3	10	6,75	6,93	1,40	4,11	8,52		
HF %6	10	7,43	7,03	2,30	4,66	11,82	0,798	0,435
HF %3	10	6,75	6,93	1,40	4,11	8,52		

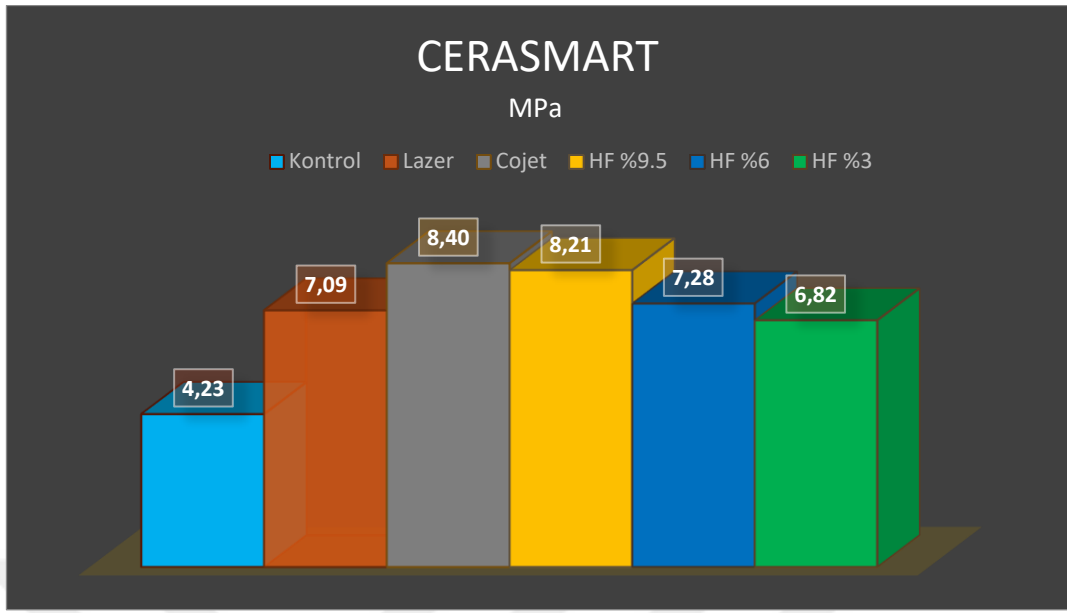


Şekil 4. 2 Vita Enamic örneğinde, yüzey işlemlerine göre ortalama MPa değerleri

Tablo 4.4’ de uygulanan yüzey işlemine göre Cerasmart örneklerin gruplar arası “MPa” değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları ve bu sonuçlara göre Şekil 4.3’ de Cerasmart örneklerin ortalama makaslama bağlanma direnci değerleri gösterilmektedir. Cerasmart grubunda makaslama bağlanma dayanımı Cojet’le yüzey pürüzlendirme işleminde ($8,40 \pm 6,51$ MPa) ve %9,5’luk HF asit uygulamasında ($8,21 \pm 2,29$ MPa) birbirine çok yakın değerler vermiş olup sırasıyla %6’lık HF asit ($7,28 \pm 3,35$ MPa), lazer ($7,09 \pm 2,13$ MPa), %3’lük HF asit ($6,82 \pm 3,04$ MPa), kontrol grubu ($4,23 \pm 1,29$ MPa) şeklinde değerler elde edilmiştir. Yüzey pürüzlendirme işlemlerinin hepsinin kontrol grubuna göre bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırdığı ($p < 0,05$) tespit edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$). Uygulanan yüzey işlemleri; kontrol grubu haricinde, diğer tüm yüzey işlemleri arasında bağlantı dayanımında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemiştir ($p > 0,05$).

Tablo 4. 4 Cerasmart örneğinde gruplar arası “MPa” değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları

Cerasmart	n	Ort.	Median	ss.	Min	Max	t	p
Kontrol	10	4,23	3,95	1,79	1,56	6,83	-3,256	0,004*
Lazer	10	7,09	7,02	2,13	3,11	10,86		
Kontrol	10	4,23	3,95	1,79	1,56	6,83	-1,975	0,048*
Cojet	10	8,40	4,33	6,51	2,23	17,91		
Kontrol	10	4,23	3,95	1,79	1,56	6,83	-4,333	0,001*
HF %9.5	10	8,21	8,00	2,29	4,37	11,74		
Kontrol	10	4,23	3,95	1,79	1,56	6,83	-2,547	0,02*
HF %6	10	7,28	7,42	3,35	2,85	12,44		
Kontrol	10	4,23	3,95	1,79	1,56	6,83	-2,327	0,032*
HF %3	10	6,82	7,00	3,04	2,93	11,27		
Lazer	10	7,09	7,02	2,13	3,11	10,86	-0,601	0,555
Cojet	10	8,40	4,33	6,51	2,23	17,91		
Lazer	10	7,09	7,02	2,13	3,11	10,86	-1,125	0,275
HF %9.5	10	8,21	8,00	2,29	4,37	11,74		
Lazer	10	7,09	7,02	2,13	3,11	10,86	-0,152	0,881
HF %6	10	7,28	7,42	3,35	2,85	12,44		
Lazer	10	7,09	7,02	2,13	3,11	10,86	0,233	0,819
HF %3	10	6,82	7,00	3,04	2,93	11,27		
Cojet	10	8,40	4,33	6,51	2,23	17,91	0,087	0,931
HF %9.5	10	8,21	8,00	2,29	4,37	11,74		
Cojet	10	8,40	4,33	6,51	2,23	17,91	0,48	0,637
HF %6	10	7,28	7,42	3,35	2,85	12,44		
Cojet	10	8,40	4,33	6,51	2,23	17,91	0,693	0,497
HF %3	10	6,82	7,00	3,04	2,93	11,27		
HF %9.5	10	8,21	8,00	2,29	4,37	11,74	0,719	0,482
HF %6	10	7,28	7,42	3,35	2,85	12,44		
HF %9.5	10	8,21	8,00	2,29	4,37	11,74	1,152	0,264
HF %3	10	6,82	7,00	3,04	2,93	11,27		
HF %6	10	7,28	7,42	3,35	2,85	12,44	0,324	0,749
HF %3	10	6,82	7,00	3,04	2,93	11,27		



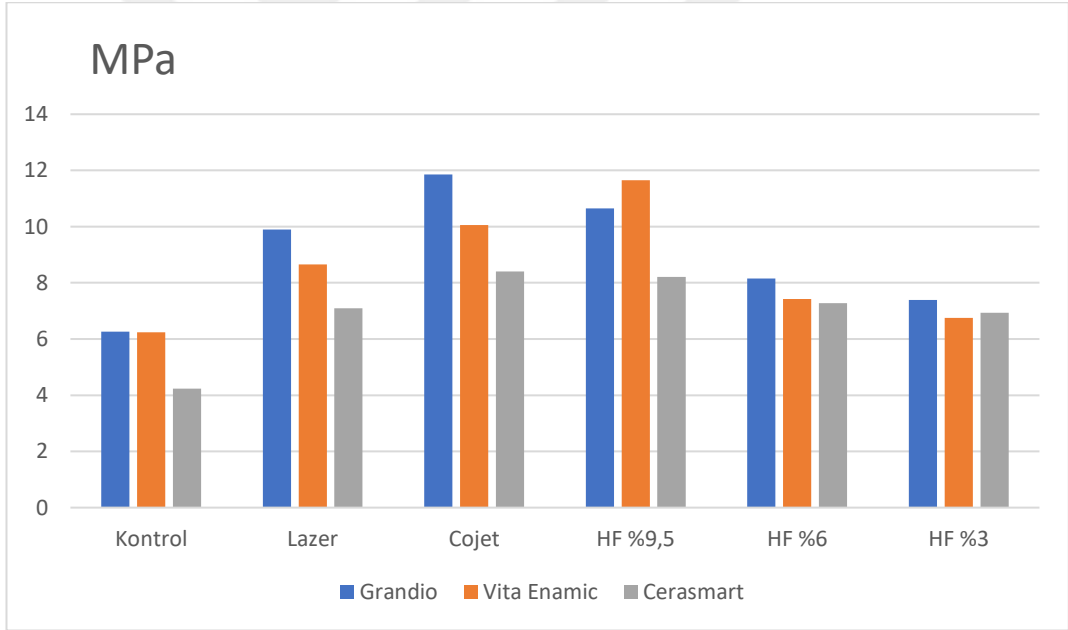
Şekil 4. 3 Cerasmart örneğinde, yüzey işlemlerine göre ortalama MPa değerleri

Aynı yüzey işleminin uygulandığı Grandio blok, Vita Enamic ve Cerasmart örneklerin ortalama makaslama bağlanma değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.5 ve Şekil 4.4’ de gösterilmektedir. Parametrelerin üç grup arası karşılaştırmalarında tek yönlü ANOVA testi kullanılmıştır.

Tablo 4. 5 Yüzey işlemi gruplarında Grandio blok, Vita Enamic ve Cerasmart örneklerin ortalama makaslama değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin Tek Yönlü ANOVA testi sonuçları.

Grup	Seramik	n	Ort.	Median	ss.	Min	Max	F	p	Fark
Kontrol	Grandio	10	6,26	5,68	2,47	2,49	9,94	3,735	0,037*	1-3 2-3
	Vita Enamic	10	6,24	5,86	1,27	4,32	8,20			
	Cerasmart	10	4,23	3,95	1,79	1,56	6,83			
Lazer	Grandio	10	9,90	10,02	1,61	7,75	12,89	5,908	0,007*	1-3 2-3
	Vita Enamic	10	8,65	8,13	1,70	6,41	12,18			
	Cerasmart	10	7,09	7,02	2,13	3,11	10,86			
Cojet	Grandio	10	11,86	10,87	3,60	7,27	18,01	1,454	0,271	-
	Vita Enamic	10	10,06	11,04	2,55	6,02	13,23			
	Cerasmart	10	8,40	4,33	6,51	2,23	17,91			

HF %9.5	Grandio	10	10,65	11,71	3,45	6,43	14,62	3,555	0,039*	1-3 2-3
	Vita Enamic	10	11,65	10,32	4,44	8,18	20,96			
	Cerasmart	10	8,21	8,00	2,29	4,37	11,74			
HF %6	Grandio	10	8,15	7,16	4,13	3,14	15,02	0,194	0,825	-
	Vita Enamic	10	7,43	7,03	2,30	4,66	11,82			
	Cerasmart	10	7,28	7,42	3,35	2,85	12,44			
HF %3	Grandio	10	7,39	9,40	3,98	1,00	11,78	0,14	0,87	-
	Vita Enamic	10	6,75	6,93	1,40	4,11	8,52			
	Cerasmart	10	6,82	7,00	3,04	2,93	11,27			



Şekil 4. 4 Yüzey işlemleri gruplarında Grandio blok, Vita Enamic ve Cerasmart seramik materyallerinin ortalama makaslama bağlanma değerleri (MPa).

Üç farklı CAD/CAM bloğu örnek grubunun;

“Kontrol” grubu MPa değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Cerasmart seramiğine ait ortalama değer ($4,23 \pm 1,79$ MPa), Grandio blok ve Vita Enamic seramiklerine ait ortalama değerlerden ($6,26 \pm 2,47$ MPa – $6,24 \pm 1,27$ MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür.

“Lazer” grubu MPa değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p < 0,01$). Cerasmart seramiğine ait ortalama değer ($7,09 \pm 2,13$ MPa), Grandio blok ve Vita Enamic seramiklerine ait ortalama değerlerden ($9,90 \text{ MPa} \pm 1,61$ – $8,65 \pm 1,70$ MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür.

“Cojet” grubu MPa değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

“HF %9,5” grubu MPa değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Cerasmart seramiğine ait ortalama değer ($8,21 \pm 2,29$ MPa), Grandio blok ve Vita Enamic seramiklerine ait ortalama değerlerden ($10,65 \pm 3,45$ MPa – $11,65 \pm 4,44$ MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür.

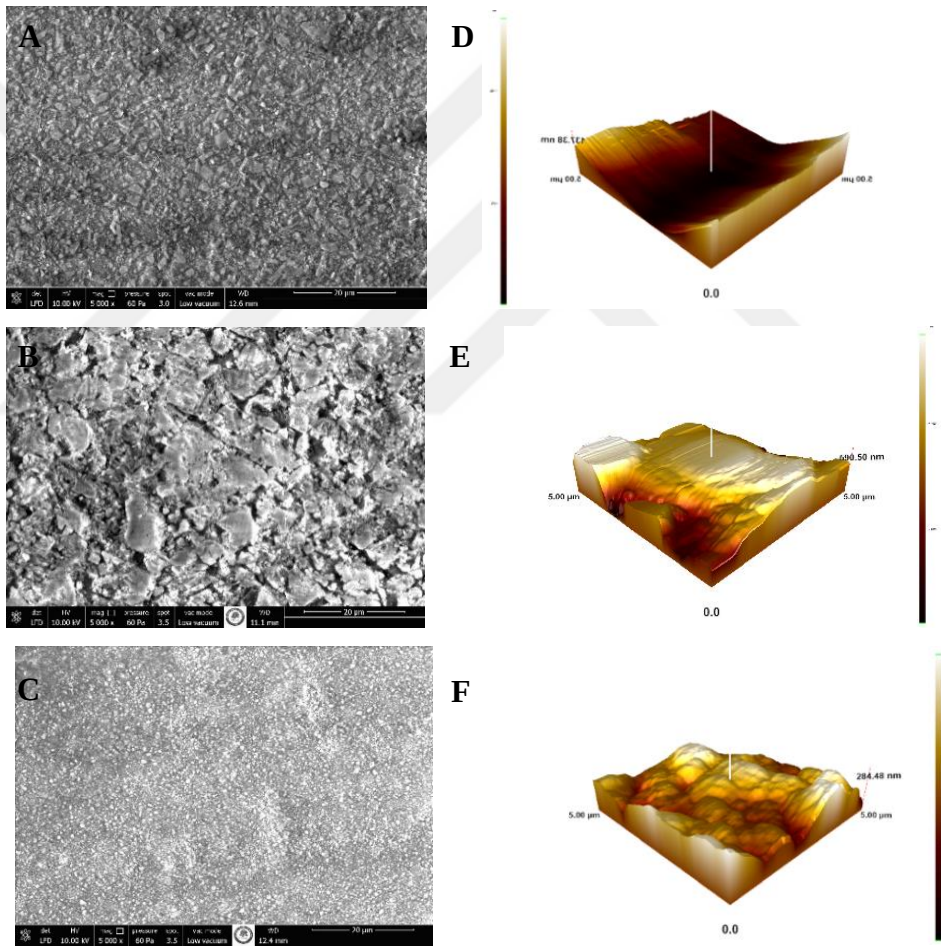
“HF %6” grubu MPa değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

“HF %3” grubu MPa değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

4.2. SEM ve AFM Analizi Bulguları

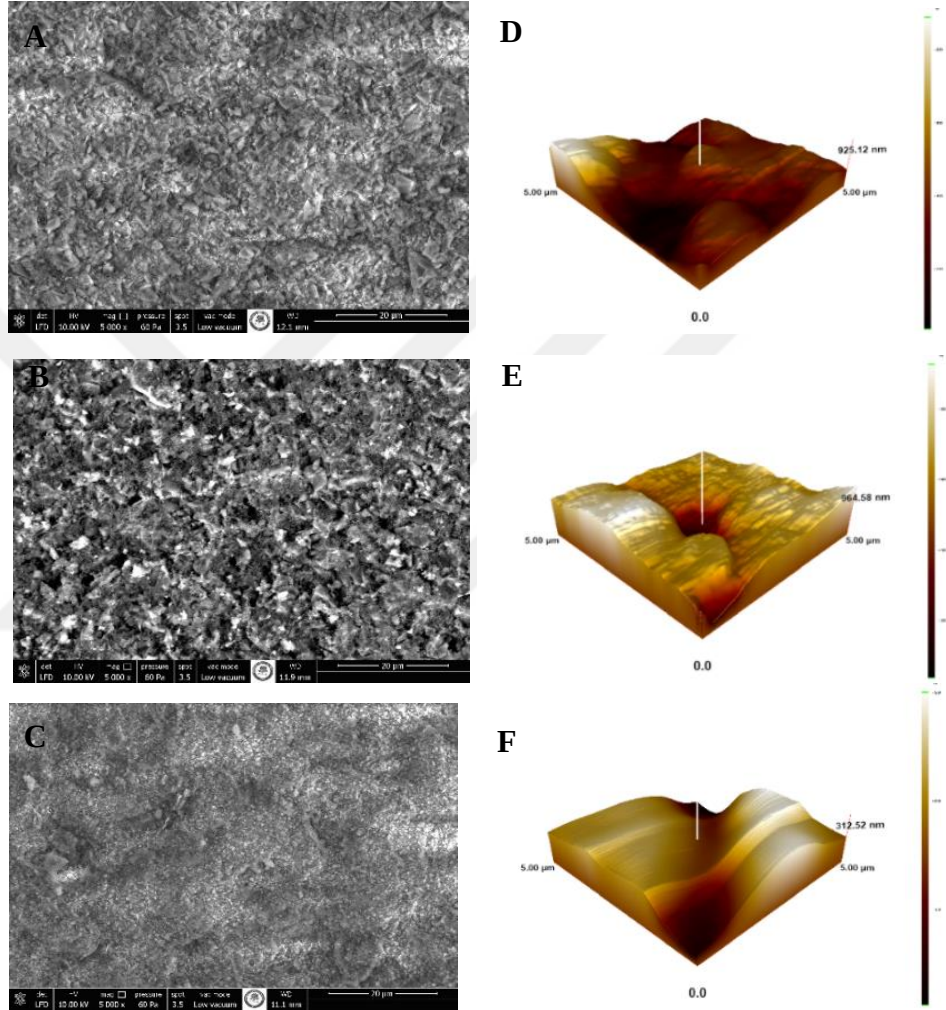
Faklı yüzey işlemleri sonrası grupların her birinden rastgele alınan birer örnek üzerinde yüzey topografyasındaki değişiklikler SEM (x500, x1000, x3000, x5000) ve AFM (25µm x 25µm) ile değerlendirildi.

SEM analizine göre, kontrol grubunda doldurucu (açık gri alanlar) içerisine penetre olmuş polimer (koyu gri alanlar) yapıları gözlemlenmektedir. Kontrol grubuna dahil olan Cerasmart, Vita Enamic ve Grandio blok örneklerin SEM ve AFM incelenmesinde zımparalama işleminden sonra Vita Enamic, diğer iki seramiğe oranla, daha pöröz bir yapı sergilemektedir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1 Kontrol grubuna dahil olan örneklerin SEM ve AFM görüntüleri, **A)** x5000 büyütmede Grandio blok örneğin SEM görüntüsü, **B)** x5000 büyütmede Vita Enamic SEM görüntüsü, **C)** x5000 büyütmede Cerasmart SEM görüntüsü, **D)** Grandio blok örneğin AFM görüntüsü, **E)** Vita Enamic örneğin AFM görüntüsü, **F)** Cerasmart örneğin AFM görüntüsü.

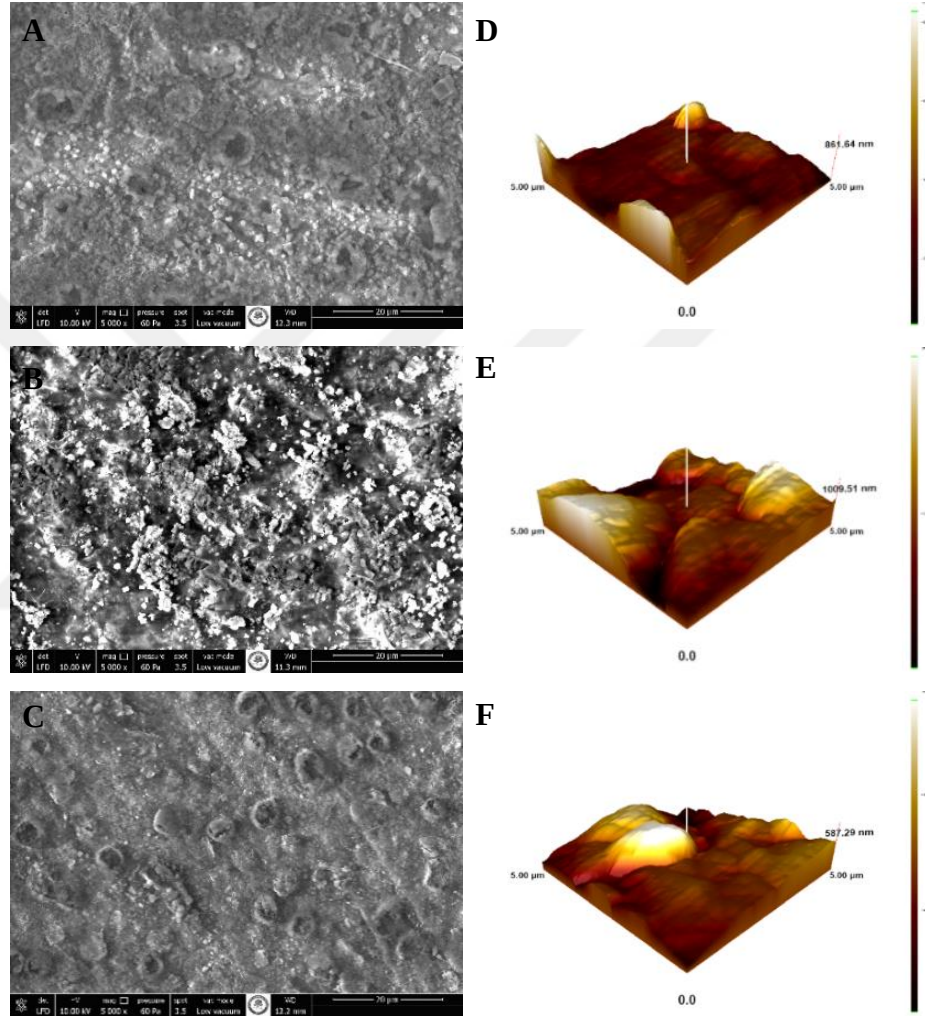
Cojet grubuna dahil olan Grandio blok, Vita Enamic ve Cerasmart, seramik örneklerin SEM görüntülerinde muhtemel Al_2O_3 taneciklerinin basınçla yüzeylere çarpmasının oluşturduğu mikro çatlak ve çukurlardan kaynaklanan düzensizliklerin olduğu gözlemlendi (Şekil 4.2). Alınan AFM görüntülerinde yüzey pürüzlülüğünün kontrol grubuna kıyasla arttığı, koyu alanların Grandio blok örnekte diğer örneklerle göre daha fazla olduğu gözlemlendi (Şekil 4.2).



Şekil 4.2 Cojet grubuna dahil olan örneklerin SEM ve AFM görüntüleri, **A)** x5000 büyütmede Grandio blok SEM görüntüsü, **B)** x5000 büyütmede Vita Enamic SEM görüntüsü, **C)** x5000 büyütmede Cerasmart SEM görüntüsü, **D)** Grandio blok örneğin AFM görüntüsü, **E)** Vita Enamic örneğin AFM görüntüsü, **F)** Cerasmart örneğin AFM görüntüsü.

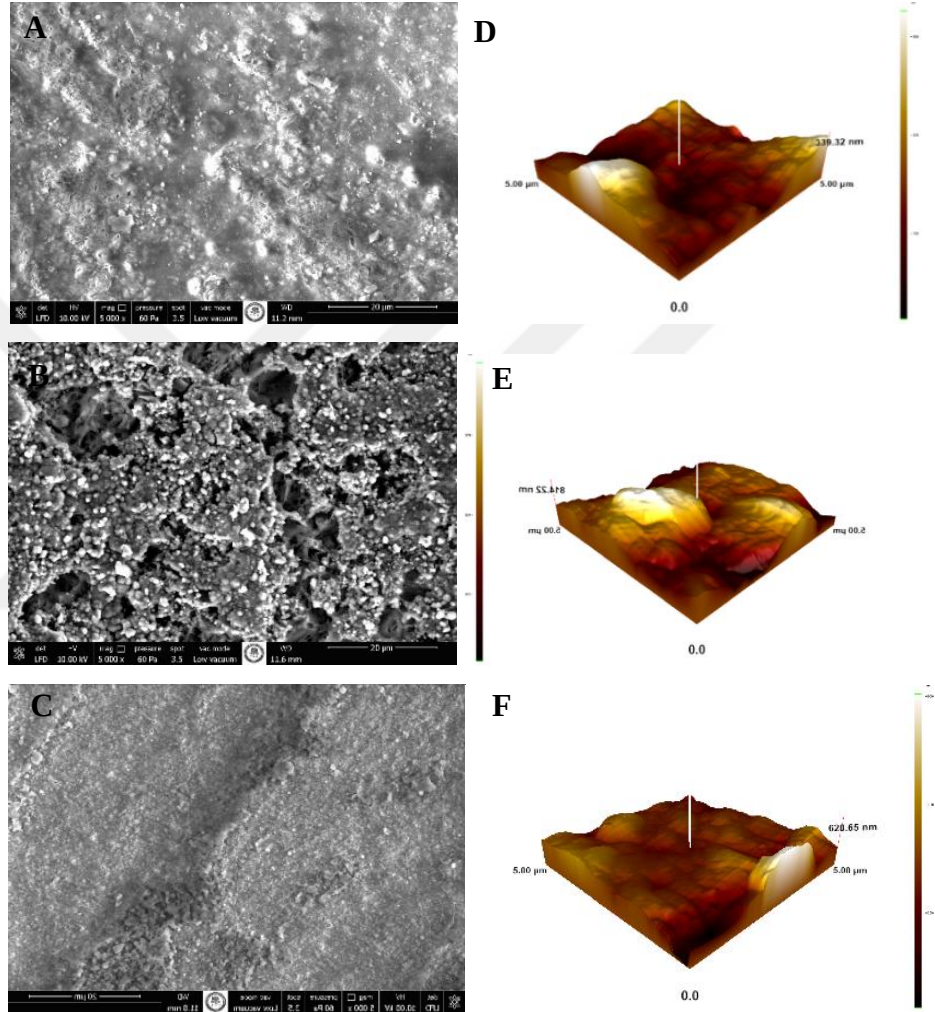
%9,5 HF asit grubuna dahil olan Grandio blok, Vita Enamic ve Cerasmart örneklerin yüzeylerinin SEM görüntülerinde örneklerin yüzey dokularında farklılıklar görüldü (Şekil 4.3). Grandio blok ve Cerasmart örneklerinde belirgin kraterler olmasının

yanında Vita Enamic seramik örnekte girinti çıkıntılarının Cerasmart ve Grandio blok seramik örneklerle göre daha fazla olduğu ve hibrit seramiğin kısmen çözünmüş ve camsı fazları süngerimsi yapıda görüldü. Alınan AFM görüntüsünde yüzeylerin oldukça pürüzlü olduğu, Vita Enamic grubunda daha derin koyu alanlar ve tepeler gözlendi (Şekil 4.3).



Şekil 4.3 %9,5'luk HF asit grubuna dahil olan örneklerin SEM ve AFM görüntüleri, **A)** x5000 büyütmede Grandio blok örneğin SEM görüntüsü, **B)** x5000 büyütmede Vita Enamic örneğin SEM görüntüsü, **C)** x5000 büyütmede Cerasmart örneğin SEM görüntüsü, **D)** Grandio blok örneğin AFM görüntüsü, **E)** Vita Enamic örneğin AFM görüntüsü, **F)** Cerasmart örneğin AFM görüntüsü.

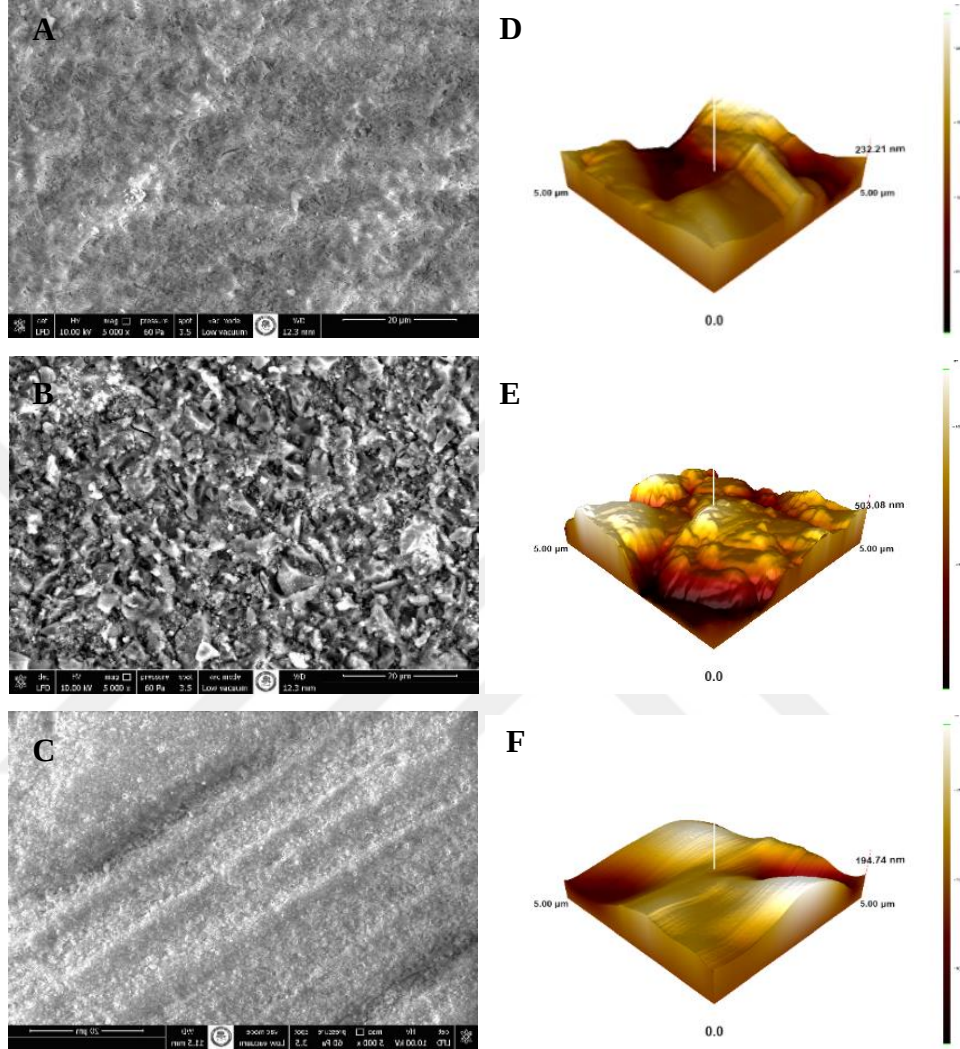
%6'lık HF asit grubundaki örneklerin SEM görüntüleri kıyaslandığında %9,5'luk HF asite göre daha az mikropörözler ve girinti-çıkıntılar gözlenmiştir (Şekil4.4). Vita Enamic grubunda mikroporlar görüldü. Alınan AFM görüntülerinde %6'lık HF asit grubunda tepe, çukur ve vadiler Vita Enamic grubunda Grandio blok ve Cerasmart örneklerine göre daha belirgin izlenmiştir (Şekil4.4).



Şekil 4.4 %6'lık HF asit grubuna dahil olan örneklerin SEM ve AFM görüntüleri, **A)** x5000 büyütmede Grandio blok örneğin SEM görüntüsü , **B)** x5000 büyütmede Vita Enamic örneğin SEM görüntüsü, **C)** x5000 büyütmede Cerasmart örneğin SEM görüntüsü , **D)** Grandio blok örneğin AFM görüntüsü, **E)** Vita Enamic örneğin AFM görüntüsü, **F)** Cerasmart örneğin AFM görüntüsü.

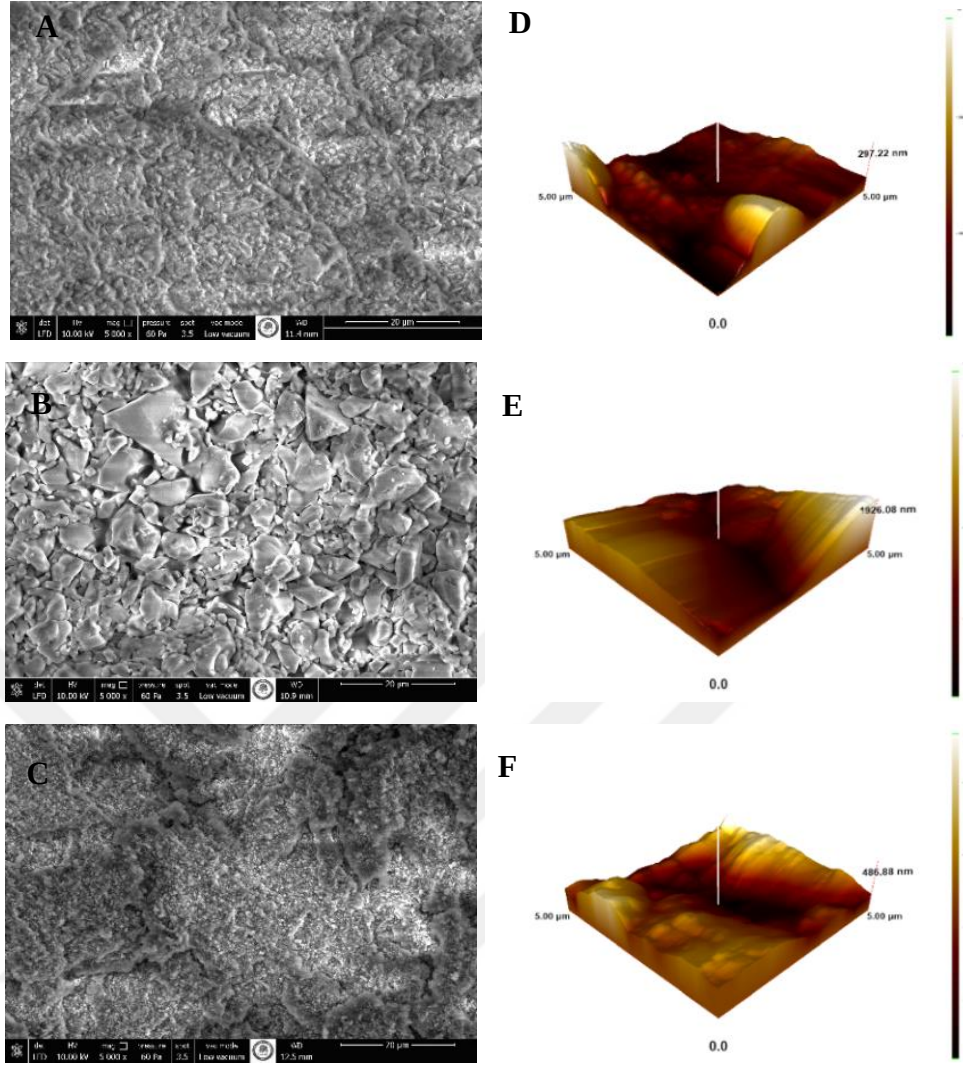
%3'lük HF asit grubundaki örneklerin SEM görüntüleri (Şekil 4.5) uygulanan diğer yüzey işlemlerine göre etkisinin düşük olduğu görülmüş olup kontrol grubuna benzer görüntüler sergilemektedir. Alınan AFM görüntülerinde (Şekil 4.5) %3'lük HF asit

grubunda Vita Enamic örneklerde Grandio blok ve Cerasmart'a göre daha koyu alanlar olup tepe ve çukurlar silik bir şekilde izlenmektedir.



Şekil 4.5 %3'lük HF asit grubuna dahil olan örneklerin SEM ve AFM görüntüleri, **A)** x5000 büyütmede Grandio blok örneğin SEM görüntüsü, **B)** x5000 büyütmede Vita Enamic örneğin SEM görüntüsü, **C)** x5000 büyütmede Cerasmart örneğin SEM görüntüsü, **D)** Grandio blok örneğin AFM görüntüsü, **E)** Vita Enamic örneğin AFM görüntüsü, **F)** Cerasmart örneğin AFM görüntüsü.

Lazer grubuna dahil olan Grandio blok, Vita Enamic ve Cerasmart örneklerin SEM görüntülerinde girinti-çıkıntı şeklinde düzensiz alanların oluştuğu, ek olarak lazerin ablayon etkisi ile ortaya çıkan kopmaların varlığı gözlemlendi (Şekil 4.6). Vita Enamic grubunda lazerin rezin matrisi çözerek doldurucuların çakıl taşı benzeri bir hal aldığı görülmektedir. Alınan AFM görüntülerinde ise, örneklerde tepeler, çukurlar ve muhtemel lazerin ablayon etkisi kaynaklı derin vadiler gözlemlendi (Şekil 4.6).



Şekil 4.6 Lazer grubuna dahil olan örneklerin SEM ve AFM görüntüleri, **A)** x5000 büyütmede Grandio block örneğin SEM görüntüsü, **B)** x5000 büyütmede Vita Enamic örneğin SEM görüntüsü, **C)** x5000 büyütmede Cerasmart örneğin SEM görüntüsü, **D)** Grandio blok örneğin AFM görüntüsü, **E)** Vita Enamic örneğin AFM görüntüsü, **F)** Cerasmart örneğin AFM görüntüsü.

4.3. Stereomikroskop İncelemesi

Makaslama testi sonrasında incelenen 180 örneğin; 151'inde adeziv kopma (%83,8) (Şekil 4.7), 4'ünde koheziv (%2,4) (Şekil 4.8) ve 25'inde karışık (%13,8) (Şekil 4.8) kopma görüldü. Buna göre en fazla görülen kopma tipi adeziv kopma iken, en az görülen kopma tipi koheziv kopmadır. Tablo 4.6' da çalışmada yer alan gruplar ve kopma tipleri sayısal olarak görülmektedir.

Tablo 4.6 Çalışmada yer alan gruplar ve kopma tipleri sayısı

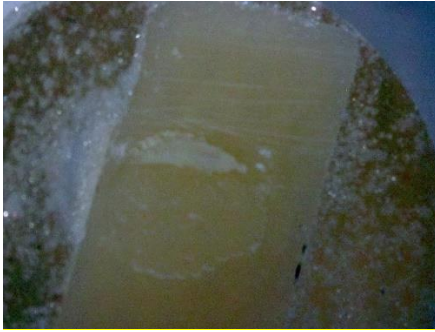
Seramik	Yüzey İşlemi	Kopma Tipleri		
		Adeziv	Koheziv	Karışık
Grandio blok	Kontrol	9	-	1
	Lazer	7	1	2
	Cojet	6	1	3
	%9,5 HF asit	7	-	3
	%6 HF asit	9	-	1
	%%3 HF asit	9	-	1
Vita Enamic	Kontrol	10	-	-
	Lazer	8	1	1
	Cojet	7	-	3
	%9,5 HF asit	6	1	3
	%6 HF asit	8	-	2
	%%3 HF asit	9	-	1
Cerasmart	Kontrol	10	-	-
	Lazer	9	-	1
	Cojet	8	-	2
	%9,5 HF asit	9	-	1
	%6 HF asit	10	-	-
	%%3 HF asit	10	-	-



Şekil 4.7 Adeziv tipte kopmanın seramik yüzeyinde görüntüsü



Şekil 4.8 Koheziv tipte kopmanın seramik yüzeyinde görüntüsü



Şekil 4.9 Karışık tipte kopmanın seramik yüzeyinde görüntüsü

5. TARTIŞMA

Seramik materyaller mükemmel biyouyumluluk, ideal mekanik özellikler, düşük plak birikimi, mükemmel estetik ve renk stabilitesi avantajlarına rağmen, malzemenin karşıt dişte aşınma oluşturmaları, kırılabilirlik, düşük bükülme ve çekme direnci, çatlak ve defektlere karşı hassas olması, tamir edilme zorluğu ve blokların milleme süresi arttıkça materyalin sertliğinin artması gibi istenmeyen dezavantajlara sahiptir (69-71). Seramiklerin bu dezavantajlarının çözülmesi amacıyla kompozit bloklar kullanılmaya başlanmıştır.

Liu ve ark. (178), CAD/CAM seramik ve kompozitlerin kırılma dirençlerini inceledikleri çalışmalarında, seramiklerin kompozit rezinlere göre daha düşük kırılma dayanımı değerlerine sahip olduğunu bulmuşlardır. Brunton ve ark. (179), kompozit ve seramik onleylerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmış, kompozit rezin onleylerde daha yüksek kırılma dayanımı değerleri bulmuşlardır. Magne ve ark. (180), seramik ve kompozit rezin restoratif materyallerinin kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında, benzer şekilde kompozit rezinlerin kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan çalışmalarda, kompozit rezinlerden yapılan restorasyonlarda daha az stres oluşumu ve yüksek kırılma dayanımı değerleri görülmesi kompozit rezinlerin elastisite modülünün düşük olmasına bağlanmıştır (181, 182). Ayrıca kompozit rezinlerin adeziv rezin simanlarla olan bağlanma dirençlerinin yüksek olması da kırılma dayanımı değerlerinin yüksek olmasına etken olarak bildirilmiştir (177).

Kompozitlerin yüksek kırılma dayanımına karşı bu moleküllerin polimerizasyon sırasında artık monomer oluşturmaları diş-restorasyon bağlantısında mikrosızıntı ile sonuçlanan biyolojik başarısızlıklara sebep olabilmektedir (73). Bu durum, seramiklerin ve kompozitlerin avantajlarını içerecek, elastisite modülü dentine yakın, sertliği ise mine ve dentin arasında olacak yeni bir materyal arayışına sebep olmuştur (71, 74).

Kompozitlerin ve seramiklerin olumlu yönlerini bünyesinde barındıran CAD/CAM uyumlu rezin matriks seramik materyaller diş hekimliğinde kullanılan en güncel dental

materyallerdendir. Bu materyallerin elastik modülü dentinin elastik modülüne yakın olup sertliği mine ve dentin arasındadır. Bu sebeple karşıt dişte aşınma yaratmazlar. Öte yandan seramik parçacıkları içermesi ise, materyallere estetik ve sağlamlık kazandırır. Bunlara ek olarak dental CAD/CAM rezin matriks bloklar, geleneksel CAD/CAM seramik bloklara göre çok daha kolay üretilebilir ve onarılabilirler (22, 81)

Della Bona ve ark. (183), Vita Enamic seramik materyalinin özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında, materyalin birbiri içine geçmiş seramik ve polimer ağ yapılarından meydana geldiğini, He ve Swain (74) da çalışmalarında, Vita Enamic seramik materyalinin polimer infiltre seramik ağ yapısına sahip olduğunu (PICN), bu nedenle mekanik özelliklerinin mine ve dentinine benzer olduğunu belirtmişlerdir. Dirxen ve ark. (71) yaptıkları bir çalışmada, noninvaziv işlemler kullanılarak uygulanan Vita Enamic materyalinin 1 yıl içerisindeki klinik takip sonuçlarının başarılı olduğunu rapor etmişlerdir.

Heo ve ark. (184), lityum disilikat seramik ve rezin nanoseramik CAD/CAM blokların kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında rezin nanoseramik materyalinin daha yüksek kırılma dayanımı değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. El-Damanhoury ve ark. (185), lityum disilikat, feldspatik ve rezin nanoseramik materyallerinden yaptıkları endokronların kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmada, rezin nanoseramik materyalinin kırılma dayanımının diğer seramik materyallere göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Yüksek kırılma dayanımı, rezin nanoseramik yapısı gereği rezin matriks içeriğinin kompozit rezin simanlarla daha kolay bağlanabilmesiyle açıklanmıştır (185). Ayrıca rezin nanoseramik gibi rezin matriks bulunduran seramik materyallerde kırılmaların genellikle tamir edilebilir nitelikte olduğu bildirilmektedir (185, 186).

Güncel CAD/CAM blokları hakkında daha fazla bilgi edinmek için yapılan bu tez çalışmamızda Grandio blok, Cerasmart ve Vita Enamic olmak üzere değişik bileşenlere sahip polimer içeren seramik materyaller kullanılmış ve bu materyallerin farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri sonucunda adeziv rezin simanla olan bağlanma dayanımları incelenmiştir.

Adeziv rezin simanların geliştirilmesi, tam seramik restorasyonların simantasyonunda bu sistemlerin büyük ölçüde geleneksel simanların yerini almalarını sağlamıştır.

Adeziv simantasyonun geleneksel simantasyona göre daha yüksek marjinal sızdırmazlık, retansiyon ve kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir (94). Piyasada asit, bond, primer uygulaması gibi çok veya az aşama içeren çeşitli adeziv sistemler bulunmaktadır. Uygulama aşaması sayısı arttıkça daha çok teknik komplikasyon ve kontaminasyona bağlı daha yüksek adeziv başarısızlık riski ortaya çıkmaktadır. Bu yüzden uygulandığı yüzeyde asit ve primer uygulaması gibi herhangi bir ön hazırlık gerektirmeyen self-adeziv rezin simanlar üretilmiştir (90). Self adeziv rezin simanların uygulanmasının daha kolay olması, daha az çalışma hassasiyeti gerektirmesi ve daha az zaman kaybına sebep olması kullanımının yaygınlaşmasını sağlamıştır. Self adeziv rezin simanların, cam iyonomer simanlar kadar flor salınımı yapabildikleri ve polikarboksilat ve çinkofosfat simanların aksine nemi tolere edebildikleri öne sürülmüştür. Mikromekanik adezyonla dişe bağlanmaları, boyutsal stabiliteleri, mekanik ve estetik özelliklerinin diğer rezin simanlara benzer olduğu düşünülmektedir (114, 115).

Yapılan çalışmalarda geleneksel simanlarla rezin simanlar karşılaştırılmış ve rezin simanların kullanımı, retansiyonu ve marjinal adaptasyonu arttırdığı gibi, bu simanların kullanıldığı çalışmalarda mikrosızıntı ve çürük oluşma riskinin daha az olduğu, diş ve restorasyon arasında güçlü bir bağlantı olduğu bildirilmiştir (187, 188).

Klinik çalışmalar, materyallerin test edilmesi açısından en uygun çalışmalar olmalarına rağmen maliyetleri yüksek ve takipleri zordur (189). Ayrıca bireysel farklılıklar nedeniyle başarısızlığın nereden kaynaklandığını söylemek ve standardize etmek mümkün değildir. Bu nedenle araştırmacılar hızlı, kolay, ucuz ve standardizasyonu mümkün olan in vitro testlere yönelmiştir (190-192). Yapılan çalışma, bu in vitro bağlanma dayanımı testlerinin, materyallerin klinik performansının değerlendirilmesinde etkili yöntemler olduğunu ileri sürmektedir (193).

In vitro bağlanma dayanımı testleri aracılığıyla restorasyon-adeziv rezin siman arasındaki bağlantının değerlendirilmesinde farklı yöntemler kullanılmaktadır. Makaslama testi, çekme testi, mikro çekme testi ve itme testi bu testlerden bazılarıdır. Günümüzde, bu test yöntemlerinden en sık kullanılanları makaslama ve çekme testleridir. Çekme testlerinin kullanıldığı çalışmalarda testin uygulanması sırasında

stres dağılımlarının düzensiz olduğu bildirilmiştir (174). Makaslama testleri, kolay uygulanabilir olması, hızlı sonuçlar vermesi ve klinik durumu doğru şekilde yansıtması nedeniyle birçok çalışmada bağlanma dayanımını değerlendirmek için kullanılmıştır (137). Ara yüze uygulanan kuvvetin homojen dağılmaması ve simanda oluşan polimerizasyon büzülmesinin göz önünde bulundurulamaması makaslama testlerinin dezavantajı olarak bildirilmiştir (194, 195).

Makaslama testlerinde standardizasyonu sağlamak ve doğru sonuçlar elde edebilmek için testte kullanılacak bıçak ucunun şekline, temas açısına ve yaklaşım hızına dikkat etmek gerekir. Bıçak ucunun tek bir noktadan teması hatalı sonuçlara neden olabilir. Bu sebeple sivri uçlu bıçaklar yerine ucu künt bir ayırıcı bıçak kullanılması önerilmektedir (196). Ayrıca, testte kullanılacak ucun yaklaşım hızı ISO/TS 11405 standartlarında 0.75 ± 0.30 mm/dk olarak bildirilmiştir. Yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda bıçak sırtı şeklinde künt ayırıcı uç kullanılmış ve ucun yaklaşım hızı ISO standartlarına uygun şekilde 0.5-1 mm/dk olarak belirlenmiştir (123, 197). Bu bilgiler ışığında tez çalışmamızda çigneme kuvvetlerini daha iyi yansıttığı düşünülen makaslama testi kullanıldı. Çalışmamızda bıçak sırtı şeklindeki künt ayırıcı uç kullanılıp, ucun yaklaşım hızı 0,5 mm/dk olarak belirlenerek makaslama test düzeneğinin standardizasyonu sağlandı.

Rezin ve seramik yüzeyi arasındaki bağlantı kuvveti mikromekanik kilitlenme ve kimyasal bağlantıya dayalıdır. Seramik yüzeyine uygulanan çeşitli yüzey işlemleri bu mikromekanik tutucu alanları oluşturmaktadır (198). Hidroflorik asit ile pürüzlendirme bu yöntemler arasında en sık kullanılan ve tavsiye edilen yöntemdir (44, 126, 199). Hidroflorik asit seramiğin cam matriksini çözerek gözenekli hale getirir ve seramiklerin yapışkan yüzeyi için mikromekanik retansiyon sağlar (119-121).

Yapılan çalışmalarda hidroflorik asite alternatif olarak fosforik asit kullanılmış, ancak fosforik asitle pürüzlendirilen seramiklerde oluşan retantif alanların çok daha sığ olduğu ve bağlanma dayanımı değerlerinin daha düşük olduğu görülmüştür (177). Peumans ve ark. (200), uygulanan asit tipinin bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada hidroflorik asitin fosforik asite göre bağlanma dayanımını belirgin derecede arttırdığını gözlemlemişlerdir. Elsaka (201), hibrit seramik materyallere metal ve seramik braketlerin bağlanma dayanımını değerlendirdiği çalışmasında, hidroflorik asitin fosforik asite göre daha yüksek bağlanma dayanımı

değerleri gösterdiğini söylemiştir. Frankenberger ve ark.' da (202), yaptıkları çalışma sonucunda Vita Enamic seramik materyalini pürüzlendirmek için hidroflorik asit kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Yapılan başka bir çalışmada hidroflorik asitin hibrit seramiklerin silika içeren camlı matriksi ile reaksiyona girdiği ve restoratif materyalin camlı veya kristal fazlarını geçici olarak kaldırdığı görülmüştür. Bu nedenle bu çalışmada hidroflorik asit ile pürüzlendirme yöntemi en güvenilir yüzey işlemi olarak kabul edilmiştir (123).

Hidroflorik asitin % 2.5–10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1- 3 dk'ya kadar değişen sürelerde uygulanmasının porselen yüzeyinde amorf bir yapı oluşturarak rezin simanın bağlanmasını arttırdığı bildirilmiştir (98, 122).

Niizuma ve ark.'larının (124) yaptıkları bir çalışmada %0,5-4 konsantrasyonlarında hidroflorik asit uygulamasının rezin içerikli CAD/CAM bloklarının yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı görülmüştür. Aşındırma etkisi ve optimum HF konsantrasyonu, kullanılan polimer içerikli seramik blokların bileşimi ve yapısına göre farklılık gösterdiği sonucuna varmışlardır.

Önceki çalışmalar, HF asitin CAD/CAM rezin bloklarda cam bileşenle reaksiyona girerek seramiğin rezin simana bağlanmasını arttırdığını göstermiştir (197, 203, 204). Bununla birlikte, rezin içerikli seramiklerin bileşimi cam seramikten farklı olan bir kompozit malzemedir ve silikanın yalnızca küçük bir miktarı HF asit ile reaksiyona girer. Silika dolgunun yapısı, boyutu ve karışım miktarı kullanılan seramik bloğun tipine göre değişiklik göstermektedir. Bununla birlikte, yapılan çalışmalarda kullanılan HF asit genellikle cam seramikler için ticari olarak mevcut olan konsantrasyonla, yani %9 ile sınırlıdır. CAD/CAM bloğunun bileşimi ve yapısı göz önüne alındığında, uygulanan farklı HF konsantrasyonunun malzemenin özelliklerini etkileyeceği düşünülebilir. Ancak, CAD/CAM rezin bloklarında kullanılan HF konsantrasyonunu araştıran çok az çalışma bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında, üç farklı CAD/CAM bloklarına %3, %6 ve %9,5 konsantrasyonlarda uygulanan HF asitin bağlanma dencine etkisi incelenmiştir.

Önerilen asitleme süresi ve konsantrasyonu farklı asit ajanları ve seramik tipleri arasında değişkenlik göstermektedir. Elsaka (119), yaptığı bir çalışmasında rezin içerikli seramik materyalleri kullanarak %9,6 hidroflorik asiti 60 sn uygulamıştır. Peumans ve ark. (200), çalışmalarında Vita Enamic seramik materyaline %5

hidroflorik asiti 60 sn uygulayarak pürüzlendirmişlerdir. Barutçigil ve ark. (205), Vita Enamic hibrit seramik materyalini pürüzlendirmek için %9,6 hidroflorik asiti 2 dk kullanmışlardır. Park ve ark. (206) ise %4 hidroflorik asiti 5 dk uygulamışlardır. Cekic Nagas ve ark. (123), %9,6 hidroflorik asiti hibrit seramiklere 60 sn uygulamışlardır. Bankoğlu Güngör ve ark.'da (197), benzer şekilde %9,6 hidroflorik asiti 60 sn uygulamış ve bağlanma dayanımının bu işlem ile arttığını belirtmişlerdir

Venturin ve ark. (207) farklı HF konsantrasyonlarının feldspatik seramiğe bağlanma kuvvetinin dayanıklılığı üzerindeki etkisini değerlendirdiği çalışmada 60 sn sürede uygulanan %3, %5 ve %10 konsantrasyonlarda HF asit ile yüzey pürüzlendirme işleminin stabil bağlantıyı desteklediği sonucuna varmışlardır.

Moura ve ark.'nın, (208) yaptıkları çalışmada feldspatik seramiklere %5 ve %10 konsantrasyonlarında HF asit uyguladıklarında; 120 saniyelik aşındırma, 60 saniyelik aşındırmadan daha düzensiz ve daha gözenekli bir yüzey oluşturmuştur. 60 s gruplarında seramik yüzeyleri daha homojen tespit edilmiştir. Ek olarak, daha yüksek asit konsantrasyonu ve daha uzun aşındırma süresi, seramikte daha fazla bozulmaya ve daha fazla yüzey düzensizliğine neden olmuştur. Ayrıca, Naves ve ark. (209) %10 luk HF asit ile farklı asitleme sürelerinin (10, 20, 40, 60 ve 120 saniye) seramiğin adezyonu üzerindeki etkisini değerlendirmiş ve artan aşındırma süresi ile bağlanma dayanımının azaldığını gözlemlemişlerdir. Bununla birlikte rezin içerikli seramik materyaller için uygun klinik sonuçlara yol açan asitleme süresi ve kullanılan asit konsantrasyonları ile ilgili kesin bir sonuç bulunmamaktadır. Tüm bu literatür bilgilerine dayanarak polimer içeren Voco Grandio blok, GC Cerasmart ve Vita Enamic seramik materyallerini kullandığımız tez çalışmasında %3, %6 ve %9,5 konsantrasyonlardaki HF asit 60 sn süreyle uygulandı.

Tribokimyasal silika kaplama sistemleri, silika ile kaplanmış Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye belirli bir basınç ve hızla çarpması sonucu seramik yüzeyinde bir silika tabakası oluşturulması esasına dayanır. Bu uygulamanın silika kaplı parçacıkların seramik yüzeyine penetre olarak retantif alanların oluşmasına neden olduğu bildirilmiştir (203). Böylece hem seramik yüzeyinde mekanik tutuculuk için pürüzlü yüzeylerin oluşumu sağlanır, hem de silika tabakası nedeniyle kimyasal bağlantıdan yararlanılmış olunur. Tribokimyasal silika kaplama işlemi için Cojet ve Rocatec sistemleri geliştirilmiştir. Cojet sistemi klinik kullanım, Rocatec sistemi ise

laboratuvar kullanımı için üretilmiştir. Cojet sistemi 30 µm alümina parçacıkları içermektedir ve hasta başında hava basıncı pürüzlendirme yöntemiyle ağız içi uygulanmaktadır. Bu sistem indirekt restorasyonların onarımı için uygun görülmüştür (79, 210).

Duzyol ve ark. (203) yaptıkları çalışmada 10 sn süreyle 30 µm silika kaplı Al₂O₃ partiküllerini 5 mm mesafeden uygulamışlar ve bu uygulamanın seramik yüzeyi üzerinde kabul edilebilir bağlanma dayanımı değerleri oluşturduğunu bildirmişlerdir. Loomans ve ark. (211), Lava Ultimate seramik materyalini kullandıkları çalışmalarında seramik yüzeyine 10 sn süreyle 10 mm mesafeden 30 µm silika kaplı Al₂O₃ partiküllerini uygulamış ve bu uygulamanın bağlanma dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir. Elsaka (201), Vita Enamic seramik materyaline Cojet sisteminin de içinde bulunduğu 4 farklı yüzey pürüzlendirme işlemi uygulayıp, metal ve seramik braketlerin bağlanma dayanımlarını incelediği çalışmasında en yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin Cojet grubuna ait örneklerde olduğunu bildirmiştir. Çalışmasında 4 sn süreyle 10 mm mesafeden 30 µm silika kaplı Al₂O₃ partiküllerini seramik yüzeyine 2.5 bar basınçla uygulamıştır.

Yüzey pürüzlendirme tekniklerini karşılaştırdığımız bu tez çalışmamızda tribokimyasal silika kaplama yöntemi için Cojet sistemi kullanıldı. Bu sistemle 30 µm silika kaplı Al₂O₃ partikülleri 2 bar basınçla 10 mm mesafeden 20 sn süreyle seramik yüzeylerine uygulandı.

Son yıllarda indirekt restorasyonlarla kompozit rezin arasındaki bağlanma gücünün artırılmasına yönelik uygulanan yüzey işlemlerinden biri de lazer ile pürüzlendirme (212, 213). 2.780 nm dalga boyuna sahip Er,Cr:YSGG lazerlerin polimer içerikli CAD/CAM bloklarında kullanımı gün geçtikçe artmaktadır (205, 214, 215). Lazer kullanımının seramik malzemelerin bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri hakkında yapılan kapsamlı inceleme ve meta-analiz çalışmasında; Er, Cr:YSGG lazer dahil literatürdeki tüm lazer uygulamalarının kontrol grubuna göre bağlanma kuvvetini önemli ölçüde arttırdığı bildirilmiştir (152).

Kursoğlu ve ark. (212) 1,5 W ve 2,5 W Er, Cr: YSGG lazer ışınının seramik ve rezin siman arasındaki bağlanma direncinin işlem görülmeyen seramik yüzeylere kıyasla arttırdığını bildirmiştir.

Mirzaei ve ark. (216) 4W ve 6W güç ayarlarında uygulanan mikrohıbrıt kompozıt rezın yüzeylerinin SEM görüntülerinde 1 ve 2W güçte uygulanan lazer dozlarına kıyasla daha fazla düzensızlık gösterdiğini gözlemlemiştir.

Vohra ve ark. (217) hibrit seramiklere Er, Cr:YSGG lazer, kumlama ve HF asitle yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulayarak rezın simana bağlantısını incelediği çalışmada; lazer ile pürüzlendirme işleminin rezın simanın bağlantı gücünü artırdığını rapor etmişlerdir. Literatür incelemesi sonucunda çalışmamızda polimer içeren üç farklı seramik yüzeyine uygulanacak lazer dozu 2W olarak belirlenmiştir.

Tez çalışmamızda, üç farklı CAD/CAM bloğunun makaslama bağlanma dayanımı sonuçlarının değerlendirilmesinde uygulanan yüzey işlemlerine göre gruplar arasında farklılıklar olduğu görülmüştür. Grandio blok, Vita Enamic gruplarında uygulanan %9,5'luk HF asit, Cojet ve Lazer uygulamalarının bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırırken ($p<0,005$), %6'lık ve %3' lük HF asit gruplarında anlamlı bir farklılık görülmedi. Bu nedenle çalışmamızın ilk sıfır hipotezi reddedilmiştir. Cerasmart örneklerinde ise Lise ve ark. (218) tarafından yapılan çalışmaya benzer şekilde Cerasmart örneklerine uygulanan yüzey işlemlerinin tümünün rezın simana bağlanmayı etkilediği; fakat yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı görüldü.

García-Sanz ve ark.'nın lazer kullanımının seramik malzemelerin bağlanma mukavemeti üzerindeki etkileri hakkında kapsamlı bir inceleme ve meta-analiz yaptığı çalışmanın bulguları; Er, Cr:YSGG lazer dahil literatürdeki tüm lazer uygulamalarının kontrol grubuna göre bağlanma kuvvetini önemli ölçüde arttırdığını göstermiştir. Aynı çalışmada lazer uygulamaları Al_2O_3 kumlama ile karşılaştırılmış ve bulguların oldukça heterojen olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda Garcia-Sanz ve ark.'nın yaptığı çalışmaya benzer şekilde Grandio blok, Vita Enamic ve Cerasmart örneklerine uygulanan lazer ve 30 μm silika kaplı Al_2O_3 kumlama gruplarının ortalama değerleri kontrol gruplarından daha yüksek olarak bulgulandı.

Motevasselian ve ark.'nın (219) Er: YAG lazer, %9 HF asit, Al_2O_3 kumlama ve fosforik asit uygulamalarının bağlanma direncine etkinliğini incelediği çalışmada; Vita Enamic rezın siman arasında en yüksek bağlanma gücü değerleri HF asit grubunda, en düşük bağlanma gücü değerleri ise Er:YAG lazer grubunda gözlemlemiştir. Çalışmamızda benzer şekilde %9,5'luk HF asit grubu yüksek değerler

gösterirken, 2W Er,Cr YSSG lazer uygulanan grupta kontrol grubuna göre anlamlı farklılık görülmüştür. Elde edilen sonuçlar neticesinde uygulanan lazer tipine göre bağlanma kuvvetinin farklılık gösterebileceği düşünülebilir.

Çeşitli çalışmalar HF asidinin etkinliğini göstermiştir. Kursoğlu ve ark.ları (212) Er, Cr: YSSG lazer uygulaması ve HF asit aşındırmasının lityum disilikat seramik ile rezin siman arasındaki bağlanma direnci değerleri üzerindeki etkilerini karşılaştırmışlardır. Lazer uygulaması (1,5 ve 2,5 W) kontrol grubuna göre daha yüksek bağlanma direnci değerlerine neden olmuştur. HF asit uygulaması, en yüksek bağlanma direnci değeri ile sonuçlanmıştır.

Barutçigil ve ark.ları (205), Vita Enamic seramik materyaline 2W Er,Cr:YSSG lazer, Cojet, kumlama, HF asit ve sadece silan uygulaması yapmış, örneklerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda lazer uygulanan grubun çalışmamıza benzer şekilde kabul edilebilir değerde olduğu; ancak silan uygulanan grubun bağlanma dayanımı değerlerinin anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir. Aynı zamanda, çalışmamızda lazer uygulanan örneklerden alınan SEM görüntülerinde Barutçigil ve ark.'larının (205) çalışmasına benzer şekilde lazerin etkisinden kaynaklanan ablasyon izleri gözlemlendi.

Yüzey işlemlerinin iki farklı nanoseramik bloğun kompozit rezin ile bağlanma mukavemeti üzerine etkilerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada; Er, Cr:YSSG lazer uygulaması ve kumlama en yüksek bağlanma değerini sağlamıştır. Hibrit blokların bağlanma dayanımı değerleri arasında herhangi bir farklılık görülmemiştir (220). Bu çalışmaların sonuçları bizim çalışmamızın sonuçlarına benzerlik göstermektedir.

Frankenberger ve ark. (202), lityum disilikat, PICN ve nanoseramik restoratif materyallere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin rezin simana etkisini incelediği çalışmada yüzey işlemi olarak PICN materyalleri için HF asit uygulamasını, nanoseramik materyaller içinse kumlama yapılmasını önermiştir. Güngör ve ark. (197) yüzey pürüzlülük çalışmalarında Frankenberger ve ark. (202) ile benzer sonuçları desteklemiştir. Ayrıca hem HF asitle aşındırmanın hem de kumlamanın değerlendirildiği çalışmalarda her iki yöntemin bağlanma direncini arttırdığı gösterilmiştir (119, 202, 221).

Elsaka ve ark. (222) farklı yüzey işlemlerinin seramik braketlerin CAD/CAM ile hazırlanmış nanohibrit kompozitlere bağlanma mukavemeti üzerindeki etkinliğini

incelediği çalışmada, Grandio blok seramiğine uygulanan %9 HF asit ve Cojet işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğünün arttığı; ancak bağlanma direncinde önemli bir fark göstermediğini rapor etmişlerdir. SEM bulgularında Cojet uygulaması sonrası restoratif materyallerin yüzeyinde mikro çatlakların olduğunu ve bu çatlakların bağlanma gücünü azaltabileceğini belirtmişlerdir. HF asit uygulaması sonrası ise restoratif materyallerin yüzeyinde gözenekler ve düzensiz alanların olduğu gözlenmiştir. Böylece restoratif materyallerin yüzey alanını arttırarak seramik braketlerle adezyonunu iyileştirebileceğini ön görmüşlerdir. Çalışmamızda SEM bulgularının benzer olmasına rağmen %9,5 HF asit ve Cojet uygulamasının Grandio blok örneklerde bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırdığı görüldü. Bu çalışmada Elsaka ve ark.'ları (222) seramik braketleri Grandio blok örneklere bağlama amacı ile adeziv kullanmıştır. Elsaka ve ark.'larının (222) ortodontik braketlerin simantasyonunda farklı bir siman materyali kullanılması, bu materyalle birlikte adeziv uygulanması ve bizim çalışmamızda self-adeziv rezin siman kullanılmış olması iki çalışma arasındaki farklı bulguların muhtemel sebebidir.

Çalışmamızda Grandio blok, Vita Enamic ve Cerasmart örneklerinin HF asit gruplarında artan HF asit konsantrasyonuyla beraber yüzey pürüzlülüğünün arttığı, SEM ve AFM bulgularında görülmektedir. Venturini ve ark.nın (223) yaptığı çalışmanın SEM ve AFM görüntüleri çalışmamıza benzer olarak daha yüksek HF asit konsantrasyonlarının daha derin, daha belirgin kraterler ve çukurlar oluşturduğunu göstermektedir. Ayrıca, farklı konsantrasyondaki HF gruplarında Vita Enamic örneğinin alınan SEM ve AFM görüntülerinde Grandio blok ve Cerasmart örneklerine göre daha pürüzlü yüzeyler sergilemesinin cam seramiklere benzer yapıya sahip olmasıyla açıklanabilir (224). Uygulanan düşük konsantrasyonlardaki HF asitin Grandio blok ve Vita Enamic örneklerin yüzey pürüzlülüğünün arttırmasına rağmen bağlanma direnci değerlerinde kontrol grubuna göre anlamlı bir farklılık görülmedi. Ayrıca, uygulanan %3'lük ve %6'lık HF asitle yüzey pürüzlendirme işlemlerine göre Grandio blok, Vita Enamic ve Cerasmart örnekleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Bu nedenle çalışmamızın ikinci sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Niizuma ve ark.'larının (124) yaptıkları bir çalışmada %0,5-4 konsantrasyonlarında hidroflorik asit uygulamasının rezin içerikli CAD/CAM bloklarının yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı görülmüştür. Termal döngüden sonra Vita Enamic grubunda %0,5 ve %1 HF asit uygulama sonrası bağlanma direnci değerlerinin arttığı

görülmüştür. Cerasmart grubunda en iyi bağlanma kuvveti hem termal döngüden önce hem de sonra %2 HF asit uygulama sonrasında elde edilmiştir. HF asitin aşındırma etkisinin ve optimum konsantrasyonunun, kullanılan polimer içerikli seramik blokların bileşimi ve yapısına göre farklılık gösterdiği sonucuna varmışlardır. Yaptığımız çalışmada Grandio blok ve Vita Enamic grupları örneklerinde %3'lük HF asit uygulama sonrası bağlanma değerlerinde anlamlı farklılık olmazken Cerasmart örneklerinde Niizuma ve ark.'nın yaptığı çalışmaya benzer şekilde bağlanma değerlerinde anlamlı farklılık olduğu görülmüştür. Çalışmamızın limitasyonları dahilinde termal döngü uygulanmamasından kaynaklı olduğu düşünülebilir.

Venturin ve ark.nın (207) farklı HF asit konsantrasyonlarının feldspatik seramiğe bağlanma kuvvetinin dayanıklılığı üzerindeki etkisini değerlendirdiği çalışmada 60 sn süre uygulanan %3, %5 ve %10 konsantrasyonlarında HF asit ile yüzey pürüzlendirme işleminin stabil bağlantıyı desteklediği sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda; %3, %6 ve %9,5'lük HF asit uygulaması sonrası elde edilen bağlanma değerleri materyaller arasında farklılık göstermektedir. Venturin ve ark. (207) yaptığı çalışmada ise örneklerle HF asitle pürüzlendirme sonrası silan uygulamıştır. Silan uygulaması ve materyallerin bileşen farklılıklarının bağlanma değerlerini etkilediği öngörülebilir.

Yaptığımız çalışmada Vita Enamic grubunda 2W Lazer, Cojet ve %9,5 HF asit grupları kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterirken Yanardağ ve ark.'nın (225) yaptığı çalışmada %5'lik HF asit, 2W lazer ve kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak daha yüksek kırılma değerleri göstermiştir. Çalışmamızda %6'lık HF asit kontrol gruba göre anlamlı farklılık göstermemiştir. Aynı çalışmada (225) Cerasmart grubu için HF asit grubu ile diğer deney grupları arasında anlamlı farklılık görülürken mevcut çalışmada farklı HF asit konsantrasyonları arasında, HF asit grupları ve diğer deney grupları arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Çalışmamızda Yanardağ ve ark. (225) nın çalışmasından farklı olarak ekstra bir adeziv uygulanmaksızın self-adeziv rezin siman kullanılmıştır. Ekstra adeziv uygulamasının sonuçları etkileyebileceği düşünülebilir.

Helbling ve Özcan (226), Cerasmart ve Vita Enamic dahil olmak üzere çeşitli seramik malzemelerin yüzeyine %5'lik HF asit + silan ve Cojet + silan uygulamışlar ve bu uygulamaların rezin simanla bağlanma mukavemeti üzerindeki etkilerini karşılaştırmışlardır. Termal yaşlandırma uygulanmadığında Vita Enamic grubunda

Cerasmart grubuna göre bağlanma değerleri daha yüksek olmasına rağmen %5 'lik HF asit ve Cojet uygulamaları arasında istatistiksel olarak bir fark gözlenmemiştir. Yaptığımız çalışmada benzer şekilde %6'lık HF asit ve Cojet uygulamalarında yüzey işlemine göre Grandio blok, Vita Enamic ve Cerasmart örnekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.

Cekiç-Nagas ve ark. (123) yüzey işlemlerini takiben Vita Enamic, Cerasmart ve diğer nanoseramik restoratif materyallerin yüzey mikro yapılarında farklılıklar tespit etmişlerdir. Vita Enamic seramiğin; diğer iki seramikle kıyaslandığında, mikro düzeyde pürüzlülük, rastgele dağıtılmış boşluklar ve mikro gözenekler ile farklı düzensizlikler gösterdiğini bildirmişlerdir.

Lise ve ark. (218) yaptıkları çalışmada SEM görüntülerinde 600 grid'lik su zımparası uyguladıkları Cerasmart grubunun yüzeyini Vita Enamic grubundan daha düzgün olarak gözlemlenmiştir. Çalışmamızda da Grandio blok, Vita Enamic ve Cerasmart örneklerinde kontrol grubuna 600 grid'lik su zımparası uygulanmış olup, Lise ve ark.'nın (218) çalışmasına benzer SEM görüntüleri elde edilmiştir.

Yüzey uygulamalarının bağlantıya olan etkisinin kesinlikle materyalin içeriğine bağlı olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. Yüzey topografisindeki bariz değişim, çalışmamızdaki SEM ve AFM görüntülerinde açıkça gözlemlenmiştir. Ayrıca, Vita Enamic cam seramiklere benzer şekilde gözenekli bir yapıya sahiptir (227) ve bu nedenle, düşük konsantrasyonlu HF asitle aşındırma bile Grandio blok ve Cerasmart örneklerine kıyasla daha pöröz bir yapı sergiledi.

Lauvahutanon ve ark. (228), Vita Enamic ve Cerasmart materyallerinin de arasında bulunduğu seramik materyallerin mekanik özelliklerini ve inorganik dolgu maddesi içeriklerini araştırdıkları çalışmalarında Vita Enamic seramik materyalinin dolgu maddesi içeriğinin Cerasmart seramik materyalinden daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Çalışma sonuçlarımıza göre Grandio blok, Vita Enamic seramik materyalinde bağlanma dayanımı değerlerinin Cerasmart seramik materyaline göre daha yüksek bulunmasını materyallerin inorganik yapı içeriklerinin farklı olmasına bağlamak mümkündür.

Çalışmamızda; termal döngü, ekstra adeziv veya silan uygulama basamaklarının olmaması çalışmamızın limitasyonları arasındadır. Bu durum benzer çalışmalarla olan farklılıkların sebepleri arasında düşünülebilir.

Yaptığımız in vitro çalışma çeşitli kısıtlamalara sahip olup ağız ortamını yansıtmamaktadır. Araştırmaların genişletilebilmesi için daha ileri in vitro ve in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Polimer içeren üç farklı CAD/CAM bloğun rezin simana bağlantısına farklı konsantrasyonlardaki hidroflorik asit ve yüzey işlemlerinin etkisini inceleyen çalışmamızda elde edilen bulgulara göre;

1. Polimer içeren CAD/CAM bloklarda en düşük bağlanma dayanımı değerlerini, yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubundaki Cerasmart örnekleri göstermiştir.
2. 600 grid' lik zımparalama işlemi uygulanan kontrol grubunda ve farklı konsantrasyonlardaki HF asit uygulanan gruplarda; Vita Enamic örneklerinin SEM ve AFM görüntülerinde diğer iki seramik örneklerine göre daha pöröz bir yapı görülmüştür.
3. Grandio blok ve Vita Enamic örneklerine uygulanan; Cojet, 2W Er,Cr:YSGG lazer ve %9,5 HF asit ile yüzey pürüzlendirme işlemleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık yaratmıştır.
4. Cerasmart örneklerine uygulanan tüm yüzey işlemleri bağlanma dayanımı değerlerini etkilemiştir.
5. Yüzey işleminde kullanılan farklı konsantrasyonlardaki HF asitin CAD/CAM bloğunun türüne göre bağlanma değerlerinde farklılık oluşturduğu görülmüştür.
6. Makaslama testi sonrasında örneklerin stereomikroskop incelemesinde en fazla görülen kopma tipi adeziv, en az görülen kopma tipi ise koheziv olarak bulundu.

KAYNAKLAR

1. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. J Am Dent Assoc. 2006;136:22S-31S.
2. Wong ACH, Tian T, Tsoi JKH, Burrow MF, Matinlinna JP. Aspects of adhesion tests on resin–glass ceramic bonding. Dent Mat. 2017;33:1045-55.
3. Papia E, Larsson C, du Toit M, von Steyern PV. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. J Biomed Mater Res B: Applied Biomaterials. 2014;102:395-413.
4. Külünk Ş, Külünk T, Kavut I, Saraç D, Kunt GE. Fracture strength of surface treated zirconia based multilayer CAD/CAM ceramic crowns. T Klin Diş Hek Bil. 2017;23:174-83.
5. Hickey JC. Glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent. 1968;20:443-80.
6. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. "Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review". J Prosthet Dent. 2004;9:136-43.
7. Powers JM. Craig's restorative dental materials. Mechanical properties. 2006:51-96.
8. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dent Clin North Am. 1985;29:621-44.
9. Maloney WJ, Maloney MP, Pierre Fauchard. The father of modern dentistry. J Mass Dent Soc. 2009;58:28-9.
10. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75:18-32.
11. Williams HA. The science and art of dental ceramics: The nature of dental ceramics and their clinical use.(Vol. 1).
12. Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. Mosby Elsevier; 2006; 15:9-15
13. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001; 85:61-6.

14. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics Volume II. Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. 1980:51-3.
15. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1992;67:859-65.
16. Bayindir F, Uzun Agdih. Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Univ Dis Hekim Fak Derg.* 2007;7:2.
17. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
18. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: part I—an overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol.* 2015;3:13-8.
19. Phillips R. Anusavice KJ *Phillips' science of dental materials*. St Louis, MO: Elsevier/Saunders. 2013.
20. Lacy AM. The chemical nature of dental porcelain. *Dent Clin North Am.* 1977;21:661-7.
21. Eakle WS, Bastin KG. *Dental materials: clinical applications for dental assistants and dental hygienists*: Elsevier Health Sciences; 2019.
22. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* . 2015;28:8-15.
23. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin.* 2011;55:559-70.
24. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:14S-21S.
25. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral & implantology.* 2014;7:57.
26. Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García M, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Rcoe.* 2007;12:253-63.
27. McLaren E, Giordano R. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31:682-4.

28. de CARVALHO RF, Martins MEMN, de QUEIROZ JRC, Leite FPP, Oezcan M. Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dent Mat.* 2011;5:13.
29. Kelly JR. Dental ceramics: what is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc.* 2008;139:S4-S7.
30. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc.* 2011;142:20S-4S.
31. Krejci I, Lutz F, Reimer M. Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps, and luting cements. *Quintessence Int.* 1994;25:11
32. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain laminate veneers: 6-to 12-year clinical evaluation--a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005;25:1.
33. Pallesen U, Van Dijken JW. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur. J. Oral Sci.* 2000;108:239-46.
34. Sjögren G, Molin M, Van Dijken JW. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont.* 2004;17:2.
35. Zimmer S, Göhlich O, Rüttermann S, Lang H, Raab WH, Barthel CR. Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. *Operative dentistry.* 2008;33:484-7.
36. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside Dentistry.* 2009;5:94-103.
37. Seghi R, Crispin B, Mito W. The effect of ion exchange on the flexural strength of feldspathic porcelains. *Int J Prosthodont.* 1990;3:2.
38. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88:4-9.
39. McLaren EA, Giordano RA. Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Quintessence Dent Technol.* 2005;28:99-111.

40. Wagner J, Hiller K-A, Schmalz G. Long-term clinical performance and longevity of gold alloy vs ceramic partial crowns. *Clin Oral Investig*. 2003;7:80-5.
41. Brochu J-F, El-Mowafy O. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. *J Can Dent Assoc*. 2002;68:233-8.
42. Gonzaga CC, Cesar PF, Okada CY, Fredericci C, Beneduce Neto F, Yoshimura HN. Mechanical properties and porosity of dental glass-ceramics hot-pressed at different temperatures. *Mat Res*. 2008;11:301-6.
43. Groten M, Proebster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont* . 1997;10:169-77.
44. Matinlinna J. Processing and bonding of dental ceramics. *Non-metallic biomaterials for tooth repair and replacement*: Elsevier; 2013. p. 129-60.
45. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* . 1995;8:239-.
46. Gladys S, Van Meerbeek B, Inokoshi S, Willems G, Braem M, Lambrechts P, et al. Clinical and semiquantitative marginal analysis of four tooth-coloured inlay systems at 3 years. *J Dent*. 1995;23:329-38.
47. Pagniano Jr RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Den*. 2005;93:459-66.
48. Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4 [sup] th ed. St Louis: Mosby. 2006:223.
49. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. 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*. 2000;53:297-303.
50. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:514-22.

51. Oh S-C, Dong J-K, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* . 2000;13:468-72
52. Harrer W, Danzer R, Morrell R. Influence of surface defects on the biaxial strength of a silicon nitride ceramic–Increase of strength by crack healing. *J Eur Ceram Soc.* 2012;32:27-35.
53. Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig* . 2013;17:1765-72,
54. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *J Am Dent Assoc* . 2010;141:10S-4S.
55. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
56. Lughi V, Sergo V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mat.* 2010;26:807-20.
57. Dion I, Bordenave L, Lefebvre F, Bareille R, Baquey C, Monties J-R, et al. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics. *J Mater Sci.* 1994;5:18-24.
58. Torricelli P, Verne E, Brovarone CV, Appendino P, Rustichelli F, Krajewski A, et al. Biological glass coating on ceramic materials: in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone. *Biomaterials.* 2001;22:35-43.
59. Lohmann CH, Dean DD, Köster G, Casasola D, Buchhorn GH, Fink U, et al. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomaterials.* 2002;23:1855-63.
60. Kisi EH, Howard C, editors. Crystal structures of zirconia phases and their inter-relation. *Key Eng Mater.*; 1998: Trans Tech Publ.
61. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35:819-26.
62. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res* 2014;58:208-16.
63. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57:236-61.

64. Church TD, Jessup JP, Guillory VL, Vandewalle KS. Translucency and strength of high-translucency monolithic zirconium oxide materials. *Gen Dent*. 2017 Jan-Feb;65:48-52.
65. Fathy SM, El-Fallal AA, El-Negoly SA, El Bedawy AB. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta Odontol Scand*. 2015;1:86-92.
66. Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: a current review. *Compend Contin Educ Dent*. 2014;35:161-6; quiz 168.
67. Kim M-J, Ahn J-S, Kim J-H, Kim H-Y, Kim W-C. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont*. 2013;5:161-6.
68. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mat*. 2014;30:1195-203.
69. Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *J Prosthet Dent*. 2015;114:440-6.
70. Chabouis HF, Faugeron VS, Attal J-P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dent Mat*. 2013;29:1209-18.
71. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*. 2013;7:118-22.
72. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dent Mat*. 2011;27:29-38.
73. Bouillaguet S. Biological risks of resin-based materials to the dentin-pulp complex. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 2004;15:47-60.
74. He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater*. 2011;27:527-34.
75. Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang D, Romberg E, et al. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *J Mater. Sci: Materials in Medicine*. 2011;22:1127-35.
76. Nguyen J, Ruse D, Phan A, Sadoun M. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res*. 2014;93:62-7.

77. Phan AC, Tang M-l, Nguyen J-F, Ruse ND, Sadoun M. High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate mechanical properties and monomer release. *Dent Mater*. 2014;30:350-6.
78. Jedeon K, De la Dure-Molla M, Brookes SJ, Loiodice S, Marciano C, Kirkham J, et al. Enamel defects reflect perinatal exposure to bisphenol A. *Am J Pathol*. 2013;183:108-18.
79. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26:382-93.
80. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed* . 2016;55:1-11.
81. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *J Esthet Restor Dent* 2016;28:56-66.
82. Özarslan MM, Büyükkaplan UŞ, Barutçigil Ç, Arslan M, Türker N, Barutçigil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont*. 2016;8:16-20.
83. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*. 2005;36:7
84. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mat*. 2013;29:1201-8.
85. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*. 2004;48:531-44.
86. Kiliniç H, Turgut S, Ayaz Ea, Bağış B. Güncel nanoseramik ve hibrit CAD/CAM materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2018;28:592-8.
87. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S. Influence of preparation, fitting, and cementation on the vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM crowns. *J Dent*. 2017;65:70-5.
88. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98:389-404.

89. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29:419-26.
90. Uludamar A, Akalin B, Ozkan YK. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal.* 2011;14:140-53.
91. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89:268-74.
92. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent.* 1995;73:240-9.
93. Kern M. Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Technol.* 2009;23:1097-111.
94. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater.* 2011;27:71-82.
95. Burke F, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Den.* 2002;4:8-9
96. Bona AD, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhes Dent.* 2000;2:5-7
97. Chen J, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent.* 1998;23:250-7.
98. Della Bona A, Van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am J Dent.* 1998;11:276-80.
99. Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. *Int J Prosthodont .* 1999;12:4-5
100. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mat.* 2004;20:338-44.
101. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006 Apr;77:28-33

102. Gu X-H, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont* . 2003;1:15
103. El-Mowafy O. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *J Can Dent Assoc*. 2001;67:97-102.
104. Aksoy Di, Varol Ds, Özkan Y. Zirkonyum restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;2012 (Supplement 6).
105. Christensen GJ. Seating nonmetal crowns or fixed partial dentures with resin cement. *J Am Dent Assoc*. 1998;129:239-41.
106. Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent*. 1991;65:512-8.
107. Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent*. 1990;63:295-300.
108. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *Am J Dent*. 2001;28:1022-8.
109. Didier D, Spreafico R. Adhesive metal free restorations. Quintessence Pub Co Inc, London. 1999:192-7.
110. Anusavice K, Phillips R. Philips' Science of Dental Materials 10th ed Saunders. St Louis, Mo. 2003;805.
111. O'brien WJ. Dental Materials and their selection, Quintessence Int. 2002.
112. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Den*. 1999;81:135-41.
113. El-Mowafy O, Rubo M, El-Badrawy W. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent*. 1999;24:38-44.
114. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mat*. 2007;23:71-80.
115. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*. 2008; 10:19-21.

116. Kitasako Y, Burrow M, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *J Dent.* 2001;29:139-44.
117. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent.* 2003; 89:127-34.
118. Borges GA, Sophr AM, De Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 479-88.
119. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent.* 2014;16:531-40.
120. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y, et al. Sandblasting may damage the surface of composite CAD–CAM blocks. *Dent Mat.* 2017; 33: e124-e35.
121. Colares RCR, Neri JR, Souza AMBd, Pontes KMdF, Mendonca JS, Santiago SL. Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Braz Dent J.* 2013;24:349-52.
122. Anusavice KJ. Microstructure, composition and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 2002;15:159-67.
123. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res.* 2016;60:265-73.
124. Niizuma Y, Kobayashi M, Toyama T, Manabe A. Effect of etching with low concentration hydrofluoric acid on the bond strength of CAD/CAM resin block. *Dent Mater.* 2020:2018-398.
125. Llobell A, Nicholls J, Kois J, Daly C. Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont.* 1992;5:17-23
126. Özcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2003; 30:194-203.
127. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004;92:265-73.

128. Wood D, Bubb N, Millar B, Dunne S. Preliminary investigation of a novel retentive system for hydrofluoric acid etch-resistant dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1997; 78:275-80.
129. Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Göller G. Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *J Prosthet Dent.* 2000; 83:210-5.
130. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent.* 2004;29:60-8.
131. Prithviraj D, Soni R, Ramaswamy S, Shruthi D. Evaluation of the effect of different surface treatments on the retention of posts: A laboratory study. *Indian J Dent Res.* 2010; 21:201.
132. Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Factors affecting the cement–post interface. *Dent Mater.* 2012;28:287-97.
133. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater.* 2010;26:e17-e23.
134. Dérand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2000; 13:17-19
135. Awliya W, Odén A, Yaman P, B. Dennison J, E. Razzoog M. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand.* 1998; 56:9-13.
136. Denes F. Synthesis and surface modification by macromolecular plasma chemistry. *Trends in Polymer Science.* 1997;1:23-31.
137. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater.* 2005;21:1158-62.
138. Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA, Mizutani K, Sasaki KM, Izumi Y. Application of lasers in periodontics: true innovation or myth? *Periodontology* 2000. 2009;50:90-126.
139. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc.* 1965; 70:601-6.
140. Stern RH, Vahl J, Sognnaes RF. Lased enamel: ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. *J Dent Res.* 1972; 51:455-60.

141. Javan A, Bennett Jr WR, Herriott DR. Population inversion and continuous optical maser oscillation in a gas discharge containing a He-Ne mixture. *Phys Rev Lett*. 1961;6:106.
142. Johnson L, Boyd G, Nassau K, Soden R. Continuous operation of a solid-state optical maser. *Phys Rev*. 1962;126:1406.
143. Welch A, Torres JH, Cheong W-F. Laser physics and laser-tissue interaction. *Tex Heart Inst J*. 1989; 16:141.
144. Pecaro BC, Garehime WJ. The CO2 laser in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac. Surg*. 1983; 41:725-8.
145. Pick RM, Pecaro BC, Silberman CJ. The laser gingivectomy: the use of the CO2 laser for the removal of phenytoin hyperplasia. *J Periodontol*. 1985; 56:492-6.
146. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993;515.
147. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*. 2004;48:513-30.
148. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*. 2004;48:751-70.
149. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc*. 2004; 135:204-12.
150. Cho S, Rajitrangson P, Matis B, Platt J. Effect of Er, Cr: YSGG laser, air abrasion, and silane application on repaired shear bond strength of composites. *Oper Dent*. 2013; 38: E58-E66.
151. Lee B-S, Lin P-Y, Chen M-H, Hsieh T-T, Lin C-P, Lai J-Y, et al. Tensile bond strength of Er, Cr: YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin–resin interface. *Dent Mater*. 2007;23:570-8.
152. Garcia-Sanz V, Paredes-Gallardo V, Mendoza-Yero O, Carbonell-Leal M, Albaladejo A, Montiel-Company JM, et al. The effects of lasers on bond strength to ceramic materials: A systematic review and meta-analysis. *PloS one*. 2018;13:36.
153. Sahinkesen G, Erdemir U, Oktay EA, Sancakli HS. The effect of post surface silanization and luting agents on the push-out bond strengths of adhesively inserted fiber reinforced posts. *Int J Adhes Adhes*. 2011; 31:265-70.

154. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19:725-31.
155. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater.* 2005;21:437-44.
156. Park S-J, Jin J-S. Effect of silane coupling agent on interphase and performance of glass fibers/unsaturated polyester composites. *J Colloid Interface Sci.* 2001; 242:174-9.
157. ÖZCAN M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater.* 2008;27:99-104.
158. Oh W-s, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Den.* 2003; 90:241-6.
159. Xible AA, de Jesus Tavares RR, de Araujo CdRP, Bonachela WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006; 95:224-9.
160. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. "In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling". *J Prosthet Dent.* 2004; 91:356-62.
161. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2004; 32:91-9.
162. Goldstein J.I, Newbury DE, Michael JR, Ritchie NW, Scott JHJ, Joy DC. *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis*: Springer; 2017.
163. Della Bona A, Anusavice K.J, Mecholsky Jr. JJ. "Failure analysis of resin composite bonded to ceramic". *Dent Mater.* 2003;19:693-9.
164. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M. *Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji*. Ankara: Güneş Kitabevi. 2004:45-6.
165. Watt IM. *The principles and practice of electron microscopy*: Cambridge University Press; 1997.

166. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod*. 1998; 20:79-92.
167. Teixeira EC, Thompson JL, Piascik JR, Thompson JY. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17:172-81.
168. Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent*. 2006; 31:442-9.
169. Oura K, Lifshits V, Saranin A, Zotov A, Katayama M. Surface science: an introduction. Springer Science & Business Media; 2013.
170. Gadelmawla E, Koura MM, Maksoud TM, Elewa IM, Soliman H. Roughness parameters. *J Mater Process Technol*. 2002;1 23:133-45.
171. Sanches RP, Otani C, Damião AJ, Miyakawa W. AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron*. 2009;40:502-6.
172. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. "Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems". *Dent Mater*. 1998;14:394-8.
173. Al-Salehi S, Burke F. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int*. 1997; 28:11.
174. Dündar M, Özcan M, Gökçe B, Çömlekoğlu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater*. 2007;23: 630-6.
175. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dent Mater*. 2005;21:139-44.
176. Özden AN, Akaltan KF. Bağlantı ajanlarının mine ve dentin yüzeyindeki makaslama bağlantı dirençlerinin değerlendirilmesi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2002;29:137-42.
177. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. "Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks". *Dent Mater*. 2003;19:575-83.

178. Liu X, Fok A, Li H. Influence of restorative material and proximal cavity design on the fracture resistance of MOD inlay restoration. *Dent Mater.* 2014; 30:327-33.
179. Brunton PA, Cattell P, Burke FT, Wilson NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1999;82:167-71.
180. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010; 104:149-57.
181. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent.* 2008; 99:131-40.
182. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2010; 103:6-12.
183. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mat.* 2014;30:564-9.
184. Heo Y, Lau A, Aparicio C, Fok A. Fracture resistance of restorative materials subjected to cumulative impact load. (IADR) Meeting Abstract 0240. 2012.
185. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper dent.* 2015;40:201-10.
186. Ilgenstein I, Zitzmann NU, Bühler J, Wegehaupt FJ, Attin T, Weiger R, et al. Influence of proximal box elevation on the marginal quality and fracture behavior of root-filled molars restored with CAD/CAM ceramic or composite onlays. *Clin Oral Investig.* 2015; 19:1021-8.
187. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2014;30:e147-e62.
188. Edelhoff D, Özcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clinical Oral Implants Research.* 2007;18:193-204.

189. Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. "In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator". *Quintessence Int.* 2004;35:10.
190. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Elsevier Sci.; 2006, 14:22
191. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005;84:118-32.
192. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent.* 2003;90:18-23.
193. Murray SD, Hobson RS. Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003; 123:2-9.
194. Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater.* 2016;32:223-32.
195. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. "Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations". *Dent Mater.* 1991;7:107-13.
196. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater.* 1995;11:126-31.
197. Güngör MB, Nemli SK, Bal BT, Ünver S, Doğan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont.* 2016; 8:259-66.
198. Sorensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int J Prosthodont.* 1991; 4:17-23.
199. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. Part II: chemical surface treatments. *Silicon.* 2011;3:117-23.
200. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD–CAM ceramic. *J Dent.* 2007; 35:282-8.
201. Elsaka SE. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odont.* 2016;104:68-76.

202. Frankenbergera R, Hartmannb V, Krechc M, Krämerd N, Reiche S, Braunf A, et al. Adhesive luting of new CAD/CAM materials Adhäsive Befestigung neuer CAD/CAM-Materialien. *Int J Comput Dent*. 2015;18:9-20.
203. Duzyol M, Sagsoz O, Polat Sagsoz N, Akgul N, Yildiz M. The effect of surface treatments on the bond strength between CAD/CAM blocks and composite resin. *J Prosthodont*. 2016; 25:466-71.
204. Kawaguchi A, Matsumoto M, Higashi M, Miura J, Minamino T, Kabetani T, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 2: Effect of ultrasonic and acid cleaning. *Dent Mater*. 2016;35:29-36.
205. Barutcigil K, Barutcigil Ç, Kul E, Özarslan MM, Buyukkaplan US. "Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material". *J Prosthodont*. 2019; 28:71-8.
206. Park J-H, Choi Y-S. Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *J Adv Prosthodont*. 2016; 8:275-84.
207. Venturini AB, Prochnow C, Rambo D, Gundel A, Valandro LF. "Effect of hydrofluoric acid concentration on resin adhesion to a feldspathic ceramic." *J Adhes Dent*. 2015;17:313-20.
208. Moura DMD, Araújo AMMd, Souza KBd, Veríssimo AH, Tribst JPM, Souza ROdA. Hydrofluoric acid concentration, time and use of phosphoric acid on the bond strength of feldspathic ceramics. *Braz Oral Res*. 2020;34.
209. Naves LZ, Soares CJ, Moraes Rd, Gonçalves LS, Sinhoreti MAC, Corrêa-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent*. 2010;35:420-7.
210. Kirmali O, Barutcigil Ç, Ozarslan MM, Barutcigil K, Harorlı OT. Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces. *Scanning*. 2015;37:186-92.
211. Loomans B, Mesko M, Moraes R, Ruben J, Bronkhorst E, Pereira-Cenci T, et al. Effect of different surface treatment techniques on the repair strength of indirect composites. *J Dent*. 2017;59:18-25.

212. Kursoglu P, Motro PFK, Yurdagüven H. Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *J Adv Prosthodont.* 2013; 5:98-103.
213. Ustun O, Akar T, Kirmali O. "A comparative study of laser irradiation versus sandblasting in improving the bond strength of titanium abutments". *Photomed Laser Surg.* 2019;37:465-72.
214. Özarslan MM, Üstün Ö, Büyükkaplan US, Barutçigil Ç, Türker N, Barutçigil K. Assessment the bond strength of ceramic brackets to CAD/CAM nanoceramic composite and interpenetrating network composite after different surface treatments. *BioMed Res Int.* 2018;2018.
215. Mourouzis P, Diamantopoulou E, Tsigarida A, Dionysopoulos D, Konstantinidis A, Samanidou V, et al. Evaluation of Monomer Elution and Surface Roughness of a Polymer-Infiltrated Ceramic Network CAD–CAM Material After Er, Cr: YSGG Laser-assisted Tooth Bleaching. *Oper Dent.* 2021;46:E171-E84.
216. Mirzaei M, Yasini E, Tavakoli A, Chiniforush N. Effect of different powers of Er, Cr: YSGG laser treatment on surface morphology of microhybride composite resin: scanning electron microscope (SEM) evaluation". *J Lasers Med Sci.* 2015; 6:62.
217. Vohra F, Labban N, Al-Hussaini A, Al-Jarboua M, Zawawi R, Alrahlah A, et al. Influence of Er; Cr: YSGG laser on shear bond strength and color stability of lithium disilicate ceramics: an in vitro study. *Photomed Laser Surg.* 2019; 37:483-8.
218. Lise D, Van Ende A, De Munck J, Vieira L, Baratieri L, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Oper Dent.* 2017;42:73-81.
219. Motevasselian F, Amiri Z, Chiniforush N, Mirzaei M, Thompson V. In vitro evaluation of the effect of different surface treatments of a hybrid ceramic on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *J Lasers Med Sci.* 2019; 10:297.
220. Oz FD, Canatan S, Bolay S. Effects of surface treatments on the bond strength of composite resin to hybrid computer-assisted design/manufacturing blocks. *J Adhes Sci Technol.* 2019;33:986-1000.

221. Campos F, Almeida C, Rippe M, De Melo R, Valandro L, Bottino M. Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Oper Dent*. 2016;41:171-8.
222. Elsaka S, Hassan A, Elnaghy A. Effectiveness of surface treatment on bond strength of ceramic brackets to two types of CAD/CAM-prepared nanohybrid composites. *J Orofac Orthop*. 2022:1-10.
223. Venturini AB, Prochnow C, May LG, Bottino MC, Valandro LF. Influence of hydrofluoric acid concentration on the flexural strength of a feldspathic ceramic. *J Mech Behav Biomed*. 2015;48:241-8.
224. Kassotakis EM, Stavridakis M, Bortolotto T, Ardu S, Krejci I. Evaluation of the effect of different surface treatments on luting CAD/CAM composite resin overlay workpieces. *J Adhes Dent*. 2015;17:521-8.
225. Cengiz-Yanardag E, Kurtulmus Yilmaz S, Karakaya I, Ongun S. Effect of Different Surface Treatment Methods on Micro-Shear Bond Strength of CAD-CAM Restorative Materials to Resin Cement. *J Adhes Sci Technol*. 2019; 33:110-23.
226. Helbling F, Özcan M. Adhesion of resin cement to contemporary hybrid ceramic and polymeric CAD/CAM materials: effect of conditioning methods and ageing. *J Adhes Sci Technol*. 2019; 33:886-902.
227. Tsitrou EA, Helvatjoglu-Antoniades M, van Noort R. A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. *J Dent*. 2010;38:16-22.
228. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater*. 2014;33:705-10.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Rufat	Uyruğu	Azerbaycan
Soyadı	Hajiyev	Tel no	
Doğum tarihi		e-posta	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	64 N okul	2009
Lisans/Yüksek Lisans	Azerbaycan Tıp Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2014
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Arş.Gör	İzmir Katib-Çelebi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2017-2018
Arş.Gör	Akdeniz Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2018-2022

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce		
Rusca		

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)

Yayınlar ve Bildiriler:

7. Odabas T, Hajiyev R, Gultekin A, Atakoglu OO, Harorli OT. Can We Prevent Coffee Stains on Teeth? J Med Food. 2021 Jun 22. doi: 10.1089/jmf.2020.0205. Epub ahead of print. PMID: 34160286.