T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT VE TAM SERAMİKLERDE TAMİR DAYANCI ÜZERİNDE TAMİR MATERYALLERİNİN VE IŞIK KAYNAKLARININ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Tolga KÜLÜNK

Samsun
Haziran-2006

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT VE TAM SERAMİKLERDE TAMİR DAYANCI ÜZERİNDE TAMİR MATERYALLERİNİN VE IŞIK KAYNAKLARININ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Tolga KÜLÜNK

Danışman: Doç. Dr. Y.Şinasi SARAÇ

Samsun
Haziran-2006

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime başladığım ilk günden itibaren, çalışmalarımda bana yön veren ve hep destek olan, ayrıca bu çalışmanın yapılmasında ve uygulanmasında her an yanımda olan doktora tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Y. Şinasi SARAÇ'a,

Tez izleme komitesinde yer alan ve çalışmalarımda bana yol gösteren, Sayın Doç. Dr. Bilinç BULUCU ve Sayın Doç. Dr. Gözlem CEYLAN'a,

Çalışmam sırasında bana bilgi ve deneyimleri ile destek olan Sayın Doç. Dr. Mutlu ÖZCAN, Sayın Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Duygu SARAÇ'a,

Çalışma sonuçlarımın istatistiksel olarak değerlendirilmesinde yardımlarından dolayı Sayın Prof. Dr. Yüksel BEK'e,

Her zaman benimle birlikte olan, yoğun geçen çalışma sürecinde bana destek veren bölüm arkadaşlarıma, yazım aşamasındaki teknik desteğinden dolayı Sayın Dt. Çağrı URAL'a,

Tezimin laboratuar aşamalarındaki teknik yardımlarından ve sağladıkları imkânlardan dolayı TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi'ne, Güney Diş grubundan Sayın Stephan FIORILLO ve ekibine, 3M ESPE grubundan Sayın Dt. Beril BALCI'ya,

Bugünlere gelmemde maddi ve manevi olarak desteklerini hep yanımda hissettiğim sevgili aileme,

Hayatıma bir anlam katan ve hiçbir konuda yardımını esirgemeyen sevgili eşim Dt. Şafak KÜLÜNK'e,

Sevgilerimle Çok Teşekkür Ederim...

ÖZET

FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT VE TAM SERAMİKLERDE TAMİR DAYANCI ÜZERİNDE TAMİR MATERYALLERİNİN VE IŞIK KAYNAKLARININ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Tolga Külünk, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi , Samsun, Haziran 2006

Çalışmanın amacı, iki tam seramik, cam fiberle güçlendirilmiş bir kompozit alt yapı ve bir veneer kompozit materyalinin ağız içi direkt tamirinde kullanılan üç farklı tamir seti ve tamir kompozitinin polimerizasyonunda kullanılan iki farklı ışık kaynağının tamir kompoziti ile alt yapı materyalleri arasındaki makaslama bağlanma dayancı üzerindeki etkilerini in vitro koşullarda incelemektir. Bu amaçla IPS Empress 2, IPS Empress Esthetic, SR Adoro Dentin materyallerinden 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında 48'er adet disk şeklinde örnek ve Vectris Pontic materyalinden 10x10x2 mm boyutlarında 48 adet kare şeklinde örnek hazırlandı. Tüm örneklere yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra Ceramic Repair, Clearfil Repair ve CoJet System tamir setlerinde üretici firmaların önerdiği yüzey hazırlık yöntemleri yapıldı ve tamir kompoziti (Tetric Ceram) uygulandı. Tamir kompozitinin polimerizasyonu için QTH ve LED ışık kaynakları kullanıldı. Bu işlemler için örnekler her biri 8 adet örnek içeren 24 alt gruba ayrıldı. Örnekler termal devirlendirme işleminden geçirildikten sonra Üniversal Test Cihazına yerleştirilerek "Makaslama Testi" uygulandı. Elde edilen veriler üç yönlü varyans analizi ile değerlendirildi ve Tukey HSD testi ile karşılaştırıldı. Ayrıca tamir setleri ile oluşturulan yüzey hazırlıklarının örneklerin yüzeylerinde oluşturduğu değişiklikleri incelemek amacıyla yüzey temas açıları ve yüzey pürüzlülükleri ölçüldü, SEM görüntüleri alındı.

Çalışmamızın sonucunda, her iki ışık kaynağı gruplarında üç tamir seti arasında genel olarak CoJet System'in kullanıldığı tüm gruplar diğer tamir seti gruplarına göre daha yüksek makaslama bağlanma dayancı değerleri gösterdi. En yüksek tamir dayancı değerleri tam seramik alt yapılar içinde IPS Empress Esthetic'de, fiberle güçlendirilmiş kompozit sisteminde ise Vectris Pontic cam fiber materyalinde elde edildi. Çalışmamızda elde edilen bulgular ışık kaynakları açısından değerlendirildiğinde genel olarak LED ile polimerize edilen tüm gruplarda daha yüksek dayanç değerleri görüldü.

ABSTRACT

THE EFFECTS OF REPAIR MATERIALS AND LIGHT SOURCES ON THE REPAIR BOND STRENGTH IN FIBER REINFORCED COMPOSITE AND ALL CERAMICS

Tolga Külünk, Ph.D. Thesis

Ondokuz Mayıs University Samsun, June 2006

The aim of this study is to evaluate the effects of three different repair kits that are used for intraoral repairs of two all ceramic, a glass fiber reinforced framework material and a veneer composite and the effect of two light sources that used for polymerization of repair composite on shear bond strength between repair composite and framework materials in vitro. For this purpose 48 disc specimens 2 mm thick and 10 mm diameter for each IPS Empress 2, IPS Empress Esthetic, SR Adoro Dentin groups and 10x10x2 mm 48 square specimens for Vectris Pontic group were prepared. After aging procedures the surface preparation methods of Ceramic Repair, Clearfil Repair and CoJet System repair kits were applied according to manufacturers than repair composite (Tetric Ceram) was applied. QTH and LED light sources were used for polymerization of repair composite. Specimens were divided into 24 groups each consisting of 8 specimen. After the specimens were thermocycled, they were mounted in a universal test machine and shear force was applied. The outcoming data were statistically analyzed with three-way ANOVA and compared with Tukey HSD test. Also to investigate the changes on specimen surfaces which were existed after the surface preparation of repair kits, surface roughness, surface contact angles and SEM images were analyzed.

As a result, in both light source groups generally the higher shear bond strength values were achieved with CoJet System against the other repair kit groups between three repair kits. Highest shear bond strength were achieved with IPS Empress Esthetic in all ceramic frameworks and with Vectris Pontic glass fiber material in fiber reinforced composite system. When the results were evaluated in terms of light sources generally higher shear bond strengths were observed in all groups which were polymerized with LED.

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bis-GMA	Bis-fenolglisidilmetakrilat	nm	Nanometre
HEMA	Hidroksietilmetakrilat	°C	Derece Santigrat
UDMA	Üretan dimetakrilat	sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat	dk	Dakika
MPTS	Metakriloksi propil trimetoksi silan	Zn	Çinko
MDP	Metakriloksidesil dihidrojen fosfat	La	Lanthanyum
MPa	Megapaskal	Al_2O_3	Alüminyum oksit
GPa	Gigapaskal	Li	Lityum
HV	Vickers sertlik değeri	Al	Alüminyum
QTH	Quartz-tungsten halojen	Pt	Platin
PAC	Plazma ark karbon	Na	Sodyum
LED	Işık yayan diyot	P	Fosfat
CAD	Bilgisayar yardımı ile tasarım	Mg	Magnezyum
CAM	Bilgisayar yardımı ile üretim	Si	Silisyum
PAN	Poliakrilonitritin	Li	Lityum
θ	Temas açısı	Ca	Kalsiyum
mW	Miliwatt	B	Bor
g	Gram	C	Karbon
cm	Santimetre		
mm	Milimetre		
μm	Mikrometre		

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....iii
ÖZET.....iv
İNGİLİZCE ÖZET.....v
SİMGE VE KISALTMALAR.....vi
İÇİNDEKİLER.....vii

1. GİRİŞ..... 1

2. GENEL BİLGİLER.....3
2.1. Dental Seramik…….....3
2.2. Tam Seramikler…….....3
2.3.Kompozit Rezinler.....16
2.3.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı..……16
2.3.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması……..17
2.3.3. Tamir Materyali Olarak Kullanılan Kompozit Rezinler.....19
2.4. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitler……..... 20
2.4.1. Karbon Fiber Sistemleri…….21
2.4.2. Aramid Fiber Sistemleri…….21
2.4.3. Polietilen Fiber Sistemleri…….22
2.4.4. Cam Fiber Sistemleri…….22
2.5. Bonding Sistemleri……26
2.5.1. Adezyon…….26
2.5.2. Bonding Sistemlerinin Sınıflandırılması……28
2.6.Tam Seramik ve Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Restorasyonlarda Klinik Başarı……..…..29
2.7. Tam Seramik ve Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Restorasyonların Tamiri……..30
2.7.1. Yüzey Preparasyonları……..……31
2.7.1.1. Asit Uygulaması……31
2.7.1.2. Kumlama……31

2.7.1.3. Frezle pürüzlendirme…….32
2.7.1.4. Silan Uygulaması……..33
2.7.1.5. Kombine Uygulamalar……..33
2.8. Işık Kaynakları…….34
2.8.1. Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynağı…….34
2.8.2. Plazma Ark Karbon Işık Kaynağı……...35
2.8.3. Argon İyon Lazer Işık Kaynakları…….35
2.8.4. Işık Yayan Diyot…..……...35

3. MATERYAL VE METOD..... 37
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller…….....37
3.1.1. IPS Empress 2..……..…….....38
3.1.2. IPS Empress Esthetic…..……..38
3.1.3. Vectris Pontic……39
3.1.4. SR Adoro Dentin…….…….....39
3.1.5. Ceramic Repair…..……39
3.1.6. Clearfil Repair…….....40
3.1.7. CoJet System…….40
3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması..... 41
3.2.1. Çalışmada Kullanılan Tam Seramik Örneklerin Hazırlanması.....41
3.2.2.Çalışmada Kullanılan Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Örneklerin Hazırlanması…….....43
3.2.3. Çalışmada Kullanılan Veneer Kompozit Örneklerin Hazırlanması……...45
3.3. Deney Grupları ve Tamir İşlemleri..... 46
3.3.1. Deney Grupları……..46
3.3.2. Örnek Yüzeylerinin Hazırlanması…….46
3.3.3. Çalışmada Kullanılan Ağız İçi Tamir Setleri ve Uygulama Aşamaları..……48
3.3.4. Yüzey Hazırlığı Yapılmış Örneklere Tamir Kompozitinin Uygulanması..……50
3.4. Makaslama Testi Uygulaması……..... 52

3.5. Yüzey Temas Açılarının Ölçülmesi……..... .52
3.6.Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi……..... 54
3.7. Tarayıcı Elektron Mikroskobu İncelemesi..... 55

4. BULGULAR..... 56
4.1. Grupların Makaslama Bağlanma Dayançları Açısından Değerlendirilmesi 56
4.1.1 Gruplarda Makaslama Testi Sonucu Oluşan Başarısızlık Tipleri.....62
4.2. Yüzey Temas Açısı Ölçüm Değerleri…….....63
4.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Değerleri.....67
4.4. SEM Görüntüleri.....71

5. TARTIŞMA.....75

6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....84

7. KAYNAKLAR.....85

ÖZGEÇMİŞ.....94

1. GİRİŞ

Dişhekimliğinde artan estetik beklentiler tam seramik restorasyonların daha sık kullanımına neden olurken son yıllarda fiberle güçlendirilmiş kompozitler gibi sistemleri klinik uygulamalarda yaygın hale getirmiştir.

