



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ LİTYUM
DİSİLİKAT SERAMİKLERLE REZİN SİMANIN
MİKROGERİLİM BAĞLANMA DAYANIMLARININ
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Bahar Esin KÜÇÜK

**Samsun
Kasım-2014**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ LİTYUM
DİSİLİKAT SERAMİKLERLE REZİN SİMANIN
MİKROGERİLİM BAĞLANMA DAYANIMLARININ
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Bahar Esin KÜÇÜK

Danışman

Doç. Dr. Göknil ERGÜN KUNT

Samsun

Kasım-2014

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren ve öğrencisi olmaktan onur duyduğum değerli hocam Sayın Doç. Dr. Göknil ERGÜN KUNT'a,

Tezime olan katkılarından dolayı tez izleme jürimdeki değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Ertan ERTAŞ ve Sayın Doç. Dr. Murat YENİSEY'e,

Gösterdiği anlayış ve yardımlardan dolayı anabilim dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Gözlem CEYLAN 'a ve mesleğimde bilimsel açıdan gelişmemdeki katkılarından dolayı anabilim dalımızın değerli öğretim üyelerine,

Çalışmamın gerçekleşebilmesi için destek sağlayan Ondokuz Mayıs Üniversitesi Rektörlüğü'ne ve Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu üyelerine (proje no: PYO.DIS.1904.12.005),

Tez verilerinin istatistiksel olarak incelenmesinde yardımcı olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Naci MURAT'a,

Tez örneklerimin hazırlanmasında teknik destek sağlayan Cerest Dış Laboratuvarı'na, Sayın Şakir KAHRAMAN'a ve başımız sıkıştığında bilgi ve tecrübesiyle bize yardımcı olan dış teknisyenimiz Sayın Osman GÜRSOY'a,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma,

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bugünlerimi borçlu olduğum canım babam, annem ve kardeşlerime,

Sevgi ve desteği ile en zor anlarımda yanımda olan hayat arkadaşım Ümit SELÇUK'a,

Sonsuz teşekkürler...

ÖZET

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ LİTYUM DİSİLİKAT SERAMİKLERLE REZİN SİMANIN MİKROGERİLİM BAĞLANMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

Amaç: Çalışmamızın amacı, en son geliştirilen lityum disilikat seramik sistemi olan IPS e.max Press seramikler ile rezin simanın bağlantısında farklı yüzey işlemlerinin etkinliğini, mikrogerilim test metodu ile incelemektir.

Materyal ve Metot: Mikrogerilim bağlantı testi için, 13x13x3 mm ebatlarında 8 adet IPS e.max Press örnek üreticinin talimatları doğrultusunda hazırlandı ve seramiklerin kompozit rezin dublikatları elde edildi. Seramik yüzeylerine sırasıyla şu yüzey işlemleri uygulandı: Grup K (Kontrol): hiçbir yüzey işlemi uygulanmadı, Grup S: silan uygulandı, Grup ALS: 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleriyle kumlama + silan, Grup CS: silika ile modifiye edilmiş 30 µm'luk alüminyum oksit partikülleriyle kumlama (CoJet) + silan, Grup SHT1: silan + 100 °C'de ısı 1dak, Grup SHT2: silan + 100 °C'de ısı 2dak, Grup HF: % 9.5'luk hidroflorik asit, Grup HFS: % 9.5'luk hidroflorik asit + silan uygulandı. Yüzey işlemi uygulanan seramikler rezin siman ile kompozit bloklara simante edildi. Örnekler mikrogerilim bağlantı testi için, adeziv yüzeye dik bir şekilde 1 mm² bağlantı alanı elde edecek şekilde elmas bir separe ile kesildi. Her gruptan 20'şer adet bar seçildi. Mikrogerilim test cihazında 1 mm/dak hızında yükleme yapılarak mikrogerilim bağlantı testi uygulandı. Veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post-hoc testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

Bulgular: En yüksek bağlantı değerleri Grup HFS'den elde edildi ve bu grup ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p<0,05).

Sonuç: Silana 100 °C'de ısı uygulanması lityum disilikat seramik ile rezin siman arasında bağlantıyı arttırmıştır. Fakat lityum disilikat seramiklerde hidroflorik asit ardından silan uygulanması halen en etkili yüzey uygulamasıdır.

Anahtar kelimeler: Lityum disilikat seramik, mikrogerilim bağlanma dayanımı, rezin siman, ısı uygulaması, yüzey işlemleri.

Bahar Esin Küçük, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Kasım-2014

ABSTRACT

THE EVALUATION OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS ON MICROTENSILE BOND STRENGTH BETWEEN LITHIUM DISILICATE CERAMICS AND RESIN CEMENT

Aim: The aim of this study was to evaluate the influence of different surface treatments on the microtensile bond strength of resin cement to lithium disilicate ceramic (IPS e.max Press).

Material and Method: For microtensile bond strength test; eight 13×13×3 mm IPS e.max Press specimens were fabricated according to the manufacturer's instructions. Ceramic blocks were duplicated in composite resin. Surface treatment groups were as follows: Group K: no surface treatment; Group S: silane alone; Group ALS: airborne-particle abrasion with 50 µm aluminum oxide particles+silane; Group CS: airborne-particle abrasion with 30 µm aluminum oxide particles modified with silica (CoJet) + silane; Group SHT1: silane + heat treatment was performed with heat gun (100 °C, 1 min); Group SHT2: silane + heat treatment was performed with heat gun (100 °C, 2 min); Group HF: acid etching with 9.5% hydrofluoric acid for 1 min; Group HFS: acid etching with 9.5% hydrofluoric acid for 1 min + silane. Each conditioned ceramic block was bonded to the resin composite block with resin cement. Specimens sectioned perpendicular to the bonding area of 1mm² (20 beams per group) for microtensile bond strength testing. The microtensile bond strength tests were performed in Microtensile Tester with a crosshead speed of 1mm/min. The mean bond strengths of the specimens of each block were statistically analyzed using ANOVA and Post-hoc test.

Results: Analysis showed that the bond strength was significantly higher in Group HFS and there were statistically differences between the all groups (p<0.05).

Conclusions: Drying the silane with 100 °C warm air significantly increased bond strength between lithium disilicate ceramics and resin cement, but hydrofloric acid etching followed by silanization is the most effective surface treatment for lithium disilicate ceramics.

Keywords: Lithium-disilicate ceramic, microtensile bond strength, resin cement, heat treatment, surface treatment.

Bahar Esin Küçük, PhD Thesis

Ondokuz Mayıs University Samsun, November-2014

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°C	Derece santigrat
sn.	Saniye
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekare
cm	Santimetre
nm	Nanometre
µm	Mikrometre
g	Gram
dk.	Dakika
APF	Asidüle fosfat florür
ABF	Amonyum biflorid
Al ₂ O ₃ SiO ₂ 2H ₂ O	Aluminyum hidrat silikat (Kaolin)
Bis-GMA	Bisfenol glisidil dimetakrilat
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
CaO	Kalsiyum oksit
CeO ₂	Seryum dioksit
Er:YAG	Erbiyum Yitriyum Alüminyum Garnet
F	Florid
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
HF	Hidroflorik asit
HMg _{2.5} Si ₄ O ₁₀ F ₂	Tetrasilisik flormika
ISO	International Organization for Standardization
K ₂ O.Al ₂ O ₃ .6SiO ₂	Potasyum aluminyum silikat
K ₂ O	Potas
La ₂ O ₃	Lantan oksit
Li ₂ O	Lityum oksit
Li ₃ PO ₄	Lityum ortofosfat

$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	Lityum disilikat
LED	Light Emitting Diode
MPa	Megapaskal
MgO	Magnezyum oksit
Mg	Magnezyum
MgAl_2O_4	Magnezyum spinel
MPS	Metakriloksipropiltrimetoksisilan
MDP	Metakriloksidihidrojenfosfat
N	Newton
Nd:YAG	Neodymium Yitrium Alüminyum Garnet
Na_2O	Soda
O^-	Oksijen
P_2O_5	Fosfor pentaoksit
SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
Si_4^+	Silisyum
SiO_4	Silisyum tetraoksit
SiO_2	Silisyum dioksit (Silika)
TEG-DMA	Trietilen glikol dimetakrilat
Ti	Titanyum
UDMA	Üretan dimetakrilat
Y	Yitrium
Y_2O_3	Yitrium oksit
Y-TZP	Yitrium katyonu ilave edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalleri
ZrO_2	Zirkonyum dioksit
ZrSiO_2	Zirkonyum silikat

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.1.1. Tanımı ve Tarihçesi	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri	4
2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	6
2.2.1. Sinterleme Isılarına Göre Sınıflama	6
2.2.2. Uygulama Alanlarına Göre Sınıflama	7
2.2.3. Üretim Tekniklerine Göre Sınıflama	7
2.3. Tam Seramikler.....	7
2.3.1. Cam Seramikler	9
2.3.2. Alumina Seramikler.....	20
2.3.3. Zirkonya Seramikler	20
2.4. Dental Yapıştırma Simanları	22
2.4.1. Kompozit Rezin Simanlar	24
2.5. Tam Seramik Restorasyonlarda Simantasyon	28
2.5.1. Diş-Rezin Siman Bağlantısı	29
2.5.2. Seramik-Rezin Siman Bağlantısı	29
2.5.3. Cam Seramikler ile Rezin Siman Arasındaki Mekanik Bağlantıyı Arttırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri.....	30
2.5.4. Cam Seramikler ile Rezin Siman Arasındaki Kimyasal Bağlantıyı Arttırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri.....	32
2.5.5. Cam Seramikler ile Rezin Siman Arasındaki Kimyasal ve Mekanik Bağlantıyı Arttırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri	34
2.6. Rezin-Seramik Arasındaki Bağlantı Dayanıklılığını Ölçmeye Yönelik Testler	35
2.6.1. Makaslama (Shear) Bağlantı Testi.....	36

2.6.2. Mikromakaslama (Microshear) Bağlantı Testi.....	36
2.6.3. Germe (Tensile) Bağlantı Testi	37
2.6.4. Mikrogerilim (Microtensile) Bağlantı Testi.....	37
2.7. Taramalı Elektron Mikrokobu (Scanning Electron Microscope, SEM)	38
3. MATERYAL VE METOT.....	39
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	39
3.2. Mikrogerilim Bağlantı Testi İçin Seramik Örneklerin Hazırlanması	41
3.3. Kompozit Örneklerin Hazırlanması.....	43
3.4. Mikrogerilim Bağlantı Testi Deney Gruplarının Oluşturulması	44
3.4.1. Seramiklere Uygulanan Yüzeysel İşlemleri ve Uygulama Aşamaları.....	45
3.5. Seramik ve Kompozit Blokların Simantasyonu	48
3.6. Mikrogerilim Bağlantı Testi İçin Örneklerden Kesit Alınması.....	49
3.7. Mikrogerilim Bağlantı Testinin Uygulanması.....	53
3.8. Verilerin İstatistiksel Analizlerinin Yapılması.....	55
3.9. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi.....	55
4. BULGULAR.....	56
4.1. Grupların Mikrogerilim Bağlanma Dayanıklılıkları Açısından Değerlendirilmesi	56
4.2. Mikrogerilim Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tipleri	59
4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri.....	59
5. TARTIŞMA.....	67
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	77
KAYNAKLAR	78
ÖZGEÇMİŞ.....	90

1. GİRİŞ

Estetik, her alanda olduğu gibi diş hekimliği klinik uygulamalarında da tartışılmaz bir öneme sahiptir. Günümüzde sabit protezlerde seramik materyali yaygın bir şekilde kullanılmakta ve estetik beklentilerimizi karşılamaktadır. Bilindiği gibi seramik materyali sabit protezlerde, metal alt yapılı seramikler ve tam seramikler olmak üzere iki temel uygulama alanına sahiptir. Her iki uygulamanın da kendi içerisinde avantaj ve dezavantajları bulunmakla birlikte, tam seramiklerin estetik özellikleri metal alt yapılı seramiklere göre daha üstündür (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Diş hekimleri; farklı klinik uygulamalarda hem dirençli hem de estetik materyalleri kullanabilmek için sürekli bir arayış içindedirler. Tam seramik restorasyonlardaki gelişmeler, metal-seramik restorasyonların yerini almalarına neden olmuştur. Tam seramikler kor yapılarına göre cam seramikler, zirkonyum oksit seramikler ve alüminyum oksit seramikler şeklinde sınıflandırılırlar (Conrad, 2007). Cam seramik kor yapılarından olan lityum disilikatlar, farklı restoratif endikasyonlar için yeni tedavi seçenekleri sunabilecek nitelikte, dirençli ve estetik materyallerdir (Ritter, 2010).

Günümüzde estetiğin ön planda olduğu ve doğal dişlere benzer ışık geçirgenliğinin elde edilmesinin amaçlandığı vakalarda yüksek oranda silika içeren tam seramik sistemleri tercih edilmektedir. Bu sistemlerin temel özelliği yapılarında silika içerikli bir cam matriks ve mekanik özelliklerinin artırılması amacıyla lösit, flormika ve lityum disilikat gibi bir kristal faz içermeleridir. Silika esaslı seramikler grubunda değerlendirilen IPS e.max Press sistemini diğer sistemlerden ayıran temel özellik lityum disilikat içerikli bir altyapıya sahip olmasıdır. Lityum disilikat altyapı sisteme diğer silika esaslı seramiklere oranla daha yüksek bir mekanik direnç kazandırırken, silika esaslı seramiklere spesifik olan translusentlik özelliği büyük ölçüde korunmuş olmaktadır. Bu nedenle ön bölge kron protezleri, üç üyeye kadar ön bölge köprü protezleri, inley, onley ve laminate veneer protezlerin yapımında yaygın olarak kullanılırlar (Ritter, 2010).

Tam seramik restorasyonların uzun dönem başarısı, uygun bir simanla yapıştırılmasına bağlıdır. Seramik sistemlerinin tümü geleneksel simanlarla yapıştırılabilir. Fakat rezin simanlar tam seramiklerin simantasyonunda geleneksel simanlara göre daha başarılıdırlar (Edelhoff ve Özcan, 2007). Rezin simanlarla simantasyon yani adeziv simantasyon; restorasyonun kırılma direncini, retansiyonunu, marjinal adaptasyonunu artırır, mikrosızıntıyı azaltır ve sekonder çürük riskini önleyerek daha başarılı, uzun ömürlü

restorasyonların yapımına imkan sağlar (Sorensen ve ark., 1991; Burke ve ark., 2002; Uludamar ve ark., 2011b).

Tam seramiklerin ağız ortamında uzun dönem başarıyla hizmet edebilmeleri seramik, rezin siman ve diş dokuları arasındaki bağlanmanın başarısına bağlıdır. Seramik ve rezin siman arasında güçlü bir bağlantı sağlamak dişle rezin siman arasındaki bağlantıdan daha önemlidir, çünkü seramik ve rezin siman arasındaki bağlantı restorasyonun kırılma direnci üzerinde daha etkili bir faktördür (Clelland ve ark., 2007). Bu nedenle adeziv simantasyonda seramik ve rezin siman arasındaki bağlantıyı güçlendirmek için simantasyondan önce bazı yüzey işlemleri uygulamak gerekir (Özcan ve Valittu, 2003).

Klinik uygulamalarda lityum disilikat esaslı tam seramik restorasyonların adeziv simantasyonu ışıkla ya da dual olarak polimerize olan rezin simanlarla yapılmaktadır (Küçük ve Kunt, 2012).

Lityum disilikat seramiklerin simantasyonunda en çok tercih edilen yöntem seramik yüzeyine önce hidroflorik asit ardından da silan uygulanması işlemidir. Hidroflorik asit zehirli ve yakıcı bir asittir. Özellikle bu asitin buharlaşabilir ve toksik olması nedeniyle klinik işlemler sırasında hasta ve hekim risk altındadır (Fabianelli ve ark., 2010). Bu nedenle alternatif yüzey işlemleri araştırılmaya başlanmıştır. Biz de çalışmamızda lityum disilikat seramiklere çeşitli yüzey işlemleri uygulayarak (silan, hidroflorik asit, silan+hidroflorik asit, kumlama+silan, cojet+silan, silan+ısı) rezin simanla olan mikrogerilim bağlantı dayanımını inceledik. Literatürlerde lityum disilikat seramiklerin mikrogerilim bağlantı dayanımının değerlendirildiği çok fazla çalışma bulunmamaktadır, daha çok makaslama bağlantı dayanımı testinin uygulandığı çalışmalar mevcuttur. Uygulanması oldukça kolay olan makaslama bağlantı dayanım testi, bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres dağılımı meydana getirerek örnek bünyesinde koheziv kopmalara neden olur. Bu nedenle seramik ve rezin siman arasında adeziv bağlantı dayanımı tam olarak değerlendirilemez. Mikrogerilim bağlantı testinde koheziv kopmalara hemen hemen hiç rastlanmaz, böylece seramik ve rezin siman arasındaki adeziv bağlantı dayanımı daha doğru olarak saptanabilir. Ayrıca aynı seramik örnekten kesitler alınarak çok sayıda aynı standartta mikrobarların elde edilmesi en önemli avantajlarından biridir.

Bu çalışmanın amacı; güncel bir lityum disilikat seramik sistemi olan IPS e.max Press seramikler ile rezin simanın bağlantısında farklı yüzey işlemlerinin etkinliğini, mikrogerilim test metodu ile incelemektir. Çalışmanın hipotezi; farklı yüzey işlemleri uyguladığımız lityum disilikat seramik örneklerin, hidroflorik asit+silan uygulanan örnekler kadar başarılı bağlantı değerleri göstereceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Tanımı ve Tarihçesi

Seramik kelimesi Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen ‘keramos, keramikos, keramenes’ kelimelerinden türemiştir. Ancak günümüzde yakılarak veya pişirilerek elde edilen madde anlamında kullanılmaktadır. ‘Dental seramikler’ ifadesi geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, ‘dental porselenler’ terimi alt gruplardan birini ifade etmektedir. Dental seramikler, bir ya da daha fazla metalik ve yarı metalik elementin (alümina, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) oksijen ile birleşiminden oluşan ametalik ve inorganik yapılardır (McLaren ve Cao, 2009). Seramikler insanlar tarafından yapısal olarak değiştirilmiş en eski inorganik materyallerdir. İçeriğindeki kaolinin, silika ve feldspar gibi diğer minerallerle karıştırılması ve yüksek ısıda fırınlanması sonucu oluşan materyale “porselen” adı verilir. Dental seramikler de aynı formüle bağlı kalınarak üretildikleri için, dental porselenler tanımı da diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Dental materyal olarak porselenin geçmişi sadece 200 yıl öncesine dayanmaktadır. İlk olarak 18. yüzyılda tümü porselen olan bir protezde kullanılmıştır (Kelly ve ark., 1996). 18. yüzyılda eksik dişlerin tedavisinde kullanılan malzemeler insan-hayvan dişleri, fildişi, mineral ya da porselen dişlerdi. 1723’te Piere Fauchard, diş ve gingival dokuların rengini taklit eden porselenlerle ilgili araştırmalarını başlatmıştır. 1774’te Alexis Duchateau ve Nicholas Dubois de Chemant ilk başarılı porselen yapay dişleri üretmiştir. 1808’de İtalyan diş hekimi Giusseppangelo Fonzi, kişiye özel hazırlanan ve porselen dişlerin arka yüzeylerine platin pinler yerleştirilerek, metal kaide plağına lehimlenebilmelerini sağlayan bir yöntem geliştirmiştir. Bunların estetik ve mekanik özellikleri protetik diş hekimliğinde büyük avantaj sağlamıştır. Fransız diş hekimi Planteau, 1817’de porselen dişleri ilk kez Amerika’ya götürmüş ve yayılmasını sağlamıştır (Jones, 1985; Anusavice ve ark., 2012).

Charles Land 1903 yılında ‘jaket kron’ olarak adlandırılan, platin folyo üzerine fırınlanan yüksek ısı porselenlerini kullanarak tam seramik restorasyonların üretimini gerçekleştirmiştir. Bu restorasyonlarda, estetik başarılarına rağmen düşük bükülme dayanımı nedeniyle kırıklar gözlenmiştir (Anusavice ve ark., 2012).

1950'li yıllardan sonra, porselenin metallere desteklenerek sabit protezlerde kullanımı ile ilgili araştırmalar yapılmaya başlanmıştır. Löstün eklenmesi ile seramiğin genleşme katsayısı yükseltılarak altın alaşımları ile güçlü bağlantı sağlanmıştır (Kelly ve ark., 1996; Van Dijken, 1999).

1962 yılında Weinstein ve arkadaşları, %11-15 oranında K₂O (potasyum oksit) içeren porselen tozu ile metal destekli seramik restorasyonları yapmışlardır. Metal desteğin seramiğe kazandırdığı yüksek direnç, metal destekli seramik restorasyonların birçok hekim için ilk tedavi seçeneği olmasını sağlamıştır. Ancak metal destekli seramik restorasyonların da, estetik, metal-seramik bağlantısı, renk uyumu gibi bazı dezavantajları mevcuttur (McLean ve Odont, 2001; O'Brien, 2008).

Tam seramik sisteminde ilk önemli gelişme, 1965 yılında McLean ve Hudges tarafından rapor edilmiştir. Alt yapının 'platin folyo' üzerinde metal destek olmaksızın fırımlandığı, içerisinde %40-50 oranında alumina kristali bulunan kor seramiğinden meydana gelen 'Aluminus seramiği' geliştirmişlerdir. Ancak yetersiz translüsentlik ve tebeşirimsi görüntü nedeniyle, estetiğin sağlanabilmesi için feldspatik seramiklerle veneerleme ihtiyacı doğmuştur. 1984 yılında Adair ve Grossman tarafından, camın kontrollü kristalizasyonu ile meydana gelen dökülebilir bir cam seramik olan Dicor üretilmiştir (McLean ve Odont, 2001 ; Anusavice ve ark., 2012).

80'li yıllardan günümüze kadar, hem estetik hem de dayanıklılık beklentisini karşılamak amacıyla birçok tam seramik sistemi geliştirilmiştir. Dökülebilir cam seramikler, slip-cast, ısı ile preslenen ve makine ile işlenen seramikler bunlardan bazılarıdır (O'Brien, 2008; Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri

Diş hekimliğinde kullanılan seramiğin yapısı, merkezde yer alan bir silisyum (Si⁴⁺) ile onun etrafında konumlanmış dört oksijen (O⁻) atomunun oluşturduğu silisyum tetrahedradan (SiO₄)⁴⁻ oluşmaktadır. Bu yapıda hem kovalent hem de iyonik bağlar görülmektedir. (SiO₄)⁴⁻ dental seramiğin çekirdek yapısı olup, dental seramiği oluşturan feldspar, kuartz ve kaolinin yapısına girer (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012).

Dental seramikler temel olarak üç yapı maddesinden oluşur:

Feldspar

Potasyum alüminyum silikat (K₂OAl₂O₃6SiO₂) ve albitin (Na₂OAl₂O₃6SiO₂) karışımıdır. Kristal opak bir madde olup camsı fazı sağlar. Kuartz ve kaoline matriks

olarak yardımcı olur. Doğal feldspar saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Feldsparın soda formu ergime sıcaklığını düşürürken, potas formu ergimiş camın viskozitesini arttırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piroplastik akmayı azaltır. Bu son derece yararlı bir özellik olup, marjinlerin yuvarlaklaşmasını, diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek krona doğal görünüş sağlamaya yardım eder (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Kuartz

Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, matriks içinde doldurucu görevi yapar, pişme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve kitleye stabilite sağlar. Eriyerek şekillenme ısı çok yüksek olduğu için pişirme sırasında serbest duran seramik restorasyonun şeklini korumasına yardım eder. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Kaolin

Çin kili olarak isimlendirilen kaolin, bir alüminyum hidrat silikatıdır ($Al_2O_3SiO_2 \cdot 2H_2O$). Opak olduğundan çok az miktarda kullanılır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Porselen hamuruna elastikiyet verir. Adeziv özeliğinden dolayı su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelir, kuartz ve feldspar için bağlayıcı ve opaklaştırıcı olarak kullanılır. Aynı zamanda kaolin, seramiğin elde işlenebilmesini de kolaylaştırır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Porselene üretimi sırasında bu üç temel maddeden başka çeşitli renk pigmentleri, ara oksitler, akışkanlar veya cam modifiye ediciler ve opaklaştırıcı veya floresans özelliği sağlayan çeşitli ajanlar da üretim sırasında katılır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Kelly ve ark., 1996; Anusavice ve ark., 2012).

Renk Pigmentleri

Dental porselenlerde kullanılan feldspar, nispeten saf ve renksiz olduğundan doğal diş tonunu taklit edebilecek renkte restorasyonlar üretebilmek için porselenin yapısına renk pigmentleri ilave edilir. Kullanılan pigmentler, porselenin erime ısısında stabil kalabilen metal oksitlerdir. Örneğin; demir ve nikel oksit, kahverengi; bakır oksit, yeşil; titanyum oksit, sarı-kahverengi; manganez oksit, lavanta ve kobalt oksit, mavi renk katar. Floresans özellik vermek amacıyla geçmişte uranyum oksit kullanılmaktaydı ancak radyoaktif özeliğinden dolayı günümüzde lantanit oksit tercih edilmektedir (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Cam Modifiye Ediciler ve Akışkanlar

Porselen tozuna ilave edilen sodyum, potasyum ve kalsiyum gibi alkali iyonlar silisyum tetraoksitin (SiO_4) yapısını bozarak termal genişleme katsayısını artırır ve porselenin erime derecesini düşürürler (Anusavice ve ark., 2012).

Ara Oksitler

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

Opaklaştırıcı Ajanlar

Seramiğe eklenen renk fritleri, porselenin fazla şeffaflaşmasına neden olmaktadır. Özellikle dentin renklerinde yüksek opasiteye gerek duyulduğundan dolayı, porselen yapısına opaklaştırıcı ajanlar eklenir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içermektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitler: seryum oksit, kalay oksit, zirkonyum oksit ve titanyum oksittir (O'Brien, 2008; Anusavice ve ark., 2012).

2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikleri çok çeşitli şekillerde sınıflandırmak mümkündür:

2.2.1. Sinterleme Isılarına Göre Sınıflama

- Yüksek ısı porseleni ($>1300^\circ\text{C}$)
- Orta ısı porseleni ($1101^\circ\text{C}-1300^\circ\text{C}$)
- Düşük ısı porseleni ($850^\circ\text{C}-1101^\circ\text{C}$)
- Ultra düşük ısı porseleni ($<850^\circ\text{C}$)

Yüksek ısı porselenleri özellikle yapay dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılır. Orta ısı porselenleri gövde (ara pontik) porseleninde kullanılırken, düşük ısı porselenleri jaket kronlarda, metal destekli kron porselenlerinde, alüminoz porselenlerde, çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılır. Ultra düşük ısı porselenleri ise titanyum (Ti) alaşımları için özel olarak geliştirilmişlerdir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice ve ark., 2012).

2.2.2. Uygulama Alanlarına Göre Sınıflama

Seramiklerin diş hekimliğinde iki temel uygulama alanı vardır. Birincisi metal destekli restorasyonlardır. İkincisi tam seramik kronlar, inleyler, onleyler, veneerler ve sabit parsiyel restorasyonlardır. Bunların yanı sıra implant dayanağı olarak, tam protez dişlerinin yapımında ve ortodontik braket olarak da uygulama alanları mevcuttur (Sakaguchi ve Powers; 2012).

2.2.3. Üretim Tekniklerine Göre Sınıflama

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

2.3. Tam Seramikler

Restoratif diş hekimliğinde estetiğe olan ilginin artışı, tam seramiklerin gelişmesinde en önemli etken olmuştur. Tam seramiklerde son dönemde elde edilen gelişmeler hem estetik hem de dayanıklı restorasyonlara imkan sağlamaktadır (Shillingburg ve ark., 2010).

Tam seramik sistemler renkte derinlik sağlar ve ışık geçirgenlikleri, ışığı yansıtma özellikleri doğal diş dokularına benzer optik özellikler gösterir. Metal destekli restorasyonlarda ise, kullanılan metal altyapının ışık geçişine izin vermemesi nedeniyle doğal dişin translusensi özelliği tam olarak yansıtılamaz. Ayrıca tam seramiklerde metal destekli restorasyonlarda oluşan marjinal renklenme problemi gözlenmez. Tam seramiklerin bu özellikleri başlıca estetik avantajlarını oluşturur (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Raigrodski, 2004; Yavuzyılmaz ve ark., 2005; Donovan, 2008; Shillingburg ve ark., 2010). Metal destekli restorasyonlarda metal alaşıma bağlı oluşan korozyon, toksik ve alerjik etkiler tam seramiklerde görülmez (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzyılmaz ve ark., 2005). Ayrıca tam seramiklerde ısı ve elektrik iletkenliklerinin düşük olması

nedeniyle destek diş korunur (Raigrodski, 2004). Dişte preperasyon yapılırken metal destekli sistemlerdeki kadar kesim derinliğine ihtiyaç yoktur (Shillingburg ve ark., 2010).

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

Tam seramikler üretim tekniklerine göre şu şekilde sınıflandırılırlar:

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

(Rosenblum ve Schulman, 1997; Blatz, 2002; Sakaguchi ve Powers, 2012)

Conrad ve ark. (2007), tam seramik sistemleri kimyasal içeriklerine göre; cam seramikler, alumina seramikler ve zirkonya seramikler olmak üzere üç temel gruba ayırmıştır (Tablo 1).

Tablo 1. Kimyasal içeriklerine göre tam seramikler (Conrad ve ark., 2007'dan uyarlanmıştır)

Seramik	Alt Yapı Materyali
Cam Seramikler	Feldspatik ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-Na}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) Lösit ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) Lityum Disilikat ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$)
Alumina Seramikler	Aluminyum Oksit (Al_2O_3)
Zirkonya Seramikler	Yttrium Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

2.3.1. Cam Seramikler

Cam seramikler, amorf, camsı faz ve kristalinler içeren materyallerdir (Chang ve ark., 2003). **Dicor** (Dentsply International Inc., York Pa., ABD) protetik uygulamalar için kullanılan ilk dökülebilir cam seramik sistemidir. Isı uygulanarak sıvı hale gelen camın yavaş ve kontrollü bir şekilde kristalize edilerek seramiğe dönüştürülmesiyle elde edilir (Blatz, 2002). Cam seramik tetrasilisik flormika kristalleri içerir. Kor altyapı veya tüm restorasyon, kayıp mum ve santrifüjlü döküm tekniği kullanılarak oluşturulur. Hacimsel olarak %55 tetrasilisik flormika ($\text{HMg}_{2.5}\text{Si}_4\text{O}_{10}\text{F}_2$) kristallerinden oluşur (Anusavice ve ark., 2012). Bu kristaller materyalin esnekliğini, ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken, kırık riskine karşı da restorasyona direnç kazandırır. Dicor'un yüksek baskı dayancı, sertliği, yoğunluğu, aşınma direnci, ısıl genleşme katsayısı ve translusent özelliği diş dokusuna benzerdir (Hondrum, 1992; Rosenblum ve Schulman, 1997; McLean ve Odont, 2001; Anusavice ve ark., 2012). Bu sistem tek üyeli restorasyonlar için uygun olup, maskeleme gereksinimi duyulan vakalarda endike değildir (Wohlwend ve ark., 1989; Hondrum, 1992; Rosenblum ve Schulman, 1997; Coşkun ve Yalug, 2002). Posterior bölgede başarısızlık oranının yüksek olması ve daha dayanıklı yeni seramik sistemlerinin geliştirilmesi bu sistemin tercih edilmemesine neden olmuştur (Shillingburg ve ark., 2010).

Cerapearl (Kyocera, ABD) dökümü yapılabilen apatit seramik olarak bilinir. İlk kez Hobo ve Iwata tarafından doğal diş dokusunu taklit etmek amacıyla sentetik hidroksi apatitin kullanımıyla 1985 yılında indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir.

Yapım tekniği Dicor porselenlerin yapımına benzer. Bu porselenlerin kırılma direnci düşük olduğu için restorasyonların adeziv simantasyon yöntemiyle yapıştırılması tavsiye edilir (McLean, 2001; Wassell ve ark., 2002; Yavuzylmaz ve ark., 2005).

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

Feldspatik Seramikler

Metal destek ya da kor yapı üzerine yığma (tabakalama) tekniğinde kullanılan estetik üst yapı seramikleridir. Yapısında %69 silika (SiO_2), % 8 alumina (Al_2O_3), % 8-10 oranında potas (K_2O) ve soda (Na_2O) bulunur. Bükülmeye karşı dayanıklılığı 60-70 MPa arasındadır. Düşük bir dirence sahip oldukları için altyapı desteği olmadan kullanılmazlar (Zaimoğlu ve Can, 2011).

Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler

Lösit içerikli seramikler, kontrolsüz kristalizasyon ile üretilen porselen türleridir. Lösitin dental porselendeki esas görevi termal genleşme katsayısını arttırarak sertliği ve bağlanmayı arttırmaktır. Lösit, ısıya dayanıklı bir iskelet oluşturur ve aradaki boşluklar cam ile dolar (Şener ve Türker, 2009). Temel olarak metal alt yapıların üzerine seramik tabakalandırılmasında kullanılmışlardır (Höland ve ark., 2007). Lösit ile üretilen ilk cam seramik IPS Empress'dir. IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Optimal Pressable Ceramic (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn), IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) bu gruba örnek verilebilir.

IPS Empress

Cam seramik yapının lösit ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) kristalleri ile güçlendirildiği cam seramik sistemi olan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) sistemi Zürih Üniversitesi'nde geliştirilmiş ve 1991 yılında Ivoclar Vivadent firması tarafından piyasaya sunulmuştur (McLean ve Odont, 2001). Silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 μm boyutunda lösit kristalin faz oluşturur (Zaimoğlu ve Can, 2011; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Kaybolan mum tekniği ile pres döküm tekniğinin birlikte kullanıldığı IPS Empress sisteminde, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik tabletler ısı ile yumuşatılarak yavaş yavaş preslenir. Laboratuvarda model üzerinde mum modelaj yapılır, revetmana alınır ve 850 °C'ye kadar ısıtılarak mum uzaklaştırılır. Döküm yoluna seramik blok ve

alüminyum piston yerleştirilir. Manşet EP 500 adı verilen özel porselen fırınına konduktan sonra 1150 °C'de 0,3-0,4 MPa basınç ile yavaş yavaş vakum altında preslenir. Revetmandan çıkarıldıktan sonra kumlama ile temizlenerek model üzerinde kontrol edilir (Rosenblum ve Schulman, 1997; Coşkun ve Yaluğ, 2002; Zaimoğlu ve Can, 2011). Restorasyonun son şeklini alması için döküm sonrası iki işlem uygulanabilir. Bunlar yüzey karakterizasyon ve tabakalama tekniğidir. Yüzey karakterizasyon tekniğinde renksiz restorasyona yüzey boyaması yapılır. Tabakalama tekniğinde ise, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyona veneer porselen materyali ile tabakalama yapılır (Dong ve ark., 1992; Rosenblum ve Schulman, 1997; Zaimoğlu ve Can, 2011).

Sistemin bükülme dayancı ortalama 95-200 MPa'dır. Bükülme dayancı feldspatik seramiklere göre iki kat artmıştır. Bunun nedenleri; ısı ile presleme tekniği ve lösit kristalin fazı içermesidir. Işık geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal diş benzerdir. IPS Empress; inley, onlay, laminate veneer ve tek kron yapımına uygundur (Rosenblum ve Schulman, 1997; Zaimoğlu ve Can, 2011; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Lityum Disilikat Seramikler

Lityum disilikat cam seramik ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir. Ancak bu materyal düşük kimyasal direnci, yetersiz ışık geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle diş hekimliğinde yerini alamamış ve kullanımı terk edilmiştir (Yavuzylmaz ve ark., 2005).

Sistemin gelişimini 1984 yılında Headley ve Loehmen isimli araştırmacılar SiO₂-Li₂O (silisyum dioksit-lityum oksit) yapısındaki cam faza P₂O₅ (fosfor pentaoksit) ilavesi sonucu lityum disilikat (Li₂Si₂O₅) ve lityum ortofosfat (Li₃PO₄) kristalleri oluşturarak sağlamışlardır. Günümüzde kullanılan lityum disilikatın kimyasal yapısı 1998 yılında Schweiger ve arkadaşları tarafından açıklanmıştır (%57-80 SiO₂, %0-5 Al₂O₃, %0.1-6 La₂O₃, %0-5 MgO, %0-8 ZnO, %0-13 K₂O, %11-19 Li₂O, %0.5-11 P₂O₅, %0-6 katkı maddeleri ve renk pigmentleri) (Höland ve ark., 2003).

Lityum disilikat esaslı seramikler lösit içerikli seramiklere oranla mekanik yapıyı güçlendirirken aynı zamanda doğal dişlere benzer optik özellikte restorasyonlar yapmaya da imkan verir (Küçük ve Kunt, 2012).

Seramik restorasyonlarla adeziv simanların kombine kullanımını arttırmak ve tam seramikleri köprü yapımında kullanabilmek amacıyla lityum disilikat sistemine dayanan bir seramik sistemi geliştirilmiştir. Empress 2 (Ivoclar Vivadent) sisteminde, lityum disilikat cam kor materyali kullanılmaktadır (Albakry ve ark., 2003; Raigrodski, 2004a; 2004b;). Lityum disilikat, rastgele iç içe geçen tabaka biçimli birçok kristalden oluşmaktadır. Direnç açısından değerlendirildiğinde iğnemsiz kristaller, çatlakların yön değiştirmesini ve kollara ayrılmasını engellemekte veya önlerinin kesilmesini sağlamaktadır. Seramik yapısındaki çatlak oluşumu, lityum disilikat kristalleri tarafından tutularak seramiğin bükülme direncinde artış sağlamaktadır. Lityum disilikat cam seramiklerin mekanik özellikleri, lüsit seramiklerden oldukça fazladır, yatay bükülme dirençleri 350-400 MPa arasında değişmektedir. Kırılma sertlikleri de lüsit seramiklerin yaklaşık üç katı kadardır (Sorensen, 1999; Küçük ve Kunt, 2012).

Estetik açıdan oldukça tatminkar olan lityum disilikat cam seramikler, lüsit cam seramikler gibi mum eliminasyonu ve ısı-basınç tekniği ya da prefabrike bloklardan freze tekniği ile elde edilmektedir, ancak işlem 920 °C'de yapılmaktadır. Bu yöntemle, premolar bölgeye kadar üç üyeli köprü yapılabilir (Albakry ve ark., 2003; Raigrodski, 2004). Gerekli bağlantı alanı sağlandığında molar bölgeye yapılan lityum disilikat yapılı köprülerin de yeterli başarıyı sağladığı gösterilmiştir (Esquivel-Upshaw ve ark., 2004).

Günümüzde lityum disilikat seramiklerin en yenisi olan IPS e.max Press ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, USA) presleme ve frezeleme teknikleriyle üretilerek, final restorasyonun çoklu translusensi ve opasitesini sağlarlar. Bu restorasyonlar geleneksel feldspatik porselenlere göre beş kat daha güçlüdür. En büyük avantajı araştırmalarla desteklenmiş düşük kırılma oranıdır (Ritter, 2010).

Lityum disilikat, çeşitli restoratif endikasyonlar için yeni seçenekler sunan estetik ve yüksek dayanıklılıkta bir materyaldir (Ritter, 2010).

IPS Empress 2

1998 yılında Beall ve Echeverria tarafından geliştirilmiştir. Hacimce %60 oranında 0.5-4 µm uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0,1-0.3 µm uzunluğunda küçük lityum ortofosfat kristalleri içerir. Bu sistemde, lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine restorasyonun son şeklini vermek için tabakalama tekniği ile yerleştirilen cam seramik floraapatit yapıdadır. Yoğunlaşmış kristal yapı içeren seramik kor üzerine,

floraapatit yapıda cam seramik pişirilerek dayanıklılığı arttırılmıştır (Schweiger ve ark., 1999; Akgüngör ve ark., 2005; Zaimoğlu ve Can, 2011).

IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kayıp mum ve ısı ile presleme tekniği ile üretilen bir lityum disilikat cam seramiğidir. Lityum disilikat cam seramik tabletleri vakum ve basınç altında EP 500 veya EP 600 adı verilen özel fırında 920 °C'de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollar. Lityum cam porselen kor yapı üzerine, floraapatit veneer porseleni (IPS Eris;Ivoclar Vivadent) tabakalama tekniği ile yerleştirilerek ışık geçirgenliğine izin veren semitransludent restorasyonlar elde edilir (Conrad ve ark. 2007; Zaimoğlu ve Can, 2011). Isısal genişleme katsayıları birbiri ile uyumlu olan lityum disilikat cam porselen kor yapı ile üzerine pişirilen apatit cam porselen materyaller arasında oluşan bağlanmanın güvenilir yapıda olduğu gösterilmiştir (Zaimoğlu ve Can, 2011).

Sadece anteriorda üç üyeye kadar kullanılabilen lösit içerikli IPS Empress'in bükülme kuvveti arttırılarak ikinci premolara kadar uzanan üç üyeli köprülerde kullanılabilen IPS Empress 2 üretilmiştir (Oh ve ark., 2000; Zaimoğlu ve Can; 2011). IPS Empress ve IPS Empress 2 nin asıl farklılığı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılarıdır. Bu farklılık, IPS Empress 2 nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress'e göre üç kat arttırmıştır. Ayrıca IPS Empress 2 de cam daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski en azdır (Oh ve ark., 2000; Conrad ve ark., 2007; Zaimoğlu ve Can, 2011). Simantasyonda tercihen adeziv simantasyon tekniği kullanılır.

IPS Empress 2 sistemi inley ve onley yapımında, laminalarda, ön ve arka grup dişlerde tek kronlarda, ön ve arka grup dişlerde üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Arka grup dişlerde üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde (yaklaşık 7-8 mm) olmalıdır (Scientific Documentation IPS Empress System, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2011).

IPS Empress 2 restorasyonlar parafonksiyonel alışkanlıkları olanlarda, kantilever restorasyonlarda ve kısa kron boyu olan dişlerde endike değildir.

IPS Empress 2 nin avantajları (Höland ve ark., 2000; Yavuzylmaz ve ark., 2005b):

- Mineye yakın termal genişleme katsayısı
- Karşıt dentisyona zarar verici etkisinin minimum düzeyde olması

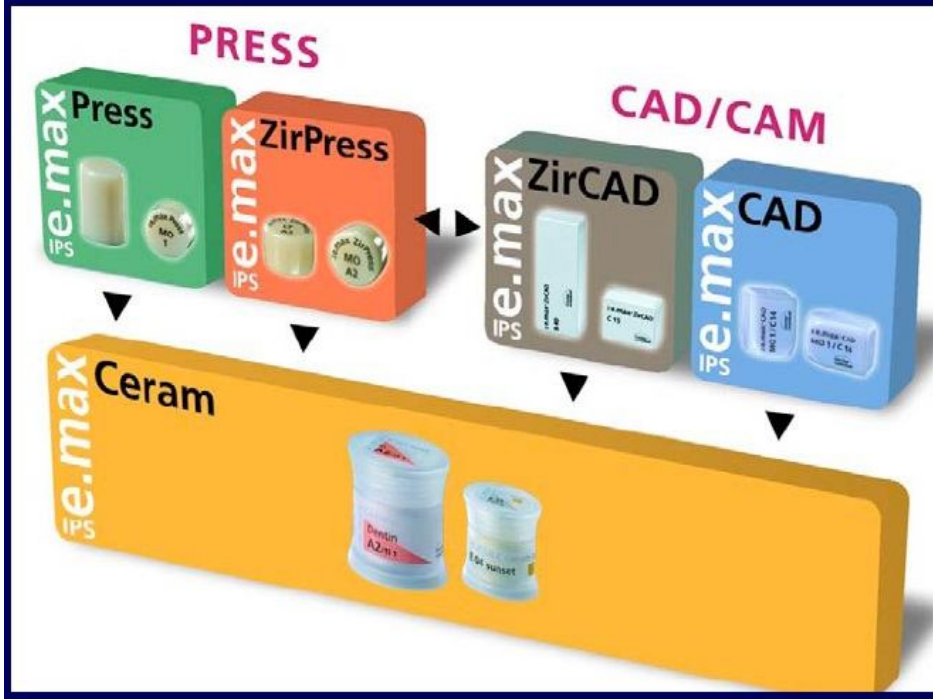
- Radyopak olması
- Biyolojik uyumunun mükemmel olması
- Doğal bir şeffaflık olması
- Bükülme dayanıklılığının yüksek olması
- Bukalemun etkisi göstermesi

IPS e.max

Lityum disilikat seramiklerin en yenisidir.

IPS e.max aşağıdaki beş farklı komponent şeklinde kullanılabilen bir tam seramik sistemidir (Scientific Documentation IPS e.max Press, 2005) (Şekil 1).

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



Şekil 1. IPS e.max tam seramik sistemi (<http://www.roedentallab.com/downloads/emaxpressdata.pdf>, 2014)

IPS e.max Press

IPS e.max Press 2005 yılında IPS Empress 2 ile kıyaslanarak geliştirilmiştir. IPS Empress 2 gibi lityum disilikattan oluşan preslenebilir cam seramiktir, fakat farklı pişirme prosedürü uygulanarak daha translusent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapmaya imkan verir (Etman ve Woolford, 2010). IPS e.max Press sisteminin temel kristal fazı olan lityum disilikat kristalleri hacimsel kristalizasyon adı verilen bir mekanizma ile oluşur. Hacimsel kristalizasyon; cam yapısı içerisinde çekirdek oluşumuyla maddeler katılarak homojen dağılım gösteren kristal odaklarının oluşumudur (Stappert ve ark., 2006).

IPS e.max Press'in mikroyapısı cam matriks içine katılmış yaklaşık %70 oranında lityum disilikat kristalleri içerir. Lityum disilikat ana kristal fazı, 3-6 µm uzunluğunda iğne uçlu kristallerdir. Yapılan SEM çalışmalarında 3-6 µm boyutundaki lityum disilikat kristalleri daha düşük oranda olan 0,1-0,3 µm çapındaki lityum ortofosfat kristalleri de yapı içinde yer almaktadır (Höland ve ark., 2000; Scientific Documentation IPS e.max Press, 2005).

IPS e.max Press kor materyali olarak ya da kronun tamamının yapımında kullanılabilir (Etman ve Woolford, 2010). Nano-floraapatit yapıdaki IPS e.max Ceram, IPS e.max kor yapılarında tercih edilen veneer porselenidir (Albashaireh ve ark., 2010).

ISO 6872 Dental Seramikler ve ISO 9693 Metal-Seramik Dental Restoratif Sistemlerinin kabul ettiği biaksiyel bükülme dayanıklılık değeri 400 ± 40 MPa dır. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 0,8 mm kalınlıkta hazırlanan altyapı ile kırılma direnci 400 ± 40 MPa ya kadar arttırılmıştır (Scientific Documentation IPS e.max Press, 2005).

IPS e.max Press sisteminin kimyasal yapısı Tablo 2’de gösterilmiştir (Scientific Documentation IPS e.max Press, 2005).

Tablo 2. IPS e.max Press’in kimyasal yapısı

Oksitler	Kütle içerisindeki %
SiO ₂	57 – 80
Li ₂ O	11– 19
K ₂ O	0 – 13
P ₂ O ₅	0 – 11
ZrO ₂	0 – 8
ZnO	0 – 8
Diğer oksitler	0 – 10
Renklendirici oksitler	0 – 8

Çeşitli araştırmacıların, IPS e.max Press’in biaksiyel dayanıklılık kuvvetini farklı teknikler uygulayarak buldukları sonuçlar Tablo 3’te gösterilmiştir.

Tablo 3. Biaksiyel bükülme dayanıklılığı değerleri ve değerlendirme metotları (Scientific Documentation IPS e.max Press, 2005'den uyarlanmıştır)

Araştırmacı	Bükülme dayanıklılık (MPa)	Değerlendirme metodu
Berge ve ark., 2001	375.7	Biaksiyel bükülme dayanıklılığı, ISO 6872
Sorensen ve ark., 2000	411.6	Biaksiyel bükülme dayanıklılığı
Sorensen ve ark., 2000	455.5	Biaksiyel bükülme dayanıklılığı
Kappert, 2000	426	Biaksiyel bükülme dayanıklılığı
Anusavice, 2001	239	Suda 48 saat bekletildikten sonra 4 nokta bükülme dayanıklılığı
Ludwig ve ark., 2000	426	3 nokta bükülme dayanıklılığı
Lohbauer, 2003	374.4	Weibull dayanıklılığı, 4 nokta bükülme dayanıklılığı
Marx ve Fisher, 2001	466	3 nokta bükülme dayanıklılığı
Marx ve ark., 2001	388	Weibull dayanıklılığı, 4 nokta bükülme dayanıklılığı
Albakry ve ark., 2003a	440	Biaksiyel bükülme dayanıklılığı

IPS e.max Press, lityum disilikat seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir. İngotlar, lityum disilikat cam seramiklerden döküm tekniği ile üretilir (döküm/presleme prosedürü). Bu yeni teknik erime sıcaklığına ulaşan eriyen renk pigmentlerinin materyale eklenmesine izin vermez, onun yerine istenilen rengi elde etmek için cam içinde eriyen polivalent iyonlar kullanılır. Bu mekanizmada renk iyonlarının kombinasyonu, konsantrasyonu ve valansı önemli rol oynar. Bu tekniğin avantajı, materyalin içine renk iyonlarının homojen bir şekilde dağılmasıdır (Ritter, 2010).

IPS e.max sisteminde, diş hekiminin ihtiyaçlarına göre tasarlanmış farklı derecede translusensi özelliği olan ingotlar bulunmaktadır (Şekil 2). MO (Medium opacity) orta derecede opaklık gösteren ingotlar, özel olarak geliştirilmiş IPS e.max

Ceram veneerleme porseleni ile estetik olarak veneerlenmektedir. MO ingotların 1 ile 4 arasında değişen renkleri mevcuttur. MO 0 'Bleach shade' çok açık renk dişlere hitap etmektedir. İstenilen rengin elde edilmesi için cam içinde çözünen polivalent iyonlar kullanmıştır. Sistemde kullanılan LT (Low translucency) düşük derecede translusentlik özelliği gösteren ve HT (High translucency) yüksek derecede translusensi özelliği gösteren ingotlardır. Transludent ingot grupları için restorasyonun sonuç rengi hem boyama hem de kazıma (cut-back) teknikleri kullanılarak verilebilir. Son ingot tipi HO (High opaque) ise opak özelliğinden dolayı renklenmiş dişlerin maskelenmesinde kullanılır (Scientific Documentation IPS e.max Press, 2011).



Şekil 2. IPS e.max Press ingotlar (<http://www.roedentallab.com/downloads/emaxpressdata.pdf>, 2014)

Guazzato ve ark. (2004), iğne şeklindeki lityum disilikat kristallerinin çatlağın yönünü değiştirerek kırılma direncini artırdıklarını saptamıştır (Şekil 3). Yapılan çalışmalar lityum disilikat kristallerinin uzunluğundan çok doğrultularının çatlağın ilerlemesine neden olan kuvvetleri azaltarak ilerlemesini durdurduğunu ifade etmektedir (Albakry ve ark., 2003a; Guazzato ve ark., 2004). Albakry ve ark. (2004), presleme işleminde lityum disilikat kristallerinin cam matrisinde homojen bir şekilde dağıldığını ve lityum disilikat kristallerinin doğrultularının çatlağın ilerlemesini durdurduğunu ileri sürmüşlerdir. Albakry ve ark. (2003b), bir başka çalışmalarında lityum disilikat kristallerinin presleme yönüne paralel olarak diziliş gösterdiklerini tespit etmişlerdir. Ayrıca kristal çapının, şeklinin ve oranının kristallerin presleme sonrasındaki doğrultuları üzerinde etkili olduğunu ifade etmişlerdir.



Şekil 3. IPS e.max Press'in mikroyapısı (<http://www.roedentallab.com/downloads/emaxpressdata.pdf>, 2014)

IPS e.max Press'in endikasyonları: (Scientific Documentation IPS e.max Press, 2005)

- Lamina veneerler
- İnley-onley restorasyonlar
- Anterior ve posterior kronlar
- 3 üyeli anterior köprüler
- 2. premolara kadar olan 3 üyeli köprüler
- Anterior ve posterior bölgede yer alan tek üye implant üst yapısı
- 2. premolara kadar olan bölgede yer alan 3 üyeli implant üst yapısı

IPS e.max Press'in kontrendikasyonları: (Scientific Documentation IPS e.max Press, 2005)

- Birinci molar dişin pontik olarak yer aldığı posterior köprüler
- 4 ya da daha fazla üyeli köprüler
- İnley bağlı köprüler
- Çok derin, subgingival preparasyonlar
- Bruksizm vakaları
- Kantilever köprüler
- Maryland köprüler

2.3.2. Alumina Seramikler

Tam seramik sistemlerin kırılma dayanıklılığını artırmak için alumina içerikleri yükseltilmiştir. In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirkonya, Procera aluminyum oksit kor kullanan sistemlerdir (Conrad ve ark., 2007).

In-Ceram, Dr. Mickael Sadoun tarafından 1985 yılında Fransa'da geliştirilmiştir. Altyapı ya slip-cast ya da yarı sinterize hazır bloklardan freze tekniğiyle üretilir (Raigrodski, 2004). Feldspatik cama ilave edilen alumina oranı hacim olarak %40-50'den %90'a çıkarılarak **In-Ceram Alumina** sistemi geliştirilmiştir. Slip-cast tekniğiyle refraktör day üzerine alumina tozundan sulu ince hamur ile bir çekirdek yapı hazırlanarak 1120°C'de 10 saat sinterlenmektedir. Aluminanın erime derecesi çok yüksek olduğundan tam yoğunlaşma akışkan fazda gerçekleşmez ve sinterleme katı fazda oluşur. Elde edilen ilk yapıda alumina oldukça poröz yapıdadır ve 6-10 MPa civarındadır. Yapı lantum camı infiltre edilerek 1100 °C'de 4-6 saat daha sinterlenir. Eriyen camın poröz yapıyı doldurmasıyla yoğun ve yüksek dirençli bir seramik elde edilir. In-Ceram alumina yaklaşık 446 MPa yatay bükülme direnci göstermektedir (Qualtrough ve Piddock, 2002; Bayındır ve Uzun, 2007).

In-Ceram sisteminin hazırlanan altyapının kimyasal içeriğine göre; In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirkonya olmak üzere üç çeşidi bulunur. **In-Ceram Spinell** kristal olarak magnezyum spinel ($MgAl_2O_4$) içerir ve restorasyonun şeffaflığını artırır, aluminaya göre daha estetikdir ancak direnci daha düşüktür (350 MPa). **In-Ceram Zirkonya'da** ise alüminaya %33'lük zirkonya ilavesi ile daha yüksek bükülme direnci (700 MPa) elde edilmiştir (Yavuzylmaz ve ark., 2005; Bayındır ve Uzun, 2007).

2.3.3. Zirkonya Seramikler

Zirkonya üzerinde en çok çalışma yapılan metal oksittir. Doğada tek başına serbest metal olarak bulunmaz. Polikristalin seramiktir. Bilinen mineralleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_2$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2). Diş hekimliğinde zirkonyum oksit seramiği kullanılır (Zaimoğlu ve Can, 2011).

Zirkonyumun oda sıcaklığında stabil olması için bazı metal oksitler (MgO_2 , CaO_2 , CeO_2 , Y_2O_3) yapıya ilave edilir. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar elde edilirken saf zirkonya ağırlığının % 3-5 mol oranında yitrium oksit (Y_2O_3) yapıya ilave edilerek Y-TZP (yitrium stabilize tetragonal zirkonya polikristali) olarak

adlandırılan zirkonyum seramiği elde edilir (Zaimoğlu ve Can, 2011; Anusavice ve ark., 2012).

Y-TZP seramikleri day üzerinde direk sinterizasyona uygun olmamaları nedeniyle sadece freze tekniği ile Őekillendirilebilmektedir (Zaimoğlu ve Can, 2011)

CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing) teknolojinin birćok alanında kullanılan bir üretim Őeklidir. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim Őeklinde ifade edilebilir. DiŐ hekimliğinde kullanılmasıyla seramik materyalinin kondenzasyon, eritme ve kaynaŐtırma iŐlemleri nispeten azalmıŐtır (Palin ve Burke, 2005). Sistem önceden üretilen seramik blokların bilgisayar destekli freze yardımıyla Őekillendirilmesi esasına dayanır. Sistemdeki veri toplama ünitesi ile, ölçü alma ve model elde edilmesi gibi aŐamalar ortadan kaldırılarak dijital veriler bilgisayara aktarılır ve üç boyutlu tasarımlar oluşturulur. Daha sonra tasarımlar freze makinasına aktarılarak hazır bloklardan istenilen restorasyon elde edilir (Zaimođlu ve Can, 2011). CAD/CAM sisteminde restorasyonlar homojen bloklar kullanılarak elde edildiği için, diğer sistemlerde görülen mikroporozite, homojenite problemleri ve yüksek ısıdaki fırınlama iŐlemleri sonrası oluşan büzülme problemleri elimine edilir. Ayrıca laboratuvar iŐlemlerinin kısılması da zaman ve para tasarrufu sağlamaktadır (Blatz, 2002; Palin ve Burke, 2005; Bayındır ve Uzun, 2007).

CAD/CAM sistemleri temel olarak üç aŐamadan oluşur:

a-Üç boyutlu yüzeyin taranması: Optik yüzey tarayıcı alet ile yüzeyin üç boyutlu bilgisayar modeli elde edilir. Restorasyonun tek ve uyumlu veri grubunun oluşturulması için CAD yazılımı ile her bir taramadan elde edilen veriler birleŐtirilerek üç boyutlu yüzey modeli oluşturulur (Williams ve ark., 2004).

b-Üç boyutlu bilgisayar destekli dizayn: Taramalar uygun yazılımlarla elektronik olarak incelenir. Üç boyutlu CAD yazılımı ile oluşturulan model üzerinde protezin dizaynı gerćekleŐtirilir (Williams ve ark., 2004).

c-Üretim: Tasarım oluşturulduktan sonra yapılacak restorasyonun boyutuna uygun seramik blok sećilerek cihazın kesici bölümüne yerleŐtirilir ve protez bitirilir (Williams ve ark., 2004).

Lava, Cercon, DC-Zirkon, Denzir, Procera zirkonyum oksit kor yapı kullanan tam seramik sistemlerinden bazılarıdır (Conrad ve ark., 2007).

2.4. Dental Yapıştırma Simanları

Sabit bir restorasyonun bir yapıştırma ajanı (siman) ile dişler üzerine uygulanması işlemine simantasyon, bu işlemde kullanılan materyallere de dental yapıştırma simanları denir (Anusavice ve ark., 2012).

Yapıştırma simanları sabit restorasyonlarla diş arasında mikrobiyal sızıntıya engel olmalı, diş ve restorasyon arasındaki yüzeyi mekanik, kimyasal veya bu ikisinin kombinasyonu bir mekanizma ile tamamen örtmelidir (Uludamar ve ark., 2011a).

İdeal bir yapıştırma simanı;

- İnce bir tabaka şeklinde uygulanabilirken, kesme kuvvetlerine karşı dirençli olmalıdır.
- Farklı materyaller arasında kalıcı bir bağlantı sağlamalıdır.
- Gerekli sıkışma ve gerilme direncine sahip olmalıdır.
- Yeterli kırılma direnci göstermelidir.
- Diş ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmelidir.
- Uygun film tabakası ve viskoziteye sahip olmalıdır.
- Ağız sıvılarında çözülmemelidir
- Biyolojik olarak dokulara uyumlu olmalıdır.
- Yeterli sertleşme ve çalışma süresi olmalıdır.
- Çevresel faktörlerle yeterince dengeli bir uyum içerisinde olmalıdır (erozyon, yorgunluk direnci vb.) (Diaz-Arnold ve ark., 1999; Uludamar ve ark., 2011a).

Sabit protetik restorasyonların yapıştırılmasında sıklıkla kullanılan simanlar çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer, hibrit cam iyonomer ve rezin simanlardır (O'Brien, 2008, Anusavice ve ark., 2012). Dental simanlar kimyasal içerikleri ve sertleşme reaksiyonlarına göre Tablo 4'te sınıflandırılmıştır.

Tablo 4. Yapıştırma amaçlı kullanılan simanların içerikleri ve sertleşme reaksiyonları (Anusavice ve ark., 2012'dan uyarlanmıştır)

	İçerik	Reaksiyon Tipi
Çinko fosfat siman	Toz: ZnO, MgO Likit: Fosforik asit, su	Asit-Baz
Çinko polikarboksilat siman	Toz: ZnO, MgO Likit: Poliakrilik asit,su	Asit-Baz
Cam iyonomer siman	Toz: Floroaluminosilikat cam Likit: Poliakrilik asit, su	Asit-Baz
Rezin modifiye cam iyonomer siman	Toz: Floroaluminosilikat cam, başlatıcılar Likit: Poliakrilik asit, metakrilat monomeri, başlatıcılar, su Toz: Floroaluminosilikat cam, sodyum florid, metalik oksit, başlatıcılar Likit: Dimetakrilat/Karboksilik monomeri, akrilat monomer, su A Pastası: Floroaluminosilikat cam, non reaktif doldurucu, reaktif monomer B Pastası: non reaktif doldurucu, metakrilat modifiye polialkenoik asit, metakrilat monomeri, su	Işık/Kimyasal +Asit-Baz Işık+Kimyasal+ Asit-Baz Işık+Asit-Baz

Tablo 4 Devamı. Yapıştırma amaçlı kullanılan simanların içerikleri ve sertleşme reaksiyonları (Anusavice ve ark., 2012'dan uyarlanmıştır)

Kompomer	Tek Pasta: Metakrilat monomeri asidik monomer, floroaluminosilikat cam, başlatıcı	Işıkla Polimerizasyon
	Toz: Floroaluminosilikat cam, metalik oksit, sodyum florid, kimyasal ve/veya ışıkla aktive olan başlatıcı(lar)	Işık/Kimyasal+Asit-Baz
	Likit: Dimetakrilat/karboksilik monomerler, fonksiyonel akrilat monomerleri, su, polimerizasyon başlatıcı (kimyasal)	
Kompozit rezin siman	Toz: Polimetilmetakrilat	Kimyasal Polimerizasyon
	Likit1: Metakrilat monomeri	
	Likit 2: Katalizör	
	Tek pasta: Metakrilat monomeri, başlatıcı	Işıkla Polimerizasyon
	Baz: Metakrilat monomeri, doldurucu, kimyasal ve/veya ışıkla aktive olan başlatıcı(lar)	Işık+Kimyasal Polimerizasyon/Kimyasal Polimerizasyon
	Katalizör: Metakrilat monomerleri, doldurucu, aktivatör (kimyasal polimerizasyon için)	

2.4.1. Kompozit Rezin Simanlar

Rezin simanlar, Bis-GMA (bisfenol glisidil metakrilat) veya UDMA (üretan dimetakrilat) benzeri bir rezin matriks ve doldurucu inorganik partiküllerden meydana gelen bir çeşit kompozittir. İçeriklerindeki daha düşük doldurucu yapı ve

viskoziteleriyle restoratif kompozitlerden ayrılırlar (Eskimez ve İzgi, 2008; Zaimoğlu ve Can, 2011).

Kompozit rezin simanların yapısı üç fazdan oluşur:

a-Organik polimer faz: Bis-GMA veya UDMA'dan oluşur. UDMA, renk değişimine daha dirençlidir ve iyi adezyon sağlar. Hem Bis-GMA hem de UDMA aşırı viskoz yapıya sahip olduğundan viskoziteyi azaltmak için matrikse TEG-DMA (trietilen glikol metakrilat) ilave edilmiştir (Eskimez ve İzgi, 2008; Zaimoğlu ve Can, 2011).

b-İnorganik faz: İnorganik doldurucu miktarı %20-75 arasında değişir. Matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, stronsiyum, baryum, çinko, lityum alüminyum silikat, itterbiyum ve cam gibi doldurucu partiküller vardır. Bu inorganik partiküllerin ilave edilmesiyle rezin simanın basma ve çekme dirençleri, elastisite modülü değerleri olumlu yönde geliştirilerek; polimerizasyon büzülmesi, genleşme katsayısı ve su emilimi azaltılmaya çalışılır (Eskimez ve İzgi, 2008; Zaimoğlu ve Can, 2011).

c-Ara faz: Organik ve inorganik komponentin birbirine bağlanmasını sağlar. Bağlanmayı organik silisyum bileşdiği olan uzun moleküllü silanlar gerçekleştirir. Silan bağlayıcı ajanlar molekül zincirlerinin her iki ucunda farklı fonksiyonel gruplara sahiptir. Bu uzun moleküllü silanlar bir uçtan polimer matrikse bağlanırken, diğer uçtan doldurucuya (silika) bağlanırlar. Silan bağlayıcı ajanlar zayıf yapıya sahip matriksten daha güçlü yapıya sahip dolduruculara streslerin iletimini sağlar, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir, rezin-doldurucu ara yüzünde suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (Eskimez ve İzgi, 2008; Zaimoğlu ve Can, 2011).

Kompozit rezin simanlar polimerizasyon tiplerine göre üç grupta toplanırlar:

a-Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (Auto-cured): Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar toz-likit ya da çift pat şeklinde üretilmişlerdir. Toz-likit sisteminde toz iyi dövülmüş borosilikat veya silika cam ile polimer toz ve organik peroksit başlatıcıdan oluşur. Likit ise amin hızlandırıcı içeren Bis-GMA veya diğer metakrilat monomerlerden oluşur. Polimerizasyon iki komponentin kağıt pedin üzerinde 20-30 saniye karıştırılması ile kimyasal olarak başlamaktadır. Pat sistemlerinde patlardan her biri yarı yarıya organik monomer ve doldurucular içerir. Patlardan birinde polimerizasyon başlatan benzoil peroksit diğerinde ise

polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin vardır. Bu tür rezinlerde, içerdikleri aromatik tersiyer aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülür (Lad ve ark., 2014). Ayrıca çalışma sürelerinin kısa olması da kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların bir diğer dezavantajıdır (Zaimoğlu ve Can, 2011; Anusavice ve ark., 2012).

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarda çok fazla renk seçeneği mevcut değildir. Bu nedenle simanla renginin değiştirilmesi düşünülen translusent tam seramik restorasyonlar için uygun değildir. Metal destekli sabit protezler, adeziv köprüler, postlar, ışık penetrasyonuna izin vermeyen seramik kronlar ve diş-siman ara yüzüne yeterli ışık transferini engelleyen koyu renkli restorasyonların simantasyonunda kullanılabilirler (Zaimoğlu ve Can, 2011; Anusavice ve ark., 2012).

b-Işık ile polimerize olan rezin simanlar (Light-cured): Işık ile polimerize olan rezin simanlar tek pat şeklinde üretilmişlerdir. Tek pat halindeki bu simanlarda başlatıcı olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur. Bunlar tüp içinde birlikte olmalarına rağmen ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonu başlamaz. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420-450 nm dalga boyundadır (Zaimoğlu ve Can, 2011).

Işık ile polimerize olan simanlar, görünür ışığın penetrasyonuna izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm'den az olan translusent yapıdaki seramik veya kompozit laminaların ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılırlar (Zaimoğlu ve Can, 2011; Anusavice ve ark., 2012).

Bu simanlar kimyasal ve dual olarak polimerize olan simanlar gibi renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri restorasyonun yerleştirilmesi ve taşan siman artıklarının temizlenmesi için uygundur. Bu nedenle simantasyonu oldukça hassasiyet gerektiren laminaların simantasyonunda tercih edilirler. Farklı opasite ve renk seçeneğine sahip olmaları estetik başarıyı artırmıştır. Işık ile polimerize olan simanların çoğu katalizör ilavesiyle dual polimerize olan simanlara dönüştürülebilirler (Zaimoğlu ve Can, 2011; Anusavice ve ark., 2012; Köroğlu ve ark., 2012).

c-Kimyasal ve ışıkla polimerize olan rezin simanlar (Dual-cured): Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan bu sistemler iki pat veya toz-likit şeklinde bulunurlar. Dual sertleşen simanın ana maddesinde kamforokinon gibi ışığa duyarlı polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri

bulunur. Yapılarında hem bir polimerizasyon başlatıcı (kamforokinon) hem de kimyasal aktivatör komponentleri (peroksitamin) vardır. Sertleşme reaksiyonu ışık etkisi ile başlayıp kimyasal polimerizasyon ile devam eder. Böylece tek başına ışığın yetişemediği alanlarda, kimyasal polimerizasyon tüm simanın sertleşmesine olanak verir. Bu tip simanlar, restorasyonun ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translusent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1,5-2 mm'den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır. Işık penetrasyonuna imkan vermeyen 2,5 mm'den daha kalın restorasyonlarda ise kimyasal olarak polimerize olan simanlar kullanılmalıdır (Zaimoğlu ve Can, 2011; Anusavice ve ark., 2012).

Avantajları;

- Baskı ve gerilme dayanımları geleneksel simanlardan oldukça yüksektir.
- Kimyasal adezyon mekanizmaları ile, diş dokusuna oldukça kuvvetli bağlanma gösterirler.
- Metal alaşımlar ve seramik yüzeylerle bağlantı yapabilirler.
- Seramiklerin altında kullanıldıklarında restorasyonun kırılma direncini artırır.
- Ağız ortamında düşük çözünürlük gösterirler.
- Farklı renk ve opasite seçeneklerine sahiptir.
- Optimal retansiyon ve direnç formunun sağlanamadığı vakalarda başarıyla kullanılabilirler.
- Rezin simanların adeziv özellikleri daha konservatif preparasyon şekillerine müsaade eder.
- Bazı rezin simanların flor salma özellikleri vardır.

Dezavantajları;

- Uygulama tekniği oldukça hassas bir çalışma gerektirir. İyi bir bağlantı dayanıklılığı elde etmek ve mikrosızıntıyı önlemek için diş yüzeyinin kontaminasyonu engellenmelidir.
- Geleneksel simanlara göre film kalınlığı fazladır.
- Simantasyon sırasında taşan simanın temizlenmesi zordur.
- Polimerizasyon oksijen inhibisyonuna uğrar, önlem alınmalıdır (Zaimoğlu ve Can, 2011; Anusavice ve ark., 2012; Lad ve ark., 2014).

2.5. Tam Seramik Restorasyonlarda Simantasyon

Restorasyon ile diş arasındaki bağlantının sağlanması protetik tedavinin son aşamasıdır ve restorasyonun ömrünü büyük ölçüde etkiler (Zaimoğlu ve Can, 2011; Tian ve ark., 2014). Simantasyon işlemine bağlı kron retansiyonunun kaybı, sabit protetik restorasyonların başarısızlık nedenlerinin değerlendirildiği çalışmalarda en önde gelen sebeplerden birisidir (Walton ve ark., 1986).

Tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında seramik materyaline göre siman tercihi yapılmaktadır. Yüksek dayanıklılığa sahip alüminyum oksit ve zirkonyum oksit içerikli restorasyonların yapıştırılmasında geleneksel simanlardan yararlanılabilir. Fakat lityum disilikat esaslı tam seramik restorasyonlardan olan güçlendirilmiş cam seramiklerde, simantasyonda göz önünde bulundurulması gereken en önemli konulardan birisi yapıştırma simanının optik özellikleridir. Özellikle anterior bölgede uygulanan tam seramik restorasyonlarda estetik daha da ön plana çıkmaktadır. Geleneksel simanlar opak olmaları sebebiyle restorasyonun optik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedirler. Tam seramik restorasyonların yapımındaki temel sebeplerden birisi optimum estetik ve doğala en yakın görünüm olduğuna göre doğal ışık geçişine izin veren kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları tercih edilmektedir (McLaren, 1998; Uludamar ve ark., 2011a).

Seramik sistemlerinin tümünün simantasyonunda geleneksel yapıştırma simanları kullanılabilir. Fakat rezin simanlar tam seramiklerin simantasyonunda geleneksel simanlara göre daha başarılıdır (Edelhoff ve Özcan, 2007; Tian ve ark., 2014). Geleneksel simanlar büyük oranda mekanik retansiyon ile tutuculuk sağlarlar. Resin simanlar ise kimyasal bağlantı oluşturarak; diş dokuları olan mine, dentin ve porselen yüzeyi gibi farklı yapıdaki maddelere kuvvetle bağlanabilme özelliğine sahiptirler. Bu simanlar yüksek dayanım, ağız ortamında düşük çözünürlük, renk uyumundaki üstünlük gibi özelliklerinden dolayı inley, onley, lamina ve kron-köprü uygulamaları gibi tam seramik sabit protetik restorasyonlar ile indirek rezin kompozit restorasyonların simantasyonunda tercih edilirler (Uludamar ve ark., 2011a; Uludamar ve ark., 2011b). Resin simanlarla yapılan adeziv simantasyon ile; restorasyonun kırılma direnci, retansiyonu, marjinal adaptasyonu artmakta ve mikrosızıntı azaltılarak sekonder çürük riski önlenmektedir. Adeziv rezin siman ile, seramik ve diş arasında daha iyi bir bağlantı sağlanarak restorasyonun dayanıklılığı artırılırken alttaki destek diş de

güçlenmiş olur (Sorensen ve ark., 1991; Burke ve ark., 2002; Uludamar ve ark., 2011b; Tian ve ark., 2014).

Tam seramik restorasyonların adeziv simantasyonu "diş-rezin siman" bağlantısı ve "seramik-rezin siman" bağlantısı olmak üzere iki farklı yüzeyde gerçekleşmektedir (Qualtrough ve Piddock, 1999; Clelland ve ark., 2007).

2.5.1. Diş-Rezin Siman Bağlantısı

Rezin yapıştırıcı simanın diş olan bağlantısı mine veya dentinin asitle pürüzlendirilmesi ile elde edilen mikro mekanik retansiyon ve dentin adezivlerinin kullanımı ile elde edilmektedir (Anusavice ve ark., 2012). Buonocure 1955 yılında ilk defa mineye asit uygulayarak minenin asitle pürüzlendirilmesi tekniğini geliştirmiş ve adeziv diş hekimliğine büyük katkıda bulunmuştur.

Dentin dokusunun pürüzlendirilmesinde genellikle %30-40 konsantrasyonlarda fosforik asit uygulanır ve diş yüzeyi yıkanarak smear tabakası uzaklaştırılır. Böylece monomerlerin demineralize dentine penetrasyonu ve bunu takiben meydana gelen hibrit tabaka oluşumu ile mikro mekanik bağlantı sağlanır (Carville ve Quinn, 2008; Uludamar ve ark., 2011b).

Dentine uygulanan bağlayıcı ajanlar; çoğunlukla Bis-GMA (Bisfenol Glisidil Dimetakrilat) veya UDMA (Üretan Dimetakrilat) yapısındadır. Her iki monomer de visköz, hidrofobik yapıdadır ve çoğunlukla TEG-DMA (Trietilen glikol dimetakrilat) ve HEMA (2-Hidroksietil Metakrilat) gibi hidrofilik olan ve düşük viskoziteye sahip monomerler ile seyreltilmiştir (Burke ve ark., 2002).

2.5.2. Seramik-Rezin Siman Bağlantısı

Tam seramik kronların, köprülerin, inleylerin, onleylerin, laminanın simantasyonu ve bazen de metal destekli porselen restorasyonların tamiri, rezinlerin seramik yüzeylerine bağlanmasını gerektirmektedir (Matinlinna ve Valittu, 2007a; Zaimoğlu ve Can, 2011).

Seramik ve rezin siman arasındaki bağlantı iki mekanizmayla sağlanır. Bunlardan biri seramik yüzeyinde asitlerle veya kumlama gibi yüzey aşındırma işlemleriyle elde edilen mikromekanik retansiyon, bir diğeri ise silan kaplama ajanıyla sağlanan kimyasal bağlantıdır (Blatz ve ark., 2003; Filho ve ark., 2004; Tian ve ark., 2014). Seramiğin iç yüzeyine rezin simanın adezyonunu arttırmak amacıyla bazı yüzey uygulamaları geliştirilmiştir (Thurmand ve ark., 1994). Yüzey uygulamaları her seramik

türünde aynı etkiyi göstermemektedir. Seçilen seramiğin kimyasal yapısına göre uygun yüzey uygulaması seçildiği takdirde restorasyon ve rezin siman arasında güçlü bir bağlantı sağlanabilir (Tian ve ark., 2014).

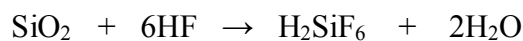
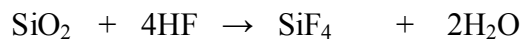
Kern (2009), seramikleri genel olarak oksit seramikler ve cam seramikler olarak iki temel gruba ayırmıştır. ‘Yüksek dirençli kor yapıları’ olarak nitelendirilen oksit seramikler (alumina ve zirkonya seramikler) %15’den daha az oranda silika ve cam matris içerirler. Mekanik olarak oldukça dayanıklı yapıya sahip camsı içeriği az olan oksit seramikler asitlerle pürüzlendirilemezler, bu seramiklerde mikromekanik retansiyon sağlamak amacıyla farklı yöntemlere ihtiyaç duyulur (Blatz ve ark., 2003; Kern, 2009; Tian ve ark., 2014). Silika bazlı seramikler olarak tanımlanan cam seramiklere (feldspar, lösit ve lityum disilikat içerikli seramikler) asit ile yüzey uygulaması yapıldığında, camsı yapı çözünerek mikromekanik retansiyonu sağlayan poröz bir yüzey meydana gelmektedir. Porselen yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi için kullanılan asitler flor içerikli olan; hidroflorik asit (HF), amonyum biflorid (ABF) asidüle fosfat florür (APF) gibi asitler ile porselen yüzeyinde daha az etkili olan fosforik asitlerdir. Bunlar arasında en sık tercih edileni %2,5-10 arasındaki konsantrasyonları kullanılan hidroflorik asittir (Della Bona ve van Noort, 1998; Della Bona ve Anusavice, 2002; Tian ve ark., 2014). Cam seramiklerde hidroflorik asit ardından silan bağlayıcı ajanın kullanılması en etkili yüzey uygulaması olarak kabul edilmektedir (Blatz ve ark., 2003; Özcan ve Valittu, 2003; Tian ve ark., 2014)

Rezinin sıkı bir şekilde seramik yüzeye adezyonu, mikromekanik bir yüzey kilitlenmesine ve seramik yüzeyinin aktivasyonu ile kimyasal bağlantı sağlanabilmesine bağlıdır. Seramik iç yüzeyine uygulanan işlemler mekanik, kimyasal, kimyasal ve mekanik olmak üzere üç ana grup altında incelenebilir (Blatz ve ark.,2003).

2.5.3. Cam Seramikler ile Resin Siman Arasındaki Mekanik Bağlantıyı Arttırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri

Hidroflorik Asit Uygulaması

Hidroflorik asit hidrojen floridin sulu çözeltisidir, seramiğin yapısındaki silisyum oksit (SiO₂) ile reaksiyona girerek camsı yapıyı eritir. Bu reaksiyon şu şekilde gerçekleşir :



Bu reaksiyon hidroflorik asitin asidik özelliğinden değil, seramiğin yapısındaki silisyumun (Si) elektronegatifliğine bağlı olarak, floridin (F) oksijen (O) ile yer değiştirmesinden kaynaklanmaktadır (Tian ve ark.,2014).

Seramik yüzeyinin asitle pürüzlendirilme özelliği; seramiğin içeriğine ve mikroyapısına, kullanılan asitin türüne, konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlıdır. Asitlenebilir seramik olan cam seramiklere (feldspar, lösit ve lityum disilikat içerikli seramikler) asit uygulandığında, mikromekanik bağlantıyı sağlayan mikromorfolojik yüzey değişimleri meydana gelmektedir. Bu amaçla çeşitli asit solüsyonları kullanılabilmesine karşın, hidroflorik asit bu asit solüsyonları arasında en etkili asittir (Della Bona ve van Noort, 1998; Kato ve ark., 2000; Della Bona ve ark., 2002). Cam seramiklerde, %4-10 konsantrasyonlarda hidroflorik asidin 1-2 dakika süresince uygulanması en kabul edilebilir asitleme prosedürüdür (Tian ve ark., 2014).

Hidroflorik asit seramiğin cam veya kristal içeriğini selektif olarak çözerek, poröz ve düzensiz alanlar oluşturur. Böylece rezin simanın bağlantısı için seramik yüzey alanı arttığı gibi, aynı zamanda yüzeydeki retantif alanlara rezin simanın penetrasyonu sonucu mikromekanik bağlantı da elde edilir (Tylka ve Stewart, 1994; Kato ve ark, 2000; Özcan ve Vallittu, 2003).

Hidroflorik asit uygulaması sonucu oluşan yüzeyin özelliği seramiğin yapısına, yapı içindeki cam matriks ve kristalin oranlarına, kristallerin çapına ve cam matriks içerisindeki dağılımına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Lösit ve lityum disilikat içerikli cam seramiklerin hidroflorik asit uygulaması sonrası yüzey topografileri farklılık göstermektedir. Ortalama %40 kristalin içerikli lösit seramiklerde asit uygulaması sonrası cam matriksin çözünmesiyle bal peteğine benzer bir yapı ortaya çıkarken, %70 kristalin içerikli lityum disilikat seramiklerde hidroflorik asit cam matriksin yanısıra lityum ortofosfat kristallerini de çözdüğünden daha retantif bir yüzey oluşmaktadır (Spohr ve ark., 2003; Kim ve ark., 2005; Pisani-Proenca ve ark., 2006; Menees ve ark., 2014).

Kumlama

Farklı boyutlarda alüminyum oksit partiküllerinin seramik yüzeyine basınç ile püskürtülme işlemidir. Yüzey gerilimini azaltmak ve bağlantı yüzey alanını arttırmak amacıyla, alüminyum oksit ile kumlama yaparak yüzeyi pürüzlendirmek yaygın olarak kullanılan bir metottur. Kumlama yöntemi ile, oksitler ve kontamine tabakalar

uzaklaştırılarak mekanik bağlantı sağlayacak temiz ve pürüzlü yüzeyler elde edilir. Yüzey pürüzlülüğünün artırılması yüzey enerjisini arttırmakta ve dolayısıyla ıslanabilirliği arttırarak rezin simanın bağlanma dayanımını yükseltmektedir. Bu yöntem, mikromekanik retansiyonu geliştirir (Kern ve Thompson, 1994; Kern ve Wegner; 1998; Nakamura ve ark., 2004).

Mikroretantif alanlar oluşturmak amacıyla en çok kullanılan yöntem Al_2O_3 tanecikleri ile kumlamaadır. Porselen yüzeylerinin simantasyondan önce pürüzlendirilmesinde çeşitli büyüklükte Al_2O_3 partikülleri (25,50,100,110,250 μm) kullanılabilir. Cam seramiklerin pürüzlendirilmesinde ise 25-50 μm boyutlarında Al_2O_3 kumunun kullanılması önerilmektedir (Özcan ve Valittu, 2003; Nakamura ve ark., 2004; Tian ve ark., 2014).

Elmas Döner Aletler ile Pürüzlendirme

Seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde kalın grenli elmas frezlerden yararlanılabilir. Elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre daha pürüzlü yüzeyler elde edildiği SEM görüntülerinde gözlenmiştir. Fakat bu yöntemle, seramik yüzeyinde stres ve keskin alanlar oluşabildiği ve bu kısımlardan restorasyonun zayıfladığı bildirilmiştir (Della Bona ve van Noort, 1998; Nakamura ve ark., 2004).

Lazer ile Pürüzlendirme

Lazer enerjisi kullanılarak seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi yöntemi de araştırmalara konu olmuştur. Farklı enerji değerlerinin cam seramiklerin bağlantısını olumlu etkilediği yönünde sonuçlar rapor edilmiştir (Gökçe ve ark., 2007; Kara ve ark., 2011). Akyıl ve ark. (2011) da feldspatik seramiklerde Nd:YAG veya Er:YAG lazerlerin pürüzlü yüzey oluşturulmasında etkili olduğunu bulmuşlardır.

2.5.4. Cam Seramikler ile Rezin Siman Arasındaki Kimyasal Bağlantıyı Arttırmaya Yönelik Yüzey İşlemi (Silan Bağlayıcı Ajanlar)

Silan Bağlayıcı Ajan Uygulanması

Silika esaslı cam seramiklerde yüzeye silan uygulanması rezin simanın kimyasal olarak seramik yüzeyine bağlanmasını arttırır (Matinlinna ve Valittu, 2007a; Uludamar ve ark., 2011b; Tian ve ark., 2014). Silanlar, organik (rezin içerikli materyaller) ve inorganik (seramik ve okside olabilen metal alaşımları) materyaller arasında kimyasal bağlantı kurabilen bifonksiyonel moleküllerdir (Matinlinna ve ark., 2004; Matinlinna ve Valittu, 2007a; Matinlinna ve Valittu, 2007b).

Diş hekimliğinde klinik uygulamalarda en yaygın olarak kullanılan silan molekülü 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan (3-MPS)'dir. Bu silan molekülü metakrilat grubu ve metoksi grubu olmak üzere iki farklı kimyasal yapı içerir. Metakrilat grubu rezin simanın organik matriksine bağlanırken, metoksi grubu ise seramik yüzeyindeki hidroksil gruplarıyla (OH) kimyasal bağ kurulmasını sağlar. Ancak bu işlem için öncelikle silan molekülünün hidrolize olması gereklidir. Silan molekülünün aktive edilmesi anlamına gelen hidralizasyon için öncelikle asetik asit kullanılır (Matinlinna ve ark., 2004; Tian ve ark., 2014).

Günümüz diş hekimliğinde daha çok hazır hidrolize olmuş tek aşamalı silan solüsyonları tercih edilmektedir. Bu solüsyonların içerisinde su ve etanolden oluşan bir çözelti içerisinde silan bulunur. Silanın aktivasyonu solüsyona katılan ve solüsyonun pH değerini 4-5 arasında sabitleyen asetik asitle sağlanır. Hazır hidrolize olmuş silanların en önemli dezavantajı raf ömürlerinin kısa olmasıdır. Daha az yaygın olarak kullanılan çift aşamalı hidrolize olmamış silan solüsyonları da mevcuttur. Çift aşamalı sistemler iki farklı solüsyondan oluşmaktadır. Birinci solüsyonda su ve etanolden oluşan çözelti içerisinde hidrolize olmamış silan bulunurken, diğer solüsyonda ise silanın aktivasyonundan sorumlu olan asetik asit ve su karışımı bulunmaktadır (Kato ve ark., 2001; Blatz ve ark., 2003; Filho ve ark., 2004).

Silan seramik yüzeyine uygulandığında farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip üç tabaka meydana gelir. Silan tabakasının sıcak hava ile kurutulması, bu üç tabakanın tek tabaka haline gelmesini sağlayarak seramik ve rezin siman arasındaki bağlantıyı artırır (Shen ve ark., 2004; Fabianelli ve ark., 2010). Isı uygulaması sırasında ortamda bulunan uçucu maddeler de uzaklaştırılmış olur. İdeal silan kalınlığı 10-50 nm arasındadır. Silanın kalın bir tabaka halinde uygulanması ya da tam olarak kurutulmayıp alkol, su, asetik asit gibi hem silan solüsyonunun içinde bulunan, hem de kondenzasyon reaksiyonu yan ürünü olarak açığa çıkan maddelerin ortamdaki uzaklaştırılmaması bağlantı direncini zayıflatır (Yoshida ve ark., 2001; Shen ve ark., 2004).

Silanın diğer bir etkisi ise seramiğin yüzey ıslanabilirliğini artırarak düşük viskoziteli rezin simanların mikromekanik retansiyon alanlarına daha iyi penetre olmasını sağlamasıdır (Blatz ve ark., 2003; Matinlinna ve Valittu, 2007a; Thompson ve ark., 2011).

2.5.5. Cam Seramikler ile Rezin Siman Arasındaki Kimyasal ve Mekanik Bağlantıyı Arttırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri

Pirokimyasal Silika Kaplama

‘Silicoater’ teknolojisi (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Almanya) metal alaşımların rezin simanla olan bağlantısını artırmak amacıyla piyasa sunulmuştur. Bu sistemde tetraetoksisilan dolu özel bir yüzey kaplama solüsyonu alevden geçer, 150-200 °C’de pirokimyasal reaksiyon gerçekleşir ve 0,1-1,0 µm kalınlığında silika tabakası yüzeyi kaplar (Tian ve ark., 2014). Materyal oda ısısına soğutulduğunda silan bağlayıcı ajan (3-metakriloksipropil-trimetoksisilan) silika kaplı yüzeye uygulanır (Jedynakiewicz ve Martin, 2001; Tian ve ark., 2014). Silika cam seramiklerin yapısında yüksek oranda bulunduğundan bu sistemin cam seramiklerde kullanılmasının gereksiz olduğu düşünülse de fazla oranda silika kaplı yüzeyin bağlantı dayanımının arttıracağı düşünülmektedir (Jedynakiewicz ve Martin, 2001; Rutterman ve ark., 2008).

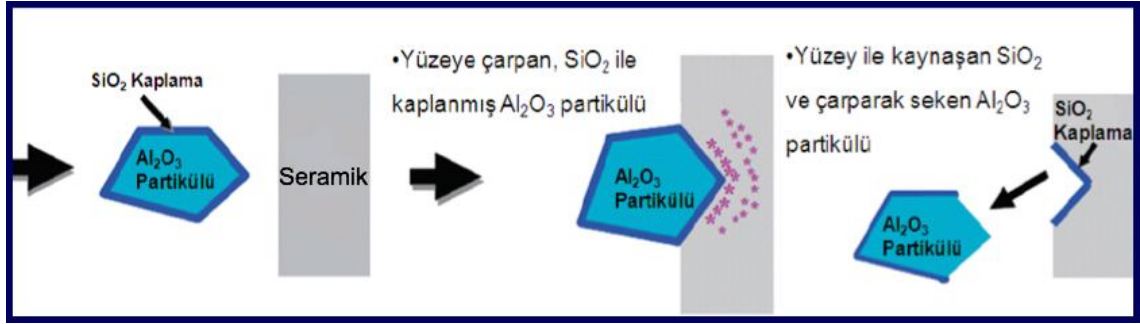
Tribokimyasal Silika Kaplama

Seramik yüzeyine uygulanan bir diğer yüzey uygulaması tribokimyasal silika kaplamadır. Bu sistemde özel aletler ile seramik yüzeyi ince ve camsı bir silika tabakası ile kaplanır. Kumlama esnasında çarpmanın etkisiyle silika seramik yüzeyine gömülür ve böylece silika ile modifiye olan seramik yüzeyi silanla kimyasal bağ kuracak hale gelir (Amaral ve ark., 2006; Tian ve ark., 2014). Bu amaçla en yaygın kullanılan sistemler Rocatec (Rocatec, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve CoJet (CoJet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) sistemleridir. Rocatec sistemi ve varyasyonu olan CoJet sistemi silika-modifiye alüminyum trioksitin kullanıldığı hava basınçlı mikrokumlama sistemleridir (Heikkinen ve ark., 2010). CoJet, metal-seramik ve tam seramik restorasyonların kırıklarının kompozit rezin ya da adeziv siman ile direkt tamiri gibi klinik prosedürler için; Rocatec ise laboratuvar kullanımı için tasarlanmıştır. Ancak her iki sistem de yüzeyin silikatizasyonunu ve silanizasyonunu sağlamaktadır (Valandro ve ark., 2005).

Rocatec sistemi laboratuvarında kullanılabilen tribokimyasal kaplama yöntemidir. İki aşama şeklinde uygulanır. İlk olarak yüzeyin temizlenmesi ve aktive edilmesi amacıyla silika partikülleriyle modifiye edilmiş 110 µm boyutunda alüminyum oksit kumu 2,5 bar basınçla yüzeye uygulanır. Bu aşamaya ‘Rocatec Pre’ adı verilir. İkinci aşamada ise; yüzeye silika partiküllerinin gömülmesi amacıyla 110 µm’lik silika

kumu 2.5 bar basınç altında püskürtülür. Bu aşamaya 'Rocatec Plus' denir. Üçüncü aşamada ise silan bağlayıcı ajan uygulanarak silika kaplı yüzey ile rezin siman arasındaki bağlantı geliştirilir (Chai ve ark., 2011; Uludamar ve ark., 2011b). Rocatec sistemi, özellikle asitlenemeyen seramiklerde (alumina ve zirkonya) ekta oral olarak silika kaplama yapmak amacıyla kullanılır (Matinlinna ve Valittu, 2007a).

Cojet kumu silika partikülleriyle modifiye edilmiş 30 µm boyutunda alüminyum oksit kumudur. Ağız içi kuşlama cihazı ile seramik yüzeyine dik bir açıyla 2-3 bar basınç altında 15 saniye boyunca püskürtülmesiyle bölgenin silika ile kaplanması sağlanır. Kumun yüzeye çok yüksek enerji ile çarpması sonucu; yüzey alanı artırılır ve mikro mekanik retansiyon sağlanır (Şekil 4). Silikatizasyon işleminden sonraki aşama; kimyasal tutuculuk sağlamak amacıyla yüzeye silan bağlayıcı ajan uygulanmasıdır (Uludamar ve ark., 2011b).



Şekil 4. Tribokimyasal silika kaplama işlemi (Thompson ve ark., 2011'dan uyarlanmıştır)

2.6. Rezin-Seramik Arasındaki Bağlantı Dayanıklılığını Ölçmeye Yönelik Testler

Bağlanma dayanımı testleri, dental materyallerin klinik kullanımlarının ve etkinliklerinin değerlendirilmesi amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Bu testlerin, materyallerin klinik performanslarının değerlendirilmesinde ne kadar doğru sonuç verdiği tartışılrsa da, pratikte hangi adeziv sistemin kullanılacağına karar verme konusunda bu laboratuvar sonuçları önemli bir dayanak noktası olmuştur. Klinik çalışmalar bir materyalin etkinliğinin değerlendirilmesinde en güvenilir yöntemdir, ancak uzun zaman alır ve standardizasyonu sağlamak oldukça güçtür (Al-Salehi ve Burke, 1997). Rezin içerikli materyallerin dental seramiklere olan bağlantısını değerlendirmek amacıyla en sık kullanılan test yöntemleri; makaslama, germe,

mikrogerilim ve mikromakaslama test yöntemleridir (Rasmussen, 1996; Blatz ve ark., 2003; Braga ve ark., 2010).

Geleneksel makaslama ve germe test yöntemlerinin daha çok tercih edilmesinin nedeni test yönteminin ve test örneklerinin daha az ekipmanla ve daha kolay hazırlanabilmesidir. Diğer taraftan 'mikro' bağlantı testlerinde literatürler incelendiğinde çok çeşitli boyutlarda ve geometrilere örnekler ve test değişkenleri mevcuttur (Betamar ve ark.,2007; Braga ve ark., 2010).

2.6.1. Makaslama (Shear) Bağlantı Testi

Makaslama bağlantı testi, tasarlandığından beri diş hekimliğinde en çok kullanılan test yöntemi olmuştur. Uygulanmasının kolay olması ve hızlı sonuç alınması nedeniyle tercih edilir. İki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, 0,5 mm/dak hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (Al-Dohan ve ark., 2004; Aboushelib ve ark., 2006; Saito ve ark., 2010).

Makaslama testi, bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres dağılımlarının meydana gelmesi nedeniyle eleştirilmektedir (DeHoff ve ark., 1995). Örnek bünyesinde oluşan anormal stres konsantrasyonu çoğunlukla koheziv kırıkların gözlenmesine neden olmaktadır. Bu durum sonuçların yanlış yorumlanması, beklenenden daha düşük değerlerin elde edilmesi ve dolayısıyla materyalin hatalı değerlendirilmesi ile sonuçlanabilmektedir (Abousleb ve ark., 2008b; Saito ve ark., 2010). Bunların yanı sıra elde edilen veriler, örnek geometrisinden ve yükleme esnasında düzensiz stres dağılımının meydana gelmesinden de büyük ölçüde etkilenmektedir (Dündar ve ark.,2007).

2.6.2. Mikromakaslama (Microshear) Bağlantı Testi

Bağlantı yüzey alanı 1mm^2 veya daha küçük olan örneklere, geleneksel makaslama testine benzer şekilde uygulanan test yöntemidir. Bu test yönteminde, geleneksel makaslama testinde arayüzde oluşan dağınık stres dağılımı bağlanma alanının küçülmesi nedeniyle azalır. Böylece büyük örneklerdeki boşlukların ve stres yaratan faktörlerin olumsuz etkileri ortadan kaldırılmış olur (Andrade ve ark., 2010; Braga ve ark., 2010; Scherrer ve ark., 2010).

2.6.3. Germe (Tensile) Bağlantı Testi

Bağlanan yüzeyler birbirinden ayrılana kadar çekme kuvvetinin uygulandığı germe testinde, materyaller dik olarak uygulanan kuvvetle kırılmaktadır. $\sigma = P/ A$ formülüyle germe kuvvetinin dayanıklılığı hesaplanır, elde edilen sonuç MPa cinsindedir. P kırılma anındaki yüküdür (Newton) ve A adeziv alandır (mm²) (Shono ve ark., 1999). 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 mikrogerilim bağlantı testi günümüzde germe testine göre daha çok tercih edilmektedir (Oilo, 1993).

2.6.4. Mikrogerilim (Microtensile) Bağlantı Testi

Mikrogerilim bağlantı testleri, Sano ve ark. (1994) tarafından geliştirilmiştir. Germe testinde, adeziv ara yüzeyde oluşan düzgün olmayan stres dağılımını elimine etmek ve ara yüzde bulunan defektlerin etkisini minimale indirmek amacıyla geliştirilmiştir (Della Bona, 2005).

Mikrogerilim bağlantı testleri; esas örnekten elde edilen, yüzey alanı 1mm² olan mikro barların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1mm/dk hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikrobarların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (El Zohairy ve ark., 2004).

Kuvvetin bağlantı yüzeyine dik uygulandığı test yönteminde, boyut olarak oldukça küçük mikrobarların kullanımı yapısal kusurların devreye girme şansını azaltmaktadır. Bu durum seramik ve rezin siman arasında bağlantı direncinin titizlikle hesaplanabilmesini ve standardize verilerin elde edilmesini sağlamaktadır. Bu test tekniğinin dezavantajı mikrobarları elde etmek amacıyla kırılma örneklerin kesim işleminin dikkat ve hassasiyet gerektirmesidir. Aksi halde kesim işlemi sırasında adeziv kopmalar ya da işlem sonrasında mikrobarlarda beklenmedik çatlaklar görülebilmektedir. Yeni ve keskin bıçaklar ile düşük hızda kesim yapmak titreşimi azaltır ve örneklerin düzgün kesilmesini sağlar (Abousleb ve ark., 2008a, 2008b, 2008c).

Mikrogerilim test yöntemi diğer test yöntemlerine göre pek çok avantaja sahiptir (Schreiner ve ark., 1998; Pashley ve ark., 1999):

- Çok küçük alanların test edilebilmesine olanak sağlar.

- Bağlantı arayüzünde yüksek bağlanma dayanımı değerleri ölçülebilir.
- Koheziv kopmalardan çok adeziv kopma başarısızlık tipi görülür.
- Düzensiz yüzeylerde bağlantı testine izin verir.
- Bölgesel bağlanma dayanımı ölçülebilir.
- Bağlantı yüzeyinde homojen stres dağılımı gerçekleşir.
- Yüzey alanının $1 \times 1 \text{ mm}^2$ olması kopan yüzeylerin SEM'de incelenmesini kolaylaştırır.

Avantajlarının yanısıra mikrogirilim test metodunun dezavantajları da vardır (Sano ve ark., 1994; Pashley ve ark., 1999):

- Testin uygulanması zordur ve teknik hassasiyet gerektirir.
- Özel ekipman gerekir.
- 5 MPa'dan küçük bağlanma dayanımı değerlerini ölçmek zordur.
- Örnekler çok küçük olduğundan kolaylıkla su kaybına uğrar.

2.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope, SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması ve bu elektron demetinin örnek yüzeyinde taratılması ile görüntü elde edilmesi prensibine dayanmaktadır. Elektron-örnek etkileşimlerinden gelen sinyaller eksternal morfoloji, kimyasal kompozisyon, kristalin yapısı ve örneği oluşturan materyallerin düzeni hakkında bilgi vermektedir. Günümüzde modern taramalı elektron mikroskoplarının ayırım gücü $0,05 \text{ nm}$ 'ye kadar inmiştir ve büyütme miktarı $\times 5 - \times 300000$ arasında değişmektedir (Flegler ve ark., 1993).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Farklı yüzey işlemleri uygulanmış lityum disilikat seramikler ile rezin siman arasındaki bağlantının mikrogerilim bağlantı testi ile incelendiği çalışmamızda kullanılan cihazlar Tablo 5'te, materyaller ise Tablo 6'da görülmektedir.

Tablo 5. Çalışmada kullanılan cihazlar

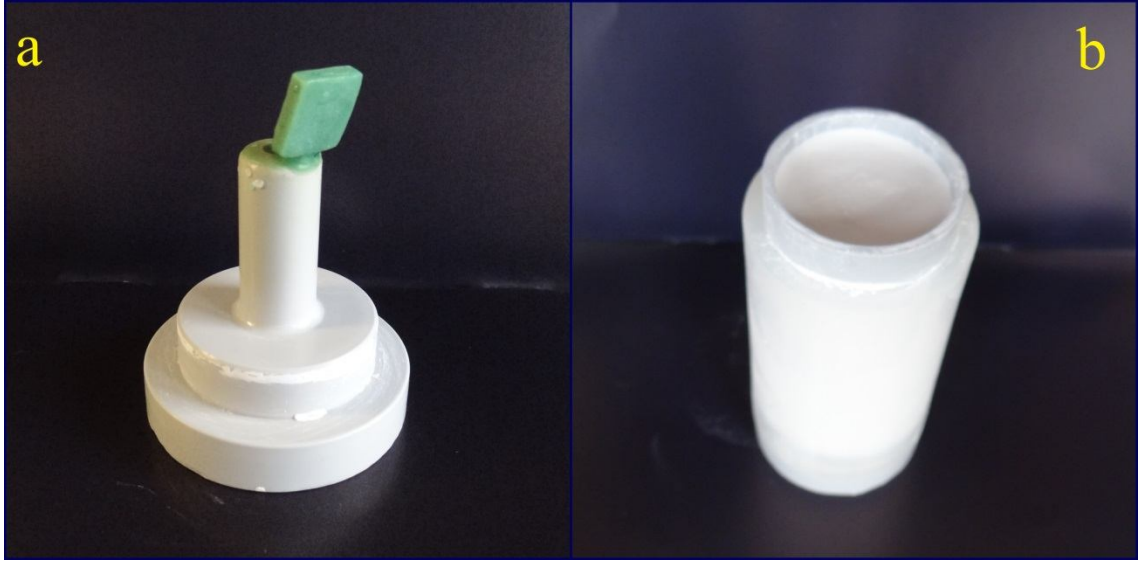
CİHAZ	MODEL	ÜRETİCİ FİRMA
Kesim Cihazı	Isomet-1000	Buehler, Illinois, ABD
Elmas Kesme Bıçağı	Series 15 LC Diamond	Buehler, Illinois, ABD
LED Cihazı	Hilux LEDMAX 1055	Benlioğlu Dental, Türkiye
Ağız İçi Kumlama Cihazı	3M ESPE CoJet 1159	3M ESPE, Seefeld, Almanya
Manşet Fırını	Mikrotek MFX 1010	Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye
Sinterleme Fırını	Programat EP 5000	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Stereomikroskop	Leica EZ4	Leica Microsystems, Heerbrugg, İsviçre
Mikrogerilim Test Cihazı	Microtensile Tester	Bisco Inc., ABD
Dijital Kumpas	Digimatic Caliper	Mitutoyo, Tokyo, Japonya
Ultrasonik Temizleme Cihazı	Eurosonic Energy	Euronda, Vicenza, İtalya
Taramalı Elektron Mikroskobu	JSM-7001F	JEOL, Japonya
Isı Tabancası	Bosch GHG 660 LCD	Bosch, Almanya

Tablo 6. Çalışmada kullanılan materyaller

MATERYAL	MARKA	ÜRETİM NO	ÜRETİCİ FİRMA
Lityum Disilikat İçerikli Seramik	IPS e.max Press	596757	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
% 9.5'luk Hidroflorik Asit	Ultradent	407	Ultradent Products, Inc., ABD
Kompozit Rezin	3M ESPE Z250	6020A2	3M ESPE, Seefeld, Almanya
Silan	Monobond S	626221	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Kimyasal ve Işıklı Polimerize Olan Rezin Siman	Variolink N	632325	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Bonding Ajan	Heliobond	632907	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Silika Partikülleriyle Modifiye Edilmiş 30 µm Boyutunda Alüminyum Oksit Kumu	CoJet Sand	68411	3M ESPE, Seefeld, Almanya
50 µm Boyutunda Alüminyum Oksit Kumu	Korox 50	46062	BEGO, Bremen, Almanya
Soğuk Akril Takım (Toz-likit)	Paladent	CC009	Heraus Kulzer, Hanau, Almanya

3.2. Mikrogerilim Bağlantı Testi İçin Seramik Örneklerin Hazırlanması

Lityum disilikat içerikli IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tam seramik deney bloklarını elde etmek için ilk olarak 8 adet 13x13x3 mm boyutlarında mum örnek hazırlandı (Şekil 5a). Döküm yolları bağlandıktan sonra preslenebilir lityum disilikat seramikler için özel olarak geliştirilmiş revetman (Sherafina 2000, Shera Werkstoff-Technologie, Almanya) ile manşete alındı (Şekil 5b).



Şekil 5. a. Mum örnek b. Mum örneğin revetman ile manşete alınmış hali

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda manşet fırınında (Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) 940 °C’de mum eliminasyonu tamamlandı (Şekil 6a). Manşet ön ısıtma fırınından özel maşası ile alınarak içerisinde yer alan boşluğa orta translusentlikteki MO 1 rengindeki IPS e.max Press seramik ingotları (Şekil 6b) ve pistonu yerleştirildi. İngotları ve pistonu taşıyan manşet uygun program ayarlanmış olan (Şekil 6c) özel presleme fırınına (Programat EP 5000, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) yerleştirildi (Şekil 6d,7a).



Şekil 6. a. Manşet fırınında mum eliminasyonu **b.** IPS e.max Press seramik ingotlar **c.** Presleme fırınında uygun programın seçilmesi **d.** İngotları ve pistonu taşıyan manşetin presleme fırınına yerleştirilmesi

Pres fırınının başlangıç ısısı 700 °C olacak şekilde ayarlandı ve dakikada 60 °C artarak final ısısı 915 °C'ye ulaştı. 15 dakika final ısısı süresince beklemenin ardından 2 dakikada presleme yapılarak işlem tamamlandı. Presleme işlemi tamamlandıktan sonra manşet fırından çıkarılıp soğumaya bırakıldı. Soğuduktan sonra açma işlemi için revetman kalıp içinde kalan pistonun bitim sınırı işaretlenerek çelik separe yardımıyla derin bir çentik açıldı ve revetman bu noktadan alçı bıçağı yardımıyla kırıldı. Seramik örneklerin çevresindeki revetman artıkları kumlama cihazında (Bego Easy Blast, Almanya) 4 bar basınç altında 100 µm büyüklüğünde Al₂O₃ partikülleriyle kumlandı. Sonra tamamen temizlenene kadar 2 bar basınç altında kumlama işlemi yapıldı. Örnekler elmas separe ile tijlerden ayrıldı ve yüzey düzensizlikleri giderildi. Son olarak içerisinde %1'den az miktarda hidroflorik ve fosforik asit bulunan bir likitte (IPS e.max Press Invex Liquid, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 10 dakika bekletildi. Toplam 8 adet 13x13x3 mm IPS e.max Press tam seramik örnek elde edildi (Şekil 7b).

Seramik örnekler, yüzeylerinin pürüzsüz ve standart olabilmesi için 600, 800 ve 1000 gridlik silikon karbid zımparalar (English abrasives, English Abrasives Ltd. İngiltere) ile düzeltildi. Daha sonra tüm örnekler distile su içeren ultrasonik temizleme cihazında (Eurosonic Energy, Euronda, İtalya) 3 dakika süreyle temizlenerek yüzey işlemlerine hazır hale getirildi.



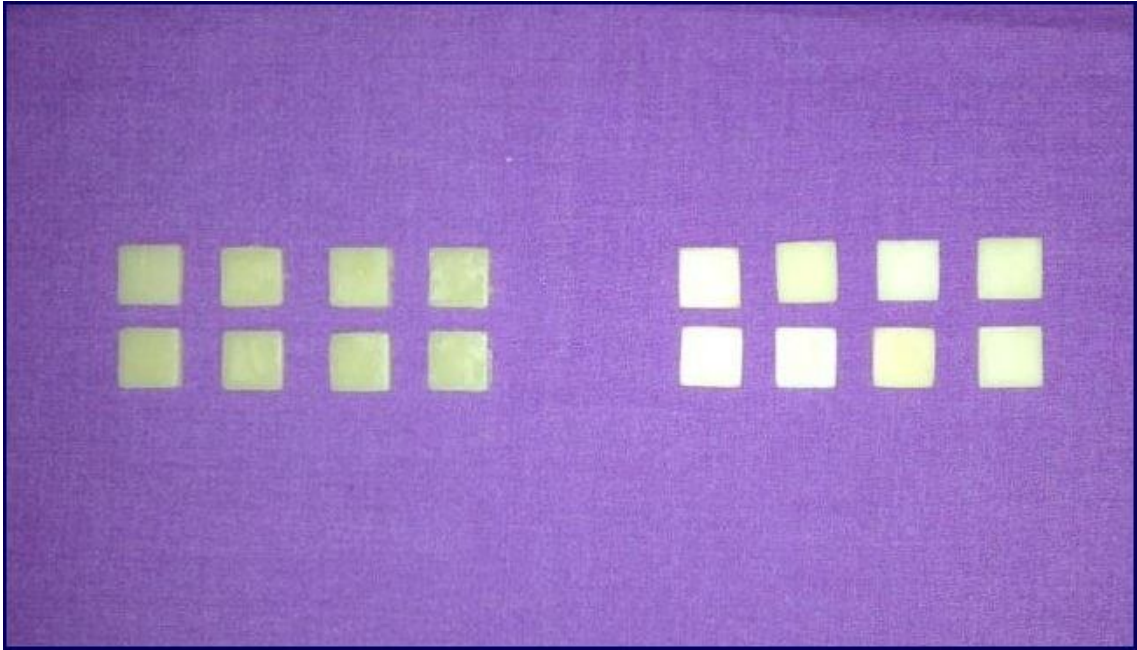
Şekil 7. a. Presleme fırını b. Seramik örnekler

3.3. Kompozit Örneklerin Hazırlanması

Seramik yüzeyine simante edilecek kompozit blokların elde edilebilmesi için seramik bloklar polivinil siloksan ölçü maddesine (Elite HD+, Zhermack, İtalya) gömülerek ölçüleri alındı. Elde edilen boşluklara tabakalama tekniği ile kalınlığı 1,5 mm'yi geçmeyecek şekilde kompozit rezin (Filtek Z 250, 3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) yığıldıktan sonra polimerizasyon işlemi LED cihazı (Hilux LEDMAX 1055, Benlioğlu, Ankara, Türkiye) kullanılarak 20 saniye sürede gerçekleştirildi (Şekil 8). Bu şekilde seramik bloklarla aynı ölçülerde kompozit rezin bloklar elde edildi (Şekil 9).



Şekil 8. Kompozitin polimerize edilmesi



Şekil 9. Seramik bloklarla aynı boyutlarda elde edilmiş kompozit bloklar

3.4. Mikrogerilim Bağlantı Testi Deney Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışmada 8 adet seramik örnek kullanıldı. Seramik örneklere biri kontrol olmak üzere toplam yedi farklı yüzey işlemi uygulandı. Çalışmada kullanılan deney grupları ve yüzey işlemleri Tablo 7'de gösterilmektedir.

Tablo 7. Mikrogerilim bağlantı testi deney grupları ve uygulanan yüzey işlemleri

GRUPLAR	YÜZEY İŞLEMLERİ	BLOK SAYISI
Grup K (Kontrol)	Yüzey işlemi uygulanmadı	1
Grup S	Silan uygulaması	1
Grup CS	Cojet partikülleri ile 10 mm mesafeden, 2,3 bar basınç altında, 15 sn. süre ile kumlama + Silan uygulaması	1
Grup ALS	50µm'lik Al₂O₃ partikülleri ile 10 mm mesafeden, 2,3 bar basınç altında, 15 sn. süre ile kumlama + Silan uygulaması	1
Grup SHT1	Silan uygulaması ardından 10 mm mesafeden ısı tabancası ile 100°C' de ısı 1 dak	1
Grup SHT2	Silan uygulaması ardından 10 mm mesafeden ısı tabancası ile 100°C' de ısı 2 dak	1
Grup HF	% 9.5'luk Hidroflorik asit uygulaması	1
Grup HFS	% 9.5'luk Hidroflorik asit + Silan uygulaması	1

3.4.1. Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri ve Uygulama Aşamaları

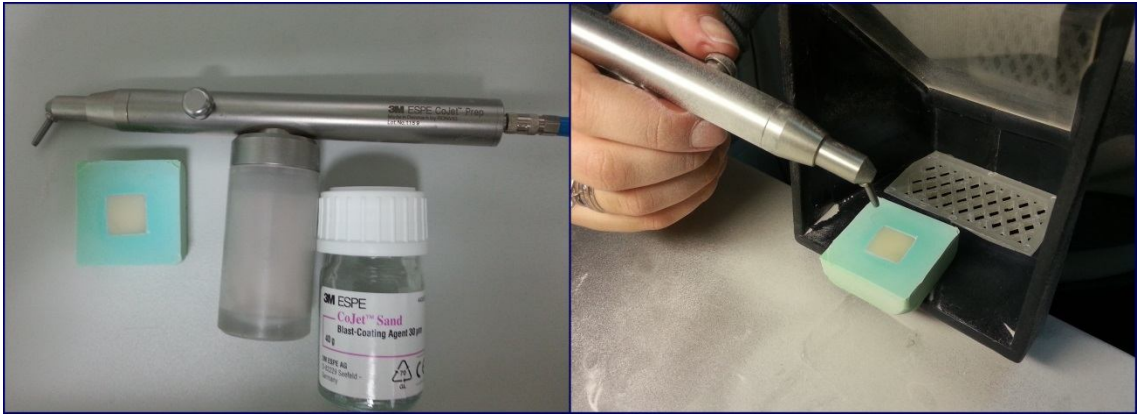
Grup K (Kontrol): Hiçbir yüzey işlemi uygulanmadı.

Grup S: Seramik yüzeyine silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tek kullanımlık fırça yardımıyla uygulandı, 3 dakika kuruması beklendi ve 30 saniye hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 9).



Şekil 9. Seramik yüzeyine silan uygulaması

Grup CS: Seramik örneğe ağız içi kumlama cihazı (Cojet System, 3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) kullanılarak, silika partikülleriyle modifiye edilmiş 30 µm boyutta alüminyum oksit partikülleri (Cojet Sand, 3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) 2,3 bar basınçta, seramik yüzeyine dik bir şekilde 10 mm mesafeden 15 saniye uygulandı (Şekil 10). Seramik yüzeyindeki partiküller uzaktan hafif basınçlı hava ile temizlenerek silan bağlayıcı ajan uygulamasına geçildi. Tek kullanımlık fırça yardımıyla silan (Monobond-S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) silika kaplı seramik yüzeyine uygulandı, 3 dakika kurumaması beklendikten sonra 30 saniye hava spreyi ile kurutuldu.



Şekil 10. CoJet ağız içi kumlama cihazı ve seramik yüzeyine uygulaması

Grup ALS: Seramik yüzeyine ağız içi kumlama cihazı (Cojet System, 3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) kullanılarak, 50 µm boyutta Al₂O₃ partikülleriyle (Korox 50, BEGO, Bremen, Almanya) 2,3 bar basınçta, 10 mm mesafeden, yüzeye dik bir şekilde 15 saniye kumlama yapıldı. Seramik örnek ultrasonik temizleyicide

temizlendikten sonra kurutuldu. Ardından yüzeye silan (Monobond-S ,Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı, 3 dakika kuruması beklendikten sonra 30 saniye hava spreyi ile kurutuldu.

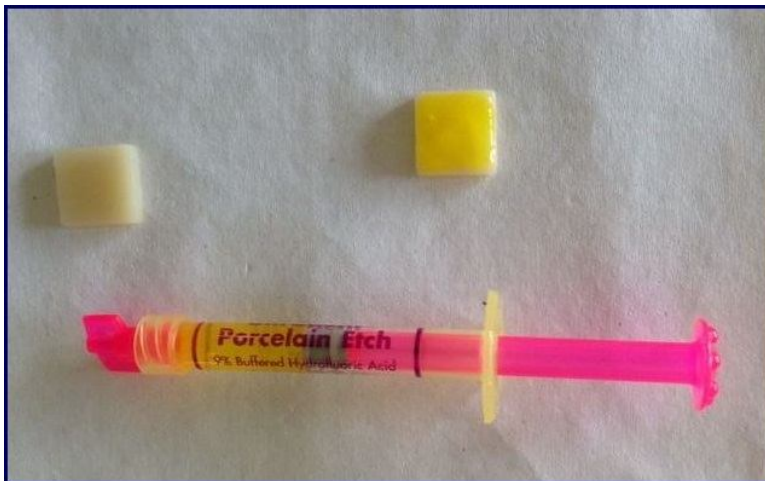
Grup SHT1: Seramik yüzeyine silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı, ardından ısı tabancası (Bosch, GHG 660 LCD, Almanya) kullanılarak 10 mm mesafeden yüzeye dik bir şekilde 100 °C’ de ısı 1 dakika uygulandı (Şekil 11).



Şekil 11. Seramik yüzeyine ısı tabancasıyla 100 °C’de ısı uygulanışı

Grup SHT2: Seramik yüzeyine silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı, ardından ısı tabancası (Bosch, GHG 660 LCD, Almanya). kullanılarak 10 mm mesafeden yüzeye dik bir şekilde 100 °C’ de ısı 2 dakika uygulandı.

Grup HF: Seramik yüzeyine %9.5’luk konsantrasyonda hidroflorik asit (Ultradent Products, South Jordan, ABD) 1 dakika uygulandı, 1 dakika su ile yıkandı ve 1 dakika hava ile kurutuldu (Şekil 12).



Şekil 12. Seramik yüzeyine hidroflorik asit uygulanışı

Grup HFS: Seramik yüzeyine %9.5'luk konsantrasyonda hidroflorik asit (Ultradent Products, South Jordan, ABD) 1 dakika uygulandı, 1 dakika su ile yıkandı ve 1 dakika hava ile kurutuldu. Ardından silan (Monobond-S ,Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı, 3 dakika kuruması beklendikten sonra 30 saniye hava ile kurutuldu.

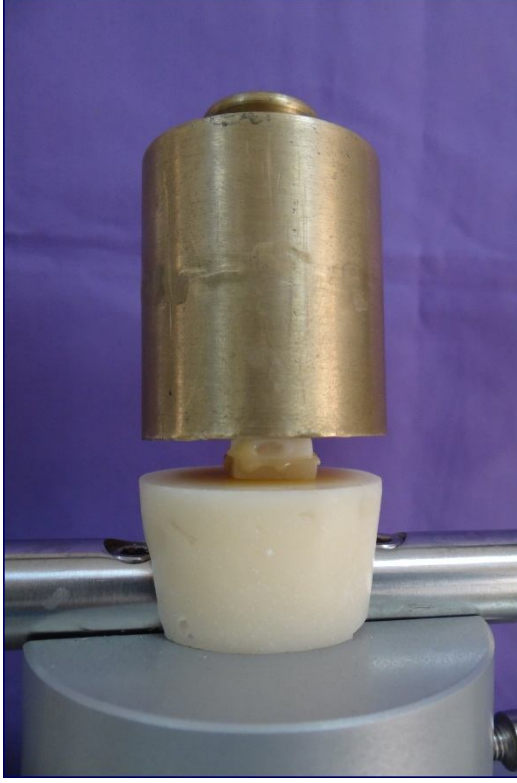
3.5. Seramik ve Kompozit Blokların Simantasyonu

Yüzey işlemleri tamamlanan seramik örneklerin simantasyonu için Variolink N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) dual polimerize olan rezin siman kullanıldı (Şekil 13).



Şekil 13. Variolink N seti

Yüzey işlemleri uygulanmış seramiklere Heliobond bağlayıcı ajan (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tek kullanımlık fırça yardımıyla uygulandı, hava spreyi ile inceltildi ve üreticinin talimatları doğrultusunda polimerize edilmedi. Variolink N A3 rengi baz ve yüksek vizkoziteli A3 rengi katalizör patları 1:1 oranında özel karıştırma kağıdında 10 saniye karıştırılarak seramik yüzeyine tatbik edildi. Kompozit örnek, rezin siman tatbik edilmiş seramik örneğin tam merkezine gelecek şekilde konumlandırıldı. Kompozit örnekler 500 g'lık standart ağırlık altında (Şekil 14) simantasyonlarına izin verecek bir düzenek yardımıyla sabitlendikten sonra 3-4 saniye LED cihazı (Hilux LEDMAX 1055, Benlioğlu Dental, Türkiye) ile polimerize edildi ve taşan simana ait fazlalıklar uzaklaştırıldı. Simantasyon sahasının çevresine oksijen bloke edici ajan (Liquid Strip, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) sürülerek her yönden 40 saniye süreyle LED cihazı ile simanın polimerizasyonu sağlandı. Daha sonra oksijen bloke edici ajan temizlendi.

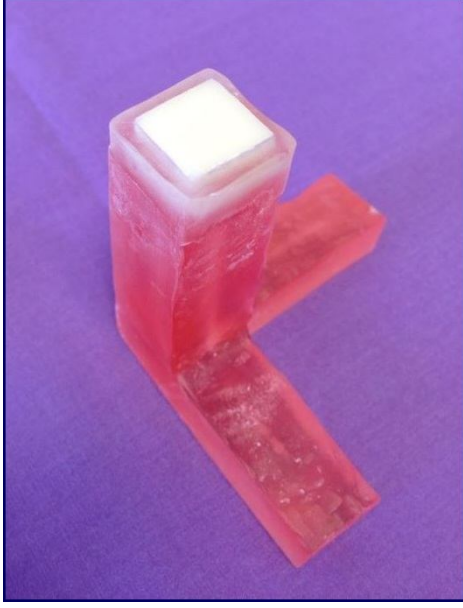


Şekil 14. Simantasyon işlemi

Simante edilen seramik ve kompozit bloklar 37 °C’de distile suda 24 saat bekletildikten sonra hava spreyi ile kurutuldular.

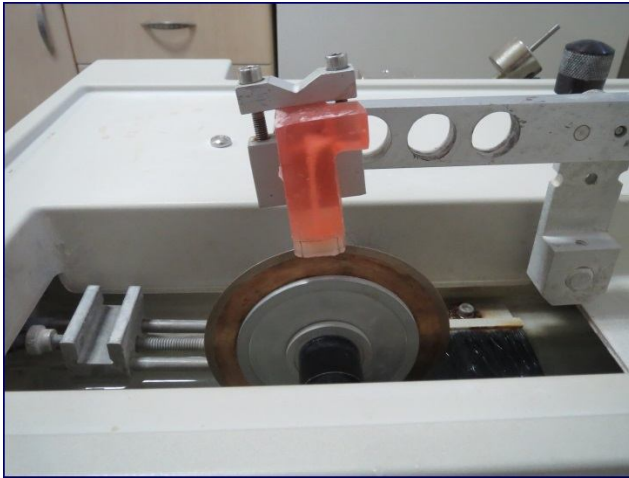
3.6. Mikrogerilim Bağlantı Testi İçin Örneklerden Kesit Alınması

6 mm kalınlığında 13x13 mm boyutlarında hazırlanan örneklerden 6x1x1 mm boyutlarında mikrobarları elde edilebilmek için öncelikle hassas kesit alma cihazının tutucu aparatına uygun boyutlarda, otopolimerizan akrilikten (Paladent, Hereaus Kulzer, Hanau, Almanya) taşıyıcı hazırlandı. Örnekler kompozit kısmı altta kalacak şekilde akril taşıyıcının üst kısmına siyanoakrilat (Pattex, Henkel, Dusseldorf) ile yapıştırıldı. Akril bloğun kenarları 6 mm yüksekliğinde mum duvar ile çevrilerek, elde edilen boşluğa şeffaf otopolimerizan akrilik rezin (Paladent, Hereaus Kulzer, Hanau, Almanya) döküldü. Resin polimerize olduktan sonra mum duvar uzaklaştırıldı (Şekil 15).



Şekil 15. Hazırlanan akrilik resin taşıyıcı

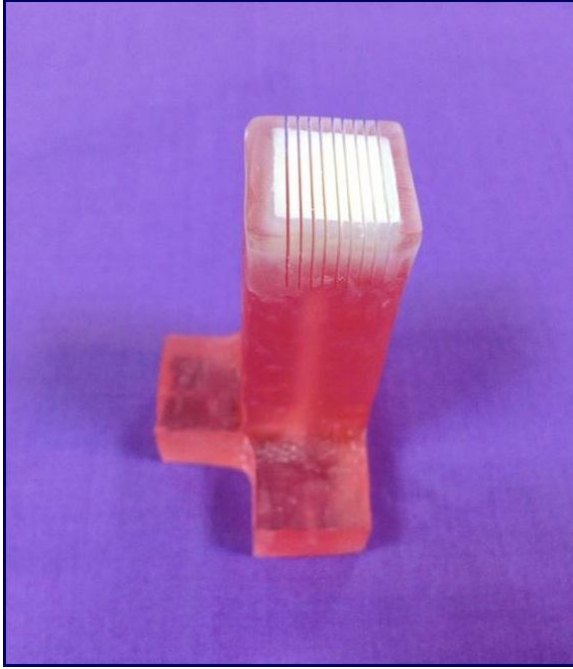
Kesim işlemi Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'ndaki kesme cihazıyla (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff IL, ABD) yapıldı. Akrilik blok kesme cihazının tutucu apareyine, örnek yapıştırılan kısmı aşağı gelecek şekilde sabitlendi (Şekil 16). Örnekler, kullanılan elmas kesme diski (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kalınlığı da hesaplanarak 1,3 mm (1mm+0,3 mm) aralıklarla su soğutması altında düşük hızda (300 devir/dakika) kesildi (Şekil 17). Akril taşıyıcı, tutucu apareyden çıkarıldı (Şekil 18). Örneklerin yerlerinden ayrılmaması için kesilmiş dış kenarlar şeffaf otopolimerizan akrilik resin ile desteklendi. Örnek ilk yapılan kesim doğrultusuna dik olacak şekilde konumlandırılarak yeniden tutucu apareye sabitlendi. Tekrar 1,3 mm aralıklarla kesim işlemi yapıldı (Şekil 19).



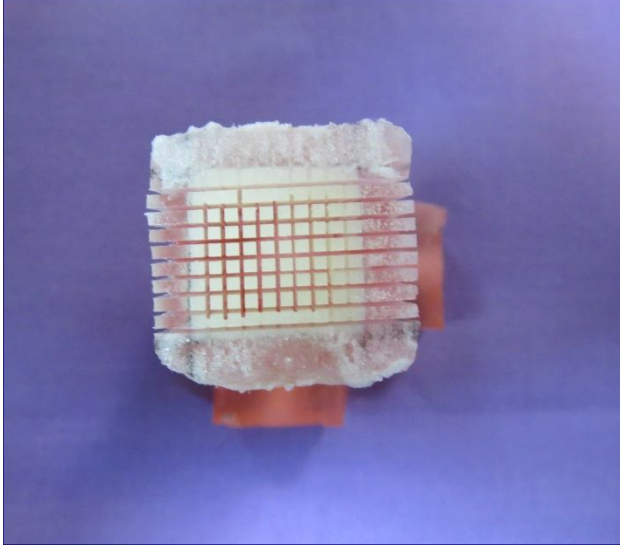
Şekil 16. Akrilik taşıyıcının tutucu apareye sabitlenmesi



Şekil 17. Kesme işleminin su soğutması altında yapılması

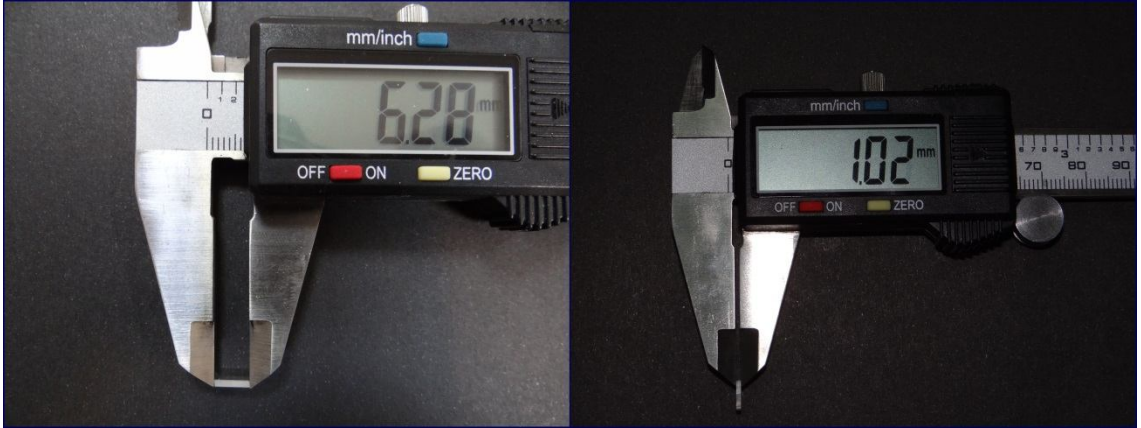


Şekil 18. İlk kesim işlemi tamamlanan örnekler

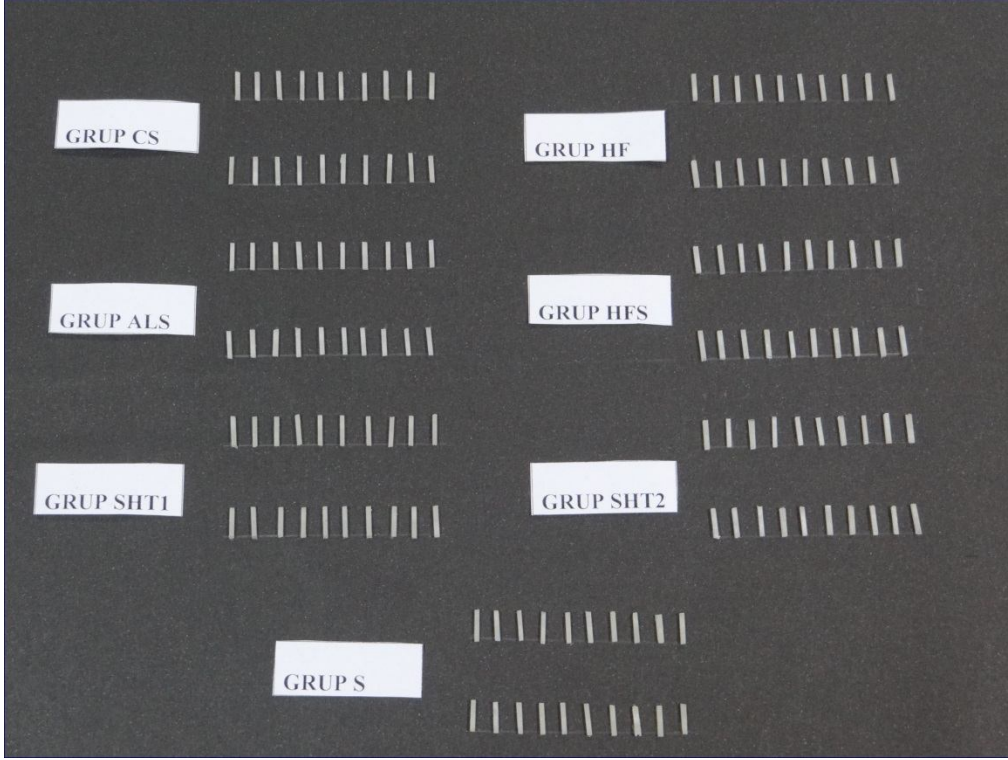


Şekil 19. Kesimi tamamlanan örnekler

Kesim işlemi tamamlanan örnekler separe ile düşük devirde akril taşıyıcıdan ayrıldı. Yaklaşık 6x1x1 mm boyutlarında mikrobarlar elde edildi (Şekil 20). En dış köşede kalan mikrobarlar, mikrogerilim test gruplarına dahil edilmedi. Kontrol grubunda (Grup K) ilk kesme işlemi sırasında adeziv kopma gözlemlendi ve bu grup elimine edildi. Diğer gruplardan elde edilen mikrobarlar, stereomikroskop (Leica Microsystems, Heerbrugg, İsviçre) altında kırık ve çatlak oluşumu bakımından kontrol edildikten sonra her grup için toplam 20 adet örnek seçildi (Şekil 21).



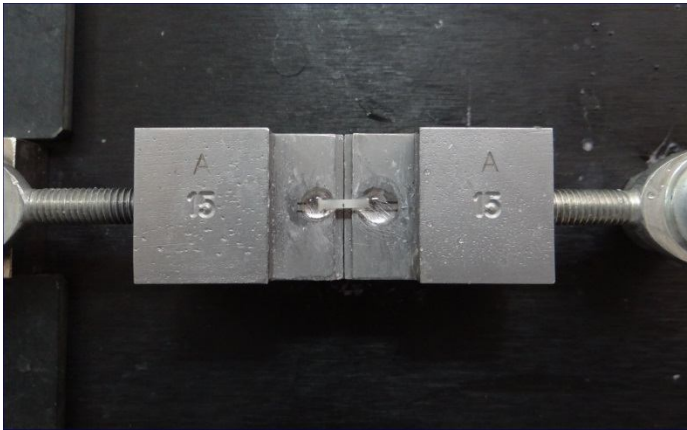
Şekil 20. Hassas kesit alma sonucu elde edilen mikrobar



Şekil 21. Mikrogerilim bağlantı testi uygulanacak mikrobarlar

3.7. Mikrogerilim Bağlantı Testinin Uygulanması

Seçilen mikrobarlar mikrogerilim bağlantı cihazının tablasına siyanoakrilat yapıştırıcı (Pattex, Henkel, Dusseldorf) kullanılarak her iki ucundan sabitlendi. Sabitleme işlemi sırasında mikrobarların, tablanın uzun eksenine ve yere paralel olmasına, lityum disilikat seramik ve kompozit rezinin bağlantı yüzeyinin tablanın serbest bölgesinin merkezinde kalacak şekilde yerleştirilmesine dikkat edildi (Şekil 22).



Şekil 22. Örneğin siyanoakrilat yapıştırıcı ile mikrotensile test cihazının tablasına sabitlenişi

Mikrogerilim bağlantı testi, Bisco Mikrogerilim Test cihazında (Bisco Inc. ABD) cihazında 1mm/dk hızında yükleme yapılarak gerçekleştirildi (Şekil 23,24).

Bağlantı direnci verileri Newton olarak tespit edildi. Daha sonra bu veriler, $\sigma = P/A$ denklemiyle örneklerin bağlantı yüzey alanına bölünerek MPa (Megapaskal) cinsinden sonuçlar elde edildi.

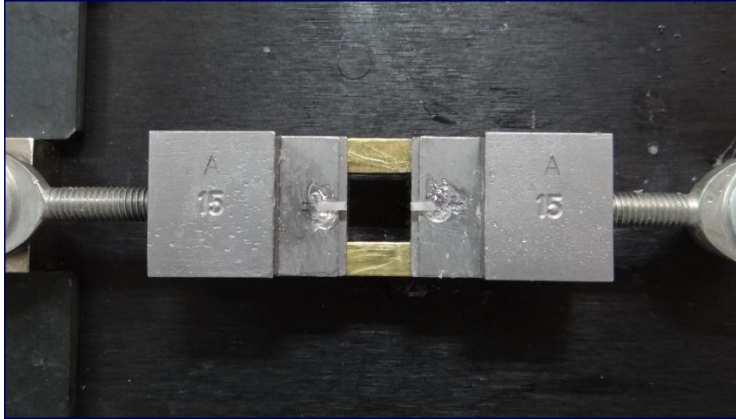
$$\sigma = P/A$$

P: Kopma anındaki kuvvet N (Newton)

A: Bağlantı alanı (mm²)



Şekil 23. Mikrogerilim test cihazı



Şekil 24. Mikrogerilim bağlantı testinin yapılışı

Mikrogerilim bağlantı testi sonucu oluşan başarısızlık tiplerini belirlemek amacıyla kopma yüzeyleri stereomikroskop (Leica Microsystems, Heerbrugg, İsviçre) kullanılarak x20 büyütmede incelendi ve kopma tipleri üç grup altında toplandı: adeziv, koheziv ve karışık (adeziv + koheziv).

Adeziv kopma: Seramik-rezin siman arasında adeziv kopma ve kompozit-rezin siman arasında adeziv kopma olmak üzere iki şekilde incelendi.

Koheziv kopma: Seramik içinde koheziv kopma, rezin siman içinde koheziv kopma ve kompozit içinde koheziv kopma olarak üç şekilde incelendi.

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

3.8. Verilerin İstatistiksel Analizlerinin Yapılması

Çalışmada yedi farklı yüzey işleminin sonucu elde edilen mikrogerilim bağlantı testine ait verilerin istatistiksel analizleri SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, Chicago, ABD) bilgisayar programının 21 versiyonu kullanılarak yapıldı. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu analitik yöntemlerden Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak incelendi. Tanımlayıcı analizler normal dağılan değişkenler için ortalama ve standart sapmalar kullanılarak verildi. Gruplara ait mikrogerilim bağlantı kuvveti değerlerinin normal dağılıma uygunluk gösterdiği belirlendiğinden bu veriler gruplar arasında tek yönlü ANOVA testi kullanılarak karşılaştırıldı. Varyansların homojenliği Levene testi ile değerlendirildi. Varyansların homojen olmadığı görüldü. P-değerinin 0,05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirildi. Gruplar arasında anlamlı farklılık bulunan durumlarda, ikişerli post-hoc karşılaştırmalar Tamhane T2 testi kullanılarak yapıldı.

3.9. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi

Her grubu temsil için ayrılan bir örneğin, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi bünyesinde bulunan JEOL/JSM-7001F taramalı elektron mikroskobu kullanılarak x100, x200, x500 ve x1000 büyütme oranlarında yüzey morfolojilerinin mikroskobik görüntüleri kaydedildi (Şekil 25a,b).



Şekil 25.a. Örneklerin altın ile kaplanması b. Taramalı elektron mikroskobu

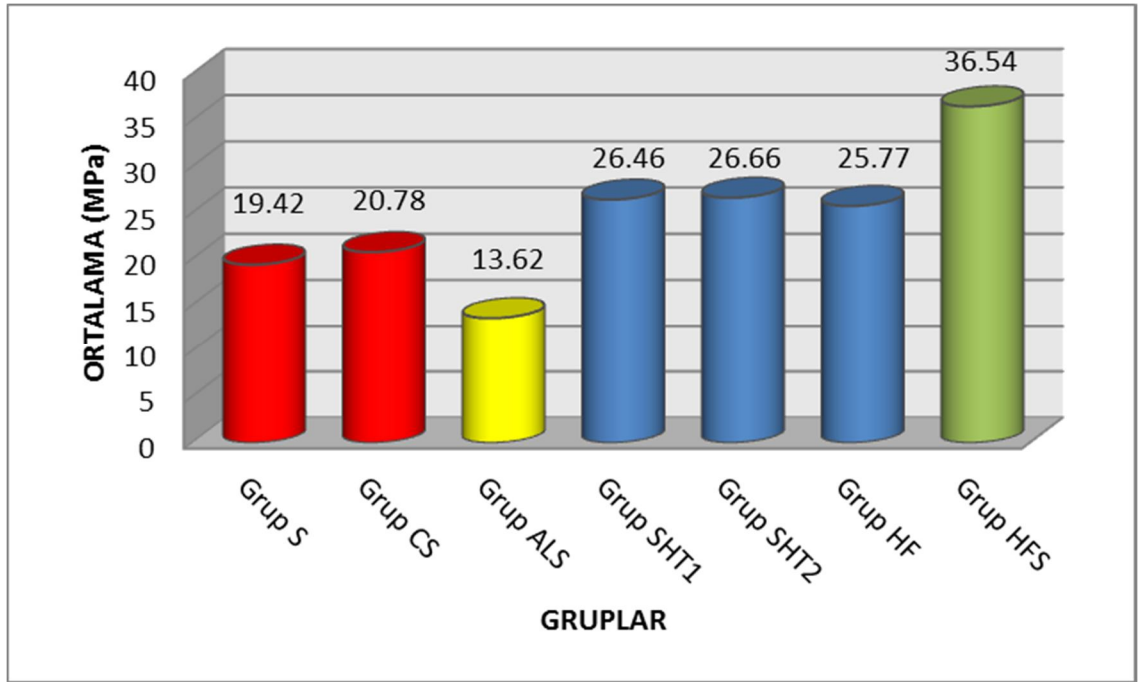
4. BULGULAR

4.1. Grupların Mikrogerilim Bağlanma Dayanıklılıkları Açısından Değerlendirilmesi

Yapmış olduğumuz mikrogerilim bağlantı testinde, 7 farklı deney grubunun her birinde 20 adet olmak üzere, toplam 140 adet örnekte; lityum disilikat seramikler ile rezin siman arasındaki bağlantı kuvveti değerleri incelendi. Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları Tablo 8'de verilmiştir. Şekil 26'da grupların ortalama mikrogerilim bağlantı değerleri, Şekil 27'de ise grupların ortanca, minimum ve maksimum mikrogerilim bağlantı değerleri grafiksel olarak izlenmektedir. Grupların; ortalama, minimum, maksimum mikrogerilim bağlantı değerleri ve standart sapmaları Tablo 9'da görülmektedir.

Tablo 8. Mikrogerilim bağlantı kuvvet değerlerinin karşılaştırıldığı tek yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Gruplar arası	6248,838	6	1041,473	50,752	,000
Grup içi	2729,262	133	20,521		
Toplam	8978,100	139			

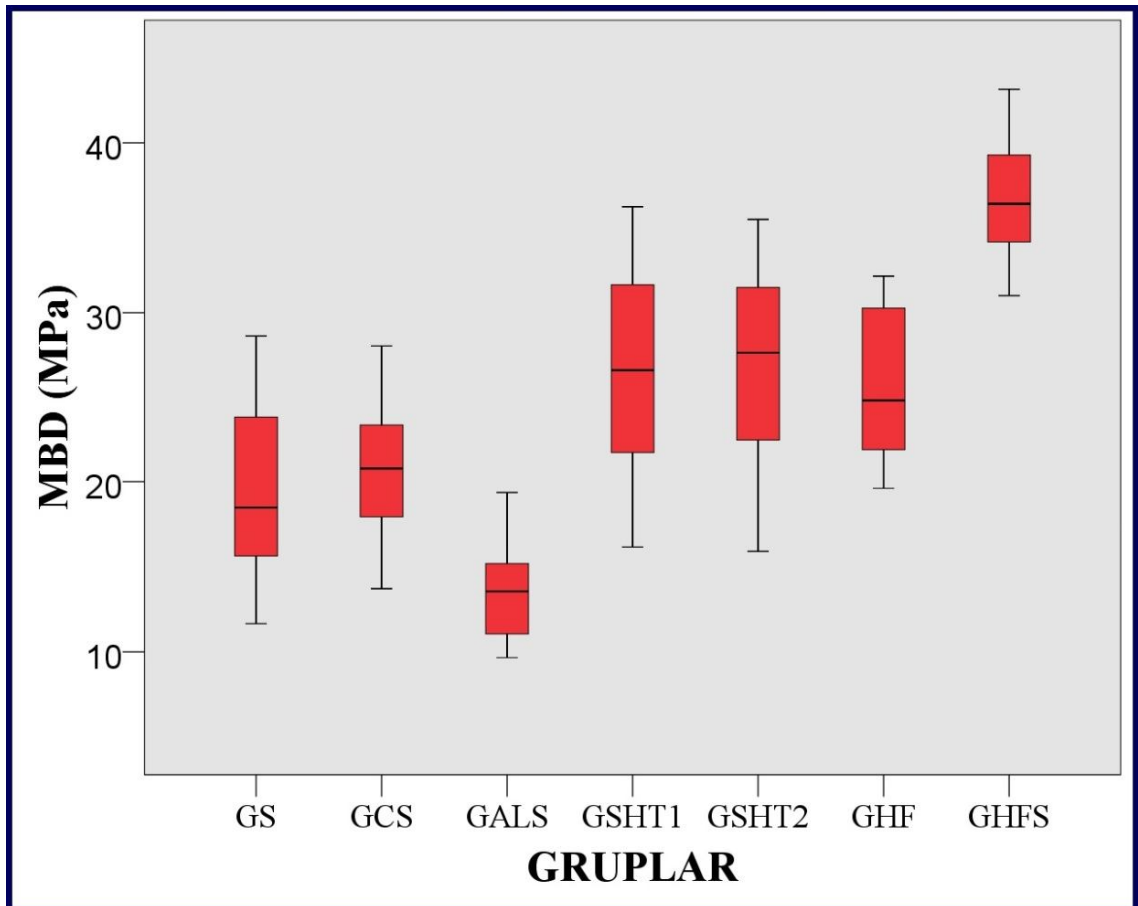


Şekil 26. Grupların ortalama mikrogerilim bağlantı kuvvet değerlerinin şeması

Tablo 9. Gruplara ait ortalama, minimum, maksimum, mikrogerilim bağlanma dayanıklılık değerleri ve standart sapmaları

Gruplar	Örnek Sayısı(n)	Ortalama (MPa)	Standart Sapma	Minimum (MPa)	Maksimum (MPa)
Grup S	20	19,42 ^b	4,710	12	29
Grup CS	20	20,78 ^b	3,853	14	28
Grup ALS	20	13,62 ^a	2,786	10	19
Grup SHT1	20	26,46 ^c	5,968	16	36
Grup SHT2	20	26,66 ^c	5,819	16	35
Grup HF	20	25,77 ^c	4,212	20	32
Grup HFS	20	36,54 ^d	3,411	31	43

Not: Aynı harflerdeki gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.



Şekil 27. Gruplara ait ortanca, minimum ve maksimum mikrogerilim bağlanma dayanıklılık değerlerini gösteren grafik

Gruplar arasında yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda elde edilen istatistiksel analiz sonuçları Tablo 10’da gösterildi.

Tablo 10. Gruplar arası karşılaştırma matrisi

GRUPLAR	Grup CS	Grup ALS	Grup SHT1	Grup SHT2	Grup HF	Grup HFS
Grup S	p=1	p=0,001*	p=0,004*	p=0,002*	p=0,001*	p=0,000*
Grup CS		p=0,000*	p=0,023*	p=0,014*	p=0,008*	p=0,000*
Grup ALS			p=0,000*	p=0,000*	p=0,000*	p=0,000*
Grup SHT1				p=1	p=1	p=0,000*
Grup SHT2					p=1	p=0,000*
Grup HF						p=0,000*

*= istatistiksel olarak anlamlı fark var.

Post-hoc test: *TamhaneT2* testi

Tek yönlü varyans analizi sonucunda farklı yüzey işlemleri ile elde edilen mikrogerilim bağlantı kuvvet değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$) (Tablo 8). En yüksek mikrogerilim bağlantı değeri ($36,54\pm 3,41$ MPa) hidroflorik asit ve silan ile yüzey işlemi yapılan gruptan (Grup HFS) elde edildi. Bunu Grup SHT2 ($26,66\pm 5,81$ MPa), Grup SHT1 ($26,46\pm 5,96$ MPa), Grup HF ($25,77\pm 4,21$ MPa) takip etti. Grup HFS ve bu üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, Grup SHT1, Grup SHT2 ve Grup HF arasında anlamlı fark bulunmadı ($p=1$).

En düşük mikrogerilim bağlantı değeri ($13,62\pm 2,78$ MPa) ise $50\ \mu\text{m}$ 'lik alüminyum oksit tozu ve silan uygulanan gruptan (Grup ALS) elde edildi. Tüm gruplar ile Grup ALS arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$).

Tribokimyasal silika kaplama yöntemi ve silan uygulanan gruptaki (Grup CS) ortalama kuvvet değeri ($20,78\pm 3,85$ MPa) sadece silan uygulanan gruptaki (Grup S) ortalama değerden ($19,42\pm 4,71$ MPa) daha yüksektir. Fakat bu iki grup; Grup CS ve Grup S arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=1$).

4.2. Mikrogerilim Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tipleri

Çalışmamızda mikrogerilim bağlantı testi sonucu gruplarda oluşan başarısızlık tiplerinin yüzde değerleri Tablo 11’de gösterilmiştir.

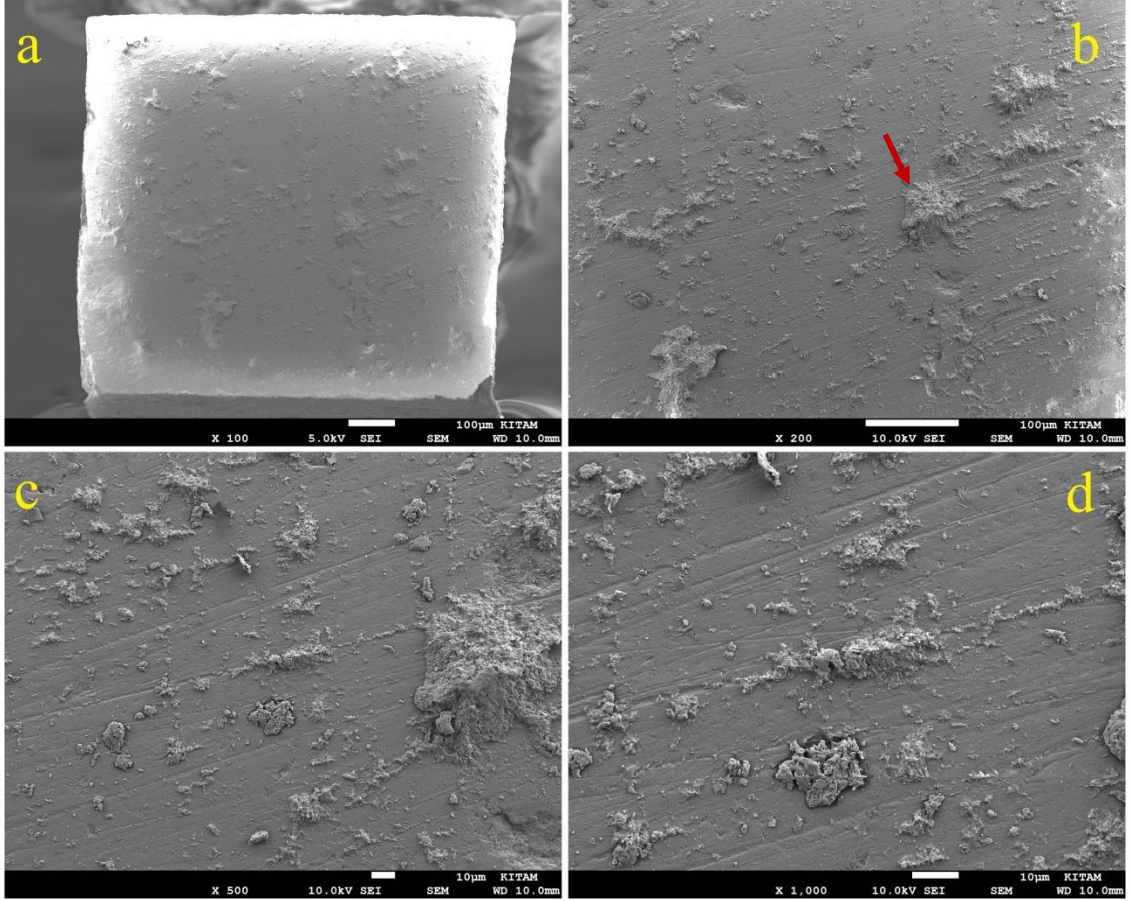
Tablo 11. Başarısızlık tiplerinin sınıflandırılması ve yüzde değerleri

Gruplar	Kopma Tipi					
	Adeziv		Koheziv			Karışık
	Seramik- Siman %	Siman- Kompozit %	Seramik %	Siman %	Kompozit %	Adeziv + Koheziv %
Grup S	80	-	-	-	-	20
Grup CS	75	-	-	-	-	25
Grup ALS	90	-	-	-	-	10
Grup SHT1	55	-	-	-	-	45
Grup SHT2	65	-	-	-	-	35
Grup HF	80	-	-	-	-	20
Grup HFS	40	-	-	-	-	60

4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri

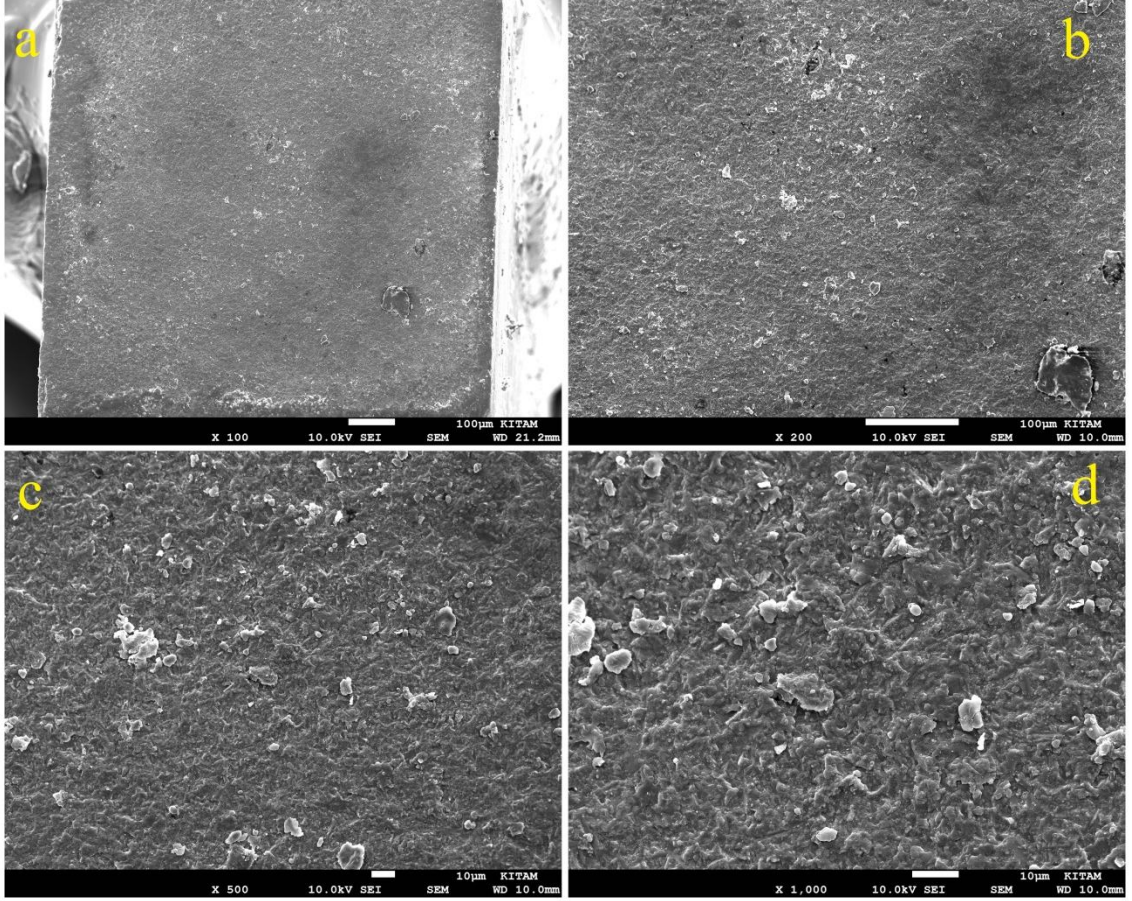
Çalışmamızda mikrogerilim bağlantı testi sonrası her gruptan seçilen bir örnekten elde edilen SEM görüntüleri Şekil 28,29,30,31,32,33 ve34'te gösterilmektedir.

Sadece silan uyguladığımız örnekten elde edilen SEM görüntülerinde herhangi bir yüzey pürüzlendirme işlemi uygulamadığımız için seramik yüzeyinde çok fazla girinti ve çıkıntılarının olmadığı gözlenmektedir. Seramik yüzeyinde rezin siman artıkları izlenmektedir (Şekil 28b’de kırmızı ok ile gösterildi).



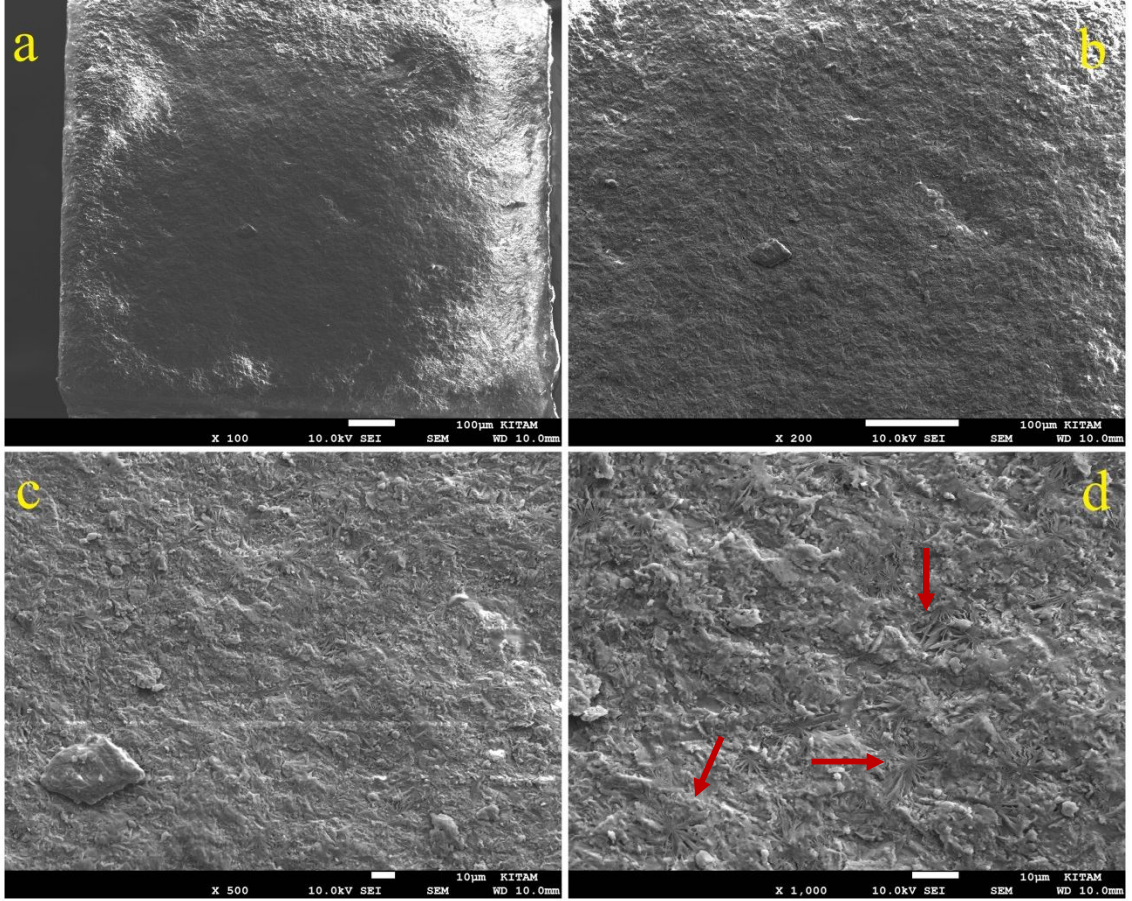
Şekil 28. Sadece silan uygulanmış örneğin SEM görüntüleri a. x100 b. x200 c. x500 d. x1000

Tribokimyasal silika kaplama ve silan uygulanan gruptan elde edilen SEM görüntülerinde sadece silan uyguladığımız gruba nazaran yüzeyin bir miktar farklılaştığı ve daha pürüzlü bir seramik yüzeyi gözlenmektedir (Şekil 29b,c,d).



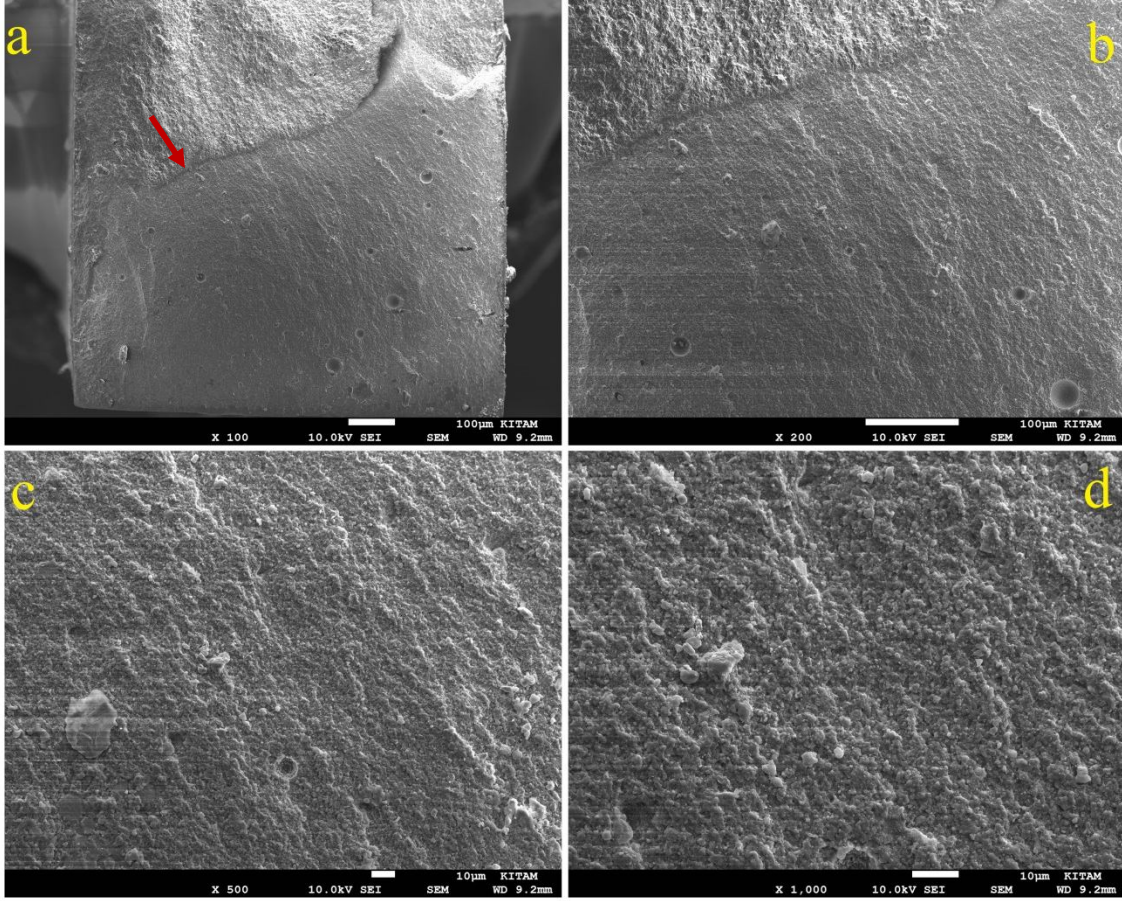
Şekil 29. CoJet kumu ve silan uygulanmış örneğin SEM görüntüleri a. x100 b. x200 c. x500 d. x1000

Al_2O_3 kumu ve silan uyguladığımız gruptan elde edilen SEM görüntülerinde yüzeyde oldukça belirgin girinti ve çıkıntılar görülmektedir. x1000 büyütmede seramik yüzeyindeki madde kayıpları dentritik alanlar şeklinde gözlenmektedir (Şekil 30d'de kırmızı oklarla gösterildi).

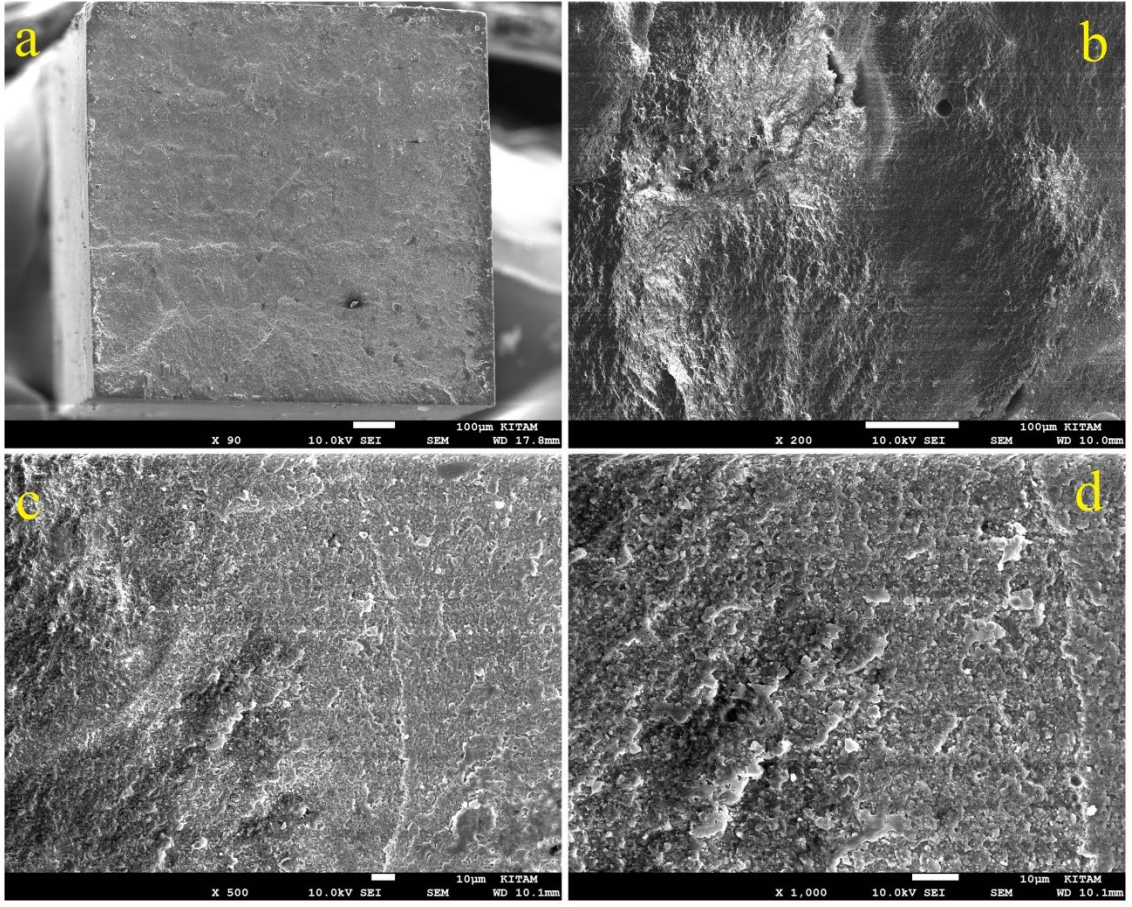


Şekil 30. 50 µm'lik Al_2O_3 kumu ve silan uygulanmış örneğin SEM görüntüleri **a.** x100 **b.** x200 **c.** x500 **d.** x1000

Silana ısı uyguladığımız gruplardan (Grup HT1 ve HT2) elde edilen SEM görüntüleri Şekil 31 ve 32’de görülmektedir. Bu gruplarda seramiğe yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmadığı için SEM görüntülerinde farklı yüzey morfolojisi izlenmedi. Grup SHT1’den alınan örnekte seramik ve rezin siman arasındaki hat belirgin olarak gözlenmektedir. Bu örnekte karışık kopma tipi izlenmektedir (Şekil 31d’de kırmızı ok ile gösterildi).

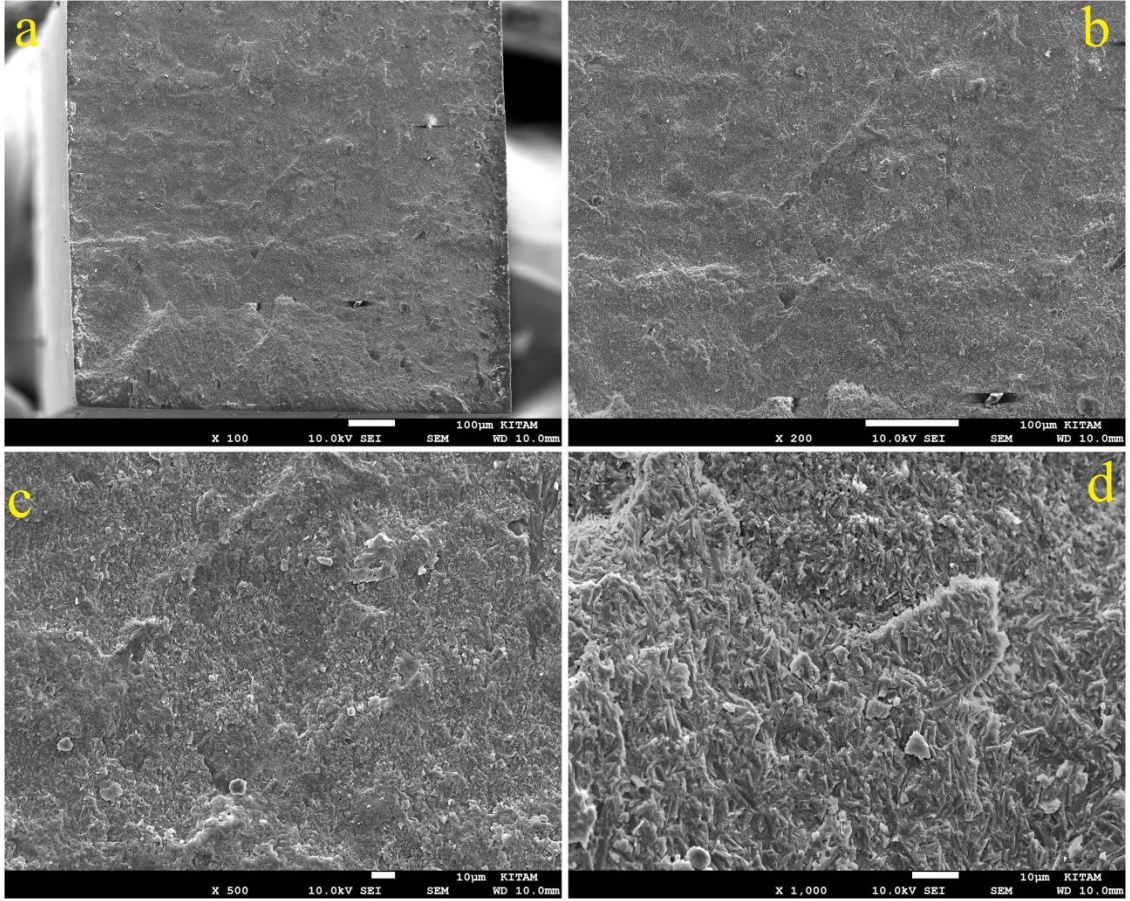


Şekil 31. Silana 100 °C’de 1 dak ısı uygulanmış örneğin SEM görüntüleri a. x100 b. x200 c. x500 d. x1000

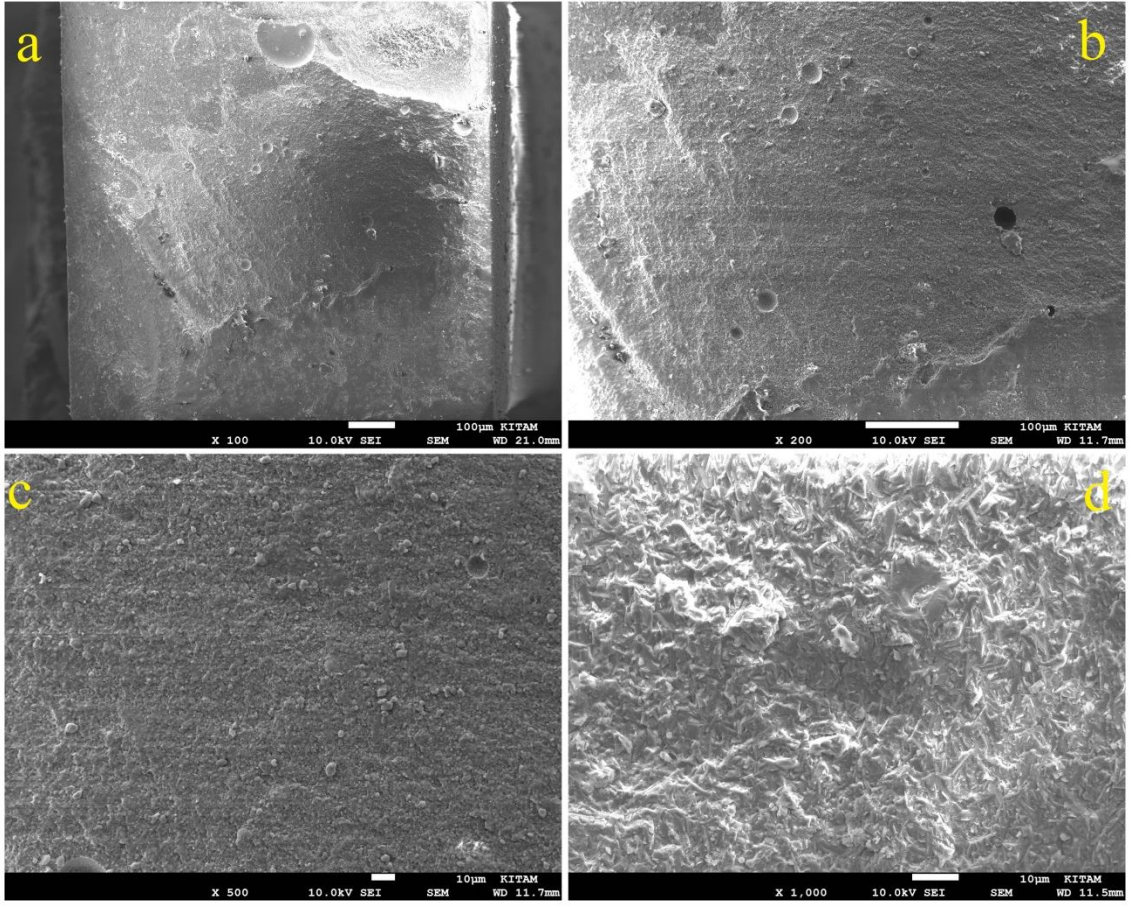


Şekil 32. Silana 100 °C'de 2 dak ısı uygulanmış örneğin SEM görüntüleri **a.** x90 **b.** x200 **c.** x500 **d.** x1000

Hidroflorik asit uygulanan gruplardan (Grup HFS ve HF) elde edilen SEM görüntülerinde yüzey morfolojileri diğer gruplardan oldukça farklıdır. Yüzeydeki pürüzlülük oldukça belirgindir. Özellikle x1000 büyütmelerde hidroflorik asitin seramiğin camsı fazını çözmesi sonucu açığa çıkan iğnemsli lityum disilikat kristalleri belirgin bir şekilde gözlenmektedir (Şekil 33d ve 34d).



Şekil 33. Hidroflorik asit uygulanmış örneğin SEM görüntüleri a. x100 b. x200 c. x500 d. x1000



Şekil 34. Hidroflorik asit ve silan uygulanmış örneğin SEM görüntüleri **a.** x100 **b.** x200 **c.** x500 **d.** x1000

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde hasta ağzına uygulanacak en uygun tam seramik sistemi seçilirken, göz önünde bulundurulması gereken temel faktörler; restorasyonun çiğneme kuvvetleri karşısında yeterli mekanik dirence sahip olması ve arzu edilen estetik başarıyı sağlayabilmesidir (Höland ve ark., 2006). Mekanik direnç sorunu yüksek oranda kristal içeren seramik altyapılı sistemlerin geliştirilmesiyle büyük oranda çözülmüştür. Ancak seramiğin yapısındaki kristal oranının artması, ışık geçirgenliğini azaltarak estetik özelliği olumsuz yönde etkilemektedir. Günümüzde mekanik özelliğinden dolayı tercih edilen ytrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali içeren seramikler oldukça opak bir yapıya sahiptirler. Cam infiltre alumina ve cam infiltre zirkonya seramikler de estetik özellikleri geliştirilmesine rağmen yeterli translusentliğe sahip değildirler (Heffernan ve ark., 2002).

Klinik uygulamalarda estetiğin ön planda olduğu vakalarda cam seramikler tercih edilmektedir. Silika içerikli cam matriks içerisinde değişik oranlarda kristal faz içeren cam seramikler; feldspatik seramikler, lösit içerikli seramikler ve lityum disilikat seramikler şeklinde sınıflandırılırlar (Conrad ve ark., 2007). Cam seramikler daha düşük mekanik dirence sahip olmalarına rağmen translusentlik özellikleri oldukça yüksektir. Bu özelliklerini daha düşük oranda kristal faz içermelerine ve yapılarında bulunan kristallerin ışık kırma katsayısının cam matrikse yakın olmasına borçludurlar (Heffernan ve ark., 2002).

Cam seramikler grubunda değerlendirilen IPS e.max Press sistemini diğer tam seramik sistemlerinden ayıran en önemli özelliği lityum disilikat içerikli bir altyapıya sahip olmasıdır (Höland ve ark., 2000). Lityum disilikat altyapı seramiğe yüksek oranda mekanik direnç kazandırırken, translusentlik özelliği de korunmuş olur (Heffernan ve ark., 2002). IPS e.max Press sistemi, 400 MPa'lık bükülme direnciyle preslenebilir seramikler içinde en yüksek mekanik dirence sahip seramiktir. Ayrıca mekanik ve estetik özellikleri birarada barındırdığından geniş bir uygulama alanına sahiptir (Ritter, 2010). Bu avantajlarından dolayı çalışmamızda güncel bir lityum disilikat sistemi olan IPS e.max Press seramik tercih edildi.

Cam seramikler oksit seramiklere oranla daha düşük mekanik direnç göstermelerine rağmen, simantasyonlarında rezin simanların kullanımıyla kırılma dirençleri önemli ölçüde arttırılabilir (Pospiech, 2002; Blatz, 2003; Conrad, 2007; Tian

ve ark., 2014). Geleneksel simanlarla karşılaştırıldığında rezin simanlar, tam seramiklerin retansiyonunu ve marjinal adaptasyonunu önemli derecede arttırmırlar. Böylece mikrosızıntı ve çürük riski azaltılarak; diş ve restorasyon arasında, güçlü ve kalıcı bir bağlantı sağlanır (Edelhoff ve Özcan, 2007; Tian ve ark., 2014). Adeziv simantasyon cam seramiklerde, hem restorasyonun iç yüzündeki mikroçatlaklara penetre olarak seramiğin mekanik direncini artırır hem de diş rengine uygun rezin siman seçilerek ışık geçirgenliği yüksek olan seramiklerde estetik avantaj sunar (Lad ve ark., 2014; Tian ve ark., 2014). Translülentlik özelliği düşük olan seramikler (alumina veya zirkonya içerikli) ışığı geçirmedikleri için alttaki simanın rengini yansıtmazlar, dolayısıyla farklı renk seçenekleri sunan rezin simanlarla yapıştırılmaları zorunlu değildir geleneksel simanlarla yapıştırılabilirler (Blatz ve ark., 2003). Ayrıca mekanik dirençleri yüksek olduğundan rezin simanla dirençlerinin arttırılmasına gerek yoktur. Translülentlik özelliği bulunan lityum disilikat içerikli tam seramiklerin simantasyonunda ise ışıkla ya da dual olarak polimerize olan rezin simanlar tercih edilmektedir (Küçük ve Kunt, 2012). Bu nedenle çalışmamızda dual olarak polimerize olan ve IPS e.max sistemi için özel olarak üretilmiş Variolink N yapıştırma simanı kullanıldı.

Tam seramik restorasyon ile diş dokusu arasında güçlü ve kalıcı bir rezin bağlantısı sağlamak restorasyonun klinik ömrü açısından çok önemli bir faktördür. Hem dentin-rezin siman arasında hem de seramik-rezin siman ara yüzünde iyi bir adezyon sağlamak gereklidir (Stewart ve ark., 2002). Rezin simanın dentine adezyonu, fosforik asitle pürüzlendirme işlemi ve dentin adezivlerinin kullanımı ile başarılı bir şekilde sağlanabilmektedir (Anusavice ve ark., 2012). Seramik ve rezin siman arasında ise, güçlü bir adezyon sağlamak amacıyla restorasyonun iç yüzeyine bir takım yüzey işlemleri yapılması önerilmektedir (Özcan ve Vallittu, 2003; Tian ve ark., 2014). Asitlenebilir seramiklerden olan cam seramiklerin (feldspatik, lösit içerikli ve lityum disilikat içerikli) yüzey pürüzlendirme işleminde en fazla tercih edilen yöntem hidroflorik asitle dağlamadır (Fabianelli ve ark., 2010). Bu tip seramiklerde bağlantı dayanıklılığını arttırmak için restorasyonun iç yüzeyine hidroflorik asit uygulanıp, ardından silan bağlayıcı ajanın uygulanması en çok bilinen ve tavsiye edilen yüzey işlemidir (Thurmond ve ark., 1994; Tylka ve Stewart, 1994; Aida ve ark., 1995; Nicholls, 1998; Della Bona ve ark., 2003; Özcan ve Vallittu, 2003; Filho ve ark., 2004).

Hidroflorik asit seramiğin cam veya kristal içeriğini selektif olarak çözerek, poröz ve düzensiz alanlar oluşturur. Böylece rezin simanın bağlantısı için seramik yüzey alanını arttırdığı gibi, yüzeyde retantif alanlar oluşturarak rezin simanın penetrasyonu ile mikromekanik bağlantı da elde edilir (Tylka ve Stewart, 1994; Kato ve ark., 2000; Özcan ve Vallittu, 2003). Silika bazlı seramiklerin iç yüzeyine %4-%10 konsantrasyonda hidroflorik asiti 1-2 dakika uygulamanın simantasyon için etkili bir yöntem olduğu kabul edilmektedir (Tian ve ark., 2014). Bizim çalışmamızda da seramik örneklerin yüzeyine %9.5'lük hidroflorik asit 1 dakika uygulandı (Kumbuloğlu ve ark., 2003; Özcan ve ark., 2009; Fabianelli ve ark., 2010; Pollington ve ark., 2010).

Dental alanda birçok uygulama alanı bulan silan bağlayıcı ajanlar rezin ve cam seramikler arasında kimyasal bağ oluşturmak amacıyla kullanılırlar (Tian ve ark., 2014). En fazla kırık seramik yüzeyinin tamiri ve seramik restorasyonların simantasyonunda, seramik yüzeyi ve rezin siman arasındaki bağlantıyı sağlamak amacıyla kullanılırlar (Matinlinna ve Vallittu, 2007). Silanlar kimyasal olarak çift fonksiyonludur, hem organik hem inorganik materyallerle bağlanabilirler. Seramiğin silika (SiO_2) molekülleriyle ve rezin simanın metakrilat gruplarıyla bağlanarak rezin-seramik bağlantısını arttırmaktadırlar (Özcan ve ark., 1998; Matinlinna ve Vallittu, 2007). Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular doğrultusunda silanın bağlantıdaki etkinliği, hidroflorik asit+silan uyguladığımız grupta elde ettiğimiz bağlantı değerleri sadece hidroflorik asit uyguladığımız gruptaki bağlantı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmasıyla anlaşıldı ($p < 0,05$). Della Bona ve ark. (2000), Filho ve ark. (2004), Panah ve ark. (2007) da silanın bağlantıdaki etkinliğiyle ilgili çalışmamızla paralel sonuçlar bildirmişlerdir.

Genellikle hidrofobik olduğu kabul edilen silanlar su-alkol solüsyonunda hidrolize edilir. En fazla kullanılan silanlar su-etanol solüsyonunda çözünen 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan (3-MPS)'dir (Fabianelli ve ark. 2010). Bizim çalışmamızda da MPS içeren bir firmaya ait; Monobond S (3-MPS 1%, ethanol/water-based solvent, acetic acid) ajanı kullanıldı.

Cam seramiklerin simantasyonunda oldukça yaygın kullanılan hidroflorik asit zehirli ve yakıcı bir asittir. Özellikle bu asitin buharlaşabilir ve toksik özellikte olması nedeniyle klinik işlemler sırasında hasta ve hekim risk altındadır (Bertolini, 1992; Fabianelli ve ark., 2010). Hidroflorik asidin yüksek kimyasal toksisitesinin yanısıra

silika esaslı seramiklerde hidroflorik asitle dağlama, çözünmeyen silika-florid tuzları açığa çıkararak rezin-seramik bağlantısını olumsuz yönde etkilemektedir (Shimada ve ark., 2002; Monticelli ve ark., 2006; Fabianelli ve ark., 2010). Bu durum araştırmacıları hidroflorik asite alternatif olabilecek yüzey işlemleriyle ilgili çalışmalara teşvik etmiştir (Fabianelli ve ark., 2010; Carvalho ve ark., 2011; Corazza ve ark., 2013).

Cam seramiklerde kumlama işleminde 25-50 µm boyutlarında Al₂O₃ kumu tercih edilmektedir (Filho ve ark., 2004; Shimakura ve ark., 2007; Kara ve ark., 2011; Tian ve ark., 2014). Çalışmamızda 50 µm boyutlarında Al₂O₃ kumu seramik yüzeyine uygulandı.

Guarda ve ark. (2013), lityum disilikat seramiklerin rezin simanla olan bağlantısına termal yaşlandırma ve farklı yüzey işlemlerinin (%10'luk hidroflorik asit+silan ve 50 µm'lik Al₂O₃+silan) etkisini mikrogerilim test metoduyla değerlendirdikleri çalışmalarında hidroflorik asitin bağlantıda kumlamaya kıyasla daha başarılı olduğunu rapor etmişlerdir. SEM incelemelerinde hidroflorik asitin seramik yüzeyinin morfolojisini değiştirerek rezin siman için belirgin mikroretantif alanlar oluşturduğunu, kumlamanın ise yüzeyde yeterli retantif alanlar oluşturamadığını gözlemlemişlerdir.

Spoehr ve ark. (2003), lityum disilikat seramiklerin rezin simanla bağlantısında yüzey işlemlerinin (100 µm'lik Al₂O₃, 100 µm'lik Al₂O₃+silan, 50 µm'lik Al₂O₃, 50 µm'lik Al₂O₃+silan, %10'luk hidroflorik asit, %10'luk hidroflorik asit+silan) etkisini germe test metoduyla değerlendirmişlerdir. En düşük bağlantı değeri 100 µm'lik Al₂O₃ kumu uygulanan gruptan elde edilirken, en yüksek bağlantı değeri ise hidroflorik asit+silan uygulanan gruptan elde edilmiştir. Lityum disilikat seramiklerde kumlamanın hidroflorik asite alternatif olamayacağını rapor etmişlerdir.

Colares ve ark. (2013), lityum disilikat seramiklerin kompozit rezinle olan bağlantısına farklı yüzey uygulamalarının (hidroflorik asit+silan, hidroflorik asit+silan+fön makinasıyla 50°C'de ısı, 50 µm'lik Al₂O₃+silan+fön makinasıyla 50°C'de ısı, 50 µm'lik Al₂O₃+silan) etkisini mikrogerilim bağlantı testi ile değerlendirmişlerdir. Kumlama+silan uygulanan grup daha örnek elde etme aşamasındayken adeziv kopmalar göstermiş ve elenmiştir. En yüksek bağlantı değeri hidroflorik asit+silan+ısı uygulanan gruptan elde edilirken, en düşük bağlantı değeri ise kumlama+silan+ısı uygulanan gruptan elde edilmiştir.

Menees ve ark. (2013), lityum disilikat seramiklerde kumlamanın bükülme dayanıklılığını azalttığını, seramik yüzeyinde mekanik stres oluşturarak mikroçatlaklara neden olduğunu rapor etmişlerdir. Hidroflorik asitin kumlamaya nazaran seramik materyali üzerinde daha düzenli bir yüzey morfolojisi oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Kumlamanın lityum disilikat seramiklerde hacim kaybına ve yüzey morfolojisinde değişikliğe neden olduğu düşünülmektedir, yüzeyde meydana gelen bu değişimler düşünülenin aksine bağlantıyı olumsuz yönde etkilemekte ve daha düşük bağlantı değerleri elde edilmesine yol açmaktadır (Colares ve ark., 2013). Kumlama yaptığımız örnekten elde ettiğimiz SEM görüntüsünde seramik yüzeyinde madde kayıpları net bir şekilde izlenmektedir (Şekil 30d). Spohr ve ark. (2003), Guarda ve ark. (2012) ve Colares ve ark. (2013)'nın çalışmalarında olduğu gibi bizim çalışmamızda da kumlama grubunda en düşük bağlantı değeri elde edildi.

Tribokimyasal silika kaplama; seramik ve metal destekli restorasyonlarda simantasyon öncesinde veya sabit restorasyonlarda seramik kırıklarının tamirinde, silanizasyonu ve rezin adezyonunu sağlamak için reaktif ve silikadan zengin seramik yüzeyi oluşturulması amacıyla kullanılmaktadır (Kern ve Thompson, 1995; Özcan ve Vallittu, 2003). Son yıllarda seramik yüzeylerinin silika ile kaplanması işleminin asitle pürüzlendirmeye alternatif olabileceği ileri sürülmektedir (Valandro ve ark., 2005).

Bottino ve ark. (2008), iki farklı seramik (feldspatik ve alumina seramik) türüne farklı yüzey işlemleri (hidroflorik asit, 50 µm'lik Al₂O₃, 30 µm'lik silika kaplı Al₂O₃) uygulayarak SEM ile yüzeyde oluşan mikromorfolojik değişiklikleri incelemişlerdir. En poröz yüzey morfolojisi hidroflorik asit uygulanmış feldspatik seramik yüzeyinde gözlenirken, kumlama her iki seramik türünde de benzer yüzey morfolojisi göstermiştir. Tribokimyasal silika kaplamanın ise hem feldspatik seramikte hem de alumina seramikte yetersiz yüzey pürüzlülüğü oluşturduğunu rapor etmişlerdir.

Kim ve ark. (2005), dört farklı seramik koping (lityum disilikat, feldspatik, alumina, zirkonya) ile kompozit rezin arasındaki bağlantı kuvvetine farklı yüzey işlemlerinin (50 µm'lik Al₂O₃, 50 µm'lik Al₂O₃+hidroflorik asit, 30 µm'lik silika kaplı Al₂O₃) etkisini germe test metoduyla değerlendirmişlerdir. Alumina ve zirkonya altyapılı seramiklerde tribokimyasal silika kaplama tekniği etkili olurken, lityum disilikat altyapıda kumlama+hidroflorik asidin etkili olduğunu bulmuşlardır. Biz de

çalışmamızda hidroflorik asite alternatif olarak CoJet (30 µm'lik silika kaplı Al₂O₃) kumunu lityum disilikat seramiklerde uyguladık ve başarılı olmadığı sonucuna vardık.

Rezin ve seramik arasında ideal bir adezyon sağlayabilmek için seramik yüzeyine uygulanan silan kalınlığı 10-50 nm'yi geçmemelidir. İnce bir silan kalınlığı elde etmek için uygulanan tekniklerden biri ısı uygulamasıdır (Roulet ve ark., 1995; Hoosmand ve ark., 2002; Fabianelli ve ark., 2010; Tian ve ark., 2014). Bu amaçla seramik yüzeyine silan uyguladıktan sonra ısı uygulanması son yıllarda pek çok araştırmaya konu olmuştur. Silana ısı uygulamanın etkili olduğunu 1995'li yıllarda Roulet ve arkadaşları yaptıkları bir çalışma ile ortaya atmışlardır. Roulet ve ark. (1995), ardından Shen ve ark. (2004) silana ısı uygulama işlemi için ısı tabancasını kullanmışlardır. Silana ısı uygulama işlemi için Carvalho ve ark. (2011) ve Corazza ve ark. (2013) sıcak fırın kullanırken; Fabianelli ve ark. (2010), Colares ve ark. (2013) ise minyatür fön makinası kullanmışlardır. Mevcut literatürlerin ışığında ısının uygulanma şekli, derecesi ve süresiyle ilgili net bir prosedür bulunmamaktadır. Sabit derecede ısı uygulaması yapabilmek için çalışmamızda 100 °C'de ısı 1 ve 2 dakika süresince ısı tabancası ile uygulandı.

Roulet ve ark. (1995), feldspatik seramiklerle kompozit rezin arasındaki makaslama bağlantı değerini inceledikleri çalışmalarında MPS içerikli silana 100 °C'de 1 dakika ısı uygulamışlar ve ısı uygulamanın bağlantı değerini arttırdığını rapor etmişlerdir.

Fabianelli ve ark. (2010), lösit içerikli seramiklerin kompozit rezinlerle olan bağlanma dayanımlarına, farklı yüzey işlemlerinin (hidroflorik asit+silan, silan, hidroflorik asit+silan+100 °C ısı, silan+100 °C ısı) etkisini mikrogerilim bağlantı testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında; en yüksek ortalama bağlantı değerini silana minyatür bir fön makinasıyla 100 °C'de 1 dakika ısı uyguladıkları grupta (28,5±5,7 MPa), en düşük ortalama bağlantı değerini sadece silan uyguladıkları grupta (18,5±5,8 MPa) elde etmişlerdir. Hidroflorik asit ve silan uyguladıkları grupta 22,8±4,3 MPa, hidroflorik asit, silan ve 100 °C'de 1 dakika ısı uyguladıkları grupta 27,8±4,7 MPa ortalama bağlantı değerlerini elde etmişlerdir. Isı uygulanan gruplarda istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağlantı değerleri elde etmişlerdir. Bu çalışma ısının bağlantı değerlerini arttırması açısından çalışmamızla paralellik göstermektedir. Ancak bizim çalışmamızda en yüksek bağlantı değerleri ısı uygulanan gruplarda değil,

hidroflorik asit ve silan uyguladığımız grupta elde edildi (36.54 ± 3.41 MPa). Fabianelli ve ark.'nın çalışmasında seramik ve kompozit rezin (Tetric EvoCeram) arasında bağlantı değerlendirilirken bizim çalışmamızda seramik ve rezin siman (Variolink N) arasında bağlantı değerlendirilmiştir. Bu iki çalışmada tamamen benzer sonuçların elde edilememesinin sebebi hem kullanılan seramiklerin farklı kimyasal yapıda olması hem de seramiklerin kompozitle değil de rezin simanla yapıştırılması durumuyla açıklanabilir.

Corazza ve ark. (2013), feldspatik seramiklerin rezin simanla arasındaki bağlanma dayanımına silana yapılan işlemlerin (ısı uygulamanın veya silanı sıcak su ile yıkamanın) ve termal yaşlandırmanın etkisini mikrogerilim bağlantı testi ile değerlendirmişlerdir. 1. Gruba %10 hidroflorik asidi 1 dakika uygulayıp ardından silan uygulamışlardır, 2. Gruba silanı uygulayıp kuruttuktan sonra 20 °C'de muhafaza etmişlerdir, 3. Gruba silanı uygulayıp 20 °C'de muhafaza ettikten sonra 79 °C'de sıcak suyla yıkayarak kurutmuşlardır, 4. Gruba silanı uyguladıktan sonra 77 °C'de fırında kurutma işlemi uygulamışlardır, 5. Gruba silanı uygulayıp 77 °C'de fırında kurutma işlemi uyguladıktan sonra 79 °C'de sıcak suyla yıkayarak kurutmuşlardır. Silana 77 °C'de fırında 1 dakika kurutma işlemi uygulama bağlantı değerini artırırken, sıcak su uygulamanın bağlantı değerini düşürdüğü sonucuna varmışlardır. Araştırmacılar bizim çalışmamızın aksine silana 77 °C'de ısı uyguladıkları grupta hidroflorik asit uyguladıkları gruba kıyasla daha yüksek bağlantı değeri elde etmişlerdir. Bu durum seramiklerimizin farklı kimyasal yapıda olmasıyla açıklanabilir.

Shen ve ark. (2004), lōsit içerikli seramiklerin kompozit rezinle arasındaki bağlanma dayanımını araştırmak için seramik yüzeyine asitleme, kumlama ve asitleme+kumlama işlemleri uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda seramikle kompozitin bağlantısını arttırmada silana fōn makinasıyla kurutma işlemi uygulamanın, oda ısısında kendiliğinden kurutmaya bırakmaktan daha etkili olduğunu bulmuşlardır. Örnekleri mikrogerilim bağlantı testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında ısının bağlantı değerlerini arttırdığı sonucuna varmışlardır. Bu çalışma da bizim çalışmamızın sonuçlarıyla paralellik göstererek, silana ısı uygulamanın bağlantıyı arttırdığını göstermiştir.

Araştırmacılar ısının bağlantı değerlerini arttırmasını şu şekilde açıklamışlardır; silan seramik yüzeyine uygulandığında, üç yapısal tabaka oluşmaktadır.

Isı uygulaması bu üç tabakayı tek bir tabakada birleştirmekte ve rezin-seramik bağlantısını arttırmaktadır. Ayrıca silanlanmış seramik yüzeyine ısı uygulanması, su, alkol ve diğer yan ürünlerin eliminasyonunu sağlar, tam bir yoğunlaşma reaksiyonu meydana gelir ve bağlanma dayanımı artar (Roulet ve ark., 1995; Hoosmand ve ark., 2002; Shen ve ark., 2004). Özellikle suyun eliminasyonu ile kovalent silika-silan yüzey reaksiyonu arttırılabilmektedir (Roulet ve ark., 1995; Fabianelli ve ark., 2010). Isı uygulamasının silan bileşimindeki kimyasal bağlantıyı da arttırdığı düşünülmektedir. Buna rağmen ağız içi porselen tamirinde sıcak uygulaması uygun değildir ve sadece simantasyon prosedüründe kullanılabilir (Fabianelli ve ark., 2010).

Carvalho ve ark. (2011), feldspatik seramiklerin rezin simanla olan bağlanma dayanımına, silana ısı uygulamanın (hidroflorik asit+silan, hidroflorik asit+silan+100 °C'de 2 dakika fırında ısı, silan+100 °C'de 2 dakika fırında ısı, sadece silan) etkisini mikrogerilim bağlantı testi ile değerlendirmişlerdir. Bizim çalışmamızın aksine silana ısı uygulamanın bağlantı değerlerini arttırmadığı sonucuna varmışlardır. Araştırmacılar literatürdeki diğer araştırmalarla çelişen sonuçlar elde etmelerini, MDP içerikli Panavia F2.0 rezin siman kullanmalarına bağlamışlardır. Metakrilat içerikli simanlarda silan reaksiyonunun daha farklı olabileceğini açıklamışlardır. Nitekim çalışmamızda metakrilat içerikli (Variolink N) siman kullanıldı.

Seramik ve rezin siman arasındaki bağlantı kuvvetinin değerlendirilmesinde çok çeşitli test metodları kullanılmaktadır. Bunlardan en yaygın kullanılan test metodu makaslama bağlantı testidir. Geleneksel bir test yöntemi olan makaslama bağlantı testinde geniş bağlantı yüzeyleri kullanılmakta ve örneklerde meydana gelen kopmalar sıklıkla koheziv olarak meydana gelmektedir. Bu tip kopmalar materyalin adeziv bağlanma dayanımını tam olarak ortaya koymamaktadır (Della Bona ve Van Noort, 1995; Chadwick ve ark., 1998). Bağlantı testi esnasında meydana gelebilecek koheziv kopmalardan kaçınmak için düzensiz stres dağılımından kaçınmak gereklidir (Pashley ve ark., 1999). Bu nedenle çalışmamızda mikrogerilim test metodunu kullanmayı tercih ettik.

Mikrogerilim bağlantı dayanım testi, Sano ve ark. (1994) tarafından geliştirilmiştir. Esas örnekten elde edilen, yüzey alanı 1mm² olan mikrobarların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1 mm/dak hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir (El Zohairy ve ark., 2004).

Kuvvetin bağlantı yüzeyine dik uygulandığı test yönteminde, boyut olarak oldukça küçük mikrobarların kullanımı yapısal kusurların devreye girme şansını azaltmaktadır. Bu durum seramik ile rezin simanın bağlantı dayanımının titizlikle hesaplanabilmesini ve standardize verilerin elde edilmesini sağlamaktadır. Tekniğin avantajlarından bir diğeri yükleme boyunca bağlantı yüzeylerinde uniform stres dağılımı olması ve geleneksel test yöntemlerine göre çok daha az koheziv kopmalar görülmesidir. Böylece hata yapma oranı azalır. Geniş yüzeyli örneklerden elde edilen bağlantı değerlerinden daha yüksek bağlantı değerleri elde edilir (Cardosa ve ark., 1998).

Bağlanma dayanımının ölçülmesinde kullanılan birçok test metodu vardır ancak mikrogerilim test yöntemi bağlayıcı sistemler ile bağlanılan materyal arayüzündeki kuvveti ölçmede başarılı bir test yöntemidir. Tek bir örnekten birçok kesit alınarak aynı standartta örnekler elde etmeye imkan vermesi, tekniğin en önemli avantajlarından biridir (Yeşilyurt ve Bulucu, 2006; Fabianelli ve ark., 2010). Geleneksel makaslama ve germe testlerinde kırığın arayüzde çatlaklar halinde oluştuğu bildirilmektedir. Bu şekilde oluşan kırıklar (materyalin iç yapısında koheziv) bağlanma dayanımı hakkında sınırlı bilgi vererek materyallerin adeziv dayanımlarını tam olarak yansıtamaz (Bottino ve ark., 2005). Bunların yanısıra mikrogerilim bağlantı dayanım testleri teknik hassasiyet gerektirir, diğer metotlara nazaran örnek elde etmek daha zordur. Örneklerden kesit alınması sırasında bağlantı yüzeyinde adeziv kopmalar ya da elde edilen mikrobarlarda çatlaklar meydana gelebilir (Arias ve ark., 2006). Nitekim çalışmamızda da hiçbir yüzey işlemi uygulamadığımız kontrol grubumuzda (Grup K) adezyonun zayıf olması nedeniyle hassas kesit alma cihazında, ilk kesim işlemi sırasında adeziv kopmalar gözlemlendi ve bu grup elendi. Bu bilgilerin ışığında, çalışmamızda seramiklerin rezine bağlanma dayanımını değerlendirmede sıklıkla kullanılan mikrogerilim test yöntemi tercih edildi.

Çalışmamızda mikrogerilim bağlantı testi sonrası, teste tabi tutulan mikrobarların kopma tipleri stereomikroskop altında sınıflandırılırken, literatürlerle uyumlu olarak bağlantı kuvvetlerinin yüksek olduğu gruplarda adeziv ve koheziv kopmanın birarada olduğu karışık kopma tipinin daha fazla oranda olduğu gözlemlendi. Bağlantı kuvvetlerinin daha düşük olduğu gruplarda ise seramik-rezin siman arasında adeziv kopmaların oranı daha fazladır. Araştırmacılar kimyasal ve mekanik bağlantının birlikte olduğu durumlarda karışık kopma tipinin daha fazla oranda gözlemlendiğini

savunmuşlardır (Appeldoorn ve ark., 1993; Roulet ve ark., 1995; Barghi ve ark., 2000; Spohr ve ark., 2003; Colares ve ark., 2013).

Bu çalışmanın hipotezi, farklı yüzey işlemleri uyguladığımız lityum disilikat seramik örneklerin, hidroflorik asit+silan uygulanan örnekler kadar başarılı bağlantı değerleri göstereceği yönünde oluşturuldu. Bu amaçla tribokimyasal silika kaplama, kumlama ve silana ısı uygulama gibi farklı yüzey işlemleri yapıldı. Mevcut literatürlerin ışığında, özellikle silana ısı uygulamanın hidroflorik asit+silana alternatif bir yüzey işlemi olabileceğini düşündük. Ancak bu çalışmanın sınırları içerisinde, uygulanan yüzey işlemlerinin tümünde hidroflorik asit+silan uygulanan örnekler kadar yüksek bağlantı değerleri elde edilmediği için hipotezimiz reddedildi.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları içinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şu şekilde özetlenebilir:

- Seramik yüzeyine önce hidroflorik asit ardından silan uygulanması lityum disilikat seramiklerin rezin simanla olan mikrogerilim bağlantı dayanıklılığını arttırmada en başarılı yüzey işlemdir.

- Lityum disilikat seramiklerde rezin simanla olan mikrogerilim bağlantısını arttırmak amacıyla seramik yüzeyinin 50 µm'lik Al₂O₃ ile kumlanması etkili bir yüzey işlemi değildir.

- Silana ısı uyguladığımız gruplarda (Grup SHT1, Grup SHT2) sadece silan uyguladığımız (Grup S) gruba nazaran bağlantı değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek çıkmıştır. Bu nedenle bizim çalışmamıza göre silana 100 °C'de ısı uygulanması bağlantı kuvvetini artırır.

- Silana 100 °C'de 2 dakika kurutma işlemi uyguladığımız grupta (Grup SHT2) elde edilen bağlantı değerleri, 1 dakika kurutma işlemi uyguladığımız grupta (Grup SHT1) elde ettiğimiz bağlantı değerinden daha yüksektir. Fakat iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Bu nedenle ideal ısı derecesini ve süresini belirlemek amacıyla daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

- Tribokimyasal silika kaplama ve ardından silan uyguladığımız grupta (Grup CS) elde ettiğimiz bağlantı değeri, sadece silan uyguladığımız grupta (Grup S) elde ettiğimiz değerden daha yüksektir. Fakat iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığından, bizim çalışmamıza göre tribokimyasal silika kaplama lityum disilikat seramiklerde etkili bir yüzey işlemi değildir.

- Çalışmamızın sonuçlarına göre lityum disilikat seramiklerde hidroflorik asiti elimine edemedik, fakat simantasyon aşamasında klinikte kullanıma uygun minyatür ısı tabancası ile silana 100 °C ısı uygulayarak bağlantı dayanımını arttırabiliriz.

KAYNAKLAR

- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *J Prosthodont*. 2008a;17(1):9-13.
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont*. 2008b;17(5):401-408.
- Aboushelib MN, De Kler M, Van Der Zel JM, Feilzer AJ. Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. *Int J Prosthodont*. 2008c;21(3):237-240.
- Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent*. 1995;73(5):464-470.
- Akgüngör G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a disilicate based ceramic system. *J Prosthet Dent*. 2005;94(3):234-241.
- Akyıl MŞ, Yılmaz A, Bayındır F, Duymuş ZY. Microtensile bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Photomed Laser Surg*. 2011;29(3):197-203.
- 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*. 2003a;89(4):374-380.
- Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent*. 2003b;31(3):181-188.
- Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res B Apply Biomater*. 2004;71(1):99-107.
- Albashaireh ZSM, Ghazal M, Kern M. Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *J Prosthet Dent*. 2010;104(2):105-113.
- Amaral R, Özcan M, Valandro LF, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*. 2006;22(3):283-290.
- Andrade AMD, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RHM. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(6):591-598.

- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental cements. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. Phillip's science of dental materials. 12th Ed., St. Louis-Missouri, W.B. Saunders. 2012;307-338.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental ceramics. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. Phillip's science of dental materials. 12th Ed., St. Louis-Missouri, W.B. Saunders. 2012;418-473.
- Appeldoorn RE, Wilwerding TM, Barkmeier WW. Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems. *J Prosthet Dent.* 1993;70(1):6-11.
- Arias V, Ambrosano G, Pimenta L. Determination of the sample and plot size for microtensile testing. *J Dent Res.* 2006;22:283-290.
- Barghi N, Berry T, Chung K. Effects of timing and heat treatments of silanated porcelain on the bond strength. *J Oral Rehabil.* 2000;27(5):407-412.
- Bayındır F, Uzun İH. Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2007;2:33-42.
- Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002;33(6):415-426.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):268-274.
- Bertolini JC. Hydrofluoric acid: a review of toxicity. *J Emerg Med.* 1992;10(2):163-168.
- Betamar N, Cardew G, Van Noort R. Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *J Adhes Dent.* 2007;9(2):159-168.
- 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(1):60-65.
- Bottino MA, Özcan M, Coelho PG, Valandro LF, Bressiani JC, Bressiani AHA. Micro-morphological changes prior to adhesive bonding: high-alumina and glassy-matrix ceramics. *Braz Oral Res.* 2008;22(2):158-163.
- Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):38-49.
- Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marguis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent.* 2002;4(1):7-22.

- Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of microtensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.* 1998;14(6):394-398.
- Carvalho RFD, Martins MEMN, Queiroz JRCD, Leite FPP, Özcan M. Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dent Mater.* 2011;30(3):392-397.
- Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *J Ir Dent Assoc.* 2008;54(5):218-222.
- Chadwick RG, Mason AG, Sharp W. Attempted evaluation of three porcelain repair systems-what are we really testing? *J Oral Rehabil.* 1998;25(8):610-615.
- Chai J, Chu FCS, Chow TW. Effect of surface treatment of shear bond strength of zirconia to human dentin. *J Prosthodont.* 2011;20(3):173-179.
- Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chang JT. Tensile bond strength of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent.* 2003;90(1):18-23.
- Chelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite and lithia disilicate-based ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007;97(1):18-24.
- Colares RCR, Giovanne RN, Andre MBS, Karina MFT, Juliano SM, Sergio LS. Effects of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Braz Dent J.* 2013;24(4): 349-352.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
- Corazza PH, Cavalcanti SCM, Queiroz JRC, Bottino MA, Valandro LF. Effect of post-silanization heat treatments of silanized feldspathic ceramic on adhesion to resin cement. *J Adhes Dent.* 2013;15(5):473-479.
- Coşkun A, Yaluğ S. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *CÜ Dişhek Fak Derg.* 2002;5(2):97-102.
- DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater.* 1995;11(2):126-131.
- Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.* 1995;74(9):1591-1596.
- Della Bona A, van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am J Dent.* 1998;11(6):276-280.

- Della Bona A, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhes Dent*. 2000;2(4):305-313.
- Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):159-167.
- Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*. 2002;15(3):248-253.
- Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater*. 2003;19(8):693-699.
- Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II-the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci*. 2005;13(2):101-109.
- Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1999;81(2):135-141.
- Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strenght. *Int J Prosthodont*. 1992;5(1):9-16.
- Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 2008;139(9):14-18.
- Dündar M, Özcan M, Gökçe B, Çömlekoğlu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater*. 2007;23(5):630-636.
- Edelhoff D, Özcan M. To what extend does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials:cementation. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(3):193-204.
- El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res*. 2004;83(5):420-424.
- Eskimez Ş, İzgi Dİ. *Adeziv Köprüler ve Klinik Uygulamalar*. 1. Baskı, İstanbul, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. 2008;149-160.
- Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont*. 2004;17(4):469-475.
- Etman MG, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *J Prosthet Dent*. 2010;103(2):80-90.

- Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C., Cantoro A, Marco Ferrari, Noort RV. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent.* 2010;38(1):39-43.
- Filho AM, Vieira LC, Araújo E, Monteiro Júnior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont.* 2004;13(1):28-35.
- Flegler SL, Heckman JW, Klomparens KL. Scanning and Transmission Electron Microscopy: An Introduction. New York, Oxford University Press. 1993:65-90.
- Gökçe B, Özpınar B, Dündar M, Çömlekoğlu E, Şen BH, Güngör MA. Bond strengths off all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent.* 2007;32(2):173-178.
- Guarda GB, Correr AB, Gonçalves LS, Costa AR, Borges GA, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent.* 2013;38(2):208-217.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 1. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):441-448.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relatively translucency of six all-ceramic systems. Part 1: core materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):4-9.
- Heikkinen TT, Matinlinna JP, Vallittu PK, Lassila LVJ. Effect of primers and resins on the shear bond strength of resin composite to zirconia. *SRX Dentistry.* 2010:1-8.
- Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1992;67(6):859-865.
- Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):297-303.
- Höland W, Rheinberger V, Schweiger M. Control of nucleation in glass ceramics. *Phil Trans R Soc Lond A.* 2003;361(1):575-589.
- Höland W, Rheinberger V, Apel E, Hoen C, Höland M, Dommann A, Obrecht M, Mauth C, Graf-Hausner U. Clinical application of glass ceramic in dentistry. *J Mater Sci Mater Med.* 2006;17(11):1037-1042.

- Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C. Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration. *J of European Ceramic Society*. 2007;27:1521-1526.
- <http://www.roedentallab.com/downloads/emaxpressdata.pdf>, 2014
- Ivoclar Vivadent AG. Scientific Documentation IPS e.max® Press. FL-9494 Schaan / Liechtenstein. 2005;2-24.
- Ivoclar Vivadent AG. Scientific Documentation IPS e.max® Press. FL-9494 Schaan / Liechtenstein. 2011;2-40.
- Jedynakiewicz NM, Martin N. The effect of surface coating on the bond strength of machinable ceramics. *Biomaterials*. 2001;22:749-752.
- Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*. 1985;29(4):621-644.
- Kara HB, Ozturk AN, Aykent F, Koc O, Ozturk B. The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics. *Laser Med Sci*. 2011;26(5):599-604.
- Kato H, Matsumura H, Ide T, Atsuta M. Improved bonding of adhesive resin to sintered porcelain with the combination of acid etching and two-liquid silane conditioner. *J Oral Rehabil*. 2001;28(1):102-108.
- Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sanblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil*. 2000;27(2):103-110.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75(1):18-32.
- Kelly JR. Dental ceramics: what is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc*. 2008;139:4-7.
- Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent*. 1995;73(3):240-249.
- Kern M. Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Technol*. 2009;23:1097-1111.
- Kim BK, Bae HE, Shin JS, Lee KW. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):357-362.
- Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında derleme çalışması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2012;22(2):205-216.

- Küçük BE, Kunt GE. Lityum disilikat seramikler. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2012;5;123-131.
- Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: a review. J Int Oral Health. 2014;6(1):116-120.
- Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Valittu PK. An introduction to silanes and their clinical application in dentistry. Int J Prosthodont. 2004;17(2):155-164.
- Matinlinna JP, Valittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces-an insights review of the chemical aspects on surface conditioning. J Oral Rehabil. 2007a;34(8):622-630.
- Matinlinna JP, Valittu PK. Silane based concepts on bonding resin composite to metals. J Contemp Dent Pract. 2007b;8(2):1-8.
- McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal ceramic restorations. Compend Contin Educ Dent. 1998;19(3):307-326.
- McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. Inside Dentistry. 2009;9(5):94-103.
- McLean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001;85(1):61-66.
- Menees TS, Lawson NC, Beck PR, Burgess JO. Influence particle abrasion or hydrofluoric acid etching on lithium disilicate flexural strength. J Prosthet Dent. 2014.
- 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(11):1024-1028.
- Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, Atsuka M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. J Oral Rehabil. 2004;31(8):785-789.
- Nayır E. Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. 7. Baskı, İstanbul; İ.Ü. Diş Hek Fak Yayınları. 1999;64-70.
- Nicholls JI. Tensile bond to resin cements to porcelain veneers. J Prosthet Dent. 1998;60(4):443-447.
- O'Brien WJ. Dental cements. In: O'Brien WJ, editor. Dental materials and their selection. 4th Ed., Hanover Park-Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 2008;134-159.

- O'Brien WJ. Dental porcelain. In: O'Brien WJ, editor. Dental materials and their selection. 4th Ed., Hanover Park-Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 2008;212-229.
- Oh SC, Dong J.K., Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*; 2000;13(6):468-472.
- Oilo G. Bond strength testing-what does it mean? *Int Dent J*. 1993;43(5):492-498.
- 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(11):713-724.
- Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*. 2003;19(8):725-731.
- Özcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F, Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent Mater*. 2009;25(12):1477-1483.
- Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update*. 2005;32(10):566-572.
- Pashley HD, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*. 1999;1(4):299-309.
- Pisani-Proença JP, Erhardt MCG, Valandro LF, Aceves GG, Carmona MVB. Influence of ceramic surface conditioning and resin cement on microtensile strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent*. 2006;96(6):412-417.
- Pollington S, Fabianelli A, Noort RV. Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorocanite glass-ceramic following different surface treatments. *Dent Mater*. 2010;26(9):864-872.
- Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin Oral Investig*. 2002;6(4):189-197.
- Qualtrough AJ, Piddock V. Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. *Dent Update*. 1999;26(2):65-72.
- Qualtrough AJ, Piddock V. Dental ceramics: What's new? *Dent Update*. 2002;29(1):25-33.
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):557-562.

- Rasmussen ST. Analysis of dental shear bond strength tests, shear or tensile? *Int J Adhesion and Adhesives*. 1996;16(3):147-154.
- Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22(5):332-341.
- Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 1997;128(3):297-307.
- Roulet JE, Söderholm KJM, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res*. 1995;74(1):381-387.
- Ruttermann S, Fries L, Raab WH, Janda R. The effect of different bonding techniques on ceramic/resin shear bond strength. *J Adhes Dent*. 2008;10(3):197-203.
- Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*. 2010;104(4):247-257.
- Sakaguchi RL, Powers JM. Restorative materials-ceramics. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. *Craig's restorative dental materials*. 13th Ed., United States, Elsevier Mosby. 2012; 253-275.
- Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*. 1994;10(4):236-240.
- Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater*. 1998;14:194-201.
- Scherrer S, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater*. 2010;26(2):78-93.
- Schweiger M, Höland W, Frank M, Drescher H., Rheinberger VM. IPS Empress II: a new pressable high strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restoration. *Quint Dent Technol*. 1999;22:143-151.
- Scientific Documentation: IPS Empress System. Research and Development Scientific Service. Ivoclar. 2003.
- Shen C, Oh WS, Williams JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent*. 2004;91(5):453-458.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Sabit Protezin Temelleri*. 3. Baskı, İstanbul; Quintessence Yayıncılık. 2010;431-453.

- Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater.* 2002;18(5):380-388.
- Shimakura Y, Hotta Y, Fujishima A, Kunii J, Miyazaki T, Kawawa T. Bonding strength of resin cement to silicate glass ceramic for dental CAD/CAM systems is enhanced by combination treatment of the bonding surface. *Dent Mater.* 2007;26(5):713-721.
- 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(2):699-705.
- Sorensen JA, Kong SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater.* 1991;7(2):118-123.
- Sorensen JA. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol.* 1999;22:153-163.
- Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoretti MAC, Knowles JC. Influence of surface conditioning and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3):277-282.
- Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(4):514-522.
- Stewart GP, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent.* 2002;88(3):277-284.
- Şener ID, Türker B. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2009;19(1):61-67.
- Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramic: where are we now? *Dent Mater.* 2011;27(1):71-82.
- Thurmond JW, Barkmeir WW, Wildwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strength of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent.* 1994;72(4):355-359.
- Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2014;30(7):e147-e162.
- Tylka DF, Stewart GP. Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. *J Prosthet Dent.* 1994;72(2):121-127.
- Uludamar A, Aygün Ş, Kulak Özkan Y. Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2011a;21(2):150-162.

- Uludamar A, Akalın B, Kulak Özkan Y. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dent.* 2011b;14(2):140-153.
- 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(3):253-259.
- van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent.* 1999;20(12):1115-1124.
- Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am.* 1992;36(3):765-782.
- Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacements. *J Prosthet Dent.* 1986;56(4):416-421.
- Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):85-88.
- Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont.* 1989;2(1):13-26.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri I. *GÜ Dişhek Fak Derg.* 2005a;22(1):41-48.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *GÜ Dishek Fak Derg.* 2005b;22(1):49-60.
- Yesilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract.* 2006;7(2):26-36.
- Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Effect of two silane coupling agents, a bonding agent, and cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. *J Prosthet Dent.* 2001;85(2):184-189.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Dental porselenler. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L, Editörler. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*, 1. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 1993;355-390.
- Zaimoğlu A, Can G. Tam seramik (yüksek dirençli) kronlar. Zaimoğlu A, Can G, Editörler. *Sabit Protezler*. 2. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 2011;139-159.

Zaimoğlu A, Can G. Yapıştırma simanları ve simantasyon. Zaimoğlu A, Can G, Editörler. Sabit Protezler. 2. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 2011;255-288.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Bahar Esin KÜÇÜK

Doğum Yeri: Giresun, Türkiye

Doğum Tarihi: 1985

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu:

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2004-2009

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2009-2014

Çalıştığı Kurumlar: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2009-2014

İletişim Bilgileri:

Adres: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Kurupelit, Samsun, Türkiye

Telefon: 0505-6748744

E-posta: bahar-kucuk@hotmail.com