

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI ISILARDA UYGULANAN SİLİNİN CAM
SERAMİKLERİN YÜZEY YAPISINA VE BAĞLANMA
DAYANIMINA ETKİSİ**

Tevfik YAVUZ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç. Dr. Oğuz ERASLAN

KONYA 2013

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI ISILARDA UYGULANAN SİLİNİN CAM
SERAMİKLERİN YÜZEY YAPISINA VE BAĞLANMA
DAYANIMINA ETKİSİ**

Tevfik YAVUZ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç. Dr. Oğuz ERASLAN

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **11102019** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2013

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Tevfik YAVUZ tarafından savunulan bu çalışma, jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalında Doktora Tezi olarak oy birliği / oy çokluğu ile kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU
Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi

Danışman: Doç. Dr. Oğuz ERASLAN
Selçuk Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Filiz AYKENT
Selçuk Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. A. Nilgün ÖZTÜRK
Selçuk Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Sema BELLİ
Selçuk Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Selçuk Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu tarih ve sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

İmza:
Prof. Dr. Tefik Tekeli
Enstitü Müdürü

i. ÖNSÖZ

Protetik Diş Tedavisi doktora eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında değerli tecrübelerini, zamanını ve desteğini esirgemeyen, değerli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Oğuz Eraslan'a,

İstatistiksel yöntem ve analizlerin belirlenmesinde değerli katkılarından dolayı Selçuk Üniversitesi Diş Hastalıkları Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Bora Öztürk'e,

Porselen örneklerin hazırlanmasında emeği geçen As Dental Laboratuvarı'na, SEM analizlerinin gerçekleştirilmesinde emeklerinden dolayı Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi çalışanlarından Fatih Özcan'a; AFM görüntülerini elde etmelerinden dolayı Leyla Gürfidan'a,

Tezin pratik uygulamaları sırasında cihazların kullanımında yardımcı olan Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi çalışanlarından Şerife Buket Bozkurt'a,

Protetik Diş Tedavisi doktora eğitimim süresince pratik ve teorik olarak katkıda bulunan tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan bölümümüzde görev yapmakta olan değerli tüm öğretim üyelerine, birlikte çalıştığım araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve personellerimize,

Doktora eğitimim boyunca ev arkadaşlığı yaptığım ve birbirimize destek olduğumuz değerli arkadaşım Mehmet Akın'a, Erhan Dilber'e ve Özgün Yusuf Özyılmaz'a,

Tüm hayatım boyunca maddi ve manevi olarak desteğini esirgemeyen anneme, babama, ablama ve kız kardeşime,

Zor günlerimde hep yanımda olan sevgili nişanlım Sümeyra Al'a,

İçtenlikle teşekkürlerimi sunarım...

SİMGELER VE KISALTMALAR.....iv**1. GİRİŞ..... 1****1.1. Metal Desteksiz Seramikler..... 2**

1.1.1. Tam seramik sistemlerinin sınıflandırılması 3

1.1.2. Isı ile presleme tekniği kullanılarak elde edilen seramikler 5

1.1.3. Dökülebilir tam seramikler 8

1.1.4. Refraktör day'lar üzerinde fırınlanan seramikler 9

1.1.5. Bilgisayar destekli tam seramik sistemleri 11

1.2. Tam Seramik Kronların Simantasyonu 13

1.2.1. Dental Adeziv Sistemler 13

1.2.2. Kimyasal yolla sertleşen rezin siman 16

1.2.3. Işıklı polimerize olan rezin simanlar (light-cure) 18

1.2.4. Hem kimyasal hem ışıklı polimerize olan rezin simanlar (dual-cure) 20

1.2.5. Seramik-Rezin Arasındaki Bağlanma 21

1.3. Bağlanma Testleri 25

1.3.1. Makaslama (Shear) Testi 25

1.3.2. Çekme (Tensile) Testi 25

1.3.3. Micro Tensile Testi 26

1.4. Termal Siklus 26**2. GEREÇ VE YÖNTEM 28****2.1. Seramiklerin Hazırlanması 28**

2.1.1. In-Ceram Zirconia Örneklerin hazırlanması 28

2.1.2. IPS Empress e.max Örneklerin Hazırlanması 30

2.1.3. Finesse Örneklerin Hazırlanması 31

2.2. Seramik Örneklerin Bağlantı Yüzeylerinin Hazırlanması.....	32
2.2.1. Clearfil Estetik Rezin Simanın Seramik Örneklere Bağlanması	34
2.2.2. Variolink N Rezin Simanın Seramik Örneklere Bağlanması	36
2.3. Termal Siklus Testi	37
2.4. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi.....	38
2.5. AFM Analizi	38
2.6. İstatistiksel Değerlendirme.....	39
3. BULGULAR	40
3.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları	40
3.2. Fraktür Analizi Bulguları	45
3.3. Sem Analizi Bulguları	47
3.4. AFM Analizi Bulguları	52
4. TARTIŞMA	56
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	71
6. ÖZET	73
7. SUMMARY.....	75
8. KAYNAKLAR.....	76
9. EKLER.....	85
10. ÖZGEÇMİŞ.....	86

iii. SİMGELER VE KISALTMALAR

Al₂O₃: Alüminyum Oksit

AFM: Atomik Kuvvet Mikroskobu

BIS-GMA: Bisfenol-A Glisidil Metakrilat

CAD/CAM: Computer Aided Design/Manufacturing

FDA: Food and Drug Administration

FRC: Fiberle güçlendirilmiş kompozit

HEMA: Hidroksietilmetakrilat

H₂O₂: Hidrojen Peroksit

CO₂: Karbondioksit

CO₃: Karbonat

KT: Kareler Toplamı

KO: Kareler Ortalaması

QTH: Quartz-Tungsten-Halojen

LED: Light-Emitting Diode

MDP: Metakriloksidesil Dihidrojen Fosfat

MPa: Megapaskal

MPS: 3 trimetoksilpropilmetakrilat

µm: Mikrometre

Mm²: Milimetrekare

Nm: Nanometre

OH: Hidroksil

Ort: Ortalama

PO₄:Fosfat

SD: Serbestlik Derecesi

SS: Standart Sapma

SEM: Tarayıcı Elektron Mikroskobu

TEG-DMA: Trietilen glikol dimetakrilat

TEM: Transmisyon (Geçirimli) Elektron Mikroskobu

UDMA: Üretan dimetakrilat

W: Watt

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde artan estetik beklentiler kaybolan diş dokusunu yerine koymak için tam seramik restorasyonların kullanımını daha da yaygınlaştırmıştır. Sabit protetik tedavilerde kullanılan seramik, estetik ve biyolojik uyumlu bir materyaldir.

Seramiklerin yapısındaki gelişmeler ve fırınlama tekniklerindeki değişikliklere bağlı olarak, makaslama ve gerilme kuvvetlerine karşı daha dayanıklı materyaller elde edilmiştir. Seramiklerin yapısındaki bu değişiklikler sayesinde, günümüzde feldspatik seramiklerin metal altyapılarla desteklenme zorunluluğu ortadan kaldırılmış ve tam seramikler kullanılarak yapılan sabit protetik restorasyonlar günümüze kazandırılmıştır (Gur 2006).

Yeni seramik sistemler dispersiyon yoluyla lösitle (Kon ve ark 1994, Seghi ve ark 1995, Seghi ve Sorensen 1995, Denry ve ark 1996, Mackert ve Russell 1996, Mackert ve ark 2000) veya cam infiltrasyonu ve sinterizasyon ile (Probster ve Diehl 1992, Sadoun ve Asmussen 1994, Pacheco-Sanchez ve ark 2004), yüksek saflıkta alümina (Al_2O_3) (Andersson ve Oden 1993) veya zirkonyum dioksit (zirconia, ZrO_2) (Piconi 1999) kullanılarak güçlendirilmiştir.

1973 yılında ilk kez Rochette tarafından kullanımı önerilen rezin simanlar, doldurulmuş BIS-GMA rezin ve diğer metakrilat varyasyonlarıdır (Diaz-Arnold ve ark 1999). Genellikle organik polimer bir matriks içerisinde inorganik kısım (doldurucular), bağlantı ajanı, çözücüler, reaksiyon başlatıcılar, hızlandırıcılar ve pigmentler içerirler. Resin simanlar kompozit restoratif rezine ve silan uygulanmış porselene kimyasal olarak bağlanabilirler. Ayrıca kumlanmış metal alaşımlarıyla da kuvvetli bağlantı oluştururlar (Jacobsen ve Rees 1992, Diaz-Arnold ve ark 1999, Kramer ve ark 2000).

Farklı yapılara bağlanabilen, dayanıklılığı yüksek ve çözünürlüğü düşük resin simanlar, resin kompozit/seramik/fiberle kuvvetlendirilmiş kompozit inley, onley, lamina, kron ve köprülerin simantasyonunda başarıyla kullanılırlar (Jacobsen ve Rees 1992, Diaz-Arnold ve ark 1999, Kramer ve ark 2000).

Rezin-seramik mekanik bağlantısını kolaylaştırmak ve gücü artırmak için seramik yüzeyine uygulanabilir bir dizi teknik bildirilmiştir. Hidroflorik asitle seramiğin asitlenmesi 1980'lere dayanmakta ve rezin bağlı seramik restorasyonların gelişmesini sağlamıştır (Horn 1983). Buna karşın simantasyon prosedürlerine bağlı olarak bağlantının kopması (Sjogren ve ark 1998) ve materyalin kırılması (Bergman 1999, Hayashi ve ark 2003, Kramer ve Frankenberger 2005) gibi başarısızlıklar görülmektedir. Restorasyonun iç yüzeyine Hidroflorik asit (HF) ve sonrasında uygulanan silan ajanı rezin-seramik bağlantısını artırmak için bilinen en iyi yöntemdir (Ozcan ve Vallittu 2003). Fakat yüksek Alümina (Lu ve ark 2001, Ozcan ve ark 2001) içerikli ve zirkonya seramiklerin (Kern ve Wegner 1998, Derand ve Derand 2000) yapısal içeriklerinde silikon dioksit (silika) fazı bulunmadığı için bu teknik kullanılamaz.

Bu bilgilerin ışığında bu çalışmanın amacı; farklı yüzey işlemlerinin (asit+silan, seramik yüzeylerine herhangi bir mekanik işlem yapılmadan sadece oda sıcaklığında uygulanan silan, silan+60°C ısı uygulaması ve silan+100°C ısı uygulaması) farklı seramiklerin yüzey topografisi üzerinde yaptığı değişiklikleri atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile değerlendirmek ve makaslama bağlanma dayanımına olan etkisini tespit etmektir. Hipotezimiz farklı ısılarda uygulanan silanın cam seramiklerin rezin sistemlere bağlantısını değiştireceğidir. Çalışmamızda bu hipotezin doğruluğu test edilecektir.

Tam seramiklere rezin bağlantısının artırılması için tam seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesine yönelik çalışmalar literatürlerde mevcuttur fakat tam seramiklerin pürüzlendirilmesinde kullanılan HF asite ait olumsuz etkileri ortadan kaldırmaya yönelik yeterli çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışma ile tam seramikler üzerinde HF asit kullanmadan en ideal yüzey işlemi tespit edilecektir.

1.1. Metal Desteksiz Seramikler

Metal ve rezin olmayan seramikler inorganik yapılardır. Seramik kelimesi anlamı “topraktan yapılmış veya yakılmış madde” olan “Keramikos veya Keramos” sözcüğünden köken almıştır (Zaimoğlu ve Can 2004). Mineraller gibi ham maddelerin yüksek derecelerde fırınlanarak pişirilmeleri ile elde edilirler. Porselen

ise 3000 yıldır kullanılan seramiklerin özel bir türüdür. Üç doğal mineral olan kil, quartz ve feldspatın karışımından oluşur (Zaimoğlu ve Can 2004). Sabit protezlerde estetik amaçla kullanılan tüm materyaller arasında, doğal dişle renk uyumunun en iyi sağlandığı materyal porselendir. Su absorbe etmeyişi ve ağız dokuları tarafından çok iyi tolere edilişi önemli özelliklerindendir (Shillingburg ve ark 1997).

Tam seramik sistemler için çeşitli sınıflandırmalar mevcuttur. Kullanılan materyalin kimyasal yapısına veya yapım tekniklerine göre sınıflandırmalar yapılabilir. Laboratuvar aşamalarına göre sınıflandırılacak olursa;

- ❖ Presleme
- ❖ Cam infiltrasyonu
- ❖ Freze kaynaştırma (sintering) yöntemi ile uygulanan seramikler,

Kimyasal içeriklerine göre sınıflandırılacak olursa;

- Feldspatik; yüksek lösit içerikli seramik,
- Düşük lösit içerikli cam seramik,
- Lityum disilikat mika ve kor ile güçlendirilmiş seramik,
- Alümina ve magnezyum kor yapılar şeklindedir (El-Mowafy ve

Brochu 2002, Albakry ve ark 2003).

- Zirkonyum oksit esaslılar.

1.1.1. Tam seramik sistemlerinin sınıflandırılması

1) Isı ile presleme tekniği kullanılarak elde edilen seramikler

I) Lösit esaslılar

- IPS Empress,
- Finesse All-Ceram düşük ısı seramiği,

II) Lityum disilikat esaslılar

- IPS Empress 2,

- E-max Press

III) Magnezyum aluminyumoksit esaslılar

- Cerestore All-Ceram,

2) Dökülebilir tam seramikler

- Dicor, Dentsply
- Cerapearl, Kyocera
- CD 200
- CCPG Dökülebilir kalsiyum fosfat cam seramik
- OCC Olympuss dökülebilir seramik

3) Refraktör day'lar üzerinde fırınlanan seramikler

- Hi-Ceram
- In-Ceram
- Optec
- Mirage
- Vitadur

4) Bilgisayar destekli tam seramik kopyalama sistemi ile üretilen seramikler

I) Lössit esaslılar

- ProCAD, Ivoclar

II) Aluminyum oksit esaslılar

- In-Ceram Spinel
- In-Ceram Alumina
- Procera All-Ceram
- Procera Ti-Ceram

III) Zirkonyum oksit esaslılar

- In-Ceram Zirkonyum

- DC Zirkon (DZ)
- DC Zirkon (YZ)

IV) Mika esaslılar

- Dicor MGC, Dentsply

V) Potasyum alüminyum silisyum oksit esaslılar

- Vita Mark II, Ivoclar (Hondrum 1992, Wall ve Cipra 1992, Kelly ve ark 1996).

1.1.2. Isı ile presleme tekniği kullanılarak elde edilen seramikler

I) Lösit esaslı seramikler

IPS Empress

‘Lösit’ kristalleri ile güçlendirilen cam seramikler 1983 yılında Wohlwend tarafından Zürih Üniversitesi Sabit ve Hareketli Bölümlü Protez Bölümünde geliştirilmiştir (Rosenblum ve Schulman 1997, van Dijken 1999).

Esas olarak bir feldspatik porselen olan seramiğin kristalin yapısı lösit kristallerinden oluşan IPS Empress’in kimyasal içeriği, $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ ’den oluşmaktadır (Ludwing 1991, Lehner ve ark 1992).

Boyutları yaklaşık 1-5 μm büyüklüğünde olan lösit kristalleri silikat cam matriks hacminin % 40’ını oluştururlar (Holand ve Frank 1994, Kelly ve ark 1996, Mak ve ark 1997). Bu kristaller çatlağın oluşmasını ve büyümesini engelleyici bir bariyer görevi üstlenir.

Empress sistemi, kayıp mum tekniğine dayanmaktadır ve sistem bu haliyle, metal dökümüne benzemektedir (Qualtrough ve Piddock 1997). Empress sisteminde hazır seramik bloklar, manşet içerisine vakum ve pistonla pres yapılarak yollanır. Bu sistemde ya restorasyon son şekli ile elde edilir ve yüzey boyaması ile renklendirilir ya da seramik altyapı elde edildikten sonra kontrollü olarak aşındırılarak üzerine

uygun veneer seramik materyali tabakalama yöntemi ile uygulanıp, fırınlanır ve restorasyona son şekli verilir (Denissen ve ark 1993, Rosenblum ve Schulman 1997).

Finesse Tam Seramik Düşük Isı Seramiği

Feldspatik cam seramik olan bu sistemde, dental seramiklerin arzu edilen özelliklerini maksimuma çıkarmak için lösit içeriği % 8-10 oranına kadar azaltılmıştır. Finesse seramikler, klasik yüksek ısı seramiklerde istenilen pozitif özelliklerin hepsine sahiptir. Lösit içeriğinin düşük olması bu sistemin karşıt arkdaki dişlere zarar verme olasılığını minimize eder (Ateş 2002).

Bu sistem, konvansiyonel seramiklere göre % 88, yüksek ısı seramiklere kıyasla da % 70 daha az mine aşınmasına neden olurlar (Hacker ve ark 1996).

II) Lityum disilikat esaslı seramikler

IPS Empress 2

IPS Empress sisteminin ardından 1998 yılında ilk kez tanıtılan IPS Empress 2, yüksek mekanik özelliklere ve kırık dayanıklılığına sahiptir (Raigrodski 2004).

Lityum disilikat kor yapının esas kristalin fazını oluşturmaktadır. Cam seramik yapının içerisinde, kimyasal bozulmaya karşı direnci arttırmak için özel bileşimler ilave edilmiş ve kimyasal dayanıklılıktaki en önemli gelişme $\text{SiO}_2\cdot\text{Li}_2\text{O}$ gibi esas bileşenler arasında kuvvetli bir bağlantı kurulması ile sağlanmıştır (Külünk 2006).

IPS Empress'te olduğu gibi kayıp mum tekniği bu sistem için de geçerlidir. Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı, esas kristal faz olarak, 0.5-4 μm büyüklüğünde hacminin en az %60'ı kadar lityum disilikat kristalleri, ikinci kristal faz olarak ise 0.1-0.3 μm büyüklüğünde lityumortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri içermektedir (Raigrodski 2004). IPS Empress 2'nin bükülme dayanımı 215-433 MPa, termal genleşme katsayısı $10,6 \times 10^{-6}$ sertliği 404 MPa ve elastik modülü 98,5

GPa'dır. IPS Empress 2'nin aşınma direnci, diğer restoratif materyallere oranla daha düşüktür (Cattell ve ark 1999, Demiröz 2006).

Preslenmiş kor üzerine tabakalama veya preslenmiş kron üzerine dış boyama olarak 2 yapım tekniği vardır (Carrier ve Kelly 1995, Rinke ve Huls 1996, Drummond ve ark 2000, Gur 2006).

Marquardt ve Strub (2006) 50 aylık klinik takip çalışmalarının sonucunda IPS Empress 2 tek kuronlar için %100, üç üye köprüler için %70'lik başarı oranı belirtmişlerdir. Daha sonra translusensliği ve fiziksel özellikleri artırılmış IPS e.max Press geliştirilmiş, preslenmiş seramik olarak 2005 yılında piyasaya sunulmuştur (Conrad ve ark 2007).

E-max Press

IPS empess 2' ye göre fiziksel özellikleri geliştirilmiş olan IPS e.max sistemi 2005 yılında piyasaya sürülmüştür. Mikroyapısal olarak hacimce yaklaşık %70 oranında cam matriks içerisinde kristalize iğne uçlu lityum disilikat kristalleri içerir. Uzunluğu yaklaşık 3-6 μm kadar olan bu kristaller IPS e.max Press ve IPS e.max CAD sistemleri için aynı kompozisyondadır. %70 oranında lityum disilikattan oluşan her iki sistem ancak sahip oldukları kristallerin büyüklük ve uzunlukları açısından farklıdır. Sonuç olarak iki sistemin elastiklik modülü, termal ekspansiyon katsayısı (CTE), kimyasal çözünürlüğü gibi özellikleri aynı iken; kırılma sertliği ve bükülme dayanımı IPS e.max Press için bir miktar daha fazladır (e.max. 2005).

III) Magnezyum Aluminyumoksit esaslılar

Cerestore All-Ceram

%65-70 Al_2O_3 , %8 MgO , (MgAl_2O_3). %87 inorganik (Al_2O_3 , cam, MgO , ...) %13 organik (silikon, rezin,...) yapı içeren bu sistem 1984 yılında kor yapı olarak piyasaya sunulmuştur (Gökçe ve Beydemir 2002). Uzun bir ısı uygulamasına tabi tutulan epoksi day üzerinde yapılan büzülmesiz porselen kor (Wall ve Cipra 1992), alumina ve magnezyum oksidin reaksiyonuyla Magnezyumaluminate spinel

kristallerine dönüşür. Bu reaksiyonda, pişirme sırasında oluşan fırınlama büzülmesini önleyen hacim artışı meydana gelir. Büzülmeye uğramayan koping daha sonra özel olarak formüle edilmiş, termal uyum gösteren aluminöz porselen ile konvansiyonel yükleme tekniği uygulanarak kaplanır (Messer ve ark 1991, Naylor ve Beatty 1992).

1.1.3. Dökülebilir tam seramikler

Dicor

Grosmann 1983, Adair'in 1984'teki çalışmaları sonucunda diş hekimliğinde kullanıma sunulan dökülebilir seramik sistemidir (McLean 1991). Tetrasilisikflormika kristalleri içeren döküm cam kronları denilen bu cam porselen, 1370C°'de yüksek ısıya dayanıklı day içerisinde santrifüj tekniği ile dökülerek kristalizasyon işlemi için ısı uygulanır. Yüzey cilası veya ince tabaka porseleni uygulaması ile porselenin renklendirilmesi sağlanır (Jones 1985, McLean 1991, Yen ve ark 1993, Haselton ve ark 2000). Dicorun yüksek baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılığı, yoğunluğu, sertliği, aşınmaya karşı direnci, ısısal genleşme katsayısı ve yarı şeffaflık özelliği doğal dişe benzer (O'Brien 1985, Vahidi ve ark 1991, Lang ve Starr 1992, Yüksel ve ark 2000).

Cerapearl

Yapısı %45 CaO, %15 P₂O₅ den oluşan Cerapearl, ilk kez Hobo ve Kyocera tarafından, dökümü yapılabilen apatit seramik olarak geliştirilmiştir. Doğal diş minesine benzer şekilde hidroksiapatit kristalleri içerir. Baskı kuvvetlerine göre dayanıklılığı 390 MPa olan mineye göre 590 MPa'lık direnci ile daha üstündür. Dicora benzer bir bükülme direnci gösterir. Dicor için ise 1070C°'de 6 saat süren kristalizasyon işlemi CeraPearl için 870C°'de 12 saat sürmektedir (Toksavul S ve ark 2009). Oksiapatit yapısında olan bu ilk kristalin faz suyun varlığında hemen hidroksilapatite çevrilir. Termal iletkenliği, ışığı kırma özelliği, yoğunluğu doğal mineye benzer bulunmuştur (Erçoban 1998, Coşkun ve Yaluğ 2002).

1.1.4. Refraktör day'lar üzerinde fırınlanan seramikler

Hi-Ceram

Southan ve Jorgensen tarafından ilk kez 1972'de, ısıya dayanıklı day üzerinde Alumina porseleni Pt yaprak kullanmaksızın fırınlanarak elde edilmiştir. Kimyasal yapısı, geleneksel Alumina kor yapısına benzer, ancak daha fazla Alumina içerir. Teknikte kor porseleni doğrudan erimez bir day materyali üzerinde pişirilmekte, dentin ve mine ise daha sonra bilinen yöntemlerle kor üzerinde fırınlanmaktadır (Alkumru ve Kedici 1988, Coşkun ve Yaluğ 2002). Hi-Ceram kor materyali, geleneksel porselenden %25 daha serttir. Teknikte kullanılan day materyali, kor porseleni ve bunun üzerinde pişirilen porselen ile eşit ısısal genleşme katsayısına sahip olduğundan, Hi-Ceram kor porseleninin fırınlanmasına olanak verir (Burke ve ark 1995, Yüksel ve ark 2000, Ural 2011). Geleneksel seramik materyalinden % 25 oranında daha sert ve bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 155 MPa olarak bildirilmiştir (Yüksel ve ark 2000, Bayındır ve Uzun 2007).

In-Ceram

%90 Al_2O_3 içeren bir kor materyali olan In-Ceram sistemi 1989 yılında Dr. Mickael Sadoun tarafından Fransa'da geliştirilmiştir (Pera ve ark 1994). Anterior kron-köprü ve posterior kron yapımı için yeterli dayanıklılık ve sertliğe sahiptir (Şenyılmaz ve ark 2004, Toksavul ve ark 2009).

İnce grenli Al_2O_3 'in ince cam tabakasıyla birbirine kaynaşmış, homojen ve pörözsüz yapıya sahip olan In-Ceram, bugüne kadar kullanılan dental porselen materyallerinden daha yüksek eğilme dayanıklılığına sahiptir (Hondrum 1992, Probster ve Diehl 1992, Sulaiman ve ark 1997, Coşkun ve Yaluğ 2002).

İnce grenli alumina partikülleri içeren hamurdan bir kor hazırlanarak ısıya dayanıklı day üzerinde yüksek ısılı özel bir fırında uzun süren fırınlama işlemine tabi tutulur (Probster 1993, Kelly ve ark 1996, Chong ve ark 2002). Ancak kor yapı içeriğindeki alumina partikülleri arasında kalan boşluklardan dolayı dayanıksızdır ve bu pöröz yapının direnci 6-10 MPa civarındadır. Kalan bu boşluklar cam

infiltrasyonu ile doldurulur ve partiküllerin kaynaşması sağlanarak dayanıklılık artırılmış olur (Pera ve ark 1994, Haselton ve ark 2000).

In-Ceram sisteminde, kor alt yapının pişirilme süresi diğer cam seramiklerle karşılaştırıldığında daha uzun süre almaktadır. Isı uygulaması ile partiküllerin birbirine yapışması için 1120C° de 10 saat beklenir ve alumina partikülleri kısmen birbirine yapışarak pörözlü bir alt yapı oluşturur. Pörözlü alt yapıya ısısal olarak uyumlu cam infiltrasyonu 1100C° de 4 saat sürede gerçekleştirilir. Bu işlem sırasında erimiş cam, gözenekler arasına nüfuz eder ve ince grenli alumina partiküllerini sarar. Restorasyonun son şekli güçlendirilmiş kor yapı üzerine bu yapı ile ısısal genleşme katsayısı uyumlu seramik materyalinin istenilen renk kontürü elde etmek amacı ile konvansiyonel toz-likit tekniği ile uygulanır (Zaimoğlu ve Can 2004).

In-Ceram alümina, yaklaşık olarak 446 MPa yatay bükülme direnci göstermektedir. Alümina yerine spinel ($MgAl_2O_4$) ve zirkonya kullanılarak benzeri girişimler yapılmıştır. In-Ceram Spinel dentinin translusensi özelliklerini sergilediği için alüminaya göre daha estetik fakat direnci daha düşüktür (350 MPa). In-Ceram Zirkonya'da ise Alumina'ya %33'lük Zirkonya ilavesi ile In-ceram Aluminadan daha yüksek bükülme direnci (700 MPa) elde edilmiştir (Öykü 2010).

Optec

Lösit kristallerinden oluşan ve kor kullanılmaksızın tam porselen kron yapımında kullanılan bir başka sistem de Optec'dir (Hondrum 1992, Wall ve Cipra 1992, Yoshinari ve Derand 1994, Gökçe 1999). Sulu kıvamda hazırlanarak ısıya dayanıklı day üzerinde şekillendirilir. Bir kor materyali olmayan bu sistem daha sonra fırınlanarak (1035C°) son haline getirilir (Wall ve Cipra 1992, Williamson ve ark 1996, Gökçe 1999).

Avantaj olarak üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi söz konusu iken dezavantajı yarı şeffaf bir yapı sergilemesi nedeni ile estetik sağlamak güçtür (Çuhadaroğlu 1977, Yüksel 1996).

Mirage

Zirkonyum oksit kristalleriyle güçlendirilmiş kor porselenidir (Chameleon Dental, A.B.D) (Burke ve Watts 1994).

1.1.5. Bilgisayar destekli tam seramik sistemleri

I) Lössit esashılar

ProCAD

ProCAD IPS Empress ailesinden optimize lösit destekli cam seramik materyalidir. Lössit, KAlSi_2O_6 kristal faz ve $4\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ 'den oluşan cam seramik sisteminden oluşur. Mekanik dayanıklılık, translusentlik ve yüksek termal ekspansiyon katsayısı gibi istenilen özelliklerin oluşması için bu kristaller, spesifik boyutta uniform olarak dağılmış ve artmıştır. Kristaller materyal içerisindeki fazlalığı ile pöröz yapıyı minimize ederler. Bu materyal Cerec sistemi için bloklar halinde üretilmektedir (Ivoclar-Vivadent 2002).

II) Alüminyum oksit esashılar

In-Ceram Alumina

In-Ceram alumina sistemi 1989 yılında tanıtılmış ve alümina altyapının şekillendirilip fırınlanmasını takiben içerisine cam infiltre edilme esasına dayanır. In-ceram Alumina seramik sistemi %99.56 saf alümina içeriği ile anterior ve posterior bölgede üç üye köprü ve tek kuron restorasyonlarının yapımına izin vermektedir (Kelly ve ark 1996, Conrad ve ark 2007).

Işığın tam geçişine izin vermeyen yarı opak yapısından dolayı estetik açıdan sınırlamalar içerir (Heffernan ve ark 2002). Kopingler üzerine feldspatik porselen ile işlenen In-Ceram alüminanın bükülme direnci 236-600 MPa, kırık direnci ise 3.1-4.61 MPa arasındadır (Giordano ve ark 1995).

In-Ceram Spinel

Alüminyum oksit yerine spinel (magnezyum-alümina) eklenmesi ile oluşturulan bu sistem daha translusens hale gelmiştir. Kristalin özellikteki spinel, izotropik optik özellikler sağlar ve alüminaya kıyasla düşük kırılma indisine sahiptir. Bununla birlikte spinel içerikli kor seramiği alümina içerikli sisteme göre sağlam bir yapı değildir (350 MPa). Estetik kaygıların ön plana çıktığı anterior bölge tek kron yapımında kullanılmaktadır (Kelly ve ark 1996).

III) Zirkonyum oksit esaslılar

In-Ceram Zirkonyum

Zirkonyum oksit alt yapı ile güçlendirilen In-Ceram Zirkonya adı verilen bu seramik sistemi orijinal In-Ceram alümina sisteminin %35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ile cam infiltre edilmiş alümina içeren bir modifikasyonudur (Sundh ve Sjogren 2004).

Bu seramik sistemi, kor yapıdaki opasiteden kaynaklanan estetik sınırlamalardan dolayı posterior bölgedeki kron ve köprü restorasyonları için tavsiye edilir (McLaren ve White 2000). In-Ceram zirkonya seramik materyalinin bükülme direnci 421-800 MPa, kırılma direnci ise 6-8 MPa arasındadır (Guazzato ve ark 2005).

DC Zirkon (DZ)

Sıcak basınçta tamamen sinterlenmiş % 5 mol Y_2O_3 içeren yitriyum-stabilize tetragonal polikristalin zirkonyum (Y-TZP)'dir (Tinschert ve ark 2001).

DC Zirkon (YZ)

Yapısında % 3 mol Y_2O_3 bulunduran yitriyum-stabilize tetragonal polikristalin zirkonyum (Y-TZP)'dir (Tinschert ve ark 2001).

1.2. Tam Seramik Kronların Simantasyonu

Klinik başarıyı etkileyen en önemli aşamalardan bir tanesi tam seramik kronların simantasyonudur. doğası gereği metal bir alt yapı barındırmayan ve oldukça kırılğan olan tam seramik kronların kullanılan siman, restorasyon ile diş arasında tampon görevi görerek ağız içerisindeki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlere karşı restorasyonu güçlendirir ve kırılmasını önler (Blatz ve ark 2003).

1.2.1. Dental Adeziv Sistemler

Rezin simanlar, indirekt porselen ve kompozit restorasyonların mine ve dentine simante edilmesinde kullanılan laboratuvar ortamında hazırlanan en uygun materyallerdir (Blatz ve ark 2003). Bu kanıya, yapılan klinik çalışmalar, diğer tip simanlarla ve rezin simanlarla yapıştırılan restorasyonların kırılma direncini ölçen karşılaştırmalı laboratuvar çalışmaları, rezin simanların mikrosızıntısını değerlendiren laboratuvar çalışmaları yapılarak varılmıştır (Blatz 2002, Pospiech 2002, Blatz ve ark 2003).

Farklı yapılara bağlanabilen, dayanıklılığı yüksek ve çözünürlüğü düşük rezin simanlar, rezin kompozit/seramik/fiberle kuvvetlendirilmiş kompozit inley, onley, lamina, kron ve köprülerin simantasyonunda başarıyla kullanılırlar (Jacobsen ve Rees 1992, Diaz-Arnold ve ark 1999, van Dijken ve ark 1999, Kramer ve ark 2000).

İdeal bir rezin simanın özellikleri:

1. In vitro ve in vivo yüksek bağlanma gücü olmalı
2. Dentin kanalcıklarını tamamen örtmeli
3. Uzun dönemde başarısını kanıtlamış olmalı
4. Boşluk bırakmamalı, sızıntı oluşturmamalı ve nemli yüzeylere bağlanabilmeli
5. Biyolojik olarak uyumlu olmalı
6. 20µ'dan daha az film kalınlığı olmalı

7. Kimyasal olarak sertleşmeli veya hem kimyasal hem ışıkla sertleşmeli (dual cure)
8. Devamlı bir bağlanma sağlamalı
9. Çeşitli yüzeylere bağlanabilmeli (mine, dentin, sement, kompozit, porselen ve metal)
10. Klinik olarak manüplasyonu uygun olmalıdır (Alaçam ve ark 1998).

Rezin simanlar optimum renk karakteristiklerine ve yüksek dayanıklılığa sahiptir (Kramer ve ark 2000). Termal genleşme katsayısı uyumsuzluğuna bağlı kenar sızıntısı, polimerizasyon büzülmesi ve postoperatif hassasiyet ise önemli dezavantajlardır (Öztürk ve Aykent 2001).

Kompozit rezin simanların yapısı üç fazdan oluşur:

Organik Matriks

Esas olarak yüksek moleküllü monomerlerin, viskoziteyi kontrol eden düşük moleküllü monomerler ile karışımından oluşan organik matriks fazı bu monomerlere ek olarak kimyasal başlatıcılar veya ışık-aktivatörler ve yeterli kullanma zamanı sağlayan inhibitörler gibi maddeler de bulundurulur (Pekperdahcı 2009).

Bis-GMA (Bis-phenol-A-diglycidymethacrylate) veya UDMA (üretan dimetakrilat)'dan oluşan bu faza hem Bis-GMA hem de UDMA aşırı viskozitesinden dolayı viskoziteyi azaltmak için TEG-DMA (triethilen glikol dimetakrilat) ilave edilmiştir. UDMA, renk değişimine daha dirençli olup, iyi adezyon sağlar (Didier ve Spreafico 1999). Yine 2 hidroksi etil metakrilat (HEMA) da viskoziteyi azaltmak ve dentine bağlanmayı arttırmak amacı ile yapıya eklenmiştir (Anusavice 2003).

İnorganik Faz

Bu faz organik matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum, alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve

yttrium cam ve baryum-aluminyum silikat gibi doldurucu partiküllerden oluşur. Bunlardan yüksek atom ağırlıklı stronsiyum, baryum, zirkonyum ve ytterbiyum elementleri radyoopasiteyi sağlarken silika partikülleri ise kompozitin mekanik özelliklerini güçlendirmenin yanı sıra ışığın geçirgenliğini ve yayılmasını sağlarlar (White ve Yu 1993, Hickel ve ark 1998).

Kompozit rezin yapıştırma simanlarında doldurucu tipi göz önüne alınarak bir sınıflama yapılırsa; makro dolduruculu, midi dolduruculu (fine particle), mikro dolduruculu (micro fine particle) ve hibrit olmak üzere dört ana grup altında toplanır. Makro dolduruculu kompozit rezinler, ortalama büyüklüğü 15–35 µm olan doldurucu içerirler. Midi dolduruculu kompozit rezinler, ortalama büyüklüğü 0,5–3,0 µm olan partikül içerirler. Mikrodolduruculu kompozit rezinler ise ortalama büyüklüğü 0.01–0,12 µm olan partikül içerirler. Son yıllarda kullanıma giren nanodolduruculu kompozitler de sınıflamada yer almıştır. Bu kompozitlerin doldurucu büyüklüğü ise 0,005-0,01 arasındadır (O’Brien 1997, Rosenstiel ve ark 1998).

Rezin simanlarda; doldurucu partiküllerin boyutu ve oranı azaldıkça materyalin akışkanlığı, yüzeyi ıslatabilme kapasitesi, restorasyonun yerine konumlandırılmasında sağladığı kolaylık ve estetik özellikleri artarken, bağlanma dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir (Kato ve ark 2000, Kramer ve ark 2000, Blatz ve ark 2003).

Ara Faz

Ara yüzey fazı, organik ve inorganik fazı birbirine bağlayan, metakriloksi propiltrimetoksi silan olarak adlandırılan, vinyl-silane türevidir. Bu çift fonksiyonlu bağlayıcı ajan, rezin matriks ve doldurucu arasında güvenilir bir bağlanma sağlar. Bir taraftan organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparken, diğer taraftan doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksil gruplarıyla ester bağları oluştururlar. Başka bir deyişle, doldurucu partikülleri kimyasal olarak rezin matrikse bağlarlar. Silan bağlama ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül arayüzeyi boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar ve rezinin çözünürlüğü ile su emilimini azaltır (Rueggeberg 2002, Anusavice 2003).

Rezin matriksden dolduruculara stresin taşınmasına izin veren ve kompozit rezin materyalin bütünlüğünü sağlayan bu silan tabakası önemli bir bileşendir. Çiğneme kuvvetine maruz kalan bölgelerde, fonksiyon sonucu oluşan, aşınma ve yorgunluk gibi etkenlerde, matriks ile doldurucu arasındaki kimyasal bağlanma önem kazanır. Kompozit rezin materyalin yapım aşamasında, matriks ile doldurucu arasındaki kimyasal bağlanmayı güçlendirmek için, doldurucu partikül yüzeyleri asit ile pürüzlendirilir ve rezin ile karıştırıldığında güvenilir mikro-mekanik bağlanma oluşur (Blatz ve ark 2003, Bottino ve ark 2005)

Kompozit rezinler kimyasal aktivasyon, ışık veya ısı gibi dış kaynaklı enerji ile oluşan serbest radikallerin başlattığı ilave mekanizmalar ile polimerize olurlar.

1.2.2. Kimyasal yolla sertleşen rezin siman

Rezin simanların kimyasal, ışıkla ya da her iki şekilde sertleşen tipleri mevcuttur (Diaz-Arnold ve ark 1999). Kimyasal sertleşen tipleri iki pattan oluşur (Resim 1.1). Bir tüpte benzoil peroksit başlatıcı, diğerinde ise tersiyer amin aktivatör bulunur. Karıştırmayı takiben amin benzoil peroksitle reaksiyona girerken serbest radikaller oluşturur. Böylece polimerizasyon başlar (van Dijken ve ark 1999). İçeriğindeki BIS-GMA ve amin grubuna bağlı olarak zamanla renk değiştirme eğilimindedirler. Kimyasal sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanı, rezin bağlantılı köprülerin ve postların yapıştırılmasında kullanılır. Rezin bağlantılı köprülerin, destek dişlerinde yer alan metal tutucu unsurların, destek dişlerin ön yüzeyinden bakıldığında, estetik kusur yaratacak koyu renkte yansıma vermesini engellemek için opak yapıda olanları tercih edilmelidir. Bu simanların, kıymetsiz metal veya kalay kaplanmış alaşımlarla, kimyasal tutunma sağladığı ifade edilmiştir (Burke ve McCaughey 1993). Rezin bağlantılı protezler, makromekanik olarak tutunan protez tipleri olup, yapıştırma simanı sadece protez marjinlerinde açıkta kalmaktadır, daha az doldurucu içeren ve dolayısıyla 40 µm'dan daha düşük film kalınlığı oluşturan, mikrodolduruculu kompozit rezin yapıştırma simanı kullanımı tavsiye edilmektedir. 40 µm'den daha büyük film kalınlığına sahip simanların, restorasyonun tamamen yerine oturmasını engelleyeceği ve kütleli siman yapısının erken başarısızlığa neden olacağı belirtilmiştir (Burke ve McCaughey 1993). Kalay elektrokaplama veya silisyum kaplama işlemlerinin, simanın bağlanma direncini

artırdığı tesbit edilmiştir. Bunlara ilaveten, çok az miktarda berilyum içeren Nikel/krom alaşımlarının, kimyasal sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanları ile en yüksek bağlanma direnci gösterdiği bulunmuştur. Ancak berilyumun karsinojen etkisi özellikle metal alt yapı üzerinde çalışan teknisyenler düşünülerek, berilyum içeren alaşımlarla çalışmaktan vazgeçilmiştir (Sorensen ve Munksgaard 1996). Panavia Ex ve Superbond kimyasal polimerize olan rezin simanlar, sadece kumlama yapılmış metal alt yapılar ile beraber çok başarılı kullanılmaktadır (Burke ve McCaughey 1993). Klinikte uygulanan 400 adet adeziv köprünün başarı oranını değerlendiren bir çalışmada, metal iç yüzeyinin kumlamasını takiben Panavia ile yapıştırılan grup, elektrokimyasal olarak pürüzlendirilen ve başka rezin siman ile yapıştırılan Maryland köprülerden daha iyi sonuçlar vermiştir (Sorensen ve Munksgaard 1996).



Resim 1.1 Kimyasal polimerize olan rezin simanlara bir örnek

Kullanım alanları:

- 1) Metal ve metal-seramik restorasyonların simantasyonunda (PFM) (Burke ve McCaughey 1993)
- 2) İnley, onley, kron, köprü, endodontik postların simantasyonunda
- 3) Tam seramik restorasyonların simantasyonunda (silikat)
- 4) Güçlendirilmiş tam seramik restorasyonların simantasyonunda (zirkonyum ve alüminyum oksit)
- 5) İmplant destekli kron ve köprülerin simantasyonunda (Burke ve McCaughey 1993)

6) Kompozit ve fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC) simantasyonunda kullanılır (Sorensen ve Munksgaard 1996).

1.2.3. Işıklı polimerize olan rezin simanlar (light-cure)

Günümüzde yapıştırma simanı olarak kullanılan mikrodolduruculu ve hibrit kompozitlerin çoğu ışık ile polimerize olmakta (Resim 1.2) ve Urethane dimetakrilat rezin matriks içermektedir. Bu nedenlerle renk stabiliteyi daha iyidir. Işıklı sertleşen rezin simanlarda ise ışığa duyarlı başlatıcılar ve amin aktivatörler içeren tek pasta bulunur ve optimum 468 nm dalga boyundaki ışığa maruz kaldıklarında ışığa duyarlı başlatıcılar amin ile reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatırlar. Işıklı sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanı, sertleşmesi için, ışığa duyarlı materyal olan kamforokinon içerir. Restorasyon iç yüzeyleri kumlama veya asit ile pürüzlendirilebilen, porselen laminate veneer uygulamalarının yapıştırılmasında ve porselen tamirlerinde kullanılır. Çift fonksiyonlu primer olan silan uygulaması porselen ile rezin esaslı bağlayıcı ajan arasındaki bağlanmayı kuvvetlendirecektir. Restorasyon iç yüzeylerinin hidroflorik asit ile pürüzlendirilmesi ve silan bağlayıcı ajan uygulamasının bağlanma direncini yaklaşık % 20 oranında artırdığı tespit edilmiştir. Bu yapıştırma simanlarının iyi ıslatma kapasitesi, mekanik dayanıklılık, aşınma ve çözünmeye direnç, renk stabilitesi ve toksik olmama gibi ideal özelliklere sahip olması arzu edilmektedir. Simanın yerleştirilmesinden önce, asitle pürüzlendirilmiş mine ve porselen yüzeylerinin ıslatılabilmesini artırmak ve simanın penetrasyonunu sağlamak için düşük viskozitede doldurulmamış Bis-GMA rezin kullanılması gereklidir. Kesim derinliği dentine kadar inen vakalarda tüm pürüzlendirme tekniği ve dentin bağlayıcı sistemlerden biri mutlaka, ışıklı sertleşen kompozit rezin siman uygulamasından önce hem dişe hem porselen iç yüzeyine uygulanmalıdır. Dentin bağlayıcı ajan olarak düşük film kalınlığı olan bir adeziv sistem seçilmelidir, aksi halde porselen laminate veneerin uyumu olumsuz yönde etkilenecektir (Burke ve McCaughey 1993). Kesim derinliği mine sınırları içinde yer alan, adeziv sistem ve ışıklı sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanı kullanılarak yapıştırılan porselen laminate veneerlerin 5-6 yıl gibi uzun süreli başarılı klinik kullanımları ispat edilmiştir (Tam ve McComb 1991, Peumans ve ark 1998). Tam ve McComb (1991), 6 adet

ışıkla sertleşen kompozit rezin simanın makaslama bağlanma direncini, pürüzlendirilmiş porselen ve kompozit rezin veneerler üzerinde test etmişler. Porselen siman bağlanma direncini 17 MPa olarak rezin veneer/rezin siman bağlanma direncinden iki kat fazla tespit etmişlerdir. Farklı pürüzlendirme tekniklerinin, iki farklı kompozit inley ve kompozit rezin yapıştırma simanları arasındaki bağlanma direncini karşılaştıran bir çalışmada, kompozit inley ve yapıştırma simanlarında optimal bağlanma tespit edilmemiştir. Bu bilgilerin ışığı altında, ya kum ya da asit uygulaması ile iç yüzeyleri pürüzlendirilebilen porselen sistemleri ile oluşturulan restorasyonların kompozit rezin ile simante edilmesinin daha doğru olacağı ifade edilmektedir (Shortall ve ark 1996).

Ancak ışıkla sertleşen yapıştırıcı kompozitin polimerizasyonu için porselen veneer altına ışık geçişinin yeterli olması gerekir (Blackman ve ark 1990, Linden ve ark 1991). 0,7 mm.den daha kalın porselenler için ışıkla sertleşen rezin kompozitler maximum sertliğe ulaşamaz. Bu durumlar için kimyasal ve ışıkla sertleşen dual-cure yapıştırıcı kompozit tavsiye edilir. Bu yapıştırıcı ajanlar ile daha güçlü bağlantı oluşturulabilir (Linden ve ark 1991). Dual-sertleşen rezin simanlar için bildirilen sertlik değerleri, polimerizasyon derecesi daha fazla olduğu için ışıkla sertleşen yapıştırıcı kompozitten daha yüksektir (Linden ve ark 1991). Zaimoğlu ve Kılıçarslan (1999), dual rezinlerin ışıkla sertleşen rezinlere göre mine ve dentine daha iyi bağlantı yaptıklarını belirtmişlerdir.



Resim 1.2 Işıkla polimerize rezin siman

Kullanım alanları:

1) Laminate veneerler

2) Porselen inley, onley, kron, köprü ve adeziv splintlerde kullanılmak

üzere geliştirilmiştir (Tam ve McComb 1991, Peumans ve ark 1998).

1.2.4. Hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanlar (dual-cure)

Dual-sertleşen sistemlerde iki sertleşme mekanizması birlikte kullanılır (Anusavice 2003). Dual sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanı, iç yüzeyleri kum veya asit ile pürüzlendirilebilen, porselen inley, onley veya metal desteksiz porselen kronların yapıştırılmasında kullanılır. Işıkla sertleşmenin tamamlanamayacağı şüphesi olan kalın ve opak yapıda hazırlanmış porselen restorasyonların yapıştırılmasında da tercih edilebilir. Dual sertleşen simanlar baz ve katalist olmak üzere iki şırınga şeklinde kullanıma sunulmuştur. Sadece baz kısmı kullanıldığında, ışıkla sertleşen kompozit rezin siman görevini görür. Katalist kısmı tek başına sertleşmeyeceği için baz kısmı olmadan kullanılmaz. Dual sertleşen simanın baz kısmında, kamforokinon, ışığa hassas sertleştiricisi; katalist kısmında amin/peroksit, kimyasal sertleştiricisi vardır. Yavaş işleyen amin/peroksit sistem, simanda erken sertleşmeleri engeller ve restorasyon yerine yerleştirildikten sonra, artık simanın uzaklaştırılmasına olanak sağlar. Işıkla sertleştirme işlemi yapıldıktan sonra kimyasal polimerizasyon yavaş bir şekilde devam eder ve maksimum sertleşme en az 24 saat içinde tamamlanır (Burke ve McCaughey 1993). Dual sertleşen simanlarda, opak renkte siman seçildiğinde, ışıkla sertleşme için gerekli olan ışığın daha etkili olması için, ışıkla sertleştirme süresini artırmak gerekmektedir. Yapılan bir çalışmada, ışığı ileten arayüz kamalarının, simanın interproksimal sertleşmesinde çok az etkisi olduğu bulunmuştur (Hasegawa ve ark 1991). Metal desteksiz porselen kron yapıştırılmasında dual sertleşen siman tercih edildiğinde, yarı şeffaf siman seçimi daha estetik sonuçlar verecektir. Adeziv sistem ve dual sertleşen kompozit rezin kullanılarak yapıştırılan kronların prepare edilmiş alt yapıya, geleneksel simanlara nazaran daha kuvvetli tutunduğu bilinmektedir. Ancak burada unutulmaması gereken husus metal desteksiz porselen kronun kor yapısının

özelliğidir; örneğin cam infiltre kor yapıya sahip In Ceram sistem yapısından dolayı pürüzlendirilemeyecektir veya camsı yapıya sahip dökülebilir cam seramiklerden Dicor sistemin iç yüzeyinin pürüzlendirilmesi için, hidroflorik asitten daha farklı yapıda asit solusyonu kullanılmalıdır. Özellikle kimyasal veya dual sertleşen kompozit rezin simanlarda, siman yüzeyinde oksijen varlığı simanın polimerizasyonunu olumsuz yönde etkiler. Siman yüzeyinde oksijentutan tabaka oluşumunu engellemek için, restorasyon yerine yerleştirildikten ve artık siman uzaklaştırıldıktan sonra kavite marjinlerine gliserin jel uygulanmalıdır. Bu amaçla kullanılan ürünler, Airblock veya Oxygard ticari adı altında bulunabilir. Bu uygulama restorasyonlarda daha iyi bir marjinal adaptasyon sağlamanın yanısıra simanın aşınmaya karşı direncini artırır (Burke ve McCaughey 1993).

Uygulama alanları:

- 1)Porselen, seromer / FRC ve kompozit restorasyonların (inley, onley, kron ve veneerler)
- 2) Metal desteksiz köprüler, adeziv simantasyonunda kullanılır (Burke ve McCaughey 1993).

1.2.5. Seramik-Rezin Arasındaki Bağlanma

Mekanik ve Mikromekanik Bağlantı

Metal altyapıyı elimine ederek seramik sistemleri geliştirmek ve yansıtılan ışığın optimal dağılımını sağlamak için sayısız girişimde bulunmuştur. Yeni seramik sistemler lösitle (Kon ve ark 1994, Seghi ve ark 1995, Seghi ve Sorensen 1995, Denry ve ark 1996, Mackert ve Russell 1996, Mackert ve ark 2000), sinterlenmiş alümina içerisine cam infiltrasyonu ile (Probster ve Diehl 1992, Sadoun ve Asmussen 1994), yüksek saflıkta alümina ile (Andersson ve Oden 1993) zirkonyum dioksit ile güçlendirilmiş seramik korlar içermektedir.

Seramik yüzeylerinin elmas frezlerle aşındırılması ile mekanik bağlantı sağlamak mümkündür (Blatz ve ark 2003, Attia ve Kern 2004). Ancak frezlerle yapılan pürüzlendirme işlemi, seramiklerin parçalanmasına neden olarak restorasyonların uyumunu kötü etkiler (Attia ve Kern 2004, Kamada ve ark 2007).

Seramik yüzeylerinin kumlanması veya asitle pürüzlendirilmesi ile mikromekanik bağlantı sağlanır. Asitle yapılan pürüzlendirme işlemi ile gerçek bir mikroretansiyon sağlanırken kumlama ile sadece kaba yüzeyler elde edilir. Kumlama işleminde marjinlerinin zarar görme riski yüksektir (Crispin ve ark 1994, Didier ve Spreafico 1999).

Bununla birlikte seramik yüzeye simanın bağlanma dayanıklılığını artırmak için, rezin-seramik bağlanmasını kolaylaştıran birkaç teknik rapor edilmiştir. Bağlanma dayanıklılığını artırmak için restorasyonun iç yüzüne hidroflorik asitle pürüzlendirme uygulanıp bunu takiben silan bağlantı ajanı uygulanması en iyi bilinen ve tavsiye edilen metoddur. HF asit, kompozit rezinin bağlanması için feldspatik seramikleri pürüzlendirmede etkili olmasına rağmen (Stangel ve ark 1987, Thurmond ve ark 1994, Tylka ve Stewart 1994), ne bu solusyonlarla asitleme ne de silan eklenmesi bazı yeni seramiklere yeterli rezin bağlanmasıyla sonuçlanmaz (Rosenstiel ve ark 1993, Wolf ve ark 1993, Kern ve Thompson 1995).

Özellikle yüksek alümina (Lu ve ark 2001, Özcan ve ark 2001) ya da zirkon seramikler (Kern ve Wegner 1998, Derand ve Derand 2000) HF asitle pürüzlendirilemezler çünkü bu seramikler silikon dioksit (silika) fazı içermezler. Bu sebeple bu tip seramiklerde pürüzlendirme için özel sistemler endikedir (Özcan ve ark 1998). Adeziv dişhekimliğindeki gelişmeler, yüksek bağlanma dayanımına ulaşmak için bonding öncesi yüzeyin hava partikülleriyle abrazyonunu gerektiren, modern yüzey işlem metodlarını ortaya çıkarmıştır. Benzer bir diğer sistem olan silika kaplama tekniğinde, yüzeyler silika ile modifiye alüminyum trioksit partikülleriyle abraze edilir (Asmussen ve Peutzfeldt 1998, Özcan ve ark 1998, Özcan ve Niedermeier 2002).

Hidroflorik asit (HF) ya da Amonyum bifluorid solüsyonları ile uygun yüzey yapısı ve pürüzlülük elde edilebilir (Chen ve ark 1998). Uygulanan asit ile yüzey

enerjisi arttırılır. Yüzey enerjisindeki artış seramiğin yapısına, asitin konsantrasyonuna ve uygulanma süresine göre değişir (Crispin ve ark 1994, Didier ve Spreafico 1999).

HF asit seramik matriksin camı fazının çözünmesi yoluyla yüzeyde çukurcuklar oluşturmaktadır. Asitlenmiş yüzeye silan uygulanması ıslanabilirliği arttırmakta ve seramikle rezin siman arasında kovalent bağlantı kurulmasını sağlamaktadır.

% 2,5 ve % 10'luk HF solüsyonunun 2-3 dk uygulanmasının oldukça başarılı olduğu görülmüştür (Chen ve ark 1998, Blatz ve ark 2003). Asit uygulanması sonucu oluşan mikropörezitelerin şekillenmesinde lösit kristallerinin sayısı büyüklüğü ve dağılımının etkisi vardır (Barghi 2000).

Bazı düşük ısı seramikleri ve cam seramikler, HF asit uygulanması ile büyük oranda tutucu mikropörezitelerin oluşmasını önleyen yalnızca minimal miktarda lösit kristalleri içerirler (Kamada ve ark 1998). Lössit destekli feldspatik seramik olan IPS Empress için % 9'luk HF asitin 60 sn uygulanması oldukça başarılı bulunmuştur (Blatz ve ark 2003).

Yüksek oranda kristalin yapı içeren lityum disilikat cam seramik olan IPS Empress 2, seramik mikro yapısının, kompozit-seramik bağlantı bölgesinin kırılma direnci üzerine önemli etkisinin olduğu görülmüştür (Della Bona ve ark 2000)(Della Bona ve ark 2000).

Kato ve ark (2000), farklı asit ajanları ile aşındırma işlemlerini karşılaştırmışlar, HF asit ve silfürük asit-HF kombinasyonunun yüksek ve sürekli bağlantı dayanıklılığı sağladığını bulmuşlardır.

Kimyasal Bağlantı

Kimyasal bağlantı, pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine silan uygulanması ile sağlanır. Silan, kovalent ve hidrojen bağlar oluşturarak seramik yüzeylere çok iyi bağlanan bir moleküldür. Bağlanma işlemi sırasında silan molekülleri seramik

yüzeyine paralel olarak yönlenir. Bu şekilde bir davranış göstermesi seramik yüzeyine hem hidrofobik hem de organofilik özellik kazandırır. Yüzeyin hidrofobik olması hidrolitik bozunmayı önlerken, organofilik özellik göstermesi de seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırır. Seramik yüzeyine asit uygulandıktan sonra silan solüsyonu uygulanır ve çözücüsü buharlaşarak uzaklaştıktan sonra rezin siman ile yapıştırılır. Silan, nem kontaminasyonuna çok hassas ve raf ömrü çok kısa olan bir maddedir (Didier ve Spreafico 1999, Degrange ve Roulet 2000).

Seramik yüzeyine silika kaplı alümina partiküllerinin basınçla katılması sonucu oluşan silika modifiye yüzey, kimyasal olarak daha reaktiftir. Silan molekülleri ilgili metoksi grupları ($-\text{Si}-\text{O}-\text{CH}_3$) üç silanol grup ($-\text{Si}-\text{OH}$) oluşturmak için suyla tepkimeye girerler. Sonrasında silanol grupları silika yüzeyiyle siloksan ağı oluşturmak için tepkimeye girer. Silan moleküllerinin monomerik uçları adeziv rezinin metakrilat gruplarıyla tepkimeye girer. Silan bağlanma ajanları alüminaya iyi bağlanmadığından, seramiklere rezin kompozitin bağlanma dayanıklılığı daha iyi bulundu. (Kern ve ark1995). Bununla birlikte, alümina ve zirkonya seramiklere cam infiltre edilirken, seramik matriks elde etmek için yüksek sıcaklıkta birlikte eritilirler. Seramiklerin kimyasal komponentleri (Li_2O , Na_2O , K_2O , CaO , MgO) bir diğerine seramik materyal yüzeyindeki hidroksil gruplarla güçlü kovalent bağları oluşturarak bağlanır (Shimada ve ark 2002). Yüzey asitle pürüzlendirilip yıkandığında yüzeyde daha fazla hidroksil grubu oluşur ve ayrıca mikro-mekanik retansiyonu artar.

Dahası, silanın metoksi grupları, siloksan ağı oluşturmak için yüzey hidroksil gruplarıyla sırayla tepkimeye girecek olan silanol gruplarını şekillendirmek için suyla tepkimeye girerler. Bir polimer ve çapraz bağlı olmayan siloksan/ tepkimeye girmeyen silanol köprüler arasında kontak sağlanırsa, bağlanma kopolimer formasyonu ve metakrilat gruplar aracılığıyla interpenetre polimer ağını içeren birkaç form alabilir (Kallio ve ark 2001, Hooshmand ve ark 2002). Adeziv monomerlerden oluşan interfaz alanda siloksan yapının artmış çapraz yapısı daha yüksek bağlanma dayanıklılığı sağlar ve neme direnci artırır. Adeziv silan monomerinin bir diğer fonksiyonu yapı yüzeyinin daha iyi ıslanmasını sağlamaktır (Kallio ve ark 2001). Farklı seramiklerde çeşitli tipte yüzey değiştirme işlemlerinin avantajlarını gösteren karşılaştırmalı çalışmalar olmasına rağmen (Bailey ve Bennett 1988, Sorensen ve ark

1991, Kern ve Thompson 1994, Isidor ve ark 1995, Wood ve ark 1997, Awliya ve ark 1998, Thompson ve ark 1998, Blixt ve ark 2000, Madani ve ark 2000), kullanılan siman ve seramiklere bağlı optimum bağlanma dayanıklılığı için en iyi yüzey değiştirme metodu konusunda literatürde bir konsensus yoktur. Bu nedenle bu çalışmanın amaçları, bugünkü yüzey değiştirme metodlarının seramik yüzeyine kompozit rezin simanın bağlanma dayanıklılığı üzerindeki etkisini değerlendirmek ve simantasyon öncesi seramiklerde kullanılan optimum yüzey değiştirme işlemini tanımlamaktır.

1.3. Bağlanma Testleri

Invitro koşullarda rezin-seramik bağlanma dayanımını ölçmede pek çok test yöntemi tanımlanmıştır.

1.3.1. Makaslama (Shear) Testi

Yapıştırma sistemlerinin kesme kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, genelde tabanı bir silindir içine gömülmüş örneğe bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu yük tespit edilir. Örnekler makine içinde özel bir parça kullanılarak sabitlenir ve dış yüzeyine paralel olarak belli bir hızla hareket eden makaslama ucu yardımı ile kırılır.

Sonuç değerini etkileyen parametrelerden biri yükün uygulandığı hızdır. Elastik materyallere yük uygulama hızı, kırılğan materyallere yük uygulama hızından daha yüksek olabilir. Bağlantı testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0,5 mm/dk olup bağlanma dayanımı ise uygulanan kuvvetlerin birim alana bölünmesi ile pound/inç², kg/cm², MN/m² veya N/mm², MPa olarak ifade edilebilir (Üşümez 2001, Retief 1991).

1.3.2. Çekme (Tensile) Testi

Bağlanan yüzeyler birbirinden ayrılana kadar çekme kuvvetinin uygulandığı çekme testinde materyaller dik olarak uygulanan kuvvetle kırılmaktadır. Örneklerin yapıştırılması ve testin uygulanması sırasında düzgün olmayan arayüz şekline bağlı oluşabilecek stresleri önleyebilmek için test cihazının hizasının korunması bu testteki

temel problemdir. Bu dezavantajından dolayı mikrotensile testi günümüzde çekme testine göre daha çok tercih edilmektedir (Oilo 1993).

1.3.3. Micro Tensile Testi

Bu testte kesitleri elde edebilmek için 2 yöntem vardır;

1. Örneklerden dikey yönde 1 mm kalınlığında kesitler alınıp, bağlantı bölgesine, bağlantı yüzey alanı 1.6 mm^2 - 1.8 mm^2 olacak şekilde, kum saati şekli verilir (Pashley ve ark 1995, Shono ve ark 1999).
2. Diğer yöntemde ise örneklerden $1 \times 1 \text{ mm}$ 'lik kesitler alınır ve kesit çubuklarına başka bir işlem yapılmadan teste tabi tutulur (Shono ve ark 1999).

Bağlantı bölgesinde koheziv başarısızlıktan daha çok adeziv başarısızlık gözlenmesi, yüksek ara yüz bağlantı kuvvetleri ölçülebilmesi, bölgesel bağlantı kuvvetleri ölçülebilmesi, çok küçük yüzeylerin test edilmesine imkân sağlayabilmesi, homojen stres dağılımı sağlanabilmesi, düzensiz yüzeylerde ölçüm yapılabilmesi ve SEM incelemelerinin kolay olması bu testin sayılabilecek avantajlarından (Pashley ve ark 1995, Dilber 2012).

Tekniğin zor ve hassas olması, özel cihaz gerektirmesi, örneklerin küçük olması, 5 MPa'dan düşük bağlantı dayanımlarını ölçümünün zorluğu ve kesit alınması sırasında bağlantının olumsuz yönde değişmesi dezavantajlarından (Pashley ve ark 1995).

1.4. Termal Siklus

Ağız ortamındaki ısı ve pH değişimi dental restoratif materyaller üzerinde sürekli bir etkiye sahiptir. Yemek, içmek ve nefes almak gibi fizyolojik fonksiyonlar ağız içi ısı değişikliklerine sebep olur. Örneğin buzlu bir suyun ısısı 0°C 'e yakınken, sıcak bir çay ya da çorbanın ısısı 60°C 'e ulaşabilir. Ancak yeme ve içme kişiden kişiye oldukça farklılık gösteren alışkanlıklardır ve ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık

değişimine neden olması beklenemez (Geis-Gerstorfer 1994, Gale ve Darvell 1999, Gur 2006).

Her nefes alındığı sırada havanın fiziksel şartları (nemi, sıcaklığı) ve hızı ağız ısısında radikal değişikliklere neden olabilir. Ağızdan nefes alınmadığında ağzın normal sıcaklığı $35.2 (\pm 2.1) ^\circ\text{C}$ olarak ölçülmüştür (Spierings ve ark 1987, Ülker 2006)

Ağız ortamındaki termal streslerin neden olduğu büzülme ve genleşmeler sonucu restorasyonlarda marjinal boşluk ve mikrosızıntı artar (Versluis ve ark 1996). Sonuç olarak restorasyonların ağızda kalma süreleri boyunca etkilendikleri ısı değişikliklerini taklit etmede, restorasyonları in vitro şartlarda test eden termal siklus yöntemi kullanılır (Olmez ve ark 1998, Barclay ve ark 2002).

İnvitro koşullarda 4°C ile 60°C arasında değişen sıcaklıklarda termal siklus uygulaması önerilmektedir. Ancak termal siklus sayısı ve daldırma zamanı konusunda literatürde farklı veriler ile karşılaşılmaktadır (von Fraunhofer ve ark 2000, Jang ve ark 2001).

Birçok araştırmacı seramik ve rezin siman bağlantısında; termal siklus uygulamasının aynı ısıda suda saklama işleminden daha fazla etkili olduğunu göstermişlerdir (Kern ve Thompson 1995, Blatz ve ark 2004).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi, As Dental Diş Laboratuvarı, Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada IPS Empress e.max (Ivoclar-Vivadent, Schaan/Liechtenstein), Finesse All-Seramik (Dentsplay, Newyork), Vita In-ceram zirkonya (Bad Sackingen-Germany) olmak üzere 3 tip seramik kullanıldı (Resim 2.1). Ayrıca Clearfil Esthetic (Kuraray Medical Inc., Osaka, Japan) ve Variolink N (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) olmak üzere iki adet rezin siman kullanıldı.



Resim 2.1 Kullanılan seramik sistemleri

2.1. Seramiklerin Hazırlanması

2.1.1. In-Ceram Zirconia Örneklerin hazırlanması

Çalışmamızda BZ-33 Vita In-ceram Zirconia (Bad Sackingen-Germany) seramik bloğu kullanıldı. Vita In-ceram zirkonya seramik blokları önce seramik yüzeyine dik olarak Isomet cihazına (Buehler Isomet 1000 Low Speed Saw, Buehler Ltd, Lake luff, IL, USA) yerleştirilip, elmas kesme separesi ile yatay parçalara ayrıldı. Daha sonra her bir parça 8x10x1,5 mm olacak şekilde Isomet cihazında tekrar kesildi. Bu şekilde çalışma için toplam 104 adet örnek elde edildi. Bu örnekler daha sonra platin foli üzerine yerleştirildi ve cam infiltrasyonu için hazırlandı. Vita In-ceram Zirconia için vita tarafından üretilen cam Vita In-ceram Zirconia Glass Powder (Bad Sackingen-Germany), bir fırça yardımı ile bloklara sürüldü. Bu işlemten sonra Vita Inceramat fırınında 10 saat süre ile cam infiltrasyon işlemine

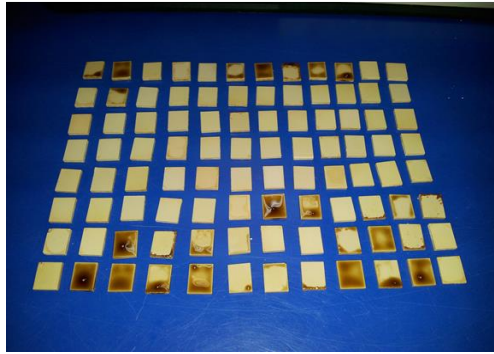
tabi tutuldu (Çizelge 2.1, 2.2). İşlemden sonra fazla cam 4 bar basınç altında 50µm Al₂O₃ tozu ile kumlandı.

Çizelge 2.1 İlk sinterleme prosedürü

Süre 1	Süre 2	Süre 3	Süre 4	Sıca. 1	Sıca. 2
sa/dk	sa/dk	sa/dk	sa/dk	°C	°C
06:00	00:00	02:00	02:00	120,00	1120,00

Çizelge 2.2 İkinci sinterleme prosedürü

Süre 1	Süre 2	Süre 3	Süre 4	Sıca. 1	Sıca. 2
sa/dk	sa/dk	sa/dk	sa/dk	°C	°C
00:00	00:00	01:00	02:00	120,00	1180,00



Resim 2.2 In-Ceram Zirconia örnekler

Elde edilen tüm seramik örneklerin yüzeyleri 400'den 800 grit'liğe kadar silikon karbit aşındırıcılarla (3M, St. Paul, MN, USA) su kullanılarak ve bir

piyasemen yardımıyla polisajlandı. Örneklerin tümü % 99'luk aseton içeren ultrasonik temizleyicide 5 dk bekletildi (Biosonic JR, Coltene Whaledent) (Resim 2.2).

Daha sonra tüm seramik gruplarında elde edilen örneklerin hepsi bağlantı yüzeyleri dışta kalacak şekilde 1,6 cm çapında 2cm yüksekliğinde silindirik kalıplara şeffaf otopolimerizan akrilik rezin dökülerek sabitlendi. Sonrasında tekrar ultrasonik temizleyicide 10 dakika bekletildi.

Her seramik grubu Clearfil Esthetic rezin simanla ve Variolink N'le yapıştırılmak üzere her grupta 48 adet örnek olacak şekilde iki gruba ayrıldı. Daha sonra yüzey işlemlerini uygulamak üzere her biri 12 adet örnek içerecek şekilde dört gruba ayrıldı. Kalan 8 örnek ise iki farklı silan ajanı (Monobond S ve Clearfil Seramik Primer) ile 4 farklı yüzey işlemi uygulanarak AFM'de incelenmek üzere hazırlandı.

2.1.2. IPS Empress e.max Örneklerin Hazırlanması

Çapı 12 mm olan IPS Empress e.max blokları her birinin genişliği 1,5 mm olacak şekilde Isomet cihazına (Buehler Isomet 1000 Low Speed Saw, Buehler Ltd, Lake luff, IL, USA) yerleştirilip 104 örnek elde edildi (Resim 2.3).

Elde edilen tüm seramik örneklerin yüzeyleri 400'den 800 grit'liğe kadar silikon karbit aşındırıcılarla (3M, St. Paul, MN, USA) su kullanılarak ve bir piyasemen yardımıyla dikkatlice polisajlandı. Örneklerin tümü % 99'luk aseton içeren ultrasonik temizleyicide 5 dk bekletildi.

Daha sonra tüm seramik gruplarında elde edilen örneklerin hepsi bağlantı yüzeyleri dışta kalacak şekilde 1,6 cm çapında 2cm yüksekliğinde silindirik kalıplara şeffaf otopolimerizan akrilik rezin dökülerek sabitlendi. Sonrasında tekrar ultrasonik temizleyicide 10 dakika bekletildi. Her seramik grubu Clearfil Esthetic rezin simanla ve Variolink N'le yapıştırılmak üzere her grupta 48 adet örnek olacak şekilde iki gruba ayrıldı. Daha sonra yüzey işlemlerini uygulamak üzere her biri 12 adet örnek

içercek şekilde dört gruba ayrıldı. Kalan 8 örnek ise iki farklı silan ajanı (Monobond S ve Clearfil Seramik Primer) ile 4 farklı yüzey işlemi uygulanarak AFM’de incelenmek üzere hazırlandı.



Resim 2.3 IPS Empress e.max örneklerin hazırlanması

2.1.3. Finesse Örneklerin Hazırlanması

Çapı 11 mm olan Finesse blokları her birinin genişliği 1,5 mm olacak şekilde Isomet cihazına (Buehler Isomet 1000 Low Speed Saw, Buehler Ltd, Lake luff, IL, USA) yerleştirilip 104 örnek elde edildi.

Elde edilen tüm seramik örneklerin yüzeyleri 400’den 800 grit’liğe kadar silikon karbit aşındırıcılarla (3M, St. Paul, MN, USA) su kullanılarak ve bir piyasemen yardımıyla dikkatlice polisajlandı. Örneklerin tümü % 99’luk aseton içeren ultrasonik temizleyicide 5 dk bekletildi.

Daha sonra tüm seramik gruplarında elde edilen örneklerin hepsi bağlantı yüzeyleri dışta kalacak şekilde 1,6 cm çapında 2 cm yüksekliğinde silindirik kalıplara şeffaf otopolimerizan akrilik rezin dökülerek sabitlendi. Sonrasında tekrar ultrasonik temizleyicide 10 dakika bekletildi (Resim 2.3).



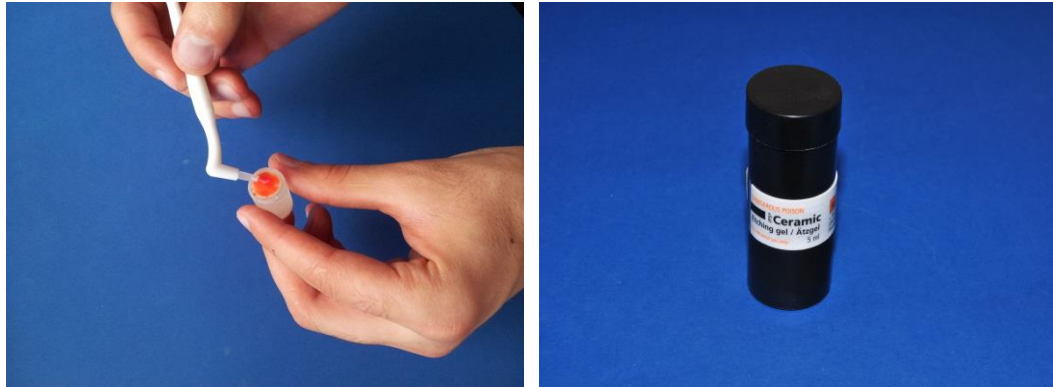
Resim 2.3 Finesse Örneklerin Hazırlanması

Her bir seramik grubu Clearfil Esthetic rezin simanla ve Variolink N'le yapıştırılmak üzere her grupta 48 adet örnek olacak şekilde iki gruba ayrıldı. Daha sonra yüzey işlemlerini uygulamak üzere her biri 12 adet örnek içerecek şekilde dört gruba ayrıldı. Kalan 8 örnek ise iki farklı silan ajanı (Monobond S ve Clearfil Seramik Primer) ile 4 farklı yüzey işlemi uygulanarak AFM'de incelenmek üzere hazırlandı.

2.2. Seramik Örneklerin Bağlantı Yüzeylerinin Hazırlanması

Grup 1: HF asit uygulama işlemi

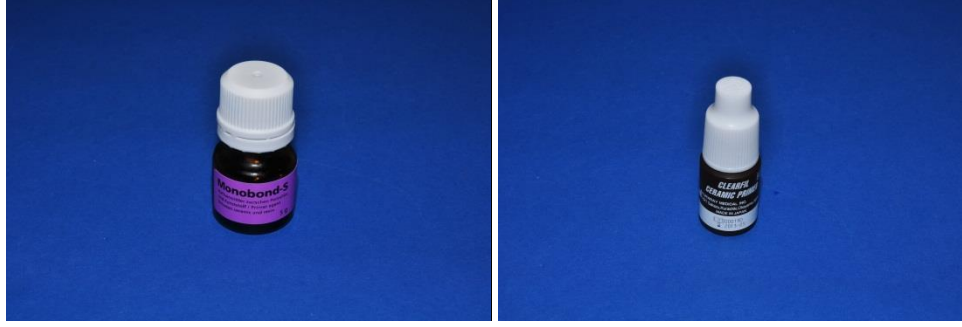
Her seramik materyalin sadece kontrol grubu % 5'lik Hidroflorik asitle (Vivadent; Schaan, Liechtenstein) pürüzlendirildi. Bu işlem In-Ceram Zirconya için 60 sn, IPS Empress e.max bloklar için 20 sn ve Finesse bloklar için 60 sn olarak uygulandı ve daha sonra her örnek 60 sn basınçlı hava ve su ile yıkandı (Resim 2.4). Daha sonra Clearfil Esthetic siman için Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Medical Inc., Osaka, Japan) örneklerle bir fırça yardımı ile uygulandı. 60 sn beklendikten sonra yağsız kuru hava ile 30 sn kurutuldu. Aynı şekilde Variolink N için Monobond S (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) silan bir fırça yardımı ile örneklerle uygulandıktan sonra 60 sn bekletilip yağsız kuru hava ile kurutuldu.



Resim 2.4 Porselen Örneklerin Simantasyon İçin Hazırlanması

Grup 2: Oda sıcaklığında yalnızca silan uygulaması

İkinci gruptaki örneklerle Variolink N için Monobond S ve Clearfil Esthetic siman için Clearfil Ceramic Primer bir fırça yardımı ile 1dk süre ile uygulandı ve 30 sn basınçlı yağsız havayla kurutuldu (Resim 2.5).



Resim 2.5 Kullanılan Silan Ajanları

Grup 3: Silan+60 °C’lik ısı uygulaması

Üçüncü gruptaki örnekler ise Variolink N için Monobond S ve Clearfil Esthetic siman için Clearfil Ceramic Primer bir fırça yardımı ile uygulandı ve 1 dk boyunca 60 °C’lik kuru sıcak hava ile kurutuldu (FN 400, Nüve, Ankara, Türkiye).

Grup 4: Silan+100 °C’lik ısı uygulaması

Dördüncü gruptaki örnekler ise Variolink N için Monobond S ve Clearfil Esthetic siman için Clearfil Ceramic Primer bir fırça yardımı ile uygulandı ve 1 dk boyunca 100 °C’lik kuru sıcak hava ile kurutuldu (FN 400, Nüve, Ankara, Türkiye).

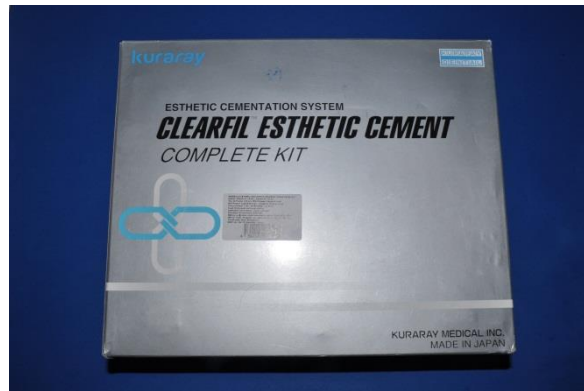
Çizelge 2.3 Çalışmada Kullanılan Seramik Sistemlerin İçerikleri

Seramik Sistemleri	Yapısı	Yüzey İşlemi	Üretici Firma
IPS e.max Press	%70 oranında cam matriks içerisinde kristalize iğne uçlu lityum disilikat kristalleri içerir. İlave içerik: Li_2O , K_2O , MgO , ZnO , Al_2O_3 , P_2O_5 ve diğer oksitler	% 5’lik Hidroflorik asitle 20 sn	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Finesse All Seramik	Feldspatik cam seramik olan bu sistem %8-10 oranında lösit kristalleri ile güçlendirilmiştir	% 5’lik Hidroflorik asitle 60 sn	Dentsplay, Newyork, USA
In-Ceram Zirconia	In-Ceram Zirconia tozu ağırlık olarak % 69,2 Al_2O_3 , yaklaşık % 30,8 t- ZrO_2 (Ce-stabilize) içerir ve daha sonra cam infiltre edilir	% 5’lik Hidroflorik asitle 60 sn	Bad Sackingen, Germany

Çizelge 2.4 Çalışmada Kullanılan Rezin Simanların İçerikleri

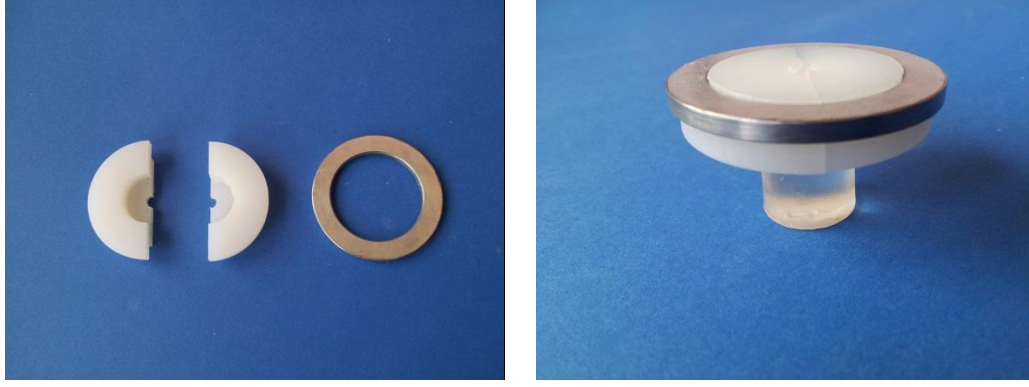
Rezin Yapıştırıcı Siman Sistemleri	Siman-Silan-Bonding Ajanı	Yapısı	Üretici Firma
Variolink N	Variolink N	Monomer matriks: Bis-GMA*, UDMA α ve TEG-DMA β	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	Base	İnorganik doldurucular: baryum glass, ytterbium trifluoride, Ba-Al-florosilikat cam Katalistler, stabilize ediciler ve pigmentler	
	Monobond-S	3-MPS Φ (% 1 wt) pH'ı 4 olan asetik asit içeren su/ethanol solüsyonu (% 99 wt)	
	Heliobond	Bis-GMA* (% 60 wt) Triethylene glycol dimethacrylate (% 40 wt)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Clearfil Estetik Siman	Clearfil Esthetic Cement Base	BPEDMA θ , MDP λ , DMA ϵ , %78 doldurucular	Kuraray, Osaka, Japan
	Clearfil Ceramic Primer	Phosphate monomer MDP	Kuraray, Osaka, Japan

2.2.1. Clearfil Estetik Rezin Simanın Seramik Örneklerle Bağlanması



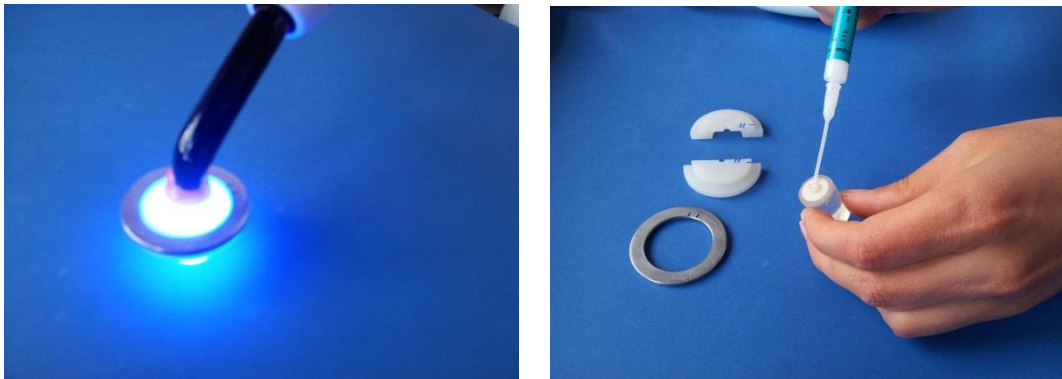
Resim 2.6 Clearfil Esthetic Rezin Siman

Akril içerisine fikse edilen seramik örneklere içerisine oturabileceği şekilde iki adet teflon parçadan ve bir adet metal halkadan oluşan rezin simanların standardizasyonunu sağlayabilmek için kalıp hazırlandı (Resim 2.7).



Resim 2.7 Çalışmada kullanılan kalıp

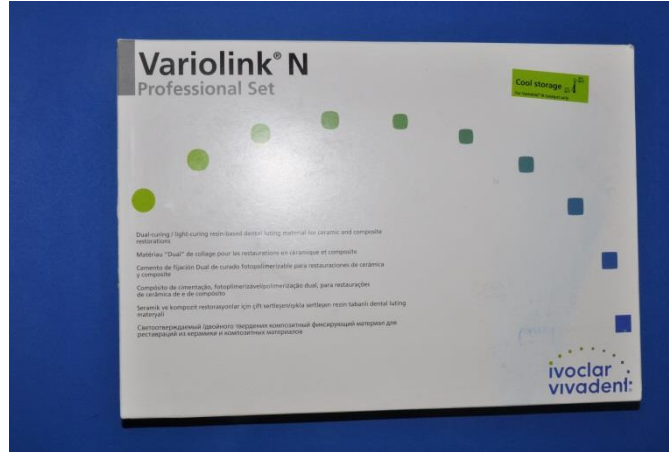
İki adet plastik bir metal halka yardımı ile fikse edilecek şekilde ayarlandı. Teflon parçaların tam ortasında rezin simanın koyulacağı boşluk taban çapı 3 mm ve yüksekliği 4 mm olacak şekilde düşünüldü. Clearfil Estetik siman standardizasyonu sağlayabilmek için sadece beyaz renkte kullanıldı (Resim 2.6). Simanın kutusu ile birlikte verilen mikser yardımı ile 1 mm'lik inkramentler halinde kalıp içerisine uygulandı. Her inkrament için 20 sn yüksek modda (450 mW/cm^2) (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) teflon kalıp üzerine temas edecek şekilde ışık ile 2 mm uzaklıktan ön polimerizasyona tabi tutuldu. Bütün inkramentler yerleştirildikten sonra ve polimerizasyon işlemi de tamamlandıktan sonra şeffaf akrilik tabanı sabit bir zemin üzerine konuldu. Daha sonra ilk olarak metal halka plastik parçalardan ayrıldı ve örnek üzerinde sabit duran plastik parçaların önce bir yarısı daha sonra rezin siman parçası el yardımı ile fikse edilerek diğer yarısı uzaklaştırıldı (Resim 2.8).



Resim 2.8 Örneklerin kalıptan çıkarılması

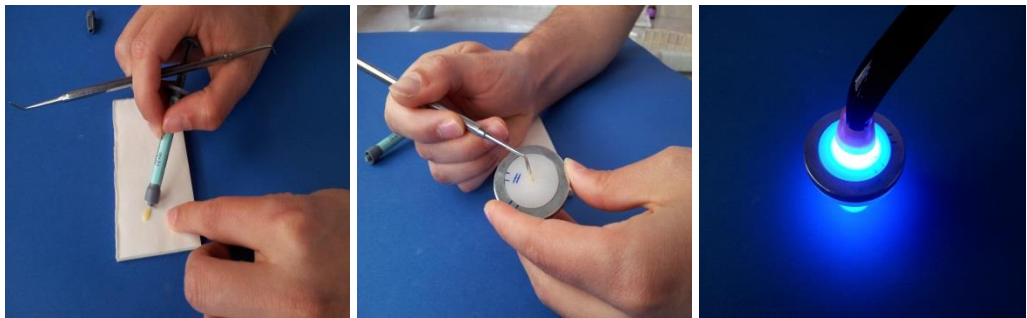
Daha sonra çıkartılan örneklerin iki farklı yüzeyinden 20 sn süre ile tekrar ışık tutularak oksigard enjekte edildi. Bu şekilde hazırlanan örneklerin tümü 24 saat oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi.

2.2.2. Variolink N Rezin Simanın Seramik Örneklerle Bağlanması



Resim 2.9 Variolink N Rezin Siman

Yüzey işlemi uygulanan seramikler üzerine Variolink N rezin simanı inkramental teknik ile yığılmak üzere hazırlandı. İlk olarak, hazırlanan yüzeylere bir fırça yardımı ile ince bir tabaka Heliobond sürüldü. Bu tabaka polimerize edilmeden üzerine inkramental teknikle her inkramentin kalınlığı 1 mm olacak şekilde rezin siman yığıldı. Her inkrament için 40 sn yüksek modda (450 mW/cm²) teflon kalıp üzerine temas edecek şekilde ışık ile üretici firma talimatına göre ön polimerizasyona tabi tutuldu. Bütün inkramentler yerleştirildikten sonra ve polimerizasyon işlemi de tamamlandıktan sonra şeffaf akrilik tabanı sabit bir zemin üzerine konuldu (Resim 2.10). Daha sonra ilk olarak metal halka plastik parçalardan ayrıldı ve örnek üzerinde sabit duran plastik parçaların önce bir yarısı daha sonra rezin siman parçası el yardımı ile fikse edilerek diğer yarısı uzaklaştırıldı. Son olarak çıkartılan örneklerin iki farklı yüzeyinden 40 sn süre ile tekrar ışık tutularak oksigard enjekte edildi. Bu şekilde hazırlanan örneklerin tümü 24 saat oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi.



Resim 2.10 Variolink N ile yapıştırılan örnekler



Resim 2.11 Simantasyonu tamamlanmış örnekler

2.3. Termal Siklus Testi

Örnekler 24 saat süreyle 37°C distile suda bekletildi ve her gruba 5-55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$)'de 10000 termal siklus uygulandı (Resim 2.11). Termal siklus makinesinin (Thermal Cyler Tester, DentallTeknik, Konya, Türkiye) banyosunda örneklerin bekleme süresi 20 sn olup, bir banyodan diğer banyoya geçiş süresi 10 sn'dir. Termal siklus test yöntemi Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında gerçekleştirildi (Resim 2.12).

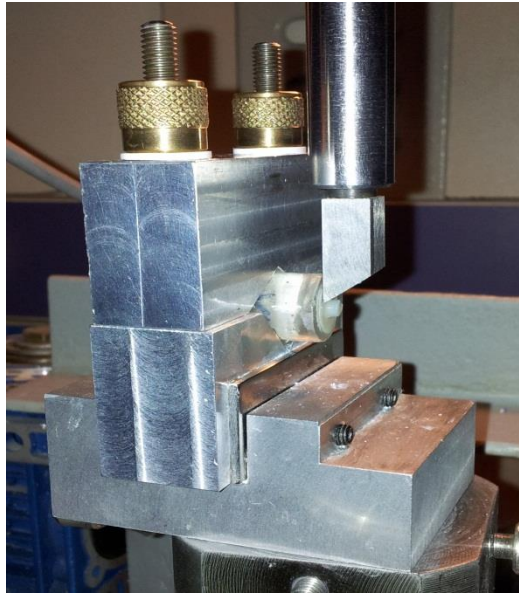


Resim 2.12 Termal siklus cihazı

2.4. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi

Termal siklus işleminden sonra örnekler makaslama testine tabi tutuldu. Bıçak sırtı şeklinde sonlanan metal uç porselen-diş arayüzeyine paralel olarak yerleştirildi. Daha sonra universal test cihazında (TSTM 02500, Elista Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) bağlanma ara yüzeyine dakikada 0.5 mm hızla ayırma kuvveti uygulandı (Resim 2.13). Porselen örneğin diş yüzeyinden ayrıldığı andaki kuvvet değeri “Newton (N)” biriminden elde edildi. Daha sonra aşağıdaki formül kullanılarak MPa’ya çevrildi ve makaslama bağlanma dayanım değerleri olarak kaydedildi.

$$\frac{\text{Uygulanan kuvvet (Newton)}}{\text{Yüzey alanı (3,14 x 2,5 x 2,5 = 19,625)}} = \text{MPa}$$



Resim 2.13 Makaslama testinin uygulanması

2.5. AFM Analizi

AFM ve SEM analizleri Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde yapılmıştır (Resim 2.14).

AFM görüntüleri için 3 farklı seramiğe iki farklı silanla 4 farklı yüzey işlemi uygulandı (sf 32-33).

Her gruptan birer örnek AFM (NTEGRA Solaris, NTMDT, Rusya)’de incelendi. Dijital görüntüler atmosfere açık ortamda elde edildi. 0.01- 0.025- Ω cm altın kaplamalı silikon uç non-kontak modda kullanıldı. Dikey pozisyonadaki değişimlere göre görüntünün yüksekliği belirlenip, yüksekliğin miktarına göre de açık ve koyu alanlar oluşturulmuştur.

Resim 2.14 AFM cihazı ve kullanılan analiz programı

2.6. İstatistiksel Değerlendirme

Örneklerin istatistiksel değerlendirmeleri SPSS istatistik paket programından (SPSS/PC Version 20.0; SPSS Inc., Chicago, IL, USA) yararlanılarak yapılmıştır. Kolmogorov-Smirnov varyans homojenite testi ile verilerin normal dağıldığı tespit edilmiş ve makaslama bağlanma dayanım değerleri çok yönlü varyans analizi test edilmiştir. Çok yönlü varyans analiz sonucu istatistiksel olarak önemli derecede farklılık gösteren gruplar arasındaki farkın kaynağını tespit etmek için ‘Tukey HSD testi, yapılmıştır ($p=0,05$).

3. BULGULAR

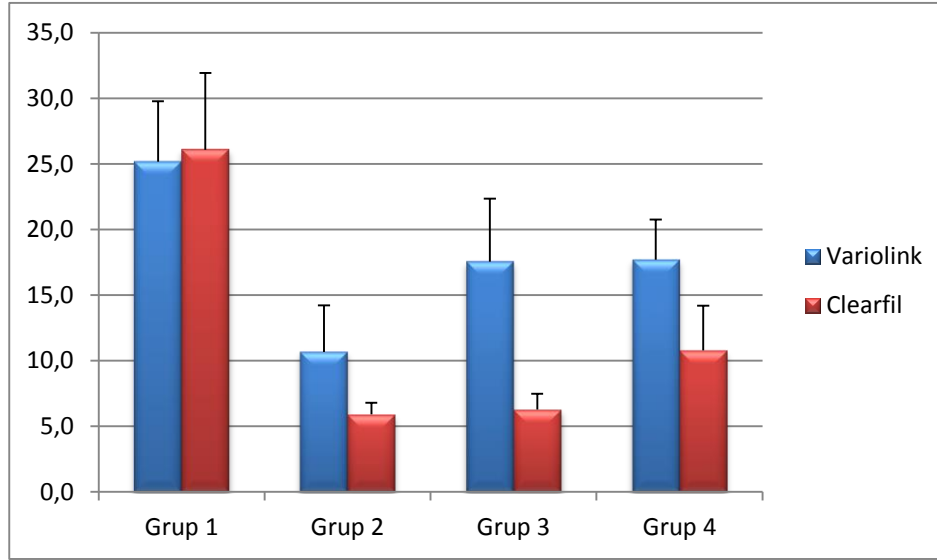
3.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları

Üç farklı seramik sistemi (IPS Empress e.max, Finesse All-Seramik, Vita In-ceram zirkonya) ile rezin siman materyali arasındaki bağlanma dayanımı üzerinde dört farklı yüzey yöntemi (Grup 1, (hidroflorik asit+silan); Grup 2, (oda sıcaklığında yalnız silan uygulaması); Grup 3, (Silan+60 °C’lik ısı uygulaması); Grup 4, (Silan+100 °C’lik ısı uygulaması) ve iki farklı rezin simanın “makaslama testi” sonucunda elde edilen makaslama dayanım değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri Çizelge 3.1’ de görülmektedir.

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda IPS Empress e-max örneklerine ait bağlanma dayanım değerleri (MPa) Çizelge 3.1’de verilmiştir. Termal siklattan sonra kopan örnekler 0 MPa olarak değerlendirilmiştir.

Çizelge 3.1 IPS Empress e-max örneklerinin bağlanma dayanım değerleri (MPa) **Grup 1.**HF+silan; **Grup 2.**Oda sıcaklığında yalnız silan uygulaması; **Grup 3.**Silan+60°C’lik ısı uygulaması; **Grup 4.**Silan+100°C’lik ısı uygulaması.

Variolink					Clearfil			
No	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
1	30,16	5,61	15,91	15,61	34,75	7,01	5,71	9,96
2	20,65	13,65	16,73	18,80	22,08	6,00	4,87	8,30
3	22,27	13,47	18,68	16,41	25,44	4,65	5,79	13,36
4	22,76	12,70	14,05	19,80	26,59	6,39	8,30	9,10
5	23,47	13,05	16,29	14,60	26,30	6,68	7,58	8,22
6	32,52	13,42	13,61	19,31	20,26	5,93	4,93	16,32
7	29,63	10,93	23,40	12,61	24,19	4,40	7,83	17,94
8	32,49	13,15	12,51	14,87	19,34	5,32	4,83	8,23
9	23,37	6,50	28,60	17,22	21,40	7,25	6,26	8,79
10	21,43	6,19	13,12	23,27	35,48	5,48	7,25	8,65
11	21,02	13,75	21,67	18,20	22,24	5,33	5,44	12,14
12	22,09	5,60	16,00	21,55	34,79	6,43	6,44	8,30
Ortalama ± standart sapma	25,16±4,61	10,67±3,55	17,55±4,81	17,69±3,08	26,07±8,94	5,91±0,90	6,27±1,22	10,78±3,41

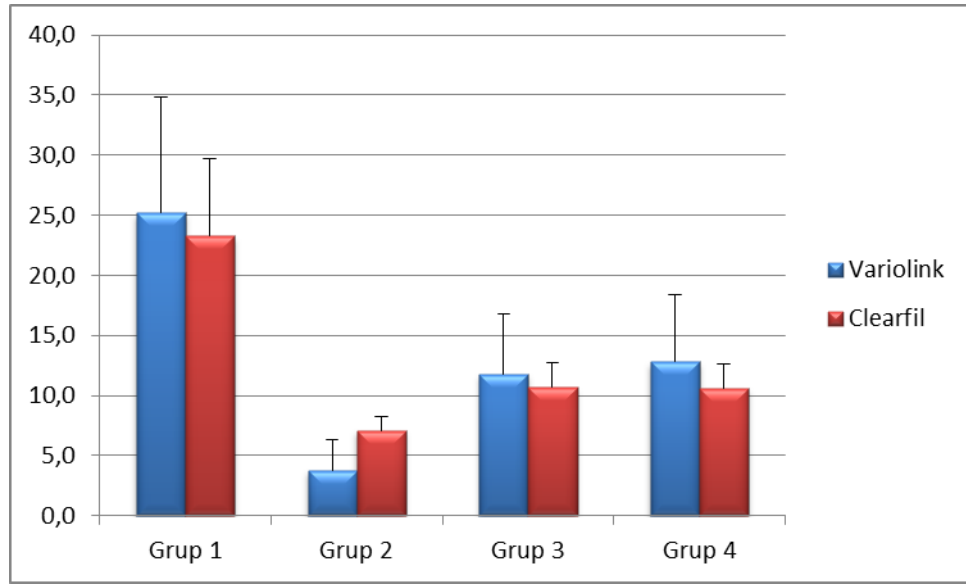


Şekil 3.1 IPS Empress e-max örneklerine ait bağlanma dayanım değerleri

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda Finesse örneklerine ait bağlanma dayanım değerleri (MPa) Çizelge 3.2’de verilmiştir. Termal Siklusan sonra kopan örnekler 0 MPa olarak değerlendirilmiştir.

Çizelge 3.2 Finesse örneklerinin bağlanma dayanım değerleri (MPa)

No	Variolink				Clearfil			
	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
1	21,05	2,49	10,64	25,41	35,24	5,98	12,94	12,51
2	31,53	3,05	6,80	12,43	15,68	5,93	10,50	9,00
3	45,89	3,29	20,30	8,29	18,97	8,51	12,79	12,41
4	12,84	8,12	7,40	18,56	16,20	6,91	12,52	13,68
5	20,79	3,64	13,95	6,72	29,35	5,94	6,72	7,54
6	28,91	5,60	17,52	16,54	28,15	6,28	7,62	8,57
7	31,02	3,39	14,12	7,79	17,73	6,67	12,25	12,02
8	21,40	6,00	5,79	15,16	18,76	8,19	12,82	13,12
9	12,69	2,99	17,30	12,14	26,85	9,11	9,58	9,41
10	17,22	0,00	12,61	5,68	21,29	8,61	9,93	8,47
11	24,36	6,89	5,14	10,80	30,78	6,46	9,49	10,16
12	34,74	0,00	10,12	14,06	20,05	6,94	10,81	10,50
Ortalama ± standart sapma	25,20±9,68	3,79±2,50	11,81±5,00	12,80±5,65	23,25±6,50	7,13±1,16	10,66±2,09	10,62±2,07

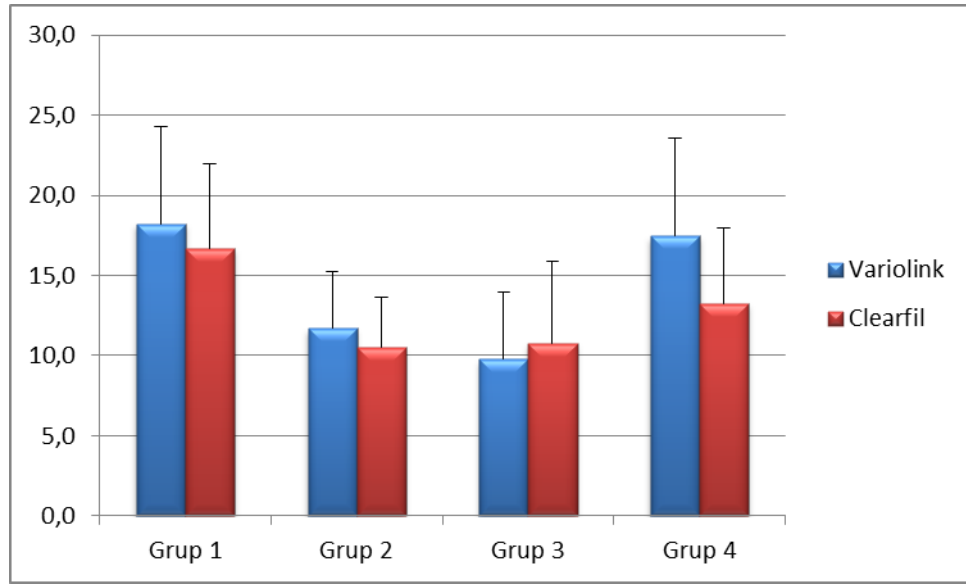


Şekil 3.2 Finesse örneklerine ait bağlanma dayanım değerleri

Çizelge 3.3 Vita In-ceram Zirkonya ortalama bağlanma dayanım değerleri (MPa)

No	Variolink				Clearfil			
	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
1	11,48	10,01	13,44	27,51	14,40	15,33	8,35	18,09
2	15,29	12,09	14,76	12,86	13,89	13,65	23,86	9,26
3	28,87	7,17	8,29	23,23	23,26	6,28	6,93	9,64
4	11,11	13,12	7,82	11,13	26,43	12,42	7,72	16,94
5	20,06	13,46	4,53	25,73	11,01	8,86	8,78	19,61
6	20,63	13,15	10,58	18,93	16,82	12,94	12,75	10,75
7	13,35	12,77	16,07	11,33	15,27	10,61	10,15	6,37
8	15,59	6,54	7,39	14,51	23,97	10,01	10,50	13,18
9	12,77	19,56	15,19	20,99	17,69	7,61	6,62	7,47
10	25,59	13,52	5,22	11,26	14,94	7,33	16,32	20,17
11	25,76	8,03	5,00	11,34	10,03	6,93	5,42	12,46
12	18,27	11,08	8,79	20,61	12,61	13,93	11,65	15,14
Ortalama ± standart sapma	18,23±6,02	11,71±3,54	9,76±4,17	17,45±6,11	16,69±5,25	10,49±3,11	10,75±5,11	13,26±4,72

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda Vita In-ceram Zirkonya örneklerine ait bağlanma dayanım değerleri (MPa) Çizelge 3.3’de verilmiştir. Termal Siklusan sonra kopan örnekler 0 MPa olarak değerlendirilmiştir.



Şekil 3.3 Vita In-ceram Zirkonya örneklerine ait bağlanma dayanım değerleri

Elde edilen bağlanma dayanımı değerleri üç yönlü varyans analizi ile değerlendirilmiş olup, Çizelge 3.4’de varyans analizi sonuçları verilmiştir.

Çizelge 3.4 Makaslama bağlanma dayanımı için üç-yönlü ANOVA sonuçları

	Type III Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
seramik	183,474	2	91,737	4,293	,015
yüzey	8069,810	3	2689,937	125,878	,000
siman	447,728	1	447,728	20,952	,000
seramik * yüzey	1312,381	6	218,730	10,236	,000
seramik * siman	339,409	2	169,704	7,941	,000
yüzey * siman	193,692	3	64,564	3,021	,030
seramik * yüzey * siman	470,917	6	78,486	3,673	,002

Varyans analizinin sonucuna göre farklı ısılarda uygulanan silan ajanının, farklı seramikler üzerinde bağlanma dayanımı değerlerinde önemli fark bulunmuştur ($p<0.05$), aynı zamanda simanlar ve seramikler arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ($p<0.05$).

Makaslama bağlanma direnci açısından farklı seramik sistemleri karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur ($p<0.05$) (Çizelge 3.4). IPS Empress e-max ile daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde ($26,07\pm 8,94$ Clearfil Estetik rezin siman için) edilmiştir ($p<0.05$).

Makaslama bağlanma direnci açısından farklı yüzey işlemleri arasında istatistiksel fark bulunmuştur ($p<0.05$) (Çizelge 3.4). En yüksek bağlanma dayanım değerleri hidroflorik asit uygulanan gruplarda elde (Variolink N için; IPS Empress e.max $(25,16\pm4,61)$, Finesse All-Seramik $(25,20\pm9,68)$, Vita In-ceram Zirkonya $(18,23\pm6,02)$, Clearfil Estetik için; IPS Empress e.max $(26,07\pm8,94)$, Finesse All-Seramik $(23,25\pm6,50)$, Vita In-ceram Zirkonya $(13,26\pm4,72)$ edilmiştir ($p<0.05$).

Makaslama bağlanma direnci açısından seramik sistemleri arasında da her iki rezin simana ait gruplarda istatistiksel farklılık mevcuttur ($p<0.05$) (Çizelge 3.4). En yüksek bağlanma dayanım değerleri Grup 1’de Clearfil Estetik rezin simanı ile IPS Empress e-max grubunda elde $(26,07\pm8,94)$ edilirken ($p<0.05$), en düşük makaslama bağlanma direnci değerleri Grup 2’de Variolink N rezin siman ile Finesse All-Seramik sisteminde elde $(3,79\pm2,50)$ edilmiştir ($p<0.05$).

IPS Empress e.max, Finesse All-Seramik, Vita In-ceram Zirkonya yüzeylerine uygulanan yüzey işlemleri arasında makaslama bağlanma dayancı açısından istatistiksel fark bulunmuştur ($p<0.05$).

IPS Empress e.max seramik sisteminde Variolink N ve Clearfil Esthetic siman ile yapıştırılan örneklerde Grup 2 makaslama bağlanma dayanımı sonuçları diğer Grup 1, Grup 3 ve Grup 4’e oranla istatistiksel olarak önemli derecede düşük çıkmıştır ($p<0.05$). Grup 3 ve Grup 4 arasında istatistiksel olarak bir fark yokken ($p>0.05$) Grup 1 diğer üç gruba oranla makaslama bağlanma dayanımı sonuçları istatistiksel olarak önemli ölçüde yüksek çıkmıştır $(26,07\pm8,94)$ Clearfil Estetik rezin siman için ve $25,16\pm4,61$ Variolink N rezin siman için) ($p<0.05$).

Finesse All-Seramik sisteminde Variolink N ve Clearfil Esthetic siman ile yapıştırılan örneklerde Grup 2 makaslama bağlanma dayanımı sonuçları diğer Grup 1, Grup 3 ve Grup 4’e oranla istatistiksel olarak önemli derecede düşük çıkmıştır ($p<0.05$). Grup 3 ve Grup 4 arasında istatistiksel olarak bir fark yokken ($p>0.05$), Grup 1 diğer üç gruba oranla makaslama bağlanma dayanımı sonuçları istatistiksel olarak önemli ölçüde yüksek çıkmıştır ($p<0.05$).

Vita In-ceram Zirkonya sisteminde diğer iki seramik sisteminden farklı olarak Grup 2, Grup 3 ile makaslama bağlanma dayanımı sonuçları açısından

istatistiksel olarak bir fark göstermezken ($p>0.05$), Grup 1 de Grup 4 ile istatistiksel olarak bir fark göstermemiştir ($p>0.05$).

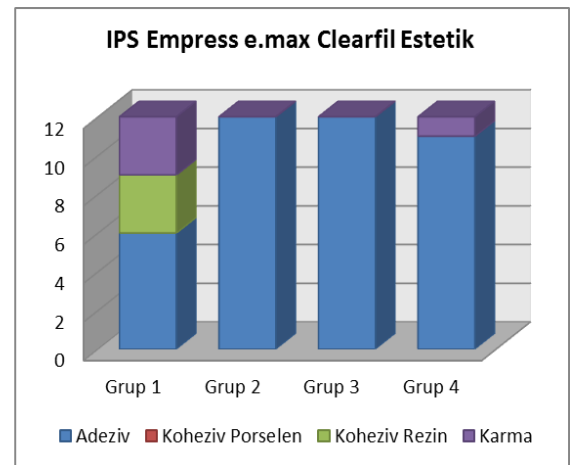
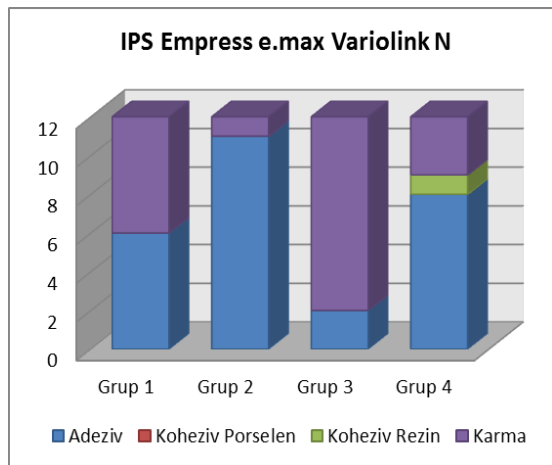
3.2. Fraktür Analizi Bulguları

IPS Empress e.max seramik sisteminde örneklerin makaslama bağlanma dayanım testi sonucunda X12 büyütmeli stereomikroskopla tespit edilen fraktür analizi sınıflaması Çizelge 3.5 ve Şekil 3.4'te verilmiştir.

Çizelge 3.5'nin verilerine göre tüm gruplarda en fazla adeziv tip başarısızlık görülmüş olup, en fazla Grup 2'de (oda sıcaklığında yalnız silan uygulaması) görülmüştür. Karma tip başarısızlık ise en fazla Grup 1 (hidroflorik asit+silan), Grup 3 (Silan+60 °C'lık ısı uygulaması) ve Grup 4' te (Silan+100 °C'lık ısı uygulaması) görülmüştür.

Çizelge 3.5 IPS Empress e.max örnekleri için fraktür analizi bulguları

		Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
Variolink N	Adeziv	6	11	2	8
	Koheziv Porselen	0	0	0	0
	Koheziv Rezin	0	0	0	1
	Karma	6	1	10	3
Clearfil Esthetic	Adeziv	6	12	12	11
	Koheziv Porselen	0	0	0	0
	Koheziv Rezin	3	0	0	0
	Karma	3	0	0	1



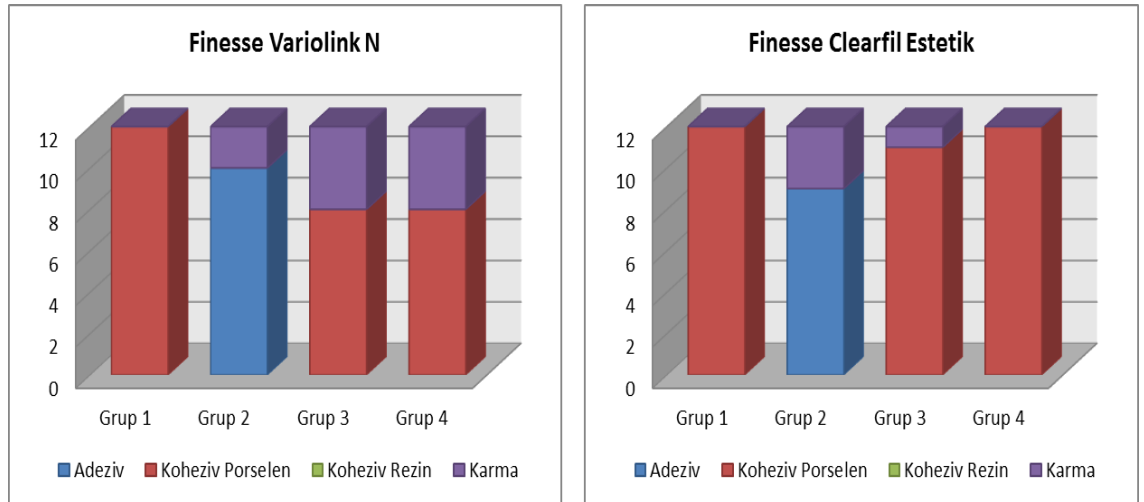
Şekil 3.4 IPS Empress e.max örneklerinde görülen kırık tiplerinin dağılımları

Finesse All-Seramik örneklerinin makaslama bağlanma dayanım testi sonucunda X12 büyütme stereomikroskopla tespit edilen fraktür analizi sınıflaması Çizelge 3.6 ve Şekil 3.5’te verilmiştir.

Çizelge 3.6’nın verilerine göre tüm gruplarda en fazla koheziv tip başarısızlık görülmüştür. Koheziv kopma; Grup 1, Grup 3 ve Grup 4’te görülürken, adeziv kırılma en çok Grup 2’de görülmüştür. Karma tip başarısızlık ise en fazla Grup 3 ve Grup 4’te görülmüştür.

Çizelge 3.6 Finesse All-Seramik örnekleri için fraktür analizi bulguları

		Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
Variolink N	Adeziv	0	10	0	0
	Koheziv Porselen	12	0	8	8
	Koheziv Rezin	0	0	0	0
	Karma	0	2	4	4
Clearfil Esthetic	Adeziv	0	9	0	0
	Koheziv Porselen	12	0	11	12
	Koheziv Rezin	0	0	0	0
	Karma	0	3	1	0



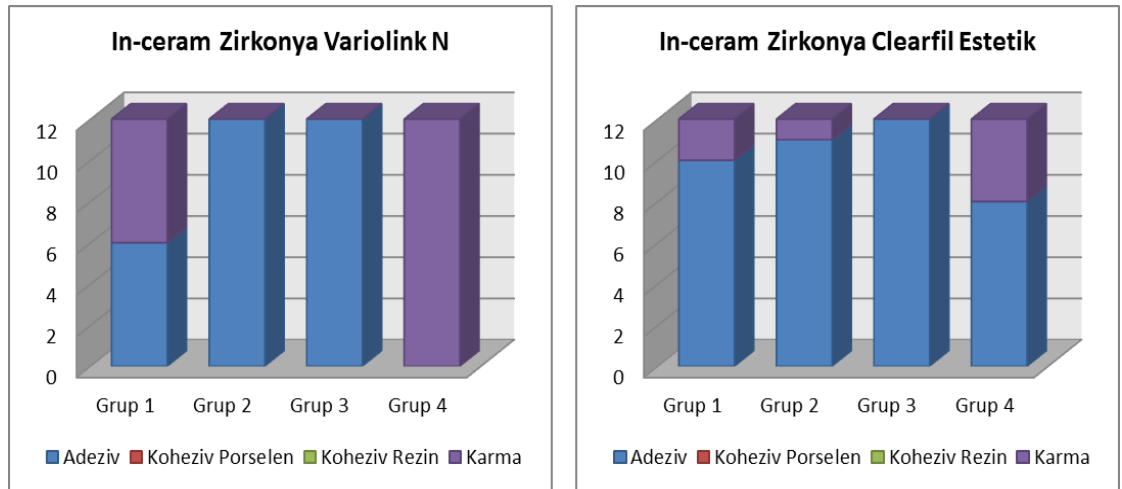
Şekil 3.5 Finesse All-Seramik örneklerinde görülen kırık tiplerinin dağılımları

Vita In-ceram Zirkonya seramik sisteminde örneklerinin makaslama bağlanma dayanım testi sonucunda X12 büyütme stereomikroskopla tespit edilen fraktür analizi sınıflaması Çizelge 3.7 ve Şekil 3.6’te verilmiştir.

Çizelge 3.7'nin verilerine göre tüm gruplarda en fazla adeziv tip başarısızlık görülmüştür. Koheziv kopma hiç görülmezken, adeziv kırılma en çok Grup 2'de görülmüştür. Karma tip başarısızlık ise en fazla Grup 1 ve Grup 4'teki örnekler içerisinde görülmüştür.

Çizelge 3.7 Vita In-ceram Zirkonya örnekleri için fraktür analizi bulguları

		Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
Variolink N	Adeziv	6	12	12	0
	Koheziv Porselen	0	0	0	0
	Koheziv Rezin	0	0	0	0
	Karma	6	0	0	12
Clearfil Esthetic	Adeziv	10	11	12	8
	Koheziv Porselen	0	0	0	0
	Koheziv Rezin	0	0	0	0
	Karma	2	1	0	4



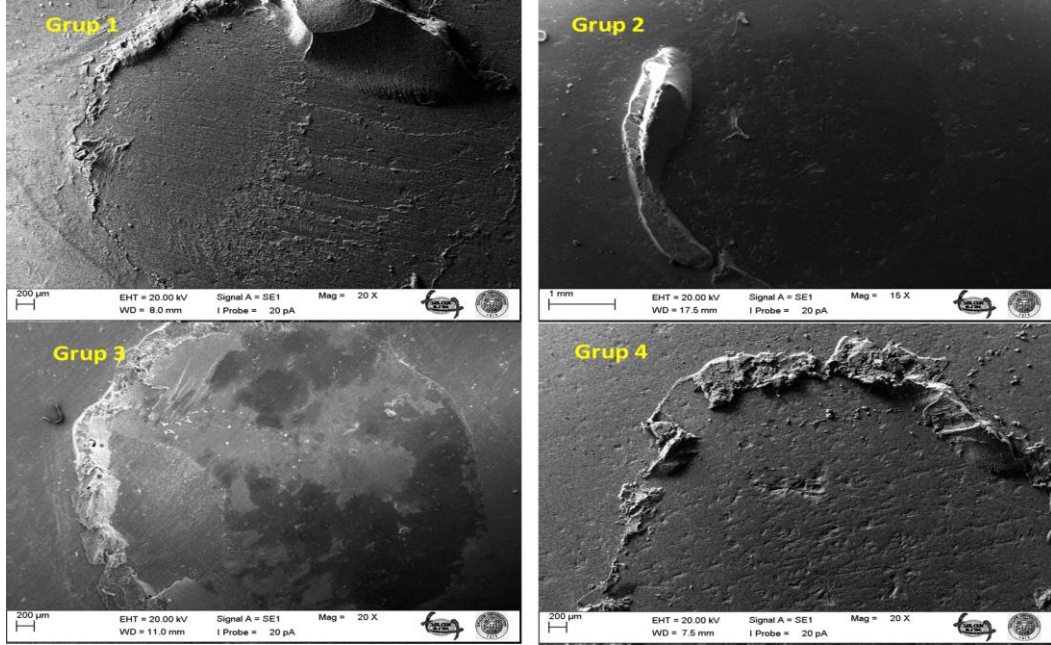
Şekil 3.6 Vita In-ceram Zirkonya örneklerinde görülen kırık tiplerinin dağılımları

3.3. Sem Analizi Bulguları

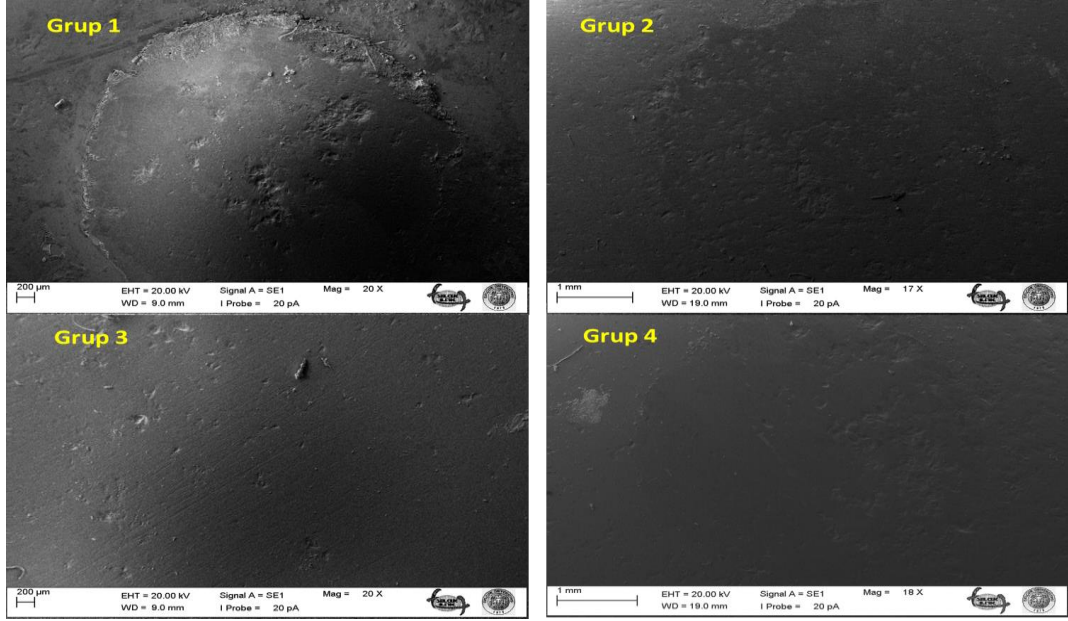
Microtensile testi sonrası her gruptan bir örneğin kopma yüzeyleri x20, x100, x500 büyütmelerde SEM'de incelendi.

Bu çalışmada; IPS Empress e.max seramik sisteminin farklı yüzey işlemleri sonucunda Variolink N siman ile bağlantıları için seramik-rezin siman ara yüzünde daha çok adeziv başarısızlık tipi görülürken; Grup 1, Grup 3 ve Grup 4'te karma başarısızlık tipi görülmüştür.

IPS Empress e.max seramik sistemine farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra Clearfil Estetik siman ile bağlantıları için seramik-yapıştırıcı siman ara yüzünde adeziv kopma başarısızlık tipi görülmüştür. Sadece Grup 1’de seramik yüzeyinde minimal kopmalar gözlenmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası örneklerin kopan yüzeylerinin SEM cihazındaki görüntüleri Resim 3.1, 3.2, 3.3, 3.4, 3.5, 3.6’da görülmektedir.

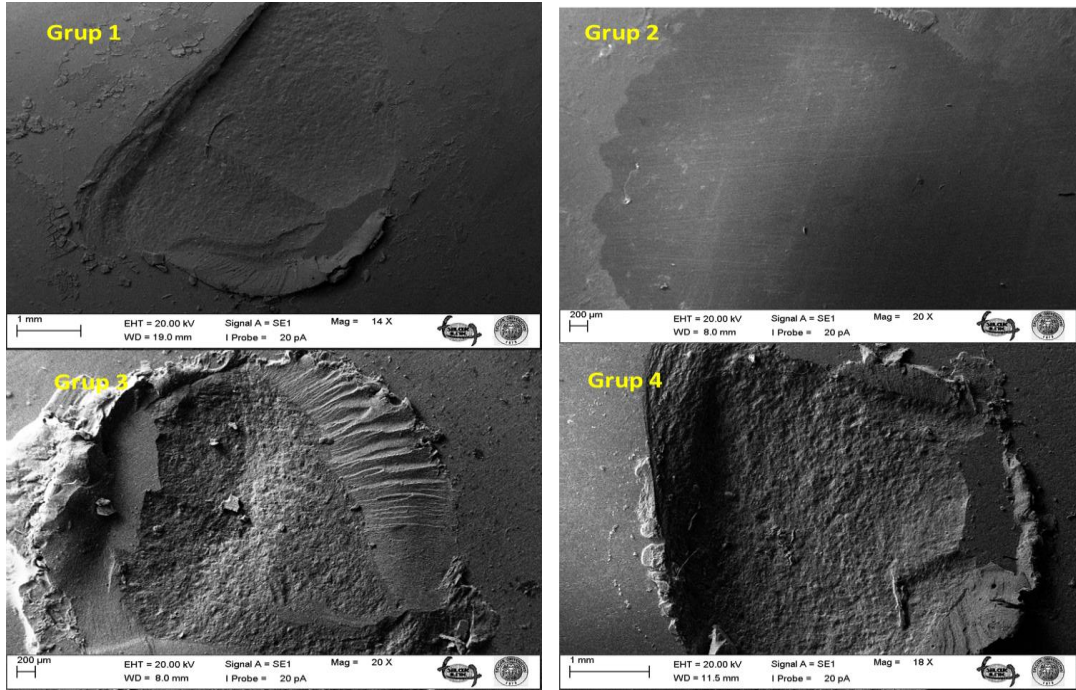


Resim 3.1 IPS Empress e.max-Variolink N örneklerine ait SEM görüntüleri (x20 büyütmede). **Grup 1.**HF+silan; **Grup 2.**Oda sıcaklığında yalnız silan uygulaması; **Grup 3.**Silan+60°C’lik ısı uygulaması; **Grup 4.**Silan+100°C’lik ısı uygulaması.

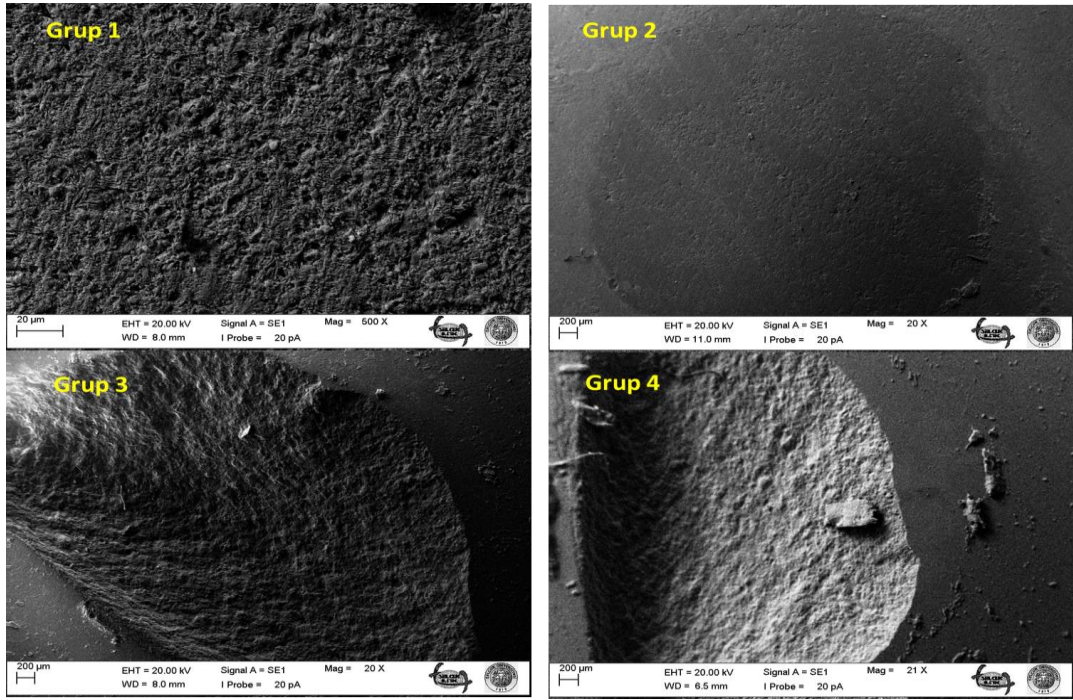


Resim 3.2 IPS Empress e.max-Clearfil Esthetic örneklerine ait SEM görüntüleri (x20 büyütmede).

Finesse All-Seramik sisteminin tüm yüzey işlemleri uygulandıktan sonra Variolink N siman ile bağlantıları için seramik-yapıştırıcı siman ara yüzünde daha çok porselen içerisinde koheziv başarısızlık tipi görülmüştür. Normal grubunda ise kopma başarısızlık tipi SEM incelemesiyle adeziv olarak tespit edilmiştir. Clearfil Esthetic siman için de aynı bulgular geçerlidir.

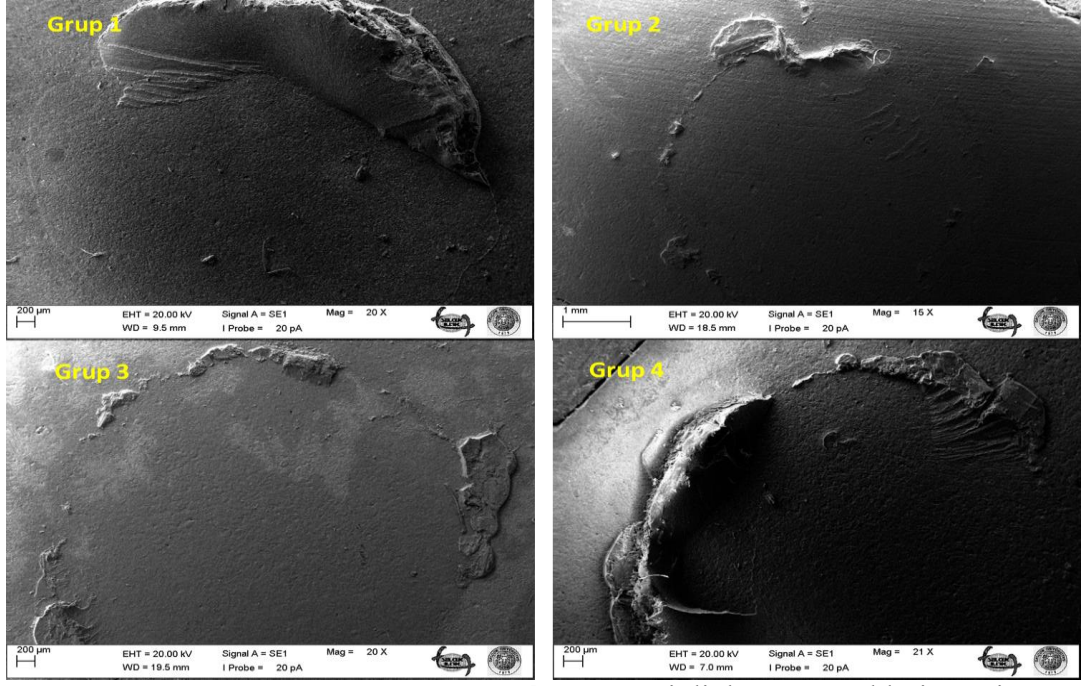


Resim 3.3 Finesse All-Seramik-Variolink N örneklerine ait SEM görüntüleri (x20 büyütmede).

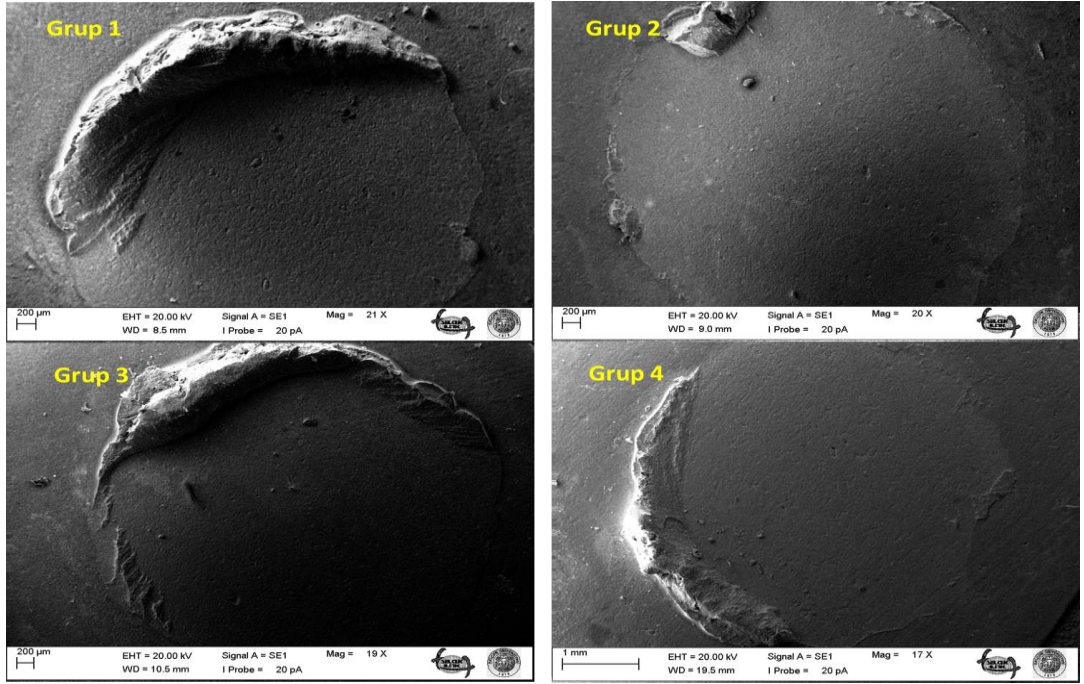


Resim 3.4 Finesse All-Seramik- Clearfil Esthetic örneklerine ait SEM görüntüleri (x20 büyütmede).

Vita In-ceram Zirkonya sisteminin tüm yüzey işlemleri uygulandıktan sonra Variolink N siman ile bağlantıları için seramik-yapıştırıcı siman ara yüzünde daha çok adeziv başarısızlık tipi görülmüştür. Grup 1 ve Grup 4'te karma başarısızlık tipleri de gözlenmiştir. Grup 2 ve Grup 3'te ise kopma başarısızlık tipi adeziv olarak tespit edilmiştir.



Resim 3.5 Vita In-ceram Zirkonya-Variolink N örneklerine ait SEM görüntüleri (x20 büyütmede).

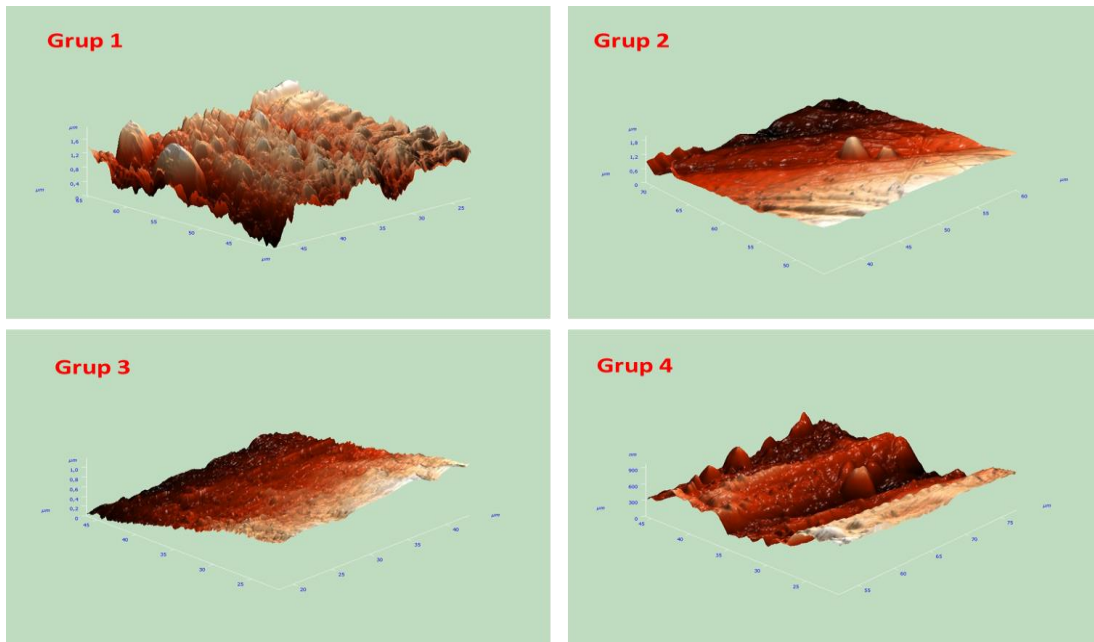


Resim 3.6 Vita In-ceram Zirkonya-Clearfil Esthetic örneklerine ait SEM görüntüleri (x20 büyütmede).

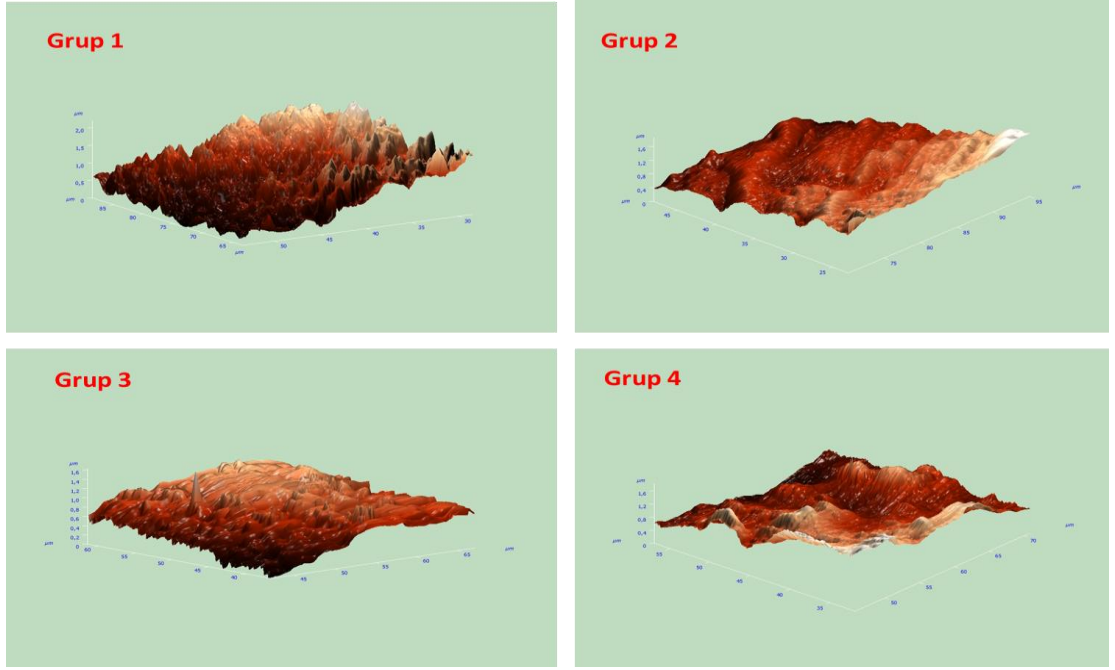
3.4. AFM Analizi Bulguları

Yüzey işlemleri uygulanan grupların her birinden birer örnek seçilerek yüzeyleri 50 X 50 μm alanda incelenmiştir. Bu görüntülerde koyu renklerle gösterilen alanlar çukur alanları, açık renklerle gösterilen alanlar ise tepelikleri ifade etmektedir.

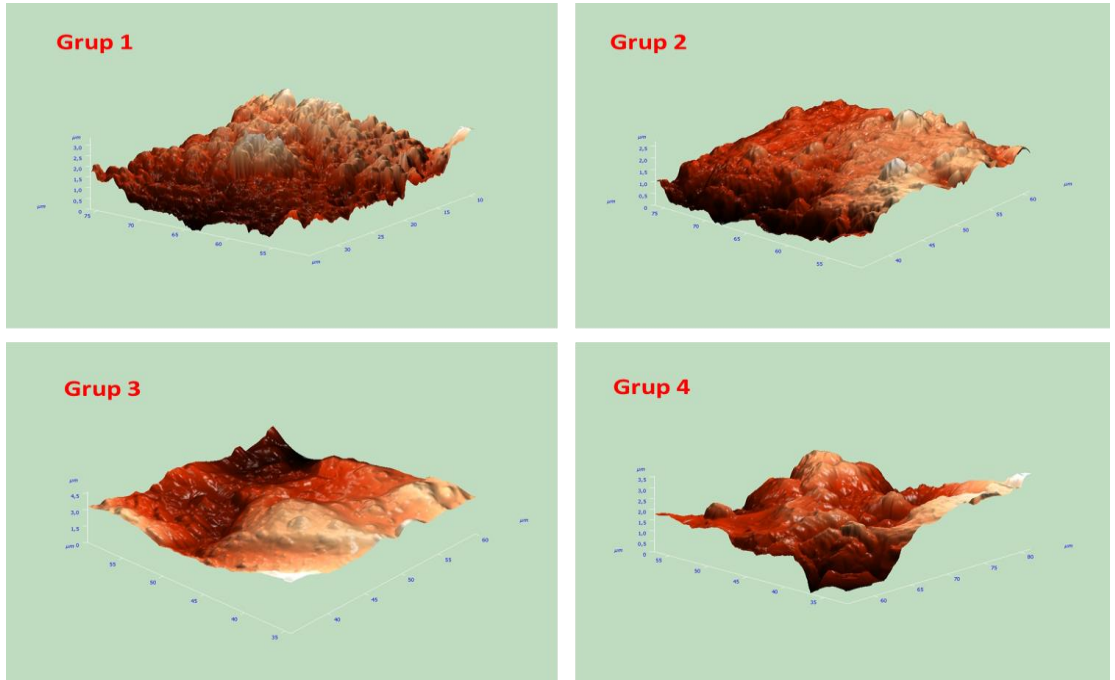
Dört farklı yüzey işlemleri uygulanan 3 farklı seramik (IPS Empress e.max, Finesse All-Seramik, Vita In-ceram Zirkonya) örneklerine ait 3 boyutlu AFM görüntüleri Resim 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11 ve 3.12’de gösterilmiştir. Grup 1’de camsı içeriğin asit tarafından kaldırılması ile oluşan girintili çıkıntılı şekil açıkça görülmektedir. Grup 3 ve Grup 4’te düzensiz ve şekilsiz bir yüzey yapısı gözlenmektedir. Grup 2’de de hafif düzensiz tepelikler ve düz bir görünüm mevcuttur.



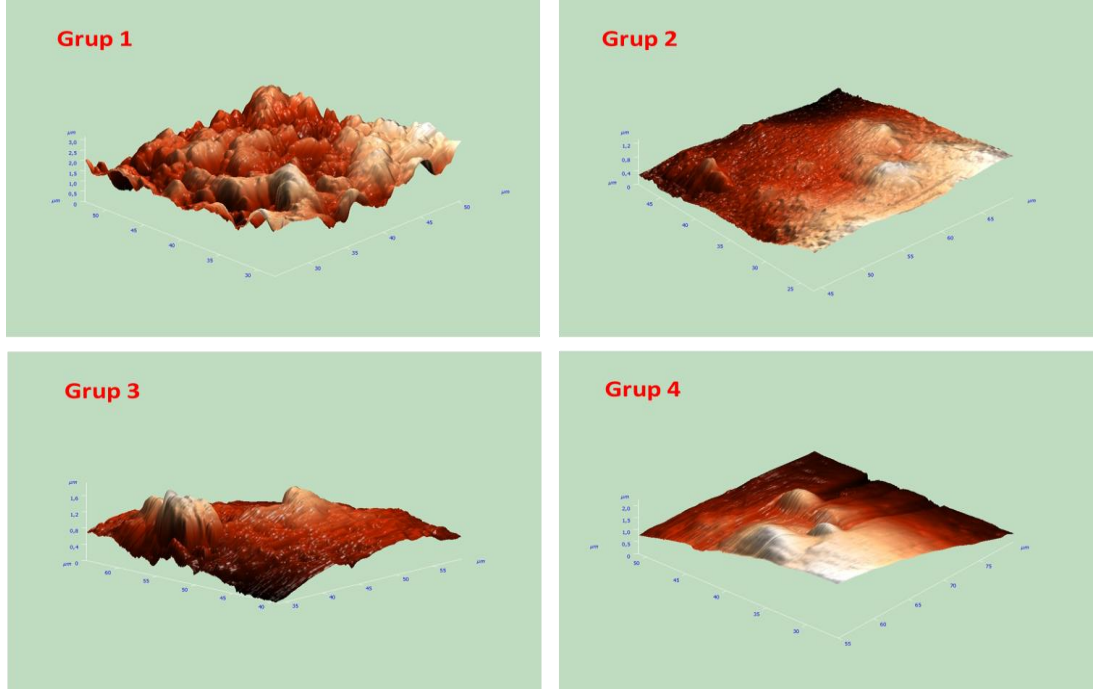
Resim 3.7 IPS Empress e.max-Variolink N örneklerine ait 3 boyutlu AFM görüntüleri (50 μm X 50 μm).



Resim 3.8 IPS Empress e.max-Clearfil Esthetic örneklerine ait 3 boyutlu AFM görüntüleri (50 μm X 50 μm).

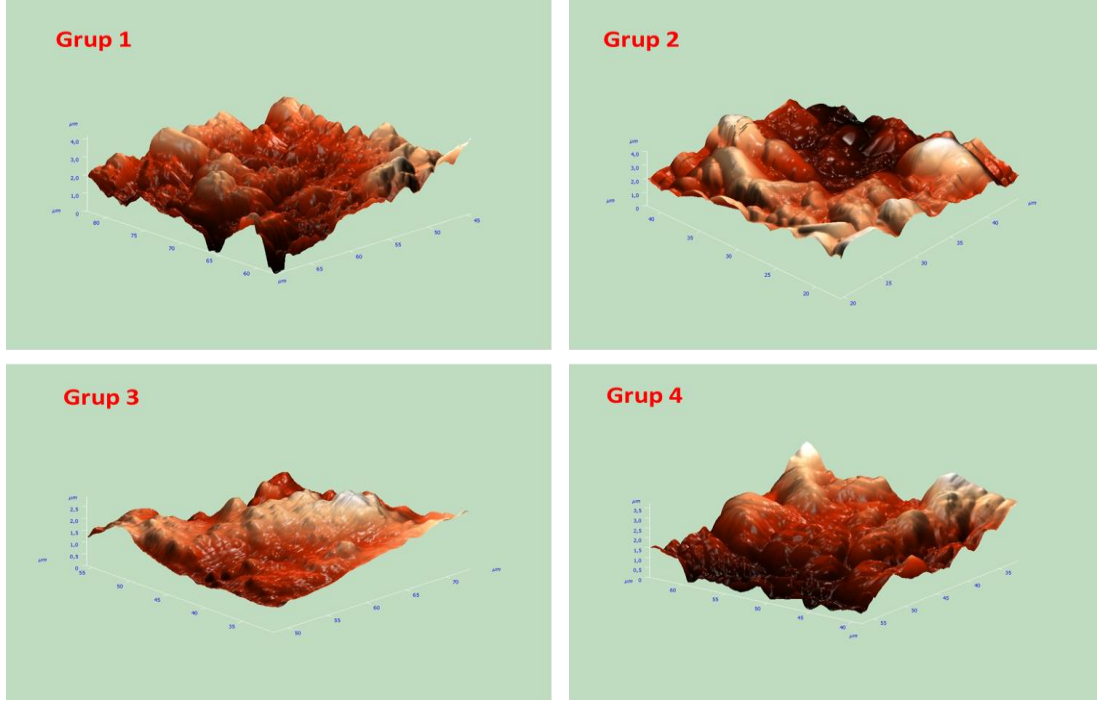


Resim 3.9 Finesse All-Seramik-Variolink N örneklerine ait 3 boyutlu AFM görüntüleri (50 μm X 50 μm).

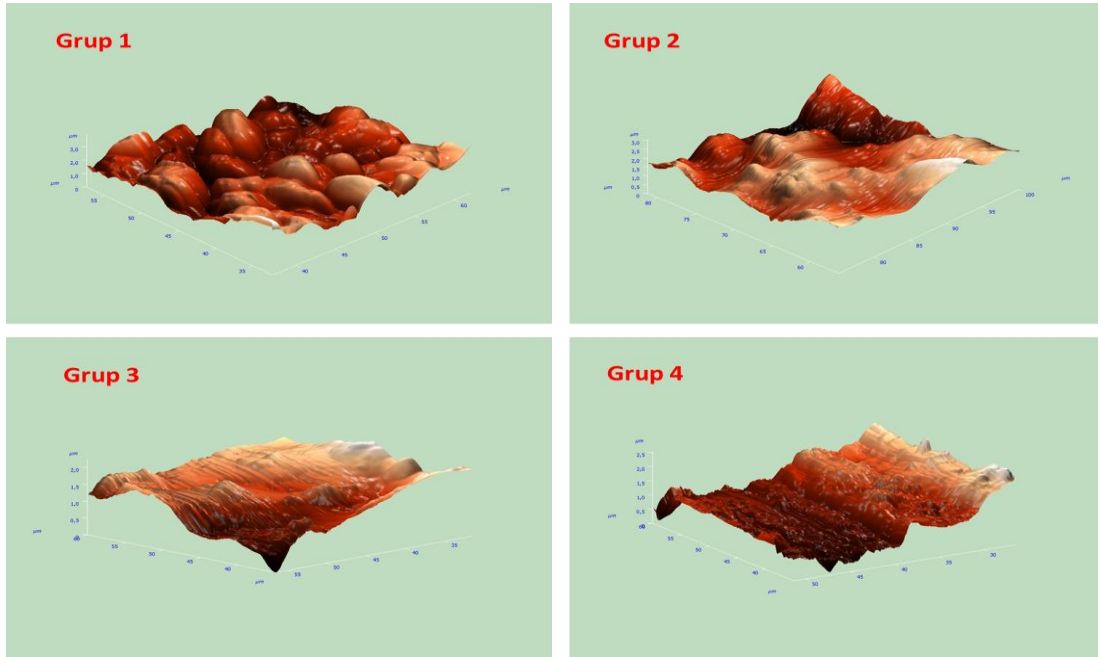


Resim 3.10 Finesse All-Seramik-Clearfil Esthetic örneklerine ait 3 boyutlu AFM görüntüleri (50 µm X 50 µm).

Grup 1’de Vita In-ceram Zirkonya üzerinde asit uygulamasının lityum disilikat içerikli seramikler kadar etkili olamadığı açıkça görülmektedir. Asit uygulaması nispeten pürüzlü bir yüzey oluşturmalarına rağmen diğer iki cam seramiğe oranla daha az girintili çıkıntılı bir yüzey topografisi göstermiştir.



Resim 3.11 Vita In-ceram Zirkonya-Variolink N örneklerine ait 3 boyutlu AFM görüntüleri (50 μm X 50 μm).



Resim 3.12 Vita In-ceram Zirkonya-Clearfil Esthetic örneklerine ait 3 boyutlu AFM görüntüleri (50 μm X 50 μm).

4. TARTIŞMA

Seramikler inert olmaları, renk stabiliteleri, yüksek aşınma dirençleri, düşük ısı iletkenlikleri, biyouyumluluk ve estetik özelliklerinden dolayı diş hekimliği açısından çok tercih edilen materyallerdir (Lawn ve ark 2002, Vult von Steyern ve ark 2005, Ural 2011). Ağız dokuları tarafından çok iyi tolere edilişi ve su absorbe etmeyişi önemli özelliklerindendir (Shillingburg ve ark 1997). Seramikler cam matriks içerisinde kristalin minerallerinden oluşur, yani yapısı esas olarak camdır ve kırılma direncinden yoksundur (O'Brien 1997, Qualtrough ve Piddock 1997). Bu da seramiklerin diş hekimliği uygulamasında kullanım çekincelerinden birisidir.

Tam seramik restorasyonların başarısızlıkları değerlendirildiğinde kırılma ve bağlantı yetersizliği iki ana neden olarak ortaya çıkmaktadır (Burke ve Watts 1994). Üstün mekanik, fiziksel ve estetik özelliklerinden dolayı rezin simanlar bu tip restorasyonlarda klinik başarıyı arttırmak için sıklıkla kullanılır (Blixt ve ark 2000, Guazzato ve ark 2002, Raigrodski 2004). Tam seramik restorasyonlar, rezin simanlarla yapıştırıldıklarında kırılmaya karşı dayanıklılıkları artar. Çünkü, rezin siman restorasyon iç yüzeyinde bulunan çatlak ve düzensizlikleri doldurarak, çatlakların ilerlemesini engeller (Braga ve ark 1999, Ozturk ve Aykent 2003, Pekkan 2005). Seramik - rezin siman - dentin ara yüzeyi birlikte hareket eder ve bir kompozit yapı gibi davranır. Bu şekilde restorasyona gelen kuvvetler rezin siman aracılığı ile dentine, yani diş dokusuna daha homojen aktarılır (Seghi ve ark 1995, Wagner ve Chu 1996, Blatz ve ark 2003, Raigrodski 2004). Yüksek dayanıklılıktaki tam seramik restorasyonlar çinkofosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simanlarla da simante edilebilir (Braga ve ark 2000). Resin simanların farklı renkleri mevcut olmakla birlikte ışık geçirgenliği bakımından çinkofosfat ve cam iyonomer simanlara göre yarı geçirgendir. Estetik avantajlarından dolayı da tercih nedenidirler (Dumfahrt 1999, Peumans ve ark 2004, Pekkan 2005).

Seramik ile diş arasında yüksek retansiyon ve iyi marjinal adaptasyon sağlayan güçlü ve kalıcı rezin bağlantısı; mikro sızıntıyı önler ve restore edilen diş ile restorasyonun kırılma direncini artırır (Blatz ve ark 2003). Seramik restorasyonların diş sert dokularına adezyonu önem taşıdığı için bağlanmayı sağlayacak ve arttıracak yöntemlerle ilgili çalışmalar devam etmektedir. Bununla birlikte seramik

restorasyonlarda yaşanan rezin siman bağlantısındaki başarısızlıklar önemli bir problem teşkil etmektedir (Stewart ve ark 2002).

Rezin simanlar mekanik özellikleri en yüksek olan siman grubudur. Doldurucu içeriği ağırlığının %50-70'i cam ve silika partiküllerinden oluşur. Dolayısıyla baskı ve gerilme dirençleri çok yüksektir. Çözünürlüğü en düşük olan yapıştırıcı simandır (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Geçmiş yıllarda seramik restorasyonların simantasyonunda kimyasal olarak sertleşen rezin simanlar kullanılmıştır, ancak sertleşme zamanlarının kontrol edilemeyişi ve ılık ile sertleşen rezin simanlar kadar sert olmamaları dezavantajları arasındadır (Zaimoğlu ve Can 2004). Bu simanlarda, reaksiyonu başlatan tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülmektedir. Renk seçeneklerinin de az olmasından dolayı seramik restorasyonların simantasyonunda ılıkla sertleşen rezin simanlar ön plana çıkmıştır (Zaimoğlu ve Can 2004, Ceylan ve Aykent 2009). Işıla sertleşen rezin simanların avantajlarından bir diğeri de dual ya da kimyasal yolla sertleşen simanlara oranla daha uzun çalışma zamanına sahip olmasıdır. Işıla sertleşen rezin simanların renk stabilitesi de diğeri simanlara göre çok daha iyidir (Zaimoğlu ve Can 2004). Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda Variolink N ve Clearfil Estetik olmak üzere iki farklı ılıkla sertleşen rezin siman kullanılmıştır.

Seramik materyallerin başarılı olabilmesi, hekimin doğru materyal seçme, materyali üretici firma talimatlarına göre uygulayabilme, simantasyon aşamalarını doğru gerçekleştirebilme, ağız içi koşullara ve estetik gereksinimlere bağlıdır (Conrad ve ark 2007).

Ilık gücünün rezin materyallerin polimerizasyonu üzerindeki etkinliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, üç farklı güçte LED (260 mW/cm², 310 mW/cm², 360 mW/cm²-40 sn) ile iki farklı güçte halojen (530 mW/cm², 920 mW/cm²-40 sn) kullanılmıştır. Ilık gücü yüksek olan halojen ılık kaynağı ile sertleştirilen örnekler diğeriğine göre daha fazla polimerizasyon derinliği vermiş ve önceki fiziksel testlerde de olduğu gibi cihazın ılık çıkış gücünün önemi vurgulanmıştır (Tsai ve ark 2004). Fakat soğutma problemi, yüksek ılık şiddetine sahip halojen ılık

kaynaklarının gelişimini ve kullanımını kısıtlamaktadır (Hofmann ve ark 2002). Yapılan bir başka çalışmada, polimerizasyon esnasında oluşan yüksek ısı, materyalin ısı iletkenliğine göre diş dokusunu da etkileyebileceği, derin kavitelerde ve prepare edilmiş canlı dişler için bir sorun oluşturabileceği vurgulanmıştır (Teshima ve ark 2003).

LED ışık kaynakları ışık üretimi sırasında ısı açığa çıkarmazlar buna bağlı olarak da uygulandıkları objelerde ısı artışı çok az olur. Gereken dalga boyunda enerji ürettiklerinden halojen lambalar gibi filtre edilmesine gerek yoktur (Soh ve ark 2003). Bu tip ışık kaynakları filtre gerektirmeyen tek kaynaklardır (Mills ve ark 1999). Ayrıca fanları olmadığı için sessizdirler ve küçük, taşınabilir şekilde üretilebilmektedirler (Caughman ve Rueggeberg 2002, Soh ve ark 2004). LED ışık lambaları oldukça uzun ömürlü ve değişmez ışık şiddetine sahiptirler (Bektaş ve ark 2006, Soh ve ark 2004).

Son yıllarda halojen ışık kaynakları ve LED ışık kaynaklarının etkinliklerini karşılaştırmak amacı ile birçok çalışma yapılmıştır. Mills ve ark (1999) LED ışık kaynaklarının farklı üç tip kompozit rezinde oluşturdukları polimerizasyon derinliğinin halojenlerden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Oberholzer ve ark (2003) restorasyon, LED ışık kaynağı ile polimerize edildiğinde standart halojenlere göre mikrosızıntının daha az olduğunu belirtmişlerdir.

Ceylan ve Aykent (2009), farklı kalınlık ve renklerdeki 5 farklı tip kor porseleninin (IPS e-max, IPS Empress 2, In ceram alumina, In ceram spinell ve In ceram zirkonya) iki tip ışık kaynağıyla (LED ve Quartz-Tungsten-Halogen (QTH)) ışık geçirgenliğini incelemişlerdir. LED ışık kaynağı, QTH ışık kaynağına göre tüm porselen gruplarında daha yüksek ışık geçirgenliği göstermiştir. LED ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozit rezinlerin QTH ışık kaynağına göre daha fazla polimerizasyon derinliği gösterdiği farklı çalışmalarda ispatlanmıştır (Fujibayashi ve ark 1998, Mills ve ark 1999, Bala ve ark 2005).

Çalışmamızda Variolink N ve Clearfil Esthetic rezin simanın polimerizasyonunda LED (450 mW/cm²) ışık kaynağı kullanılmış ve her kullanımdan önce ışık gücünün kontrolü yapılmıştır.

Seramik restorasyonların ağızda başarıyla fonksiyon görmesi için seramik ve diş yüzeyi arasında yeterli bağlanma şarttır. Bağlanma dayanıklılığı siman tipini, kullanılan seramiğin yapısını, yüzey şekillendirme işlemlerini ve dişin yapısını içeren birkaç faktörden etkilenmektedir (Kelly ve ark 1989, Rosenstiel ve ark 1998). Hidroflorik asit seçici olarak seramiğin camsı ve kristalin içeriğini çözer ve yüzey alanını artırıp seramik yüzeyin pürüzlendirilmiş mikroretansiyon alanlarına rezin penetrasyonunu kolaylaştıran pöröz ve düzensiz bir yüzey üretir (Ozcan ve Vallittu 2003).

Amonyum biflorit ya da hidroflorik asit solüsyonlarıyla pürüzlendirme işlemiyle uygun yüzey dokusu ve pürüzlülüğüne ulaşılır (Bailey ve Bennett 1988, Sorensen ve ark 1991, Wolf ve ark 1993, Chen ve ark 1998). Camsı matris seçici olarak kaldırılır ve kristal yapı açığa çıkartılır. Hidroflorik solüsyonların %2.5 ve %10 arasında 2-3 dakika uygulanması en başarılı olanıdır (Sorensen ve ark 1991, Chen ve ark 1998). Lössit kristallerinin sayısı, büyüklüğü ve dağılımı asitle pürüzlendirme ile oluşan mikropörözitelerin formasyonunu etkiler (Barghi 2000). Lössit kristalleri seramik pişirme işleminin soğutma fazı boyunca büyür (Mackert ve Evans 1991). Bazı düşük füzyon seramik ve cam seramikler hidroflorik asit pürüzlendirmesiyle elde edilen yüksek bağlanmaya sahip mikropörözitelerin oluşumunu inhibe eden lösit kristallerinden minimal miktarda içerirler (Kamada ve ark 1998). Lössitle güçlendirilmiş feldspatik porselen IPS Empress için, %9'luk hidroflorik asit solüsyonunun 60 saniye uygulanması başarılı bulunmuştur (Estafan ve ark 2000). Lityum disilikat cam seramik IPS Empress 2 yüksek kristal içeriğine sahiptir ve yüzey koşullarından bağımsız olarak IPS Empress'ten daha yüksek bağlanma dayanıklılığı sergiler (Della Bona ve ark 2000). Bu da seramik mikro yapısının rezin-seramik bağlanma bölgesinin kırılma direnci üzerinde anlamlı bir etkisi olduğunu gösterir (Della Bona ve ark 2000).

Özcan ve Vallittu (2003) yaptıkları bir çalışmada, HF asitle pürüzlendirme, cam seramikler için bağlanma dayanımı açısından yüksek sonuçlar göstermişken (Finesse All Seramik ve Empress II), yüksek alümina seramikler ve zirkonyum oksit seramiklere simanın bağlanma dayanıklılığını artırmadığını gözlemişlerdir. Bağlanma dayanıklılıkları arasında farkın, yüzey morfolojilerinin çeşitliliğinden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Finesse All Seramik ve Empress II lityum disilikat

seramiklerden sonra lösitle güçlendirilmiş ilk cam seramiktir. L sitin primer fonksiyonu termal ekspansiyon katsayısını yükseltmek, sonuç olarak sertliği ve kayna mayı artırmaktır. Finense All Seramik, rezin simanla bağlanma öncesi hidroflorik asitle pürüzlendirmeye karşı reseptif %8–10 l sit kristali içerir. Bis-GMA rezinin seramiğe bağlanma dayanıklılığında seramik tipinin etkisi yüksek alümina seramik olması durumunda açıkça görülebilir ( zcan ve Vallittu 2003).

Yapılan başka bir çalışmada Hayakawa ve ark (1992); HF asit uygulanmış örneklerin bağlanma dayanımının polisajlanmı  ya da fosforik asit uygulanmış örneklerden daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Madani ve ark (2000)'nın yaptığı % 5'lik ve % 9,5'luk asit jelin kar ıla tırıldığı çalışmada; her iki orandaki HF asit için bağlanma dayanımları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur.

Bütün bu bilgiler ışığında; başarılı bir bağlantı için koherent yapıya sistemin bütünüyle birleşmesi gerekmektedir. Seramikte uygun bir yüzey elde etmek için hidroflorik asitle asitleme ve daha sonra silan bağlayıcı ajan kullanımı tercih edilen yöntemdir ve rezin siman-seramik ara yüzeyinde yüksek bağlantı sağlar (Canay ve ark 2001). Hidroflorik asit seramik matriksin camsı fazının    nmesi yoluyla yüzeyde çukurcuklar oluşturmaktadır (al Edris ve ark 1990). Asitlenmi  yüzeye silan uygulanması ıslanabilirliği arttırmakta ve seramikle rezin siman arasında kovalent bağlantı kurulmasını sağlamaktadır (Roulet ve ark 1995). Hidroflorik asidin simantasyon prosedüründen kaldırılmasının istenmesinin 3 olası sebebi vardır. Bunlardan biri;

Hidroflorik asidin yüksek kimyasal toksisitesi (Bertolini 1992) ( nemli sağlık sorunu). Diğeri; silika esaslı seramiklerin hidroflorik asitle asitlenmesi,    nmeyen silika-florid tuzları oluşturmakta (yüzeyde artık gibi kalmakta) (Monticelli ve ark 2006) ve kaldırılmazsa bu tuzlar bağlantıya karışarak olumsuz etkilemektedir (Shimada ve ark 2002).

Son olarak; bazı geliştirilen cam seramikler çok iyi kristalin yapıya sahiptir ve hidroflorik asitle yapılan yüzey işleminin faydası yoktur (Valandro ve ark 2005). (Procera all ceram)

Biz de çalışmamızda IPS Empress e.max, Finesse All-Seramik ve Vita In-ceram Zirkonya cam seramiklerine %5'lik HF asit (hidroflorik asit+silan) uygulayarak ve asitsiz yüzey işlemleriyle; (oda sıcaklığında yalnız silan uygulaması), (Silan+60 °C'lik ısı uygulaması), (Silan+100 °C'lik ısı uygulaması) test ettik.

Yüzey işlemi uygulanmış seramiğe silan uygulanması, kimyasal kovalent (Blatz ve ark 2003) ve hidrojen bağların oluşumunu sağlar. Silika esaslı seramiklere rezinin güçlü bağlanması için silan, önemli bir faktördür (Barghi 2000, Della Bona ve ark 2000, Kato ve ark 2000, Blatz ve ark 2003).

Silan bağlı ajanlar, seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini ve düşük viskoziteli rezinlerin akışkanlığını artırarak seramik ve kompozit rezin arasında kimyasal bağ sağlar (Shahverdi ve ark 1998).

Silan ürünlerinin etkileri arasındaki farklılık, hidrolize olma dereceleriyle ilişkilidir. Hidrolize olma derecesi yüksek olan silan ajanı daha iyi bağlantı sağlar (Spohr ve ark 2003). Buna ilaveten bazı silanların, seramik yüzeyini ıslatabilme kapasiteleri daha fazladır (Spohr ve ark 2003).

Seramik yüzey işlemleri gözardı edilerek, seramik-kompozit bağlantısını sağlayan başlıca faktör silan bağlı ajanlardır. HF asit ile birlikte silan ajanının kombine uygulanması, uzun süre suda saklama ve termal siklus sonrası seramik-kompozit bağlantısının stabil kalmasını sağlamaktadır (Blatz ve ark 2004)

Asit ve silan bağlı ajanın uygulanması silika esaslı dental seramiklere yüksek bağlantı kuvveti kazandırır. Ancak fosforik ve hidroflorik asitler, mikromekanik kilitlenme için saf alüminyum oksit seramikleri pürüzlendiremezler. Matriks silika içermediği için kimyasal silan bağlantısı elde edilemez. Alüminyum oksit seramiklerde yüzey pürüzlendirmesi oluşturmak için alüminyum oksit aşındırıcı partiküllerle kumlama işleminin yapılması daha etkilidir (Blatz ve ark 2003). Fakat bizim çalışmamızda Vita In-ceram Zirkonya seramiği içerisinde az da olsa camsı yapı infiltre edildiği için HF asit ile pürüzlendirme yapılmış ve daha sonra silan ajanı uygulanmıştır.

Silanın yüzeye asit uygulanmadan tek başına uygulanması, asit uygulamasıyla karşılaştırılabilir düzeyde bağlanma dayanımı gösterir. Bu bağlanma dayanımı, seramiğin kendi koheziv dayanımını da aşabilir (Hayakawa ve ark 1992, Spohr ve ark 2003).

En fazla kullanılan silanlar su-etanol solüsyonunda çözünen 3 trimetoksilpropilmetakrilat (MPS)'dır (Fabianelli ve ark 2010). Çalışmamızda Fabianelli ve ark (2010) 'nın yaptığı çalışma ile paralel olarak 3 MPS içeren iki farklı firmaya ait; Monobond-S (3-MPS 1%, ethanol/water-based solvent, acetic acid) ve Clearfil Ceramic Primer (3-MPS, 10 MDP ve Etanol) ajanı kullanıldı.

Ağız içindeki kimyasal, termal ve mekanik faktörler, diş-rezin siman veya rezin siman-restorasyon ara yüzündeki bağlantıyı etkilemektedir. Restorasyonları ağız içi sıcaklık değişimleri ile uyumlu olarak (5-55 °C) sıcaklıklara maruz bırakmak, diş-restorasyon ara yüzündeki adeziv bağlantıda termal stresler oluşturmaktadır (Gale ve Darvell 1999). Diş-restorasyon arasındaki termal genleşme katsayı farklılığından dolayı zamanla ağızda ortaya çıkabilecek sorunlar, termal siklus uygulamaları ile taklit edilmiştir (Hashimoto ve ark 2000) ve bu işlem birçok araştırmacı tarafından uygulanmıştır (Andreatta Filho ve ark 2005, Luthy ve ark 2006, Ülker 2006, Peumans ve ark 2007).

Irie ve Suzuki (2001) yaptıkları bir çalışmada, rezin simanların termal siklustan önce ve sonraki kırılma dirençlerini karşılaştırmışlar, dört rezin simandan (Copolute, Pnavia 21, PermaCem ve Fuji Plus) kırılma dayanımının termal siklus işleminden sonra herhangi bir farklılık göstermediğini ifade etmişlerdir.

Simantasyon işlemi tamamlandıktan sonra bağlanma testlerinin uygulanmasına kadar geçen zamanın önemli olduğu belirtilmiştir. Altı adeziv bağlayıcı sistemin 10 dk ve 24 saat sonraki makaslama bağlanma kuvvetlerinin değerlendirildiği bir çalışmanın sonucunda, 10 dk sonra elde edilen bağlanma kuvvetlerinin, 24 saat sonraki değerlere göre, anlamlı derecede düşük olduğu bildirilmiştir (Price ve Hall 1999). Numunelerin simantasyondan sonra, ISO standartlarına göre test edilmesinden önce materyalin neme dayanıklılığını ayırt etmek amacı ile 37±2°C' de 24 saat suda bekletilmesi önerilmiştir. Çalışmamızda,

simantasyon işleminin tamamlanmasının ardından tüm örnekler ISO standartlarına uygun olarak 37 °C distile suda 24 saat bekletilmiştir.

Diş yüzeylerine etkili maksimum ve minimum sıcaklık değerleri hakkında farklı görüşler ortaya atılmıştır. Genelde termal siklus çalışmalarında, ısı aralığının alt limiti olarak suyun donma derecesi, üst limit için de buharlaşma ısısının yarısına yakın değerler kullanılmaktadır. Bu aralıklar; 4-58°C, 4-60°C, 5-55°C, 5-60°C, 10-50°C gibi sıralanabilir (Palmer ve ark 1992, Wendt ve ark 1992, Kim ve ark 2003).

Çalışmamızda örnekler, simantasyon işleminden sonra 37°C’de 24 saat distile suda bekletilmiş, banyo sıcaklığı 5-55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$), banyoda kalma süresi 20 sn ve transfer zamanı 10 sn olacak şekilde (Barclay ve ark 2002, Ozel Bektas ve ark 2012) tüm örneklerle uzun dönem (10 000 devir) termal siklus işlemi uygulanmıştır. Bu siklus yaklaşık olarak 1’lik yaşlanmaya tekabül etmektedir (Gale ve Darvell 1999, Xie ve ark 2010, Ozel Bektas ve ark 2012).

5 ve 55 °C de muhafaza edilen su banyoları arasında termal siklus, klinik şartları taklit eden materyallerin termal ekspansiyon katsayıları arasındaki uyumsuzluk sebebiyle, sisteme termal stresler sunar. Wolf ve ark (1992) farklı yüzey işlemleri uygulayarak rezin kompozitin seramiğe bağlanma dayanımını değerlendirmiş ve termal siklusun bütün örneklerde silan bağlantısının hidrolitik atağı sebebiyle bağlanma dayanımını azalttığını bulmuşlardır.

Hooshmand ve ark (2002) yaptığı çalışmada 24 saat suda bekletilen ve sonrasında termal siklus uygulanan grupların sonuçları, 24 saat suda bekletilip kurutulan grubun başlangıç değerleriyle kıyaslandığında; grupların herhangi birinde bağlanma dayanımında bir bozulma olmadığını gözlenmiştir. Tersine, pürüzlendirme, pürüzlendirme-kumlama, kumlama gruplarında tensal bağlanma dayanımında belirgin bir artış tespit etmişlerdir (Hooshmand ve ark 2002).

Materyal ve metotlarda büyük çeşitlilik gösteren mekanik laboratuvar deneyleri materyal seçimi konusunda klinik tavsiyeler sunmaktadır. En yaygın kullanılan deney metodlarından birisi makaslama deneyidir (Begazo ve ark 2004, Pekperdahcı 2009). Bazı araştırmacılar farklı şekillerde olan ara yüz streslerini bertaraf

etmek için modifiye çekme deneylerini tercih etmektedirler. Ancak çekme deney sonuçlarında özel geometriden dolayı kuvvet uygulaması sırasında düzensiz ve büyük stres dağılımı olmaktadır (Kahvecioğlu 2006, Pekperdahcı 2009). Ayrıca anterior bölgedeki restorasyonlar özellikle yerinden çıkartıcı makaslama kuvvetlerine maruz kaldıklarından, dişe bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde geleneksel makaslama testleri tercih edilmektedir (Kitasako ve ark 1995).

Mikro gerilim deneyleri hakkında pek çok araştırmacı tarafından daha küçük bir alanda daha homojen bir yüzey oluşturup güvenilir sonuçlar vereceği yönünde görüş bildirilmiştir (Bottino ve ark 2005, Pekperdahcı 2009). Ancak klinikte yapıştırılan bir kronun altındaki siman film tabakasının her bölgede ne kadar homojen olduğu tartışılabilir. Her durumda klinik uygulamalara en yakın şartları taklit etmeye çalışırken en ideal şartlarda elde edilen yüksek değerler klinik uygulamalar açısından yanıltıcı olabilmektedir (Bottino ve ark 2005, Pekperdahcı 2009).

Makaslama deneyi, seramik yüzeyine rezin simanların bağlantısının araştırıldığı pek çok çalışmada bağlanma dayanımının ölçülmesinde kullanılmıştır (Madani ve ark 2000, Özcan ve Vallittu 2003, Blatz ve ark 2004). Bundan dolayı araştırmamızda kullanılan 2 rezin simanın (Variolink N ve Clearfil Estetik Siman) bağlanma dayanımının ölçülmesinde makaslama deneyi tercih edilmiştir.

ISO/TS 11405 (ınt)(2003), makaslama testi gerçekleştirilirken yükü birlikte uygulanan hızın 0.45-1.05 mm/dk arasında olması gerektiği bildirilmiştir. Yapılan çalışmaların büyük kısmında makaslama testinde bıçak sırtı şeklinde uç kullanılmış ve 0.5-1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanarak bağlanma dayanım değerleri belirlenmiştir (Celik ve ark 2006, Burke ve ark 2008, Lepri ve ark 2008, Braga ve ark 2010, Basaran ve ark 2011).

Seramik restorasyonların rezin simanla bağlanma dayanımının değerlendirildiği bizim çalışmamızda da, bıçak sırtı şeklindeki uç 0.5 mm/dk hızla seramik disk ile rezin siman ara yüzüne kopma oluşana dek uygulandı (Yavuz ve ark 2012). Test öncesi başarısızlıklar 0 MPa olarak kaydedildi (Sarr ve ark 2010).

Yapılan tüm invitro çalışmaların sonuçları belirli ölçütler göz önünde bulundurularak değerlendirilmelidir. Asıl belirleyici olan klinik denemelerin sonuçlarıdır. İn vitro çalışmalarda genellikle göz önüne alınamayan preparasyon dizaynı ve restorasyonun 3 boyutlu geometrisi gibi pek çok faktör rezin simanlarla yapıştırılan tam seramik restorasyonların uzun dönem klinik başarısını etkileyebilir. Hipotez üzerine kurulan ve dar bir çerçevede belirlenen parametrelerle, ağız içindeki durum yeterince taklit edilemeyebilir (Blatz ve ark 2004).

Fabianelli ve ark. (2010) yaptıkları bir çalışmada sadece silan ajanı uygulayarak seramik-rezin siman arasında mikro-tensile testinde elde ettikleri sonuçların, hidroflorik asit + silan uyguladıkları grupta elde ettikleri sonuçlara göre daha düşük olduğunu kaydetmişlerdir. Sadece silan uyguladıkları grupta başarısızlık tipi seramik-rezin arayüzünde, genelde adezivdir. Hidroflorik asit uyguladıktan sonra silan ajanını ısıttıkları grupta önemli bir artış bulmuşlardır (27.8 MPa). Hidroflorik asidin uygulanmadığı sadece silan ajanı + ısı uyguladıkları grupta en yüksek değerler elde edilmiştir (28.5 MPa). Başarısızlıklar genelde kohezivdir. Rezindeki koheziv bağlantıyı arttırmak önemli hale gelmiştir.

Monticelli ve ark. (2006) silanı 38°C de kurutmanın seramik ve kompozit arasındaki bağlantıyı arttırdığını tespit etmişlerdir. Diğer bir çalışmada yüzey işleminden sonra 100°C 'de 60 sn silanı ısıtmanın makaslama bağlanma dayanımını arttırdığı rapor edilmiştir (Roulet ve ark 1995). Buna benzer olarak, Shen ve ark. (2004) lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerde 45 °C'de silanı kurutmuşlar ve mikrotensile bağlantı da artış saptamışlardır. Silan uygulandıktan sonra sıcak hava ile kurutulması bağlanma dayanımı değerlerini artırması nedeni ile çalışmamızda hidroflorik asit, ısıtmalı ve oda sıcaklığında silan uyguladık.

Yukarıdaki çalışmalarda silan kombinasyonlu olarak (abrazyon ya da hidroflorik asit) kullanılmasına rağmen bizim çalışmamızda en yüksek dayanım hidroflorik asidin kullanıldığı gruplarda görülmüştür. IPS Empress e.max sisteminde Grup 1 (HF+silan) en yüksek değerlere ulaşırken; oda sıcaklığında silan ajanının uygulandığı grup (Grup 2) en düşük değerlerde kalmıştır. Bunun nedeni olarak HF asit seramik yüzeyinde mikro pöreziteler oluşturarak rezin simanın yüzeye mikro mekanik bağlanmayı artırması söylenebilir.

Özcan ve Vallittu (2003) yaptıkları çalışmada HF asiti takiben silan uygulamasının IPS Empress kronlarda makaslama bağlanma dayanımını arttırdığını bulmuşlardır. Bilindiği gibi HF asit, seramiğin camsı ve kristalsi bileşenlerini selektif olarak eriterek, düzensiz, pöröz bir yüzey yapısı oluşturur ve seramiğin yüzey alanını artırarak rezinin seramikle mikro-retansiyonunu kolaylaştırır. Bu işlemi takiben uygulanan silan ise resin sistemi ile silika esaslı seramikler arasında kimyasal kovalent ve hidrojen bağlar sağlar (Blatz ve ark., 2003). Bizim çalışmamızda da bu bilgilere paralel olarak en yüksek bağlanma dayanım değerleri Grup 1’de Clearfil Estetik resin simanı ile IPS Empress e-max grubunda elde ($26,07 \pm 8,94$) edilirken, en düşük makaslama bağlanma direnci değerleri Grup 2’de Variolink N resin siman ile Finesse All-Seramik sisteminde elde ($3,79 \pm 2,50$) edilmiştir.

Vita In-ceram Zirkonya sisteminde diğer iki seramik sisteminden farklı olarak Grup 2, Grup 3 ile makaslama bağlanma dayanımı sonuçları açısından istatistiksel olarak bir fark göstermezken, Grup 1 de Grup 4 ile istatistiksel olarak bir fark göstermemiştir. Zirkonyum oksit alt yapı ile güçlendirilen In-Ceram Zirkonya sistemi orijinal In-Ceram alümina sisteminin %35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ile cam infiltre edilmiş alümina içeren bir modifikasyonu olması ile açıklanabilir. Bu yüzden yapısında HF asitle pürüzlendirmeye izin vermeyecek kadar fazla oranda oksit yapı (zirkonyum oksit ve alüminyum oksit) bulundurmaktadır. Bu sebeple HF asit+silan yeterli pürüzlendirme sağlayamadığından, silan+100 C°’lik ısı uygulaması ile eşit bağlanma dayanımı değerleri vermiş olabilir.

Silan seramik yüzeyine uygulandığında 3 tabaka oluşmaktadır. 100 C° ısı uygulaması bu 3 tabakayı tek bir tabakada birleştirmekte ve resin seramik bağlantısını arttırmaktadır. Silanlanmış seramik yüzeyine ısı uygulanması, su, alkol ve diğer ürünlerin eliminasyonu ve tam bir yoğunlaşma reaksiyonu ile bağlanma dayanımı artırılabilir. Suyun eliminasyonu kovalent silika-silan yüzey reaksiyonu artırılabilir (Fabianelli ve ark 2010). Isı tedavisi silan bileşimindeki kimyasal bağlantıyı da artırabilir. Bu olay hidroflorik asit kullanmadan ya da kullanarak sıcak silan uygulamasının bağlantıyı arttırması ile açıklanabilir. Buna rağmen ağız içi porselen tamirinde sıcak uygulaması uygun değildir ve sadece simantasyon prosedüründe kullanılabilir bu sebeple hidroflorik asit uygulanması elimine edilmiş olunur (Fabianelli ve ark 2010).

Mikro-tensile test yöntemini kullanan de Carvalho ve ark (2011) yaptığı bir çalışmanın sonuçlarına göre; ortalama bağlanma dayanıklılığında silan+ısı uygulamasının ekstra bir etkisi olmadığı gözlenmektedir. Bu bulgular bizim çalışmamızla ve diğer silan+ısı işleminin bağlanma dayanımını artırdığını savunan çalışmalarda test yönteminin farklılığından kaynaklanabilir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular, Hooshmand ve ark (2002) yaptığı bir çalışmada buldukları sonuçlarla paralel çıkmıştır. Hooshmand ve ark (2002) konvansiyonel çekme testi kullandıkları çalışmalarda, silan ajanını fırçayla uygulama, sıcak hava ile kurutma, yeni kaynamış suyla durulama, tekrar sıcak havayla kurutma, ve takibinde doldurucusuz rezinle seramik yüzeyine yapılan bitirme işlemi en yüksek sonuçları ($25,7 \pm 8,7$) vermiştir.

Hooshmand ve ark (2002) yapıştırıcı rezinin koheziv fraktürünü içeren bir başarısızlık tipi oluştuğunda, başarısızlığın baskın kaynağı arayüzde olmayan rezindeki çatlaklardan ortaya çıktığını söylemektedir. Bu interfasiyal çatlakların silanla bağlanmadaki artışla elimine edilebileceğini ve rezindeki doğal çatlaklardan belirgin şekilde daha önemsiz olduğunu akla getirmiştir. Böylece çalışmada kullanılan materyaller için, yapıştırıcı rezindeki koheziv başarısızlık, ulaşılan en iyi bağlanma dayanımını gösterir. Adeziv arayüzdeki performans artışı için muhtemel birkaç açıklama bulunmaktadır.

Silanın seramik yüzeyine fırçalama tekniğiyle uygulanması, cam seramikleri silan dolu bir kap içerisine daldırma tekniğine karşın, daha ince bir silan tabakası ile sonuçlanır ve kalın tabaka silan bağlanmayı olumsuz etkilemektedir (Hooshmand ve ark 2002).

Isı uygulaması; su, alkol ve diğer yan ürünleri elimine eder ve kovalent bağ formasyonunu sağlayarak silan-silika kondensasyon reaksiyonuna yardım eder. Hooshmand ve ark yaptığı bu çalışmada 50 °C de sıcak hava ile kurutma işlemi, 100 °C ısıtılmış fırında kuru ısıya oranla daha iyi sonuçlar vermiştir (Hooshmand ve ark 2002).

Sıcak suyla durulama adeziv başarısızlıkların sayısını azaltan sonuçları artırır. Mono tabaka bir silan sağlamak için, organofonksiyonel grupların homopolimerizasyonu yüzünden bu oligomerlerin dezorbsiyonuna direnç artışı olduğundan, fazla gevşek sınır oligomerlerinin kaldırılması tercih edilir (Hooshmand ve ark 2002)

Doldurucusuz rezin kullanılan grupta bağlanma dayanımında daha fazla artışı, adeziv arayüzdeki nemin artışı ve çatlakların sayı ve büyüklüklerinin azalması ile açıklanabilir, böylece silan ve yapıştırıcı rezin arasında daha iyi bir bağlanma sağlanır (Hooshmand ve ark 2002).

Silanın seramik yüzeyine fırçalama tekniğiyle uygulanan grup için başarısızlık şekli, ağırlıklı olarak yapıştırıcı rezinde koheziv olarak görülmektedir. Bu ayrıca kumlama, kumlama-pürüzlendirme, pürüzlendirme yapılan yüzeyler için de geçerlidir ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir (Hooshmand ve ark 2002). Böylece, mikromekanik bağlantıyı artırmak için seramik yüzeyi işleme tabi tutulduğunda, cilalanmış seramik yüzeyine silan bağlantısı, seramiğe bağlanma kadar iyi bulunmuştur (Hooshmand ve ark 2002). Artan silan bağlantı prosedürü benimsendiğinde, en azından çekme stres şartları göz önünde bulundurulduğunda, mikromekanik bağlanmanın gerekli olmadığı akla getirilebilir (Hooshmand ve ark 2002).

Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında, başlangıçta öne sürülen hipotez kabul edilmiştir. Farklı ısılarda uygulanan silan cam seramiklerin rezin sistemlere bağlantısını etkilemiştir.

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında kırık yüzeyleri her gruptan birer örnek alınarak SEM’de incelendi (Resim 3.1, 3.2, 3.3, 3.4, 3.5 ve 3.6). Ayrıca diğer tüm örneklerin kırık tiplerinin belirlenebilmesi amacı ile X12 büyütme mikroskop kullanıldı. Fraktür analizi sonucunda koheziv başarısızlığın fazla görülmesi, ara yüzde bağlanma dayanım değerlerini doğru şekilde yansıtılmasına engel olabilmektedir (Della Bona ve van Noort 1995, Ozturk ve ark 2012).

İki farklı rezin siman grubu için, adeziv tip kırılmalar sıklıkla Grup 2’de izlenirken, Grup 1, Grup 3 ve Grup 4’te seramik tabakasında koheziv ve karma kırılmalar baskın olarak gözlemlendi. Seramik içerisinde en çok koheziv kırık Finesse All-Seramik grubunda gözlemlenmiştir. Koheziv başarısızlıkların oluşması, yüzeyin bazı bölgelerinde adezyon bölgesinden daha zayıf koheziv direncin olması ile açıklanabilir. Seramik disklerde oluşan koheziv kırıklar göstermiştir ki, seramik restorasyonların rezin simana bağlanma düzeylerinin, seramiğin kendi içlerinde koheziv kırık oluşturacak kadar güçlü olabileceğine işaret etmektedir. Makaslama bağlanma testi yaygın olarak kullanılır fakat arayüzden ziyade kullanılan yapı yüzeyinde koheziv kütle kırığı oluşturur ve bu yüzden test boyunca kompleks stres dağılımı oluşturur ve verilerin hatalı yorumlanmasına sebep olabilir (Van Noort ve ark 1989).

Bu durum, Vita In-ceram zirkonya grupları için, HF asitle birlikte prözlendirilerek bağlanan örneklerde dahi koheziv kırılma gözlenmemiştir. Sadece her iki farklı siman ve Vita In-ceram zirkonya için Grup 1’de ve Grup 3’te siman içerisinde koheziv olmak üzere karma tip kırıklar oluşmuştur. Daha önce Sorensen ve ark (1991) yaptıkları çalışmada In-ceram alüminaya cam infiltrasyonu ile camsı içerik kazandırılmasına rağmen HF asitin bu yapıyı çözemediğini rapor etmişlerdir. Bizim AFM görüntülerimizle de desteklenen bu sonuç makaslama bağlanma dayanımı değerlerini olumsuz yönde etkilediği için seramik yapı içerisinde herhangi bir koheziv kırık gözlenmemiştir. Ayrıca Vita In-ceram Zirkonya seramik yapı içerisindeki koheziv direncin fazla olması ile de açıklanabilir.

Gür (2006)’ün yaptığı bir çalışmada hem stereomikroskop, hem de SEM görüntüleri sonucu IPS Empress 2 seramiği için koheziv ve karma başarısızlık tipi ProCAD seramiğine göre daha fazla gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda da alümina içerikli seramikte (Vita In-ceram Zirkonya) adeziv ve siman içerisinde koheziv kırık tipi gözlenirken, diğer lüsit içerikli (Finesse All-Seramik) ve lityum disilikat içerikli (IPS Empress e.max) seramiklerde adeziv, koheziv ve karma kırık tiplerinin her üçüne de rastlanmıştır.

SEM yıllardır diş hekimliğinde kullanılmasına rağmen, AFM tekniğinin popülerliği son yıllarda artmıştır. Her iki tekniğinde avantaj ve dezavantajları vardır.

EDX dedektörü olan SEM ile hem görüntü alınıp hem de kimyasal analiz yapılırken, örneklerin yüksek çözünürlüklü görüntülerinin alınmasında altın kaplamaya ihtiyaç duyulmaktadır (Rodriguez-Vilchis ve ark 2011). Diğer taraftan AFM ile 3 boyutlu görüntüler elde edilebilmekte, fakat görüntülerin taranması uzun sürmektedir ve örneğin yüzeyinin tek bir noktasını tespit etmektedir. Bizim çalışmamızda her iki teknik de kullanılmıştır.

Materyallerin yüzeyindeki düzensizlikler ve pürüzlülüklerin saptanmasında AFM kullanımı yeni bir görüş getirmiştir (Sawase ve ark 1999, Bereznai ve ark 2003). Üç boyutlu sayısal görüntünün sağlanabilmesi, üzerinde sayısal işlemlerinin yapılabilmesi ve örnek konumu değiştirilmeden farklı açılardan inceleme yapılabilmesi AFM'nin avantajlarını teşkil etmektedir. Diğer yöntemlere olan bu avantajlar AFM'nin bu araştırmada kullanılmasının nedenini teşkil etmiştir.

Çalışmamızda seramik örneklerine ait AFM görüntülerinde; Grup 1'in yüzeyleri diğer gruplara göre daha girintili çıkıntılı bir morfolojiye sahiptir. Grup 2, Grup 3 ve Grup 4'ün yüzeyleri asit grubuna oranla daha düzensiz ve hafif tepecikli bir morfolojiye sahiptir.

Yavuz ve ark (2012) yaptıkları bir çalışmada 2 farklı seramik sistemine (Vita VM9 ve IPS Empress 2) uyguladıkları farklı yüzey işlemleri sonucunda HF asit grubunda AFM görüntüleri incelendiğinde bizim çalışmamızla paralel olarak çok sayıda girintili ve çıkıntılı alan gözlenmiştir. Yine aynı çalışmada makaslama bağlanma değerleri, AFM görüntüleri ile uyum içerisinde olduğu söylenmiştir.

Çalışmamızdaki farklı yüzey işlemleri uygulanan 3 boyutlu AFM görüntüleri ile bağlanma dayanımı arasında bir uyum vardır denilebilir. Seramik örneklerinin AFM görüntülerinde, daha homojen ve mikro girintili ve çıkıntılı yüzeylerin bağlanma dayanım değerleri diğer yüzeylere oranla daha fazladır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı yüzey işlemleri (hidroflorik asit+silan, silan+60°C ısı, silan+100°C ısı ve sadece silan) uygulanan 3 farklı cam seramik (IPS Empress e.max, Finesse All-Seramik, Vita In-ceram Zirkonya) örneklerinin iki farklı rezin siman (Clearfil Esthetic ve Variolink N) ile olan makaslama bağlanma dayanımları karşılaştırılmış ve yüzey topografileri AFM analizi ile incelenmiştir. Çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. En yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri, %5'lik hidroflorik asit ile pürüzlendirilen seramik örneklerinde görülmüştür. Silan ajanının tek başına herhangi bir işlem yapılmadan seramik yüzeyine uygulanması seramik-rezin ara yüzeyinde makaslama bağlanma dayanımı için düşük sonuçlar vermiştir. Finesse All-Seramik grubu ve IPS Empress e.max grubu içerisinde silan+ısı (Grup 3 ve Grup 4) uygulaması bağlanma dayanımını sadece silan uygulanan gruba göre önemli derecede artırmıştır. Fakat hidroflorik asit+silan uygulanan (Grup 1) gruba göre sonuçlar önemli derecede düşük çıkmıştır. Cam seramikleri pürüzlendirmede geleneksel %5'lik hidroflorik asit uygulaması etkili ve basit bir yöntemdir. Çalışmamızda silan+ısı uygulamasının Finesse All-Seramik grubu ve IPS Empress e.max grubu için hidroflorik asit kadar etkili olmadığı bulunmuştur.

2. Vita In-ceram Zirkonya örneklerinde aynı şekilde silan ajanının tek başına herhangi bir işlem yapılmadan seramik yüzeyine uygulanması seramik-rezin ara yüzeyinde makaslama bağlanma dayanımı için düşük sonuçlar vermiştir. Fakat Vita In-ceram Zirkonya örneklerinde diğer iki seramik örneklerinden farklı olarak silan+ısı (Grup 3 ve Grup 4) uygulaması bağlanma dayanımını sadece silan uygulanan gruba göre önemli derecede artırmış ve hidroflorik asit+silan uygulanan gruba göre önemli bir farklılık bulunmamıştır. Çalışmamızda Vita In-ceram Zirkonya örnekler için silan+ısı uygulaması hidroflorik asit kadar etkili bulunmuştur.

3. Grup 1'deki seramik örneklerinin SEM görüntülerinde, IPS Empress e.max ve Finesse All-Seramik sistemlerinin daha fazla koheziv kırık içerdiği görülmektedir. Vita In-ceram Zirkonya örneklerinde ise koheziv kırıklar daha az ve sadece rezin materyal içerisinde gözlenmiştir.

4. Asit grubundaki seramik örneklerinin AFM görüntülerinde, girintili çıkıntılı bir yüzey yapısı gözlenirken, asit uygulanmadan silan+ısı işlemine tabi tutulan gruplarda düzensiz ve heterojen tepecikler halinde bir yüzey yapısı görülmektedir. AFM görüntülerinde elde edilen yüzey topografilerine göre oda sıcaklığında silan uygulaması veya silan+ısı uygulaması ile mekanik tutuculuğu artırıcı yönde etki edecek bir yüzey yapısı elde edilmiştir. Fakat bu değerler HF asit ile elde edilen makaslama bağlanma değerlerinden daha düşüktür.

6. ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Farklı ısılarda uygulanan silanın cam seramiklerin yüzey yapısına ve bağlanma dayanımına etkisi

“Tevfik YAVUZ”

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2013

Bu çalışmanın amacı farklı yüzey işlemlerinin (asit+silan, oda sıcaklığında uygulanan silan, 60°C’ de uygulanan silan ve 100 °C’ de uygulanan silan) farklı seramiklerin yüzey yapısı üzerinde yaptığı değişiklikleri ve bağlantısına olan etkisini tespit etmektir.

Çalışmamızda, 3 farklı seramik sisteminden 96 adet seramik bağlanma dayanımı testi için ve 8 adet seramik AFM görüntüsü için olmak üzere toplam 312 adet cam seramik örneği kullanıldı. Makaslama bağlanma testi için, şeffaf akrilik kalıba yerleştirilen seramik örnekleri; ilk önce kullanılan rezin simanlara göre 2 gruba ve daha sonra uygulanan yüzey işlemlerine göre 4 gruba ayrıldı: Grup 1 (hidroflorik asit+silan), Grup 2 (oda sıcaklığında yalnız silan uygulaması), Grup 3 (Silan+60 °C’lik ısı uygulaması), Grup 4 (Silan+100 °C’lik ısı uygulaması). Yüzey işlemleri sonrası bütün gruplardaki cam seramik diskler üzerine uyumlu bir kalıp sayesinde Variolink Veneer N ve Clearfil Esthetic ışıqla sertleşen rezin siman manuple edildi. Daha sonra termal siklus uygulaması (10 000 devir, 5-55°C) gerçekleştirilen örnekler makaslama testine maruz bırakıldı ve kırık tipleri (adeziv, koheziv, karma) incelendi. Son aşamada ise yüzey işlemleri uygulanan cam seramik örneklerinin SEM ve AFM görüntüleri incelendi.

Makaslama bağlanma dayanım değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden çok yönlü varyans analizi yapılmıştır. Çok yönlü varyans analiz sonucu istatistiksel olarak önemli derecede farklılık gösteren gruplar arasındaki farkın kaynağını tespit etmek için “Tukey HSD testi” yapıldı. (p=0,05).

Farklı ısılarda uygulanan silan ajanının, farklı seramikler üzerinde bağlanma dayanımı değerlerinde önemli fark bulunmuştur (p<0.05). Grup 1’in seramik-rezin bağlanma dayanımı değerleri IPS Empress e.max ve Finesse All-Seramik örnekleri için diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıkmıştır; Vita In-ceram Zirkonya örnekleri için ise seramik-rezin bağlanma dayanımı değerleri Grup 4 ve Grup 1’de, Grup 2 ve Grup 3’den istatistiksel olarak önemli oranda yüksek bulunmuştur (p<0.05). IPS Empress e.max ve Finesse All-Seramik örnekleri için Grup 3 ve Grup 4

arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmazken ($p>0.05$), Grup 2'den önemli derecede yüksek, Grup 1'den önemli derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$).

AFM görüntülerinde, farklı yüzey işlemleri uygulanan 3 farklı cam seramik örneklerin yüzey topografisinde değişimler olduğu gözlenmektedir. Isı işlemi, yüzey topografisinde önemli bir fiziksel değişikliğe neden olmamıştır.

Anahtar Sözcükler: Bağlanma dayanımı; AFM; silan uygulaması; yüzey işlemi; SEM analizi

7. SUMMARY

The Effect of Silane Applied to Glass Ceramics at Different Temperatures on Surface Structure and Bonding Strength

The aim of this study was to evaluate the effect of different surface treatments (acid+silane, silane performed at room temperature and silane performed at 100°C) on surface structure and shear bond strength of different ceramics.

In our study, 312 glass ceramic specimens were used totally including 96 specimens for shear bond strength and 8 specimens for AFM for each ceramic systems. For shear bond strength, ceramic specimens embedded to clear acrylic resin were firstly divided into 2 groups according to be used resin cements and later divided into 4 groups according to surface treatments: G1 (hydrofluoric acid+silane), G2 (silane under/in the circumstances), G3 (silane alone then dried with warm air (60 °C), G4 (silane alone then dried with warm air (100 °C). After the surface treatments, Variolink Veneer N and Clearfil Esthetic light cured resin cements were manipulated onto ceramic discs in all groups with compatible mold. After specimens had subjected to thermal cycling (10 000 cycles, 5-55°C), shear bond strength test was applied and fracture types (adhesive, cohesive, mixed) were observed. The final stage, surface treated glass ceramic specimens were observed with SEM and AFM.

Shear bond strength values are distributed normally; hence two-way analysis of variance was used. Tukey HSD multiple comparison test was used to analyze differences between the groups ($p=0,05$).

There were statistically significant differences in bond strength of different ceramics treated with silane agents dried with different warm air ($p<0.05$). Bond strength values of G1 group were statistically higher than the other groups in IPS Empress e.max and Finesse All-ceramic systems and bond strength values of silane dried with 100°C warm air and G1 group were statistically higher than silane dried under/in the circumstances and 60°C warm air in Vita In-ceram Zirkonia. While there were no significant differences in bond strength between silane dried with warm air (Grup 3 ve 4) ($p>0.05$), bond strength values of silane dried with warm air (Grup 3 and 4) are statistically higher than silane dried under/in the circumstances and lower than HF+ silane group in IPS Empress e.max and Finesse All-ceramic specimens.

AFM and SEM images showed changes in 3 different glass ceramic specimens surface topography after surface treatments. Warm air procedure did not make physical changes on surface topography(Aida ve ark 1995).

Key Words: AFM; bond strength; silane treatment; surface treatment; SEM analysis

8. KAYNAKLAR

1. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent*. 1995;73:464-70.
2. al Edris A, al Jabr A, Cooley RL, Barghi N. SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. *J Prosthet Dent*. 1990;64:734-9.
3. Alaçam T, Nalbant L, Alev A. İleri Restorasyon Teknikleri. s. 199-211, 309-340, Polat Yayınları, Ankara. 1998;
4. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*. 2003;89:374-80.
5. Alkumru HN, Kedici S. Porselen Jaket Kron Yapımında Yeni Bir Materyal ve Teknik. *Oral Dergisi*. 1988;5:20-24.
6. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*. 1993;51:59-64.
7. Andreatta Filho OD, Araujo MA, Bottino MA, Nishioka RS, Menezes MM. Study of thermocycling effect on the bond strength between an aluminous ceramic and a resin cement. *J Appl Oral Sci*. 2005;13:53-7.
8. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials, 11th Edition, Elsevier Science (USA) 2003.
9. Asmussen E, Peutzfeldt A. Surface energy characteristics of adhesive monomers. *Dent Mater*. 1998;14:21-8.
10. Ateş G. 5 Farklı dual-cure yapıştırıcı rezin simanın değişik kompozit ve porselen kalınlıkları altında polimerizasyon etkinliğinin karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora Tezi, Ankara. 2002.
11. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent*. 2004;91:247-52.
12. Awliya W, Oden A, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand*. 1998;56:9-13.
13. Bailey LF, Bennett RJ. DICOR surface treatments for enhanced bonding. *J Dent Res*. 1988;67:925-31.
14. Bala O, Olmez A, Kalayci S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *J Oral Rehabil*. 2005;32:134-40.
15. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *J Oral Rehabil*. 2002;29:546-52.
16. Barghi N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision. *Compend Contin Educ Dent*. 2000;21:659-62, 664; quiz 666.
17. Basaran G, Hamamci N, Akkurt A. Shear bond strength of bonding to enamel with different laser irradiation distances. *Lasers Med Sci*. 2011;26:149-56.
18. Bayındır F, Uzun İH. Tam Seramik Kuron Sistemler Atatürk Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg. 2007;2:33-42.
19. Begazo CC, de Boer HD, Kleverlaan CJ, van Waas MA, Feilzer AJ. Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide-reinforced glass ceramic core material. *Dent Mater*. 2004;20:901-7.
20. Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fak Derg 27: 117-124, 2006.
21. Bereznai M, Pelsoczi I, Toth Z, Turzo K, Radnai M, Bor Z. Surface modifications induced by ns and sub-ps excimer laser pulses on titanium implant material. *Biomaterials*. 2003;24:4197-203.
22. Bergman MA. The clinical performance of ceramic inlays: a review. *Aust Dent J*. 1999;44:157-68.
23. Bertolini JC. Hydrofluoric acid: a review of toxicity. *J Emerg Med*. 1992;10:163-8.
24. 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.
25. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*. 2002;33:415-26.
26. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89:268-74.
27. Blatz MB, Sadan A, Maltezos C, Blatz U, Mercante D, Burgess JO. In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics. *Am J Dent*. 2004;17:169-72.

28. Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont.* 2000;13:221-6.
29. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont.* 2005;18:60-5.
30. Braga RR, Ballester RY, Carrilho MR. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *J Prosthet Dent.* 1999;81:285-9.
31. Braga RR, Ballester RY, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dent Mater.* 2000;16:303-10.
32. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater.* 2010;26:e38-49.
33. Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2008;16:158-65.
34. Burke FJ, McCaughey AD. Resin luting materials: the current status. *Dent Update.* 1993;20:109-10, 112-5.
35. Burke FJ, Qualtrough AJ, Hale RW. The dentine-bonded ceramic crown: an ideal restoration? *Br Dent J.* 1995;179:58-63.
36. Burke FJ, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int.* 1994;25:335-40.
37. Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil.* 2001;28:95-101.
38. Carrier DD, Kelly JR. In-Ceram failure behavior and core-veneer interface quality as influenced by residual infiltration glass. *J Prosthodont.* 1995;4:237-42.
39. Cattell MJ, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. *J Dent.* 1999;27:183-96.
40. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent.* 2002;27:636-8.
41. Çelik EU, Ergücü Z, Türkün LS, Türkün M. Shear bond strength of different adhesives to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Adhes Dent.* 2006;8:319-25.
42. Ceylan Ö, Aykent F. Farklı kor seramiklerin ışık geçirgenliğinin incelenmesi. *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 2009;18:247-254. 2009.
43. Chen JH, 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.
44. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont.* 2002;15:183-8.
45. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98:389-404.
46. Coşkun A, Yalug S. Metal Desteksiz Porselen Sistemler. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 2002; 2:97-102.
47. Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook D. Ceramic Veneers, "Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals", Quintessence Publishing Co. Tokyo, 1994; 241-291.
48. Çuhadaroglu İM. Metal Destekli Seramik Kronlar. *Kron Köprü Protezi, 2. Baskı*, Ankara Üniversitesi Diş Hek. Fak. Yayınları, Ankara. 1977.
49. de Carvalho RF, Martins ME, de Queiroz JR, Leite FP, Ozcan M. Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dent Mater J.* 2011;30:392-7.
50. Degrange M, Roulet J-F. Minimally invasive restorations with bonding. *Quintessence Pub. Co.* 2000.
51. Della Bona A, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhes Dent.* 2000;2:305-13.
52. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.* 1995;74:1591-6.
53. Demiröz SS. Dentine Bağlanmanın Tam Seramik Malzemenin Mukavemeti Üzerine Etkisi. *Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD Doktora Tezi*, Adana. 2006.
54. Denissen HW, Wijnhoff GF, Veldhuis AA, Kalk W. Five-year study of all-porcelain veneer fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1993;69:464-8.

55. Denry IL, Mackert JR, Holloway JA, Rosenstiel SF. Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain. *J Dent Res.* 1996;75:1928-35.
56. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2000;13:131-5.
57. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999;81:135-41.
58. Didier D, Spreafico R. Adhesive metal free restorations, Quintessence Publishing Co, London 1999;192-197.
59. Dilber E. Farklı Yüzey İşlemlerinin Mine ve Dentinin Mineral İçeriğine ve Bağlantısına Olan Etkisi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya, 2012.
60. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* 2000;16:226-33.
61. Dumfahrt H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part I--Clinical procedure. *Int J Prosthodont.* 1999;12:505-13.
62. e.max. SDI. (September 2005). Ivoclar Vivadent AG. Research and Development Scientific Services. Schaan, Liechtenstein, 2005.
63. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *J Can Dent Assoc.* 2002;68:233-7.
64. Erçoban E. İki Farklı Kor Yapım Tekniğine Sahip In-Ceram ve IPS Empress Tam Porselen Sistemlerinin Farklı Dentin Kalınlıkları ve Farklı Fırınlama Sayılarına Gösterdikleri Renk Değişikliklerinin İncelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara. 1998.
65. Estafan D, Dussetschleger F, Estafan A, Jia W. Effect of prebonding procedures on shear bond strength of resin composite to pressable ceramic. *Gen Dent.* 2000;48:412-6.
66. Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent.* 2010;38:39-43.
67. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takabayashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Jpn.* 1998;34: 49-53. 1998.
68. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27:89-99.
69. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent.* 1994;22:247-51.
70. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 1995;73:411-8.
71. Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi.* 2002;44:457-463.
72. Gökçe SH. In-Ceram Core (kor) Destekli Porselen Kronlarda Core Tasarımının dayanıklılığa Etkisi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara. 1999.
73. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater.* 2005;21:454-63.
74. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* 2002;15:339-46.
75. Gur E. Tam seramik materyalleri ile rezin simanlar arasındaki bağlanma dayanımının incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD Doktora Tezi, 2006.
76. Hacker CH, Wagner WC, Razzoog ME. An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. *J Prosthet Dent.* 1996;75:14-7.
77. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent.* 1991;66:187-92.
78. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;83:396-401.
79. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res.* 2000;79:1385-91.
80. Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T, Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dent Mater.* 1992;8:238-40.
81. Hayashi M, Wilson NH, Yeung CA, Worthington HV. Systematic review of ceramic inlays. *Clin Oral Invest.* 2003;7:8-19.

82. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88:10-5.
83. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J.* 1998;48:3-16.
84. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci.* 2002;110:471-9.
85. Holand W, Frank M. Material science of Empress glass ceramic, Ivoclar Vivadent-Report, 10, 3-8. 1994;
86. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1992;67:859-65.
87. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater.* 2002;18:179-88.
88. Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am.* 1983;27:671-84.
89. int. International Organization for Standardization, ISO TS 11405. Dental Materials Testing of adhesion to tooth structure, 2003.
90. Irie M, Suzuki K. Current luting cements: marginal gap formation of composite inlay and their mechanical properties. *Dent Mater.* 2001;17:347-53.
91. Isidor F, Stokholm R, Ravnholt G. Tensile bond strength of resin luting cement to glass infiltrated porous aluminium oxide cores (In-Ceram). *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1995;3:199-202.
92. Ivoclar-Vivadent. Scientific Documentation ProCAD Scientific Profile. Research and development scientific service. 2002.
93. Jacobsen PH, Rees JS. Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. *Int Dent J.* 1992;42:145-9.
94. Jang KT, Chung DH, Shin D, Garcia-Godoy F. Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. *Oper Dent.* 2001;26:603-8.
95. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985;29:621-44.
96. Kahvecioğlu S. Bir rezin simanın dört farklı metal alaşımına bağlanma dayanımına metal primerlerin etkisi. Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi A.D., Konya. 2006.
97. Kallio TT, Lastumaki TM, Vallittu PK. Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites. *Dent Mater.* 2001;17:80-6.
98. Kamada K, Taira Y, Yoshida K, Atsuta M. Effect of four silane coupling agents on bonding of two resin-modified glass ionomer cements to a machinable ceramic. *Dent Mater J.* 2007;26:240-4.
99. Kamada K, Yoshida K, Atsuta M. Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent.* 1998;79:508-13.
100. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil.* 2000;27:103-10.
101. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1989;62:536-41.
102. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75:18-32.
103. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent.* 1994;71:453-61.
104. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent.* 1995;73:240-9.
105. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14:64-71.
106. Kim JY, Pfeiffer P, Niedermeier W. Effect of laboratory procedures and thermocycling on the shear bond strength of resin-metal bonding systems. *J Prosthet Dent.* 2003;90:184-9.
107. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Harada N, Inokoshi S, Yamada T. Shear and tensile bond testing for resin cement evaluation. *Dent Mater.* 1995;11:298-304.
108. Kon M, Kawano F, Asaoka K, Matsumoto N. Effect of leucite crystals on the strength of glassy porcelain. *Dent Mater J.* 1994;13:138-47.

109. Kramer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater.* 2005;21:262-71.
110. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* 2000;13:60-76.
111. Külünk T. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit ve Tam Seramiklerde Tamir Dayancı Üzerinde Tamir Materyallerinin ve Işık Kaynaklarının Etkilerinin İncelenmesi Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD Doktora Tezi, Samsun. 2006.
112. Lang SA, Starr CB. Castable glass ceramics for veneer restorations. *J Prosthet Dent.* 1992;67:590-4.
113. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res.* 2002;81:433-8.
114. Lehner C, Studer S, P S. Full porcelain crowns made by IPS Empress first clinical results. *J Dent Res.* 1992;71:1-3.
115. Lepri TP, Souza-Gabriel AE, Atoui JA, Palma-Dibb RG, Pecora JD, Milori Corona SA. Shear bond strength of a sealant to contaminated-enamel surface: influence of erbium : yttrium-aluminum-garnet laser pretreatment. *J Esthet Restor Dent.* 2008;20:386-92; discussion 393-4.
116. Linden JJ, Swift EJ, Boyer DB, Davis BK. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *J Dent Res.* 1991;70:154-7.
117. Lu YC, Tseng H, Shih YH, Lee SY. Effects of surface treatments on bond strength of glass-infiltrated ceramic. *J Oral Rehabil.* 2001;28:805-13.
118. Ludwig K. Studies on the ultimate strength of all-ceramic crowns. *Dent Labor.* 1991;39:647-651.
119. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2006;22:195-200.
120. Mackert JR, Evans AL. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *J Dent Res.* 1991;70:137-9.
121. Mackert JR, Russell CM. Leucite crystallization during processing of a heat-pressed dental ceramic. *Int J Prosthodont.* 1996;9:261-5.
122. Mackert JR, Williams AL, Ergle JW, Russell CM. Water-enhanced crystallization of leucite in dental porcelain. *Dent Mater.* 2000;16:426-31.
123. Madani M, Chu FC, McDonald AV, Smales RJ. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent.* 2000;83:644-7.
124. Mak M, Qualtrough AJ, Burke FJ. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. *Quintessence Int.* 1997;28:197-203.
125. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* 2006;37:253-9.
126. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent.* 2000;83:216-22.
127. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent.* 1991;16:149-56.
128. Messer PF, Piddock V, Lloyd CH. The strength of dental ceramics. *J Dent.* 1991;19:51-5.
129. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.* 1999;186:388-91.
130. Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Ferrari M. Effect of temperature on the silane coupling agents when bonding core resin to quartz fiber posts. *Dent Mater.* 2006;22:1024-8.
131. Mustafa Ü. Yapay yaşlandırma işlemlerinin self-etch adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarına ve bağlanma ara yüzlerine etkisinin incelenmesi (mikrotensile, sem, tem çalışması). Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya, 2006.
132. Naylor WP, Beatty MW. Materials and techniques in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am.* 1992;36:665-92.
133. Öztürk N, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon., *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fak. Derg.*, 4: 128-131. 2001;
134. O'Brien WJ. Magnesia ceramic jacket crowns. *Dent Clin North Am.* 1985;29:719-23.
135. O'brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 2nd ed Chigaco, Quintessence Publishing Co Inc, 1997; 150-151.
136. Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. The effect of different power densities and method of exposure on the marginal adaptation of four light-cured dental restorative materials. *Biomaterials.* 2003;24:3593-8.
137. Oilo G. Bond strength testing-what does it mean? *Int Dent J.* 1993;43:492-8.

138. Ölmez A, Öztas N, Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quintessence Int.* 1998;29:725-9.
139. Özcan M, Alkumru HN, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont.* 2001;14:335-9.
140. Özcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont.* 2002;15:299-302.
141. Özcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int.* 1998;29:713-24.
142. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19:725-31.
143. Özel Bektas O, Eren D, Herguner Siso S, Akin GE. Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers Med Sci.* 2012;27:723-8.
144. Öztürk E, Bolay S, Hickel R, Ilie N. Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel-dentine complex bonded with different adhesive luting systems. *J Dent.* 2012.
145. Öztürk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent.* 2003;89:275-81.
146. Öykü Ç. Tüm Seramik Kronlar, İzmir, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD Bitirme Tezi., 2010.
147. Pacheco-Sanchez JH, Luna-Garcia H, Castillo S. Ab initio study of the reactions of Ga((2)P, (2)S, and (2)P) with silane. *J Chem Phys.* 2004;121:5777-82.
148. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67:325-7.
149. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater.* 1995;11:117-25.
150. Pekkan G. Tam Seramikler Ve Dentin Arasındaki Dual-Cure Rezin Simanların Kesme Ve Gerilme Dayanıklılığının İncelenmesi. Ankara, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. 2005.
151. Pekperdahcı T. Self Adeziv Rezin Modifiye Dental Siman İle Konvansiyonel Rezin Bazlı Simanların Karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fak. Doktora Tezi, Ankara, 2009.
152. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1994;72:585-90.
153. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent.* 2004;6:65-76.
154. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P. Bond durability of composite luting agents to ceramic when exposed to long-term thermocycling. *Oper Dent.* 2007;32:372-9.
155. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Five-year clinical performance of porcelain veneers. *Quintessence Int.* 1998;29:211-21.
156. Piconi CM, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20:1-25.
157. Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin Oral Investig.* 2002;6:189-97.
158. Price RB, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int.* 1999;30:122-34.
159. Probst L. Survival rate of In-Ceram restorations. *Int J Prosthodont.* 1993;6:259-63.
160. Probst L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int.* 1992;23:25-31.
161. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent.* 1997;25:91-5.
162. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92:557-62.
163. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent.* 1991;4:231-6.
164. Rinke S, Huls A. Copy-milled aluminous core ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 1996;76:343-6.
165. Rodriguez-Vilchis LE, Contreras-Bulnes R, Olea-Mejia OF, Sanchez-Flores I, Centeno-Pedraza C. Morphological and structural changes on human dental enamel after Er:YAG laser irradiation: AFM, SEM, and EDS evaluation. *Photomed Laser Surg.* 2011;29:493-500.
166. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128:297-307.

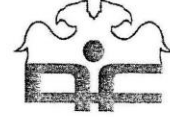
167. Rosenstiel SF, Gupta PK, Van der Sluys RA, Zimmerman MH. Strength of a dental glass-ceramic after surface coating. *Dent Mater.* 1993;9:274-9.
168. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80:280-301.
169. Roulet JF, Soderholm KJ, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res.* 1995;74:381-7.
170. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent.* 2002;87:364-79.
171. Sadoun M, Asmussen E. Bonding of resin cements to an aluminous ceramic: a new surface treatment. *Dent Mater.* 1994;10:185-9.
172. Sarr M, Mine A, De Munck J, Cardoso MV, Kane AW, Vreven J. Immediate bonding effectiveness of contemporary composite cements to dentin. *Clin Oral Investig.* 2010;14:569-77.
173. Sawase T, Wennerberg A, Hallgren C, Miyamoto I, Albrektsson T. Atomic force microscopic study of commercially available implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999;1:92-7.
174. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1995;74:145-50.
175. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1995;8:239-46.
176. Shahverdi S, Canay S, Sahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil.* 1998;25:699-705.
177. Shen C, Oh WS, Williams JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent.* 2004;91:453-8.
178. Shillingburg HT HS, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett, SE. All ceramic restorations. In: Bateman LA, ed. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd ed. London: Quintessence Publishing Co. Inc; 1997. p.433-55.
179. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater.* 2002;18:380-8.
180. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res.* 1999;78:699-705.
181. Shortall AC, Baylis RL, Wilson HJ. Composite inlay/luting resin bond strength--surface treatment effects. *J Dent.* 1996;24:129-35.
182. Sjogren G, Molin M, van Dijken JW. A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual-cured or chemically cured resin composite luting agent. *Acta Odontol Scand.* 1998;56:263-7.
183. Soh MS, Yap AU, Siow KS. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent.* 2003;28:707-15.
184. Soh MS, Yap AU, Siow KS. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent.* 2004;29:9-15.
185. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater.* 1991;7:118-23.
186. Sorensen JA, Munksgaard EC. Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *J Prosthet Dent.* 1996;76:472-6.
187. Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res.* 1987;66:1336-9.
188. Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont.* 2003;16:277-82.
189. Stangel I, Nathanson D, Hsu CS. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *J Dent Res.* 1987;66:1460-5.
190. Stewart GP, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent.* 2002;88:277-84.
191. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont.* 1997;10:478-84.
192. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil.* 2004;31:682-8.

193. Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş, Şiranlı A. Tam seramik restorasyonlar. Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi. 2004;6:32-37.
194. Tam LE, McComb D. Shear bond strengths of resin luting cements to laboratory-made composite resin veneers. J Prosthet Dent. 1991;66:314-21.
195. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. Biomaterials. 2003;24:2097-103.
196. Thompson JY, Rapp MM, Parker AJ. Microscopic and energy dispersive x-ray analysis of surface adaptation of dental cements to dental ceramic surfaces. J Prosthet Dent. 1998;79:378-83.
197. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. J Prosthet Dent. 1994;72:355-9.
198. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont. 2001;14:231-8.
199. Toksavul S, Toman M, Akın A, Tamaç E. Farklı Adeziv Simanlarla Yapıştırılan Tüm Seramik Kronların Mikrosızıntılarının İn Vitro Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması. Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Kesin Raporu. 2009.
200. Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. Dent Mater. 2004;20:364-9.
201. Tylka DF, Stewart GP. Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. J Prosthet Dent. 1994;72:121-7.
202. Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. Dirim Tıp Gazetesi. 2011;86:27-38.
203. Üşümez A. Farklı asitler ve Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2001.
204. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1991;66:426-31.
205. Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. J Prosthet Dent. 2005;93:253-9.
206. van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. Compend Contin Educ Dent. 1999;20:1115-24, 1126 passim; quiz 1136.
207. van Dijken JW, Ormin A, Olofsson AL. Clinical performance of pressed ceramic inlays luted with resin-modified glass ionomer and autopolymerizing resin composite cements. J Prosthet Dent. 1999;82:529-35.
208. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. J Dent. 1989;17:61-7.
209. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. Dent Mater. 1996;12:290-4.
210. von Fraunhofer JA, Adachi EI, Barnes DM, Romberg E. The effect of tooth preparation on microleakage behavior. Oper Dent. 2000;25:526-33.
211. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil. 2005;32:180-7.
212. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. J Prosthet Dent. 1996;76:140-4.
213. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? Dent Clin North Am. 1992;36:765-82.
214. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. Dent Mater. 1992;8:181-4.
215. White SN, Yu Z. Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. Int J Prosthodont. 1993;6:384-9.
216. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. Int J Prosthodont. 1996;9:30-7.
217. Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. Dent Mater. 1992;8:158-61.
218. Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. Am J Dent. 1993;6:155-8.

219. Wood DJ, Bubb NL, Millar BJ, Dunne SM. Preliminary investigation of a novel retentive system for hydrofluoric acid etch-resistant dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1997;78:275-80.
220. Xie C, Han Y, Zhao XY, Wang ZY, He HM. Microtensile bond strength of one- and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling. *Oper Dent.* 2010;35:547-55.
221. Yavuz T, Dilber E, Kara HB, Tunçdemir AR, Öztürk AN. Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers Med Sci.*(Basımda) 2012.
222. Yen TW, Blackman RB, Baez RJ. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 1993;70:224-33.
223. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1994;7:329-38.
224. Yüksel G. Tekrarlanan Fırınlama işlemlerinin IPS Empress Sistem ile Hazırlanan Kronların Kenar Uyumuna Etkisi Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara. 1996
225. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2000;2:79-88.
226. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara. 2004;59-267.
227. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. Ankara, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları. 2004;
228. Zaimoğlu A, Kılıçarslan MA. Farklı Rezin Simanlar ile Yapıştırılan Porselen Lamine Veneerlerin Mine ve Dentindeki Makaslama Bağlantılarının Karşılaştırılması, *T Klin J Dental Sci,* 5, 99-105. 1999.

9. EKLER

EK-A: Etik Kurul Kararı



SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Toplantı sayısı : 2011/03

Toplantı tarihi : 01.03.2011

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalından Doç.Dr.Oğuz ERARSLAN ve aynı Anabilim Dalından Araştırma Görevlisi Dr.Tevfik YAVUZ tarafından sunulan "Farklı ısılarda cam seramikler üzerine uygulanan silanın yüzey yapısına ve bağlanma dayanımına etkisi" başlıklı araştırma projesi 8 üyenin katılımı ile değerlendirildi.

Değerlendirme sonucunda, Projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan "kabulüne" oybirliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ

katılmadı

Prof.Dr.Mihtikar GÜRSEL
Üye

Prof.Dr.Kimci ÜNLÜ
Üye

Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ
katılmadı

Prof.Dr.Duygu FINDIK
katılmadı

Prof.Dr.A. Nilgün ÖZTÜRK
Üye

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN
Üye

Doç.Dr.Abdullah DEMİR
Üye

Prof.Dr.Yağmur SENER
Üye

Doç.Dr.Funda KONT ÇOBANKARA
Üye

Yrd.Doç.Dr.Füsun YAŞAR
Raportör

Yrd.Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV
katılmadı

Yrd.Doç.Dr.Fatih KARA
katılmadı



10. ÖZGEÇMİŞ

1984 tarihinde Konya, Seydişehir’de doğdu. İlköğrenimini Seydişehir’de tamamladıktan sonra, 1998 yılında Çankırı Süleyman Demirel Fen Lisesi’ni kazandı. Buradaki öğrenimini tamamladıktan sonra 2001 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ne başlama hakkı kazandı. 2006 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ni bitirerek diş hekimi ünvanını aldı. 2008 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora eğitimine başladı. 2011 yılında aynı bölümde araştırma görevlisi kadrosuna atandı. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır. Yabancı dili İngilizcedir.