Seramiklerin dayançları farklı kompozisyonlarda güçlendirilmiş kor materyallerinin gelişimi ile artmış olsa da seramik restorasyonlar yapıları nedeniyle hala kırılgandırlar (Kumbuloglu ve ark., 2003). Tam seramik sistemlerin uzun dönem başarılarının incelendiği ortalama dört yıllık 22 çalışmada kronların ortalama %7' sinde kırılmalar izlenmiştir (Goodacre ve ark., 2003). Fiberle güçlendirilmiş kompozitler mükemmel estetik ve translusent görünüm, geleneksel kompozitlere göre düzeltilmiş renk stabilitesi, azalmış su emilimi ve dentine benzer elastisite modülü gibi avantajlara sahip olmakla birlikte literatürde uzun dönem klinik sonuçlarına dair çok az çalışma bulunmaktadır. İlk in vitro araştırmalar başarılı sonuçlar sergilemiştir fakat klinik koşullar altında veneer kompozitlerin aşınması hatta kırılması söz konusu olabilir (Rosentritt ve ark., 2001). Yapılan çalışmalarda fiber alt yapı ve veneer kompoziti arasındaki bağlantının en zayıf nokta olduğu rapor edilmiştir (Behr ve ark., 2003).

Kırılan restorasyonun tamir amacıyla ağızdan çıkarılması sırasında gerek restorasyonda gerekse destek dişlerde hasar oluşabilir. Bu tip hasarları önlemek için restorasyonu yerinden çıkartmadan kompozit rezin materyalleri ile küçük defektlerin ağız içi tamiri hem tam seramik hem de fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonlarda mümkün olmaktadır. Günümüzdeki ağız içi tamir sistemleri ile restorasyonların kullanım süreleri arttırabilir, hasta ve hekim için hem maliyet hem de zaman açısından avantajlar elde edilebilir (Rosentritt ve ark., 1998).

Literatürlerde metal destekli porselen restorasyonların ağız içi tamir yöntemleri hakkında birçok çalışma olmasına rağmen tam seramik ve fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonların tamirleri hakkında sadece birkaç çalışma (Rosentritt ve ark., 1998; Frankenberger ve ark., 2000; Kallio ve ark., 2001; Rosentritt ve ark., 2001; Kumbuloglu ve ark., 2003; Tezvergil ve ark., 2004) ve bir derleme (Blatz ve ark., 2003) bulunmaktadır.

Direkt yöntemle başarılı bir tamir için, uygun yüzey hazırlığı ve kaliteli bir bonding sisteminin doğru şekilde uygulanması önemlidir. Ayrıca kompozit rezin

restorasyonların polimerizasyon yöntemleri ile ilgili son yıllarda yapılan çalışmaların sonuçları tamirin başarısında yapılan yüzey işlemleri kadar tamir kompozitinin polimerizasyonu için kullanılan ışık kaynağı, ışık yoğunluğu ve polimerizasyon süresinin de etkili olabileceğini düşündürmektedir (Ernst ve ark., 2004; Tsai ve ark., 2004; Saraç ve ark., 2005a; 2005b; Bala ve ark., 2005).

Çalışmamızın amacı, iki tam seramik, cam fiberle güçlendirilmiş bir kompozit alt yapı ve bir veneer kompozit materyalinin ağız içi direkt tamirinde kullanılan üç farklı tamir seti ve tamir kompozitinin polimerizasyonunda kullanılan iki farklı ışık kaynağının, tamir kompoziti ile alt yapı materyalleri arasındaki makaslama bağlanma dayancını in vitro koşullarda incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 DENTAL SERAMİK

Seramikler metal ve rezin olmayan inorganik yapılardır. Ham maddelerinin yüksek derecelerde fırınlanması ile elde edilirler. Seramik terimi Yunanca 'Keramos' tan gelir, anlamı yakılmış maddedir. Porselen ise 3000 yıldır geniş bir kullanımı olan seramiklerin özel bir tipidir.

Dental seramikler dört oksijen atomu arasına sıkışan bir silisyum atomunun oluşturduğu (SiO_4) tetra hedra yapısında bir bileşim olup esas olarak üç ana maddeden meydana gelmektedir;

Feldspat; %70-80 ile porselen içeriğinde en büyük orana sahiptir. Kimyasal olarak K_2O Al_2O_3 $6SiO_2$ (potasyumaluminyumsilikat) ve Na_2O Al_2O_3 $6SiO_2$ (albit) karışımıdır. Kristal opak bir madde olup camsı fazı sağlar. Eritici ve birleştirici olarak etki eder. Porselene akıcılık ve şeffaflık verir.

Kuartz; %25-30 ile dental porselenin ikinci büyük yapı taşıdır. Silisik anhidrittir. Silika kumu ve kuartize formunda kullanılır. Matriks içinde doldurucu görevi yapar, pişirme işlemi sonucunda ortaya çıkabilecek büzülmeleri önler. Porselenin şeffaflığında ve pişirme sırasında serbest duran porselen restorasyonun şeklinin korunmasında görev alır.

Kaolin; Porselende %1-3 oranında bulunur. Toprak ve kil mineralleri içerir. Kimyasal olarak Al_2O $2SiO$ $2H_2O$ (hidrataluminasilikat)'tır. Porselene opaklık özelliğini verir. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelir ve karışıma elastikiyet verdiğinden, seramik hamurunun elde edilebilmesini de kolaylaştırır.

Bu temel maddelere, renk oluşumunda etkili olması amacı ile titanyum oksit, manganez oksit, demir oksit, kobalt oksit, bakır oksit ve nikel oksit gibi oksitler ilave edilir (McLean, 1979; Zaimoğlu, 1993; Shillingburg ve ark., 1997).

2.2 TAM SERAMİKLER

Estetiğin insanların sosyal hayatındaki öneminin artması ile geleneksel metal seramik restorasyonlara alternatif olarak tam seramik restorasyonlar kullanıma girmiştir.

Porselen, cam matriks ve kristal fazdan oluşur. Bu ürünlerin temel maddesi camdır. Bunun içindeki kristaller kontrollü kristalizasyon ve çekirdekleşme ile oluşur. Bitirilmiş cam seramik restorasyon cam matriks içine gömülmüş en az bir özellikli kristal ile karakterizedir. Cam seramikte eğer kristalin faz daha kuvvetli ise kırık oluşması, daha zayıf olan cam matrikste meydana gelmektedir. Mikro çatlakların büyüklükleri kristalin fazdaki partiküllerin arasındaki mesafe ile sınırlandırılabilir. Bu nedenle cam matriks içinde yer alan kristalin yapının boyut olarak küçük, hacim olarak fazla olması gerekir. Bu durumda cam matriks miktarı azalacağından cam matrikste olası mikro çatlakların genişlemesi kristalin partikülleri ile sınırlandırılacaktır. Bu esasların sonucunda yüksek dirençli seramik materyal elde edilmiştir (Zaimoğlu ve Can, 2004).

Dişhekimliği uygulamalarında bugüne kadar üç değişik tipte porselen kombinasyonu kullanılmaktaydı, günümüzde dördüncü bir tip olarak yüksek dirençli seramikleri ilave etmek mümkündür. Bunlar;

- Yüksek ısı porseleni (Protez dişlerinin porseleni)
- Feldspatik porselen (Metal-seramik restorasyon porseleni)
- Alumina porselen (Feldspatik porselende aluminyum oksit miktarının artması ile oluşturulan yüksek dirençli kor porseleni)
-Yüksek dirençli seramikler (İngotlar halinde ısı ve basınçla dökülen seramikler)

Tam Seramik Sistemlerinin Yapım Tekniği Bakımından Sınıflandırılması:

1- Isıya Dayanıklı Day'lar Üzerinde Fırınlanan Seramikler: Toz şeklinde bulunurlar. Toza su eklenerek elde edilen karışım day materyali üzerine tabakalar halinde sürülerek restorasyon alt yapısı oluşturulur. Tozlar değişik renk ve translüsenside bulunur. Örn: Aluminus porselenler, Magnesia kor, Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp., USA), Optec (Jeneric, Pentron Inc., USA), Hi-Ceram, In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Germany).

- Aluminus Porselen:

Alüminus porselen oldukça dayanıklı olmasına rağmen, sabit bölümlü protezlerde kullanılabilecek kadar yeterli dayanca sahip değildir. Bu sistem platin (Pt)

yaprak tekniğinin kullanıldığı bir sistemdir (Hondrum, 1992). Kor yapı düşük ve orta ısı porseleninden oluşur. Dayanıklılığı sağlayan alümina, porselende şeffaflığı ortadan kaldırarak opak bir görüntüye neden olur. Fırınlanma esnasında toplam hacminin % 5-20' si kadar bir büzülme göstermektedir (McLean, 1991).

Avantajları; ısı etkisi ile akmaya karşı dayanıklıdır, estetiktir, biyolojik uyumu iyidir ve maliyeti düşüktür (McLean, 2001).

Dezavantajları; platin yaprak uygulaması zaman alır, partiküller arası homojenite her zaman elde edilemediği için pörözite ile karşılaşılabilir, arka grup dişlerde, bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda ve köprü çalışmalarında uygun değildir (McLean, 2001).

- Magnesia Core:

Temel yapısını ağırlığının % 40-60 oranında magnesia veya magnezyum oksitin oluşturduğu seramik kor materyalinin ısısal genleşme katsayısı $13,5x10^{-6}$ ^{o}C gibi yüksek bir değerdedir. Bu nedenle, metal destekli porselen sistemleriyle kullanılan dentin ve mine porseleni ile birlikte kullanılabilir (Kelly ve ark., 1996; McLean, 2001).

Kor yapımı Pt yaprak üzerinde ısıya dayanıklı day tekniği ile gerçekleştirilir. Elde edilen kor üzerinde metal destekli porselen sistemlerinde kullanılan porselenler ile üst yapı tamamlanır (Kelly ve ark., 1996).

Avantajları; metal destekli porselen sisteminde kullanılan dentin ve mine porseleni kullanılabilir, ilave ekipman gerektirmez ve glaze uygulanan kronlara dayanıklılığı artırmak için ek bir ısıl işlem gerekmez (Mante ve ark., 1993).

Dezavantajları; platin yaprak uygulama zorunluluğu vardır, arka grup dişlerde uygulanmaz ve yine partiküller arası homojenite sağlanamazsa pörözite oluşur (Hondrum, 1992).

- Cerestore:

Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen bu teknikte, kristalize olmuş bir magnezyum alüminyum oksit kullanılır. Kor materyalinin esas kristalin kısmını %65-70 alüminyum oksit (Al_2O_3) ve %8-10 magnezyum alüminat ($MgAl_2O_3$) oluşturur. Alüminyum oksit ve mekanik olarak en güçlü oksit porselen materyali olan magnezyum alüminat, yapıya dayanıklılık kazandırır. En önemli avantajı, yapının fırınlanma sonucu

büzülmemesidir. Bunun nedeni, fırınlanma sonucu oluşan magnezyum alüminat bileşiminin, bileşimi oluşturan MgO ve Al_2O_3 kombinasyonundan daha büyük bir hacime sahip olmasıdır. Bu da fırınlanma sonrasında oluşan büzülmeyi dengeler (Kelly ve ark., 1996; McLean, 2001) .

Avantajları; uygun estetik, kolay şekillendirme, iyi boyutsal stabilite, düşük ısı iletkenliği ve radyografta radyolüsent görüntüye sahip olmasıdır (Kelly ve ark., 1996).

Dezavantajları; pörözite nedeniyle bitiş çizgisinde düzensizlikler olabilir, uzun bir tekniktir, fazla ekipman gerektirir ve maliyeti yüksektir, arka bölgede kullanılmaz (Kelly ve ark., 1996).

- Optec:

Lösit ile güçlendirilmiş bir feldspatik porselen olan Optec, dağılımla güçlendirilmiş sistemlere örnektir. Ayrıca kor yapı içermez. Dayanıklılık büyük ölçüde, lösit kristallerinin çekirdek oluşumu ve büyümeleriyle sağlanır. Cam matriks ile lösit kristallerinin yansıma indekslerinin birbirine yakın olması nedeniyle yüksek oranda yarı şeffaf bir yapı gösterir. Bu özelliği nedeniyle ısıya dayanıklı day materyali çıkarılmadan renklendirme yapılmaz (Yüksel ve ark., 2000).

Yapım tekniğinde, özel Optec porselen materyalinin ısıya dayanıklı day üzerinde fırınlanması ile elde edilir. En önemli **avantajı** üç üyeli köprülerde de kullanılabilmesidir. **Dezavantajı** ise yarı şeffaf bir yapı sergilemesi nedeni ile estetiğin sağlanmasının zor olmasıdır (Kelly ve ark., 1996; Yüksel ve ark., 2000).

- Hi Ceram:

Kimyasal yapısı geleneksel alümina kor yapısına benzer, ancak daha fazla alümina içerir. Teknikte kor porseleni direkt olarak ısıya dayanıklı day üzerinde pişirilmekte, dentin ve mine ise daha sonra bilinen yöntemlerle kor üzerinde fırınlanmaktadır (McLean, 2001). Kor materyali, geleneksel porselenden % 25 daha serttir. Kron kısmı, Vitadur N dentin ve mine porseleni kullanılarak şekillendirilir (Burke ve ark., 1995; Yüksel ve ark., 2000).

Avantajları; üstün estetik ve kron kenar uyumu gösterir, boyutsal stabilitesi iyidir, teknik biraz daha ucuzdur, tek kron restorasyonu olarak tüm dişlerde kullanılır, röntgende radyolüsent görüntü vererek teşhisi kolaylaştırır ve doğal dişle aynı ışık geçirgenliğine sahiptir (McLean, 2001).

Dezavantajları; daha uzun çalışma gerektirir, pörözite olabilir ve krondan day materyali çıkartılırken kenar uyumu bozulabilir, köprü çalışmalarında kullanılmaz (Dong ve ark., 1992).

- In Ceram (Slip-Cast) :

İnce grenli alümina partiküllerinin, ısısal işleme tabi tutularak cam partikülleri ile kaynaşması sağlanır. Böylece materyal dayanıklılık kazanır. In Ceram iskeletle desteklenen restorasyonlar, ısısal genleşme katsayısı In Ceram ile uyumlu olan Vitadur N porseleni ile tamamlanır (Haselton ve ark., 2000).

Yapım tekniğinde, kor yapı yüksek ısılı özel bir fırında ısıya dayanıklı day üzerinde uzun süren fırınlama işlemi ile gerçekleştirilir (Pröbster ve ark., 1993; Kelly ve ark., 1996; Chong ve ark., 2002).

Avantajları; estetik ve marjinal uyum çok iyidir, diğer tam seramik sistemlere göre daha dayanıklıdır, periodontal problemli dişlerde doku uyumunun iyi olması nedeniyle tercih edilir (Guazzato ve ark., 2002).

Dezavantajları; daha fazla çalışma zamanına gereksinim vardır ve partiküller arasında homojenite sağlanamazsa pörözite oluşabilir (Kelly ve ark., 1996).

2- Dökülebilir Cam Seramikler: Bu ürünler katı bloklar halinde bulunur. Bu bloklar kor yapımında veya kaybolan mum tekniği ve santrifuj ile döküm teknikleri kullanılarak tam kontur restorasyonların yapımında kullanılır. Genellikle tek renkte olup, boyanarak final restorasyonun istenilen rengi ve karakterizasyonu sağlanmaktadır. Eğer sadece kor elde edilmiş ise konvansiyonel feldspatik porselenle kron tamamlanır. Örn: Dicor (Dentsply, USA), Cerapearl (Kyocera, USA).

- Dicor:

Dicor camsı yapıda çekirdekler halinde kullanıma sunulmuştur ve mum atımı tekniği ile kullanılmaktadır. Kristalizasyon işlemi olarak adlandırılan ve 650 ^{o}C ile 1075

^{o}C arasında uygulanan ısıl işlem esnasında cam matriks içerisinde mika kristalleri büyüme göstererek dayanıklılığı artırmada rol oynar. Dicor normal porselenin iki katı esneme dayancına sahiptir. Dicor'un yüksek baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılığı, sertliği, yoğunluğu, aşınmaya karşı direnci, ısısal genleşme katsayısı ve yarı şeffaflık özelliği doğal diş dokusuna benzer (Burke ve ark., 1995).

Yapım tekniğinde, özel Dicor döküm cihazı kullanılarak kor elde edilir. Dayanıklılığı artırmak üzere kristalizasyon fırınlanması uygulanır, daha sonra kron kısmı Vitadur N porseleni ile tamamlanır (Kelsey ve ark., 1995; Erpenstein ve ark.,2000).

Avantajları; iyi estetik, iyi boyutsal stabilite, radyolüsent olması, düşük ısı iletkenliği, aşınmaya karşı dirençli olması, detaylı oklüzal anatomi oluşturulabilmesi ve 3-5 kez boyanabilmesidir (Kamposiora ve ark., 1996).

Dezavantajları; estetik amaçlı ilave ısıl işlemlerin büzülmeye neden olması ve yapımı için uzun zaman ve ilave ekipman gerektirmesidir (Burke ve ark., 1995).

- Cerapearl:

Dökümü yapılabilen apatit seramik olarak geliştirilmiştir. Doğal diş minesi gibi hidroksiapatit kristalleri içerir. Yapım tekniğinde kron özel bir düzenekte döküm yöntemi ile elde edilir. Daha sonra kron üzerine Cerastain glaze maddesi ve boyama uygulanarak fırınlama işlemi yapılır (Yüksel ve ark., 2000; McLean, 2001).

Avantajları; fiziksel özellikleri mineye benzer, mükemmel biyolojik uyuma sahiptir, ısı iletkenliği düşük ve aşınmaya karşı dirençlidir (Shillingburg ve ark., 1997).

Dezavantajları; estetik amaçlı ilave ısıl işlemler büzülmeye neden olabilir ve yapımı için uzun zaman ve ilave ekipman gerektirir (Shillingburg ve ark., 1997).

3- Isı ve Basınç Altında Şekillendirilen Cam Seramikler: Bu ürünler, katı seramik bloklar şeklinde bulunabilmektedir. Bloklar ısıda eritilip, kaybolan mum tekniği kullanılarak hazırlanmış muflada preslenmektedir. Preslenmiş kor tam kontur restorasyon olarak ya da konvansiyonel feldspatik restorasyona alt yapı (kor) olarak kullanılmaktadır. Örn: IPS-Empress, IPS Empress 2 (Ivoclar, Schann, Liechstein).

- IPS Empress :

IPS Empress sistemi 1991 yılından günümüze kadar kullanılan bir sistemdir. Bu sistem sıcak presleme tekniği ile estetik talepleri karşılayabilecek biyolojik olarak uyumlu inley-onley ve kronların yapımına olanak sağlamaktadır (IPS Empress System Scientific Documen., 2003) .

Sistem mum modelajı takiben restorasyonun ısı ve basınç altında şekillendirilmesi esasına dayanır. Isı ve basınçla şekillendirme için gerekli olan lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik ingotlar, EP 500 veya EP 600 adı verilen özel fırında 1075ºC veya 1180 ºC'de visköz akma özelliğine ulaşır. Lösit esaslı cam seramik $SiO_2.Al_2O_3.K_2O$'dan meydana gelmiştir. Silikat cam matriks hacminin % 30-40 kadarını 1-5 µm büyüklüğünde lösit kristalin fazı oluşturur ve formülü $KAlSi_2O_6$'dır. Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal diş yapısına benzer, bükülmeye karşı direnci 160 MPa'dır. Restorasyonların bitirilmesi boyama ve tabakalama tekniklerinden birisi kullanılarak gerçekleştirilir. Bu sistemle, seramik veneer, inley\onley ve tek kron hazırlanabilir (IPS Empress System Scientific Documen., 2003).

IPS Empress sistemin avantajları (Anusavice, 1996):

1- Alt yapıda herhangi bir metal veya opak bir kor varlığının olmayışı,
2- Yeterli bükülme direnci,
3- Yeterli estetik ve uyum.

IPS Empress sistemin dezavantajları (Anusavice, 1996):

1- Özellikle posterior bölgelerde meydana gelebilecek potansiyel kırık riski,
2- Özel laboratuvar donanımı gerektirmesi.

IPS Empress 2

1998 yılında IPS Empress ailesine anterior ve posterior kronların dışında üç üyeli anterior köprülerin ve maksimum pontik genişliği 7-8 mm olması koşuluyla posterior köprülerin de yapımına izin veren yüksek mekanik özelliklere ve kırık dayanıklılığına sahip IPS Empress 2 sistemi dahil olmuştur (IPS Empress System Scientific Documen., 2003) .

Metal-desteksiz cam seramik yapım yöntemlerinden en yenisidir. Restorasyonun kor kısmı kayıp mum tekniği ile elde edilir. Kor kısmının esas kristalin

fazı lityum disilikattır. Cam seramik yapının içerisinde, kimyasal bozulmaya karşı direnci arttırmak için özel bileşimler ilave edilmiş ve kimyasal dayanıklılıktaki en önemli gelişme $SiO_2.Li_2O$ gibi esas bileşenler arasında kuvvetli bir bağlantı kurulması ile sağlanmıştır.

Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapıda, esas kristal faz, 0.5-4 µm büyüklüğünde hacminin en az % 60'ı kadar lityum disilikat kristallerini, ikinci kristal faz ise 0.1-0.3 µm büyüklüğünde lityumortofosfat ($Li_3.PO_4$) içermektedir (IPS Empress System Scientific Documen., 2003).

Mum modelasyon yapıldıktan sonra modeller fosfat bağlı özel revetmanı ve silisilik asit içeren likiti kullanılarak manşete alınır. Bu özel revetman ısınırken oluşan genleşmeyi ve soğurken olan büzülmeyi tam olarak telafi eder. Mum objenin en ince ayrıntısına kadar porselene dönüşünü sağlar. Manşet soğuk olan ısıtma fırınına yerleştirilerek 800-850 ºC' e gelinceye kadar bekletilir. Bu süre yaklaşık 90 dk'dır. Hasta ağzında seçilen renge uygun 1 veya 2 seramik ingot ve itici tij kanala yerleştirilir ve EP 500 veya EP 600 adındaki özel döküm fırınına alınır.

Döküm fırınında tüm prosedür elektronik olarak uygulanmaktadır. Isıtma hızı ve süresi hassas olarak belirlenmiştir. Döküm başlığında fırının ısısı vakum altında 1565 ºC' e kadar yükselir. İçeride oluşan basınç sayesinde ısı ile yumuşayan seramik enjekte olmaya başlar. Enjeksiyon yaklaşık 45 dk sürer. Döküm tamamlandıktan sonra soğutmaya geçilir. Hidrostatik basınç soğutmanın sonuna kadar korunur.

Restorasyonun son şekil ve rengini alması için döküm sonrası iki işlem yapılabilir.

1) Yüzey karakterizasyonu tekniği

2) Tabakalama tekniği

Yüzey karakterizasyonu tekniği daha çok posterior bölge için önerilir. Restorasyon mum modeli yapılırken fonksiyonel ve estetik olarak ideal şekilde işlenir. Preslemede kullanılan ingot önceden renk alınarak seçilmiştir. İstenilen özellikler son olarak fırça ile boyama yapar gibi özel geliştirilmiş gölgelendirme porseleni ile sağlanır. Fırınlama vakum altında 850º C' de iki dakika sürer. Firmanın önerisine göre bu işlem ortalama 2 ile 4 kez tekrarlanabilir.

Tabakalama tekniği ise, daha çok anterior bölgedeki kron ve inleylerde kullanılır. İstenirse anatomik koping üzerinde, istenirse tam bir mumlu model yapılarak

elde edilen restorasyonun, belirli bölgelerinin frezle uzaklaştırıldığı döküm model üzerinde uygulanır. Bu işlem için daha düşük termal genleşme katsayısına sahip özel geliştirilmiş seramik kullanılır. Üst yüzeydeki seramik bir sıkıştırma oluşturur, bu da restorasyona direnç kazandırır. İnsizal ve mine ayrı ayrı pişirilmelidir. Tüm ilaveler bittikten sonra modelde ve ağızda kontrol edilir ve cilalamaya geçilir. Tabakalama ve boyama tekniğinde ilave edilen seramik temel yapı porseleni ile aynı özellikleri ve direnci taşımaktadır.

Bu sistemde, lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine, restorasyonun son şeklini vermek için tabakalama tekniği ile yerleştirilen cam seramik fluoroapatit yapıdadır. Isısal genleşme katsayıları birbiri ile uyumlu olan lityum disilikat cam seramik kor yapı ile üzerine pişirilen apatit cam porselen arasında oluşan bağlanmanın güvenilir yapıda olduğu gösterilmiştir. IPS Empress 2 sistemi ile tek kron veya 3 üyeli anterior veya posterior köprü hazırlanabilir ancak 2. premoların son distal destek olması şartı aranır (IPS Empress System Scientific Documen., 2003).

IPS Empress ve IPS Empress 2' nin asıl farklılığı, materyallerin kor kısmındaki kimyasal yapılarıdır, sırası ile lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik ve lityumdisilikat cam seramik içermektedirler. Bu kor yapıdaki farklılık, IPS Empress 2' nin kırılmaya karşı olan direncini (350±50 MPa), IPS Empress'e göre (138±12 MPa) 3 kat arttırmıştır. Ayrıca, IPS Empress 2' de cam matriks daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski en azdır (IPS Empress System Scientific Documen., 2003).

IPS Empress Esthetic

Tam seramik sistemlerindeki en son yenilik IPS Empress sistemi tarafından tanıtılan yeni bir ürün olan IPS Empress Esthetic'dir. IPS Empress sisteminde olduğu gibi IPS Empress Esthetic de lösit esaslı cam seramik $SiO_2.Al_2O_3.K_2O$'dan meydana gelmiştir. IPS Empress Esthetic ingotlarda daha homojen bir mikroyapı mevcuttur. Lösit kristalleri daha düzenli dağıtılmıştır ve artırılmış yoğunluktadır. Partikül boyutu daha küçüktür. Tüm bunlar materyalde yüksek estetik gibi artan özellikler ile sonuçlanır. IPS Empress Esthetic (160±8 MPa) IPS Empress'den (138±12 MPa) %10 daha fazla dayanıklılık gösterir. IPS Empress Esthetic restorasyonlar hazırlanırken konvansiyonel IPS Empress sistemindeki yöntemlerin aynısı kullanılır. Materyalin bileşimi IPS Empress sistemi ile aşağı yukarı aynı olduğundan, artan özelliklere bağlı

olarak IPS Empress Esthetic sistemi için daha iyi klinik sonuçlar beklenmektedir (IPS Empress Esthetic Scientific Documen., 2004).

IPS Empress Esthetic Endikasyonları:

1. Inleyler
2. Onleyler
3. Laminateler
4. Anterior kronlar
5. Posterior kronlar

IPS Empress Esthetic Kontrendikasyonları:

1. Köprü çalışmaları
2. Aşırı subgingival preparasyonlar
3. Dentisyonunda çok az sayıda diş kalan vakalar
4. Bruksizm
5. Yetersiz overjet-overbite

4- Bilgisayar Yardımı ile Hazırlanan Seramikler (CAD/CAM): Bu ürünler de seramik bloklar şeklinde bulunmakta, tasarımı ve üretimi bilgisayar sistemleri yardımıyla olduğu gibi kopyalama-milleme (copy-milling) tekniği ile de elde edilmektedirler (Zaimoğlu ve Can, 2004; Yavuzyılmaz ve ark., 2005). Örn: Cerec (Siemens, Germany), Celay (Mikrona, Germany), Procera Al-Ceram (Nobel Procera, Sweden).

- Cerec:

Bilgisayar yardımı ile tasarım/bilgisayar yardımı ile üretimde ilk sistem olup inley/onley yapımı için tasarlanmıştır. Ağız içi video kamera yardımı ile restorasyonun şekli bilgisayara aktarılmakta, bilgisayarın direktifi ile milleme makinası restorasyonun üç boyutlu şeklini hazır feldspatik porselen veya cam seramik bloktan elde etmektedir. Restorasyon elde edildikten sonra anatomik form ve estetik, yüzey boyaması ile gerçekleştirilmektedir.

Avantajı; indirekt fabrikasyon tekniğinin eliminasyonudur.

Dezavantajları; pahalı bir teknik olması, marjinal adaptasyonda yetersizlik, renk ve yarı geçirgenliğin verilmesi için porselen materyalinin, başka bir deyişle tabakalama tekniğinin kullanılmamasıdır (Zaimoğlu ve Can, 2004).

- Celay:

Metal desteksiz restorasyonların kor kısmını kopyalama-milleme tekniği ile porselen bloktan elde etmeyi sağlar. Yapımı tasarlanan restorasyonun kor yapısının prototipi ışıkla sertleşen rezin esaslı materyal ile oluşturulur. Bilgisayar yardımı ile taranan rezin modelin dublikatı, milleme makinasına bağlanan porselen blokların, uygun frezlerle şekillendirilmesi ile elde edilir. Bu teknikte yüksek alumina içeren aluminus porselen bloklar kullanılmakta, kor yapının direncinin daha da artırılması için, hazırlanan aluminus kor yapıya, In-Ceram tekniğindeki gibi cam infiltrasyon işlemi yapılmaktadır. Üst yapı aynı In-Ceram tekniğinde olduğu gibi aluminus veneer porselen ile bitirilir (Zaimoğlu ve Can, 2004).

- Procera:

Yoğun sinterlenmiş aluminyum oksit yapıları için geliştirilmiş bir CAD/CAM metodudur. Procera metodu ile Procera tarayıcı (kontakt problar ile mekanik tarama) ile ölçü laboratuarda tarandıktan sonra, taranan görüntü e-mail yoluyla Nobel Biocare Procera Sandvik'e yollanır. Bu dosya bilgisayar ekranına day'ın uzun ekseninde iki boyutlu kesit alanlar şeklinde yansıtılır. Orjinalinden taranan model üzerinde tüm ince detaylar belirlenerek koping şekillendirilir. Porselen veneer kaplaması yapılarak, glazelenir (Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

Tam Seramik Restorasyon Sistemlerinin Genel Avantajları

1-Tam seramik restorasyonlar, metal seramik kronlarda gözlenen seramiğin iç yüzeyindeki opak tabakasından doğan doğal olmayan yansımalar ve metal bantlı bir görünüme sahip olmadıkları için mükemmel bir estetiğe sahiptir.

2-Tam seramik restorasyonların röntgen ışınlarına karşı geçirgen olmaları nedeniyle, alttaki dişin kök kanalı veya mevcut dolgular rahatlıkla görülebilir.

3-Metal destekli seramik restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı korozyon, toksik ve allerjik etkiler tam seramik kronlarda görülmez.

4- Tam seramik restorasyonların ısı ve elektrik yönünden kötü bir iletken olmaları nedeni ile alttaki diş iyi bir şekilde korunur.

5- Seramik restorasyonla, seramik alt yapı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metal seramik birleşimlerinde kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunlar görülmez.

6- Metal seramik restorasyonlarda görülen translusens eksikliği, alaşımda gümüş varlığında, bazı seramiklerin renk değiştirmesi gibi sorunlar tam seramik kronlarda görülmez.

7- Tam seramik restorasyonlarda, metal seramik restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenme de görülmez.

8- Tam seramik restorasyonlarda, metal destekli seramik restorasyonlardaki gelen ışığın yansıması ve saçılması gibi optik olaylar olmadığından, gelen ışık büyük oranda kronun içinden geçebildiği için doğal dişe yakın bir estetiği vardır (Toksavul ve ark., 2002).

Tam Seramik Restorasyon Sistemlerinin Genel Dezavantajları

1- Diş kesimi metal destekli seramik kronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir.

2- Basamaklı kesim gerektiği için üst çene posterior bölgede uygulanması zordur.

3- Ekonomik olarak pahalıdır.

4- Tam seramik restorasyonların laboratuar çalışması daha dikkatli ve titiz bir çalışma gerektirir.

5- Maliyeti yüksektir ve ek laboratuar ekipmanı gerektirir (Toksavul ve ark., 2002).

Tam Seramik Restorasyon Sistemlerinin Genel Endikasyonları

1- Çürümüş, aşınmış, kırılmış ve renklenmiş dişlerde.

2- Estetiğin en önemli unsur halini aldığı ve kapanışta yeterli mesafenin bulunduğu vakalarda.

3- Kanal tedavisi görmüş dişlerde, çürük veya renklenme görülmesi halinde de post-core ile desteklenmiş tam seramik restorasyonlarda.

4- Normal diş kavsinden sapma gösteren dişlerde, anatomik yapıyı sağlayarak estetik ve çapraşıklığı düzeltmek amacıyla.

5- Diş yapısının ve periodontal sağlığın mutlak korunması gerektiği durumlarda tam seramik kronlar uygulanabilir (Toksavul ve ark., 2002).

Tam Seramik Restorasyon Sistemlerinin Genel Kontrendikasyonları

1- Diş kesimi sonrası kapanış mesafesinin 1 mm ‘den az olduğu durumlarda.

2- Kesim sonrası tutuculuğun en alt düzeyde olacağı çok kısa dişlerde ve periodontal desteği yetersiz olan dişlerde.

3- Bruksizm ya da düzeltilemeyecek düzeyde maloklüzyon gibi, mandibulanın parafonksiyonel aktiviteye sahip olduğu bireylerde.

4- Daha önce basamaksız kesimin yapılmış olduğu dişlerde.

5- Örtülü kapanış ve ileri itimin ileri derecede artmış olduğu vakalarda.

6- Kuvvetli ve aktif bir kas sistemine sahip olan, pipo kullanımı veya bazı meslek alışkanlıklarına sahip olan bireylerde tam seramik restorasyonlar uygulanmamalıdır (Toksavul ve ark., 2002).

Tam Seramik Restorasyon Sistemlerinde Başarısızlık Nedenleri

1- Diş desteğinin seramik restorasyon için yetersiz olması.

2- Hatalı yüzeyler oluşturan, seramik kalınlığındaki ani değişimler.

3- Seramiğin düzensiz şekilde kondanzasyonu ve pişirilmesi, kritik bölgelerde mekanik kusurlara neden olur. Termal şok sonucu oluşan mikro çatlaklar ve aksiolingual kenarlardaki büyük hava boşluğu kırığa neden olur.

4- Restorasyonun düzeltilemeyecek derecedeki maloklüzyona sahip bireylere uygulanması.

5- Bruksizm, dişleri sıkma gibi aşırı basınç yaratan, mandibulanın parafonksiyonel hareketlerin varlığı.

6- Travmatik zarar (Toksavul ve ark., 2002).

2.3 KOMPOZİT REZİNLER

Kompozit kelimesi, terminolojik olarak materyallerin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir.

2.3.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı:

Dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılan kompozit rezinler üç ayrı fazdan oluşur (Philiphs, 1991; Dayangaç, 2000).

1. Organik polimer matriks fazı
2. İnorganik faz
3. Ara faz

Organik polimer matriks fazı; Bis-GMA ve son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA polimer matriks olarak kullanılmıştır. Hem Bis-GMA hem de UDMA oligomerleri aşırı derecede visközdür. Bu nedenle trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) viskoziteyi azaltmak için matrikse ilave edilmiştir.

İnorganik faz; Matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum aluminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum cam, baryum aluminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Bu maddeler kompozit rezinlere bazı nitelikler kazandırır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum rezine radyoopasite sağlar. Silika partikülleri karışımın mekanik niteliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylece kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silika, kristalin ve non kristalin formlarında bulunur. Kristalin formları serttir, ancak bu kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir.

Kompozit rezinlerde organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında sıkı bir bağlanmaya gereksinme vardır. Bu bağlanma ara faz ile sağlanır.

Ara faz; Organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Modern kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlanma ajanları ile önceden kaplanmış ve silika partikülleri yüzeyinde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur. Bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde

var olan hidroksil grupları, diğer ucu organik matriksteki polimer ile bağlanmıştır. Silan bağlama ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Doldurucuların partikül büyüklüğü, akıcılık kadar diğer özellikleri de önemli ölçüde etkiler. Partikül büyüklüğü kompozit rezinin aşındırma, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülük düzeyini belirler. Kompozit rezinlerde partikül büyüklüğü genel olarak 0.005-100 μm arasında değişir. (Craig ve ark., 2000; Dayangaç, 2000).

2.3.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne; bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine, viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler. Ancak büyük bir hız ile çeşitli aşamalardan geçerek gelişmekte olan kompozit rezinler için yerleşmiş tek bir sınıflandırmadan söz etmek olanaksızdır. Günümüzde geçerliliğini koruyan Lutz ve Philips'in sınıflandırmasında inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı esas alınmıştır (Lutz ve Philliphs, 1983; Philiphs, 1991; Dayangaç, 2000).

Tablo 2.3.2.1: İnorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdelerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit Rezin	İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (μm)	İnorganik doldurucu partikül yüzdesi (%) (ağırlıkça)
Megafil	50-100 μm	
Makrofil	10-100 μm	%70-80
Midifil	1-10 μm	%70-80
Minifil	0.1-1 μm	%75-85
Mikrofil	0.01-0.1 μm	%35-60
Hibrit	0.04-1 μm	%75-80
Nanofil	0.005-0.01 μm	

Tüm bu kompozit rezinler doldurucu partiküllerde herhangi bir modifikasyon yapılmadığı için homojen kompozitler diye adlandırılırlar. Bazı kompozit rezinler modifiye doldurucular içerirler. Bu tür kompozitlere de heterojen kompozitler denir.

Megafil Kompozitler; doldurucu partiküller genel olarak 50-100 µm büyüklüğündedir. Okluzal değim yüzeylerine ya da çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen cam partiküller de (0.5-2mm) mega doldurucu partiküller arasında değerlendirilir.

Makrofil Kompozitler; doldurucu partiküller 10-100 µm büyüklüğündedir. İnorganik doldurucuların büyük ve sert olan kuartz partiküllerinden olması organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına neden olur ki bu da yüzey pürüzlülüğü ve renklenme oluşturur.

Midifil Kompozitler; doldurucu partiküller genel olarak 1-10 µm büyüklüğündedir.

Minifil Kompozitler; doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 µm arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. İnorganik doldurucu partiküllerin küçük ve çok sayıda olması makrofil kompozite oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Burada inorganik doldurucular kuartzdan daha kırılgan, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir.

Mikrofil Kompozitler; doldurucu partiküller genel olarak 0.01-0.1 µm büyüklüğündedir. İnorganik doldurucular kolloidal silika partikülleridir. Doldurucu partiküller organik matriks ile hemen hemen aynı hızda aşınır. Bu nedenle bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilebilmektedir.

Hibrit Kompozitler; 0.04-1 µm büyüklükteki doldurucu partikülleri içerirler. Partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçüktür. Mikropartiküllü ve makropartiküllü kompozit rezinlerin özelliklerini taşır.

Nanofil Kompozitler; doldurucu partikül büyüklüğü 0.005-0.01 µm arasındadır. Partiküller görülemeyecek kadar küçüktür.

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler:

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler
- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler; firmalar tarafından çift pat sisteminde üretilmiştir. Polimerizasyon iki patın karıştırılması ile kimyasal yolla başlatıldığı için kimyasal olarak aktive olan rezinler diye de adlandırılır. Patlardan herbiri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucular içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. Bu tür rezinlerde kavitenin en derin bölgesinden vücut ısısına bağlı olarak başlayan ilk sertleşme ile kavitenin merkezine doğru bir büzülme görülür. İçerdikleri tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülür.

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler; firmalar tarafından tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Polimerizasyonları ışık ile başlatıldığı için ışık ile aktive olan rezinler diye de adlandırılır. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık, ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. Tek pat halindeki kompozitlerde ışık emici olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Polimerizasyonları sırasında büzülme ışık kaynağına doğru olduğundan bu tür kompozitin kenar uyumunda birtakım sorunlar görülür.

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitler; kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edildiği durumlarda uygulanabilir.

Kompozit rezinler viskozitelerine göre ise;

1. Kondanse olabilen kompozitler
2. Akışkan kompozitler olarak sınıflandırılırlar.

2.3.3 Tamir Materyali Olarak Kullanılan Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler porselen restorasyonlarda oluşan kırıkların tamirinde sıklıkla kullanılmaktadır. Tamir materyali ve restorasyon arasındaki bağlantı, fonksiyonel kuvvetlere karşı koymak için dayanıklı olmak zorundadır. Bunu sağlayabilmek için de ısısal genleşme katsayıları ve polimerizasyon büzülmeleri birbirleriyle uyumlu olmalıdır. Kompozit rezinlerin tipleri de porselene bağlanma direncinde etkilidir. Porselen ara yüzünde büyük partiküllü kompozit rezinlerin veya hibrit tip rezinlerin bağlanma direnci, mikrofil kompozit rezinlerin bağlanma

direncinden daha büyüktür. Porselen tamirinde kullanılan hibrit kompozit rezinlerin, mikrofil rezinlere oranla daha dayanıklı olduğu bildirilmiştir (Latta ve Barkmeier, 2000; Özcan, 2003).

Kompozit rezin sistemlerin porselen tamirinde başarı ile kullanılması sadece yüksek kalitede bağlanma özelliği yaratmalarına değil, aynı zamanda yüklemeler boyunca yorulmalara karşı kompozit rezinlerle bonding rezinler arasında dengenin korunmasına da bağlıdır (Kümbüloğlu, 2003).

2.4 FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİTLER:

Geleneksel köprü ve kron sistemlerinde özellikle posterior bölgedeki kuvvetleri karşılayabilmeleri açısından metal alt yapılı restorasyonlar tercih edilmektedir. Ancak gerek değerli gerekse değersiz metal alaşımların üzerine yapılan porselen restorasyonların yeterli estetiği sağlayamamaları, kompozit ve tam seramik materyaller üzerindeki çalışmayı artırmıştır. Bu çalışmalar, kompozitin çeşitli fiber liflerle güçlendirilmesi ile posterior bölgedeki kuvvetlere dayanabilecek kompozitleri ortaya çıkarmıştır.

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler, uzun dönem klinik bilgileri az olan, bunun yanında popülaritesi yüksek olan materyallerdir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit materyallerinin diğer kompozitlere göre daha yüksek dayanıklılığa sahip olmalarını sağlayan faktörler şunlardır (Behr ve ark., 2000):

- Fiberlerin oryantasyonu,
- Fiberlerin yapısı,
- Fiberlerin polimer matrikste yerleşimi,
- Fiberlerin polimer matriksle bağlantısı,
- Fiberlerin ve matriksin yapısı.

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler içerdikleri fiber tiplerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir:

1. Karbon fiber sistemleri
2. Aramid fiber sistemleri
3. Polietilen fiber sistemleri
4. Cam fiber sistemleri

2.4.1 Karbon Fiber Sistemleri

Karbon fiberler ilk olarak 19.yüzyılın sonlarına doğru Edison tarafından ince bambu çubuklarının ve karbon fiberlerin karbonizasyonuyla elde edilmiştir. Karbon fiberlerin büyük kısmı poliakrilonitritin (PAN) önce 200-250 °C'de havada ve bunu takiben 1200°C'de atmosferde ısıtılmasıyla yapılır. Bu işlem hidrojen, oksijen ve nitrojen atomlarını uzaklaştırarak karbon atom zinciri oluşturur ve böylece karbon fiberler oluşur (Jagger ve ark., 1999).

Karbon fiber 1.8 g/cc yoğunlukta bir materyal olup, bükülme dayanıklılığı 565 MPa'dır ve 272 GPa elastik modülüne sahiptir (Goldberg ve Burstone, 1992).

Karbon fiberlerin sitotoksik ve karsinojenik etkisi olmadığını birçok araştırmacı bildirmiştir (Goldberg ve Burstone, 1992; Valittu ve Ekstrand, 1999). Dişhekimliğinde kullanımı siyah renkte olması ve estetiği bozması nedeniyle sınırlı kalmıştır (Goldberg ve Burstone, 1992; Powell ve ark, 1994; Ergün, 2005).

2.4.2 Aramid Fiber Sistemleri

Poliaramid; poliparafenilen terftalamid aramid yapıdaki sentetik bir organik bileşiktir, ticari ismi Kevlar' dır. Aramid fiberler 1,44 g/cc yoğunluğa, 104.8 MPa çekme dayanıklılığına ve 50-98,6 GPa elastik modülüs değerine sahiptir (Goldberg ve Burstone, 1992).

Kevlar fiberler naylondan iki kat, cam fiberden ise 20 kat fazla esneme kuvvetine sahiptirler. Kevlar fiberlerin termal stabilitesi ve ısısal iletim katsayısı, cam ve karbon fiberlere oranla daha düşüktür ve kullanımları uygundur. Görünür ve ultraviyole ışık mekanik özelliklerinde azalmaya ve renk değişikliğine neden olabilir (Jagger ve ark., 1999, Ellakwa ve ark., 2002).

Kevlar fiberler, karbon fiberlere göre daha yüksek ıslanabilirlik gösterdiklerinden silan gibi bir ajanla işlenmesine gerek duyulmamaktadır. Sarı renkli oluşu estetik bölgelerde kullanımını sınırlar ayrıca ağız içerisinde zamanla kompozit yüzeyinde açığa çıkan fiberler düzensiz bir yüzey oluşturarak hastayı rahatsız ederler (Jagger ve ark., 1999; Ergün, 2005). Kevlar fiberlerin protez kaide rezini içinde

kullanıldıklarında toksik olduklarına dair veri yoktur ama zamanla protez yüzeyinde ortaya çıkmaları mukoza irritasyonlarına yol açabilir (Jagger ve ark., 1999) .

2.4.3 Polietilen Fiber Sistemleri

Polietilen doğal polimer yapısıyla 0,97 g/cc yoğunlukta, 3×10^6 ile 6×10^6 aralığında molekül ağırlığına sahip çizgisel homopolimer etilendir. Molekül ağırlığı 1×10^6 olduğu zaman yüksek molekül ağırlığına sahip polietilen olarak adlandırılırlar, düşük sürtünme katsayıları vardır, aşınmaya karşı dirençlidirler (Ellakwa, 2002). Kristalin yapıda, dayanıklı, biyouyumlu ve translusent olması, düşük yoğunluğa sahip olması, inert ve kırılgan olmaması en önemli özelliklerdir. Elastik modülüsü 60 GPa değerindedir (Jagger ve ark., 1999).

Polietilen fiberlerin düşük olan yüzey enerjisini diğer bir deyişle ıslanabilirliğini arttırmak için oksijen plazma tedavisi yapılarak fiber yüzeyleri kimyasal adezyona uygun şekle getirilmiştir (Jagger ve ark.,1999; Rudo ve Karbhari, 1999; Ergün, 2005).

2.4.4 Cam Fiber Sistemleri

Cam fiber materyalleri ilk olarak hareketli protez kaidesini ve ortodontik apareylerin yapısını güçlendirmek amacıyla kullanılmıştır. Daha sonraları splintleme amacıyla periodontoloji (Meiers ve ark.; 1998), ortodonti (Goldberg ve Burstone 1992) ve pedodonti alanlarında kullanılmış ve birçok vakayla tedaviler sunulmuştur. Protetik uygulamalarda ise protez kaidesini güçlendirmeye ilaveten, eksik dişlerin varlığında yüzey tutuculu inley veya adeziv kombine köprü yapımında (Meiers ve Freilich, 2001), kanal içi endodontik post yapımında, geçici akrilik protezlerin yapısını güçlendirmek amacıyla (Pfeiffer ve Grube, 2003), implant destekli protezlerde üst yapı hazırlanmasında (Freilich ve Meiers, 2004) kullanılmaktadır.

Cam fiberler; örgü, dağınık veya devamlı şekilde fiber paketlerinden oluşan ve dental polimerleri güçlendiren farklı formlarda yapılardır. Tek yönlü cam fiberler 1000-200 000 tek cam fiberin bir araya gelmesiyle oluşurlar. İçeriklerindeki camların miktarı bileşimin % 20'si oranında tutulmuştur. İdeal olarak polimer rezinlerin yapısını

güçlendirmek için cam fiberler eklenirken polimer matriks ve cam fiber arasında iyi bir adezyon olmalıdır (Jagger ve ark., 1999; Ellakwa ve ark., 2002).

Cam fiberlerin E,C,S ve M tipleri vardır. Dişhekimliğinde en sık kullanılan fiber tipi olan E cam fiber temel yapısında % 55 SiO_2, %22 CaO, %15 Al_2O_3, %6B_20_3 ve az oranlarda metal oksitlerden oluşur. Yoğunluğu 2,55g/cc, elastik modülüs değeri 68-73 GPa' dır (Goldberg ve Burstone, 1992; Vallittu, 1998).

Dişhekimliğinde, cam fiberler ile sabit parsiyel protezlerin iskelet yapısını güçlendirmek için üç yöntem kullanılır (Behr ve ark., 2000).

1. Yöntem önceden doyurulmuş fiberlerin manuel olarak adaptasyonudur (FiberKor). Bu yöntemin avantajı fazla donanım gerektirmemesidir.

2. Yöntem liflerin modele vakum/pres yöntemi ile adaptasyonudur (Vectris). Bu yöntemin amacı lif içeriğini maksimum düzeye getirmek, iskelet yapıdaki boşlukları azaltmak ve mekanik özellikleri arttırmaktır.

3. Yöntem ise termoplastik polimerli önceden doyurulmuş cam fiberlerin, ışıkla sertleşen monomerle fiberle güçlendirilmiş kompozit yapıyı oluşturmak için çok fazlı polimer matriks oluşturmasıdır (Behr ve ark., 2000; Behr ve ark., 2003).

Cam fiber sistemlerinde en sık kullanılan markalar Vectris (Ivoclar), Fibre-Kor (Jeneric Pentron), GlasSpan (Exton, Pa), Stick (Stick Tech), StickNet (Stick Tech) ve EverStick (Stick Tech) dir (Chong ve Chai, 2003).

Vectris ve Fiber-Kor ısı ve ışık ile polimerize olan Bis-GMA ile doyurularak üretilmiş sabit protez yapımında kullanılan cam fiber ürünlerdir. Ancak bu sistemlerde yüksek çapraz bağlı dimetakrilat monomer matriks, çok fazlı akrilik rezin ile bağlantı oluşturamadığı için protez kaide rezinleri ile kullanılmazlar. Fiber-Kor'un şekillendirilmesi manuel olabilirken, Vectris'in şekillendirilebilmesi için vakum/press yöntemi gerekir (Freilich ve ark., 1998; Meiers ve ark., 1998; Behr ve ark., 2000).

VECTRİS: Lifle güçlendirme teknolojisi çeşitli endüstri dallarında ve genellikle aşırı yükleme yapılacak bölgelerde alt yapı olarak kullanılmaktadır. Vectris, kron ve köprü sistemlerinde metal içermeyen translüsent iskelet alt yapılar oluşturmak amacı ile kullanılan cam lifle güçlendirilmiş bir materyaldir. Materyalin lifleri ve matriks kısmı farklı fiziksel özelliklere sahiptir. Lifler yüksek gerilme dayanımına,

yüksek gerilme modülüne ve düşük makaslama dayanımına sahipken, matriks ise daha yüksek sertliğe sahiptir. İyi bir kompozit materyalin dış ortamda maruz kalabileceği yüklere dayanabilmesi için gerilme kuvvetlerine dayanıklı lifler ve sertlik derecesi yüksek olan matriks yapıya ihtiyacı vardır. Bağlantı kimyasal yolla olur. Cam yüzey silanla kaplanır ve silan sayesinde burada kovalent bağlar oluşur. Silan içerisindeki fonksiyonel metakrilat grubu ile matriksteki metakrilat grubu polimerize olur ve böylece matriks ile lifler arasında kimyasal bağlantı oluşur (Targis-Vectris Scientific Documen., 2000).

Vectris iskelet yapı üzerine Targis (Ivoclar) veya SR Adoro (Ivoclar) gibi veneer kompozitleri uygulanarak üst yapının son şekli verilir.

Targis: Targis, alt yapı üzerine uygulanan, karşıt dişlerle ve ağız içerisindeki diğer dokularla temas halinde olan materyaldir. Dolayısı ile bu materyal yapılan kron ya da köprünün estetiğini ve aşınmaya karşı direncini sağlamalıdır. Targis % 75-85 gibi yüksek oranda inorganik doldurucu içerir. Yüksek orandaki doldurucular estetik özellikleri sağlarken organik matriks rezin materyalinin uygulanmasını kolaylaştırır. Matriks, monomerlerin polimerizasyonu ve doldurucu partiküllerin silanla matrikse kimyasal bağlanması ile oluşur (Targis-Vectris Scientific Documen., 2000).

SR Adoro: Targis/Vectris sistemi 1996 yılında tanıtıldıktan sonra yapılan bir çok çalışmada Targis veneer kompozit materyalinin hazırlanmasının zor olduğu bildirilmiştir. Ayrıca Targis içerisindeki cam doldurucuların ağız ortamında özellikle beslenme alışkanlıkları fazla miktarda organik asit içeren bireylerde yavaşça çözülme eğiliminde olduğu bilinmektedir. Dolayısıyla kompozit yüzeylerinde pürüzlülük artışı, buna bağlı olarak da plak birikimi gözlenmektedir. Bunun üzerine 2003 yılında Ivoclar Vivadent firması tarafından ısı ve ışık ile polimerize olan mikrodolduruculu yeni bir veneer kompozit SR Adoro tanıtılmıştır (SR Adoro Scientific Documen., 2003).

Avantajları; kolaylaştırılmış hazırlanma yöntemi, ağız ortamında yüzey özelliklerinde artan stabilite, yüksek aşınma direnci ve artan hasta memnuniyetidir.

Tablo 2.4.4.1: SR Adoro Endikasyonları

Alt yapı materyali	Simantasyon	Endikasyon
---	Adeziv	-Inley, onley, veneerler -Anterior kronlar
Vectris	Adeziv	-Anterior ve posterior kronlar -3 üyeli anterior ve posterior köprüler -3 üyeli inley destekli köprüler
Vectris	Konvansiyonel	-Uzun dönem geçiciler
Metal	Konvansiyonel	-Metal destekli restorasyonların veneerlenmesi -Kombinasyon protezlerinin veneerlenmesi -Parsiyel hareketli implant üst yapılarının veneerlenmesi

SR Adoro'nun doldurucuları; Büyük doldurucu partikülleri yüksek fiziksel stabilite ve düşük polimerizasyon büzülmesi sağlar. Bununla beraber yüzeyde açığa çıkan partiküllerin çözülmesi ile yüksek aşınma ve pürüzlü bir yüzey gözlenir. Büyük doldurucular genellikle cam veya cam seramikten yapılır. SR Adoro'da cam doldurucular kullanılmamaktadır. Mikrodolduruculu kompozitler genellikle düşük aşınma, kolay parlatılabilme ve klinik olarak stabil bir yüzey bitimi sergilerler. Bununla beraber mikrodoldurucu kompozitler daha düşük fiziksel stabilite ve yüksek polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Mikrodoldurucular genel olarak pirojenik silikon dioksitten yapılır (SR Adoro Scientific Documen., 2003).

SR Adoro'da büyük doldurucu partiküllerinin avantajları kopolimerlerin ve silikondioksit mikrodoldurucuların kullanımı ile kombine edilmiştir. Bir kopolimer oluşturmak için öncelikle bir mikrodolduruculu kompozit üretilir ve yaklaşık 10-30 μm partikül boyutunda parçalanır. Oluşan kopolimer sadece ek olarak inorganik mikrodoldurucuları içeren SR Adoro'nun üretiminde kullanılır. SR Adoro'nun polimerizasyonuyla kopolimerler tamamen kompozite entegre olurlar. Sonuç olarak yüksek yoğunlukta inorganik mikrodolduruculu homojen bir kompozit elde edilir. Bu teknoloji sadece inorganik mikrodoldurucuların kullanıldığı kompozitlerden daha yüksek dayanıklılık sağlar (SR Adoro Scientific Documen., 2003).

2.5 BONDİNG SİSTEMLERİ

Restoratif dişhekimliğinde yapılan çalışmalarla estetik dolgu maddeleri son 35 yılda önemli gelişmeler göstermiştir. Araştırmacılar hem dolgu maddelerinin fiziksel, kimyasal, mekanik ve biyolojik özelliklerinin geliştirilmesine hem de dolgu maddelerinin dişin sert dokularına adezyonla bağlanmasına ağırlık vermişlerdir. Asitle pürüzlendirme yönteminin bulunması restoratif dişhekimliğinde adezyonun sağlanması için atılan ilk önemli adımdır. Bunu sırasıyla mine ve dentin bondingler izlemiş ve günümüzde *adeziv dişhekimliği* adı verilen bir kavram ortaya çıkmıştır (Dayangaç, 2000).

2.5.1 Adezyon

İki farklı maddenin birbiri ile yakın temasa getirildiklerinde maddelerden birinin moleküllerinin diğer maddenin moleküllerine bağlanması veya birbirlerini çekmesi sırasında oluşan kuvvete adezyon denilmektedir. Adezyon ile ilgili olan üç faktör vardır (Phillips, 1991). Bunlar;

a) Yüzey enerjisi: Adezyonun oluşması için yüzeyler ara yüzlerinde birbirleri tarafından çekilmelidir. Bir katının yüzeyindeki enerji iç kısmındaki enerjiden daha büyüktür. Bir maddenin iç kısmındaki tüm atomlar birbirleri tarafından eşit olarak çekilir. Atomlar arası mesafe eşittir ve enerji en az seviyededir.

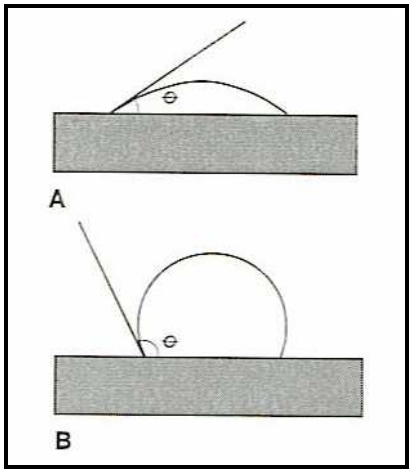
Maddenin yüzeyindeki enerji daha büyüktür çünkü dış yüzeydeki atomlar tüm yönlerde eşit olarak çekilmezler. Yüzeyin birim alanındaki enerji artışı “yüzey enerjisi ” veya “ yüzey gerilimi ” olarak adlandırılır. Birbirine benzemeyen moleküller arasındaki karşılıklı bu çekim kuvvetine adezyon, benzer moleküller arasındaki çekim kuvvetine de kohezyon denir. Adezyonu meydana getiren materyale ya da tabakaya adeziv, yapıştırılan materyale de aderent denir.

b) Islanma: Adezyon elde etmek için, sıvı tüm yüzey boyunca kolayca yayılmalı ve katıya bağlanmalıdır. Bu karakteristik “ıslanma” olarak adlandırılır. Şayet sıvı yüzeyi ıslatamaz ise sıvı ve yüzey arasındaki adezyon ihmal edilebilir ya da yok sayılabilir.

Aderentin yüzeyinin ıslanması için adezivin bu yeteneğini etkileyen çok sayıda faktör vardır. Daha önce vurgulandığı gibi, yüzeyin temizliği önemli bir unsurdur. Katının yüzeyindeki sadece bir molekül kalınlığındaki su tabakası, aderentin yüzey enerjisini aza indirgeyebilir ve adeziv tarafından ıslanmasını önleyebilir.

c) Temas açısı: Aderentin yüzeyini ıslatan adezivin yayıldığı alanın genişliği veya miktarı adeziv ve aderent arasındaki temas açısının ölçülmesiyle belirlenebilir. Temas açısı adeziv ile aderentin ara yüzeyinde adeziv tarafından oluşturulan açıdır. Eğer adeziv molekülleri aderent molekülleri tarafından kendi moleküllerinden daha fazla çekilirse sıvı adeziv, katı yüzey üzerinde tam olarak yayılır ve temas açısı meydana gelmez. Bu nedenle adezyon kuvvetleri adeziv moleküllerini bir arada tutan koheziv kuvvetlerden daha büyüktür.

Ancak aderent yüzeyinin enerjisi kontaminasyon ile azaltılır ise temas açısında (θ) hafif bir artış gözlenebilir. θ cinsinden bu artış kuvvetler dengesini korumaktadır (Şekil, A ve B). Poli tetrafloro etilen (teflon) gibi düşük yüzey enerjisine sahip maddelerde çok geniş bir temas açısı görülür.



Şekil 2.5.1.1 Temas açısı A. Temas açısının küçük olması B.Temas açısının büyük olması (Dayangaç, 2000).

Yayılabilirlik ve ıslanabilirliğin bir ölçüsü olarak kullanılan temas açısı katı materyallerde Sessile Drop Metodu ile ölçülebilmektedir (Phillips, 1991).

Sessile Drop Metodu: Optik bir temas açısı ölçüm metodudur. Bu metot katı bir yüzey üzerinde belirli bir bölgedeki ıslanabilirlik özelliğini değerlendirmek için kullanılır. Yüzeydeki damlanın taban çizgisi ve damla sınırındaki tanjant arasındaki açı ölçülür.

Ayrıca Dynamic Wilhelmy, Single Fiber ve Powder Contact Angle gibi ölçüm metotları da kullanılmaktadır.

2.5.2 Bonding Sistemlerin Sınıflandırılması

Üretim tarihlerine göre;

1. Kuşak; hidroksilapatit kristallerine iyonik, kollajene ise kovalent bağlarla tutunurlar. Hidrofobik olduklarından bağlanma özellikleri düşüktür. 1980 öncesinde üretilmiştir.

2. Kuşak; Bis-GMA veya HEMA'nın halofosfat esterleridir. Hidroksiapatitin kalsiyum iyonları ile fosfat grupları arasında oluşan iyonik etkileşimle bağlanırlar. Smear tabakasına bağlandıklarından bağlanma özellikleri düşüktür. 1980'li yıllarda üretilmiştir.

3. Kuşak; smear tabakasını tamamen yok etmeye veya modifiye etmeye çalışırlar. 1980 sonrası üretilmiştir.

4. Kuşak; smear tabakası aluminyum oksalat ve N-fenil glisin içeren ajanlar tarafından kaldırılır. Porselen ve metale bağlanma özelliği gösterirler. 1990'lı yıllarda üretilmiştir.

5. Kuşak; primer ve bonding tek bir sistemde toplanmıştır. Aseton esaslı olduklarından nemden etkilenmezler. İçeriklerinde Bis-GMA veya HEMA bulunur. 1990 sonrası üretilmiştir.

6. Kuşak; Asit-etch, primer ve adeziv rezin monomerlerin tek aşamada uygulanabilme kolaylığını sağlayan bu sistemlerde tek bir solüsyon (all-in one) kullanılarak adezyon sağlanması amaçlanmıştır.

7. Kuşak; Asit-etch, dezenfeksiyon, dentin duyarlılığını azaltan ajan, primer, bonding tek bir şişede birleştirilmiştir (all-in one-step).

Primerin içeriğine göre;

1. Aseton içerikli
2. Su içerikli

Total etching yöntemine göre;

1. İki komponent içeren ajanlar; asitleme likidi ve primeri + bonding ajanı içerirler.

2. Üç komponent içeren ajanlar; asitleme likidi, primer ve bonding ajanı likidi içerirler.

Self etching primer yöntemine göre;

1. İki komponentli ajanlar; asitleme + primer solüsyonu ile bonding ajanı içerirler

2. Bir komponentli ajanlar; asitleme + primer + bonding ajanı beraber içerirler (Perdigao ve ark., 2000; Önal, 2001).

2.6 TAM SERAMİK VE FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT RESTORASYONLARDA KLİNİK BAŞARI

Seramiklerin dayanıklıkları farklı kompozisyonlarda güçlendirilmiş kor materyallerinin gelişimi ile artmış olsa da seramik restorasyonlar hassas yapıları nedeniyle hala kırılgandır (Kumbuloğlu ve ark., 2003).

Tam seramik sistemlerinin uzun dönem başarılarının incelendiği ortalama dört yıllık 22 çalışmada kronların ortalama %7 sinde kırık izlenmiştir (Goodacre ve ark., 2003). Sjogren 110 adet Empress kronda 3,6-3,9 yıl arasında %6 kırık bildirmiştir (Sjogren ve ark., 1999). Lehner 78 adet Empress restorasyonda 19,7 ayda %5 kırık bildirmiştir (Lehner ve ark., 1997). Fradeani ve Aquilano 144 adet Empress restorasyonda 37 ayda %3,5 kırık bildirmiştir (Fradeani ve Aquilano, 1997). Fradeani ve Redemagni 125 adet Empress kronun 11 yılda başarı oranını %95,2 olarak bildirmiştir (Fradeani ve Redemagni, 2002). Bu restorasyonlardan 93 adedi anterior bölgede (%98,9 başarı), 32 adedi ise posterior bölgededir (%84,4 başarı). El-Mowafy ve Brochu 4,5 yıllık dönemde Empress inley ve onleyler için %96, 7 yıllık dönemde %91 başarı oranı rapor etmiştir. Empress kronlar için başarı oranı ise 3-3,5 yıllık dönemde %92-99 arasında rapor edilmiştir. Başarısızlığın en büyük kısmı kırık olarak bildirilmiştir (El-Mowafy ve Brochu, 2002).

Fiberle güçlendirilmiş kompozit sistemlerin ise literatürde uzun dönem sonuçlarına dair çok az rapor bulunmaktadır. İlk in vitro araştırmalar başarılı sonuçlar sergilemiştir. Fakat klinik koşullar altında veneer kompozitlerin aşınması hatta kırılmaları mümkündür (Rosentritt ve ark., 2001). Yapılan bir çalışmada Targis/Vectris sistemi ile yapılan tüm restorasyonlar için üç yıllık başarı oranı %58,8 olarak rapor edilmiştir (Bohlsen ve Kern, 2003). Diğer bir çalışmada cam fiber ile güçlendirilen 29 adet kompozit adeziv köprüde 63 aya kadar %75 başarı rapor edilmiştir. Yeniden

simante edilen veya tamir edilen üç vakada da 55 ayda %95 başarı bildirilmiştir (Vallittu, 2004). Aynı şekilde başka bir çalışmada 53 adet Targis/Vectris inlay köprü restorasyonu için başarı oranı %71 olarak rapor edilmiştir (Göhring ve Roos, 2005).

Yapılan çalışmalarda fiber alt yapı ve veneer kompoziti arasındaki bağlantının en zayıf nokta olduğu rapor edilmiştir (Behr ve ark., 2003).

2.7 TAM SERAMİK VE FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT RESTORASYONLARIN TAMİRİ

Estetik materyallerin kırıldığı sabit protetik restorasyonlarda tamir işlemleri ağız içinde tamir (direkt yöntem) ve ağız dışında tamir (indirekt yöntem) olarak ikiye ayrılır. Ağız dışında tamir için zarar görmüş restorasyonun ağızdan çıkarılması sırasında, destek dişlerde, yumuşak dokularda ve restorasyonda ek travmalar oluşacağından bu işlem hekimler ve hastalar tarafından tercih edilmemektedir (Fan, 1991). Özellikle tam seramikler ya da fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonların adeziv simantasyonu söz konusu olduğundan restorasyonun ağızdan çıkarılması daha da zor bir durum haline gelmektedir. Yaşanabilecek problemler gözönüne alındığında; ağız içi tamir yöntemlerinin denenmesi konservatif bir yaklaşımla restorasyonların hizmet sürelerini arttıracaktır. Ağız içi tamir kırılmış restorasyonun çıkarılmasına ve yeniden yapılmasına bir alternatif olarak uygulanması mümkün, düşük riskli ve yan etkisi olmayan etkili bir tedavi seçeneğidir. Bu yöntemle klinik başarının sağlanmasında tutuculuk, yüzey bitirmesi, renk uyumu ve kontürler en önemli faktörlerdir (Moghadam, 1994).

Literatürlerde metal destekli porselen restorasyonların ağız içi tamir yöntemleri hakkında birçok rapor bulunmasına rağmen tam seramik restorasyonların tamirleri hakkında sadece birkaç çalışma vardır (Frankenberger ve ark., 2000; Blatz ve ark., 2003; Kumbuloglu ve ark., 2003). Fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonlarda da kırılma durumunda ağız içi tamir sistemleri tüm restorasyonun kullanım süresini arttırabilir, hasta ve hekim için hem maliyet hem de zaman açısından avantajlar sunabilir (Rosentritt ve ark., 1998).

Eski tamir sistemlerinde tutuculuk çukur ve undercut yaratılarak elde edilen makromekanik retansiyona dayanmaktaydı. Günümüzde ise; gelişen tamir sistemlerinde

kimyasal bağlanma için daha büyük yüzey sağlayan mikromekanik tutuculuk önem kazanmıştır (Sorensen ve ark., 1991; Wolf ve ark., 1992).

Tamir materyali restorasyonun kırık sahasına kimyasal, mekanik veya her iki şekilde bağlanabilir. Tamir materyalinin uygulandığı yüzey ile nasıl bir tutunma sağlayacağı materyal uygulanmadan önce gerçekleştirilen yüzey preparasyonuna bağlıdır.

2.7.1. Yüzey Preparasyonları

2.7.1.1 Asit uygulaması:

Ağız içi tamir sistemleri, rezinin tamir yüzeyine bağlanmasında çok popüler olan topikal asit uygulamalarına dayanır. Bu sistemlerin en büyük avantajı tek seansta uygulanabilir olmasıdır. Ayrıca karmaşık laboratuvar işlemleri gerektirmeksizin hata durumunda restorasyonun tekrar asitlenebilmesine olanak verir.

a) Hidroflorik asit; porselen yüzeyinin asitlenmesi için sıklıkla tercih edilen ajandır. %2.5-10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1 dk' dan 3 dk' a kadar değişen uygulama süreleri ile kırık porselenin yüzeyinde amorf bir yapı ile çok sayıda gözenek meydana getirerek porselen ile rezinin bağlanmasını kuvvetlendirir. Hidroflorik asit aynı zamanda uygulandığı yüzeyde cam matriksi seçerek uzaklaştırır ve kristalin yapısını açığa çıkarır (Wolf ve ark., 1992; Thurmond ve ark., 1994; Kupiec ve ark., 1996; Jardel ve ark., 1999a;1999b). Hidroflorik asit, ağız içi dokularına zarar verebildiği için dikkatli kullanılmalıdır (Llobell ve ark., 1992; Özcan, 2003).

b) Fosforik asit; porselen ya da kompozit yüzeyinin pürüzlendirilmesi için %36-40 oranlarındaki fosforik asitlerden yararlanılır. Hidroflorik asite göre daha az güçlü bir asittir (Denehy ve ark., 1998; Özcan, 2003). Bazı araştırıcılar fosforik asidi porselen yüzeyini asitlemek için değil de, porselenin temizlenmesi için önermiştir.

c) Asidüle fosfat florür; porselen yüzeyinin güvenli ve etkili asitlenmesinde %1.23 oranındaki asidüle fosfat florür kullanılır. Porselen yüzeyinde düzgün, homojenize bir alan yaratır (Tylka ve Stewart, 1994; Kato ve ark., 1996; Özcan, 2003).

2.7.1.2 Kumlama:

Dental restorasyonların kumlanması materyallerin yüzeylerini temizlemek ve hem yüzeyi arttırmak hem de mikroretantif topografiyi sağlamak için sıklıkla kullanılır. Böylece aktive olan yüzeyde uygulanacak materyalin ıslanabilirliliği artar. Ancak

kumlama dikkatli bir şekilde yapılmalıdır, çünkü uygulama sırasında meydana gelebilecek materyal kaybı restorasyonun klinik olarak uyumunu bozabilir (Kern ve Thompson, 1993).

a) Aluminyumoksit partikülleri ile kumlama; yüzey gerilimini azaltmak ve bağlantı yüzey alanını arttırmak amacıyla, Al_2O_3 ile kumlama yapılarak yüzeyi pürüzlendirmek ağız içi tamir için basit bir metottur. Bu metot ağız içinde kullanılan bir alet yardımı ile kırık yüzeyinin doğrudan kumlanması esasına dayanır. Hava abrazyonu veya kumlama, mikromekanik retansiyonu geliştirir. Al_2O_3 ile porselen yüzeyinin fiziksel değişikliği, genellikle 50 μm'lik partiküller kullanılarak sağlanır (Özcan, 2003).

b) Silisyumoksit partikülleri ile kumlama; tribokimyasal silika kaplama ile rezinin yüzeye adezyonu kuvvetlendirilir (Özcan ve ark., 1998; Özcan ve Niedermeier, 2002). Silisik asitle modifiye edilmiş mineral parçacıklarından oluşur. Partiküller açığa çıkmış kırık yüzeyine yüksek enerjiyle atılır. Yüksek ısı, abraziv parçacıklarının etkilerinin yüzeyde 15 μm derinliğe ulaşmasını sağlar. Sonuçta, porselen veya kompozit yüzeyinde mikromekanik ve kimyasal adezyonu sağlayacak, küçük silika parçacıklarından bir tabaka oluşur (Kern ve Thompson, 1993). İyi bir sonuç elde etmek için ağız içi kumlama aletini restorasyona yaklaşık 10 mm uzaktan tutmak gerekmektedir. Kırığın boyutuna bağlı olarak 10-15 sn uygulamanın başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Silicoater, CoJet ve Rocatec bu uygulamanın en bilinen sistemleridir (Kern ve Thompson, 1993; Özcan ve ark., 1998; Özcan ve Niedermeier, 2002; Özcan, 2003).

2.7.1.3 Frezle pürüzlendirme:

Kırık yüzeyine kompozit rezinin tutunması için, undercut veya oluğa benzer retantif alanların yaratılmasında ince ve kalın frezlerden yararlanılabilir. Retansiyon yaratan bu frezler elmas olabildiği gibi, tamir setlerinin içinde özel olarak bulunan taşlar da olabilir. Frezler kullanılarak kırık yüzeyinde kompozit rezinin bağlanması için retantif alan oluşturulurken çukurlar ve düzensiz alanlar meydana gelebilir. Böylece yetersiz mekanik retansiyon oluşabilir (Shahverdi ve ark., 1998).

2.7.1.4 Silan uygulaması:

Günümüzde birçok tamir setinde bulunan silan bağlama ajanları, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Genel kimyasal formülleri; $X - (CH_2)_3Si - (OR)_3$ şeklindedir ve silan porselen yüzeye uygulandığı zaman hidrolize olarak porselen ile bağlantıya geçmektedir (Özcan, 2003).

Silan bağlama ajanları aynı zamanda porselenin ıslanabilirliliğini de geliştirerek düşük viskozitedeki kompozit rezinlerin akışkanlıklarını da arttırırlar (Aida ve ark., 1995). Silanlar su ile karışırlar ise; bir oligomer oluştururlar ve yapışma özelliklerinin kaybederler (Önal, 2001).

Organofonksiyonel bağlayıcılar olarak silanların inorganik yapı ile polimer arasında kullanılması bir çok araştırmacı tarafından önerilmiştir (Matinlinna ve ark., 2004). Kompozit rezinlerde matriks ile doldurucular arasında sıkı bir bağlanmaya gereksinim vardır. Bu bağlanma ara faz-ajan ile sağlanır. Bu ara faz organik silisyum bileşiği olan uzun moleküllü silanlardan oluşur. Kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlayıcı ajanlarla önceden kaplanmıştır. Silan bağlayıcı ajanlar, molekül zincirlerinin her iki ucunda farklı fonksiyonel gruplara sahiptir. Bu uzun moleküllü silanlar bir uçtan polimer matrikse bağlanırken, diğer uçtan da doldurucuya (silika) bağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar zayıf yapıya sahip olan matriksten, nispeten daha güçlü yapıya sahip olan dolduruculara streslerin iletimini sağlar, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (Matinlinna ve ark., 2004).

2.7.1.5 Kombine uygulamalar:

Yüzey preparasyonlarını tek tek kullanmak yerine, birkaçını birlikte kullanmanın kırık yüzeyine kompozit rezinin bağlanmasında daha etkili olacağını bildiren çalışmalar vardır (Della Bona ve Van Noort, 1995; Kupiec ve ark., 1996; Değer ve Caniklioğlu, 1997; Özcan, 2003). Silan ile hidroflorik asit kombinasyonunu (Llobell ve ark., 1992; Jardel ve ark., 1999a;1999b), kumlama, frezleme ve hidroflorik asit kombinasyonlarını (Suliman ve ark., 1993), kumlama ile hidroflorik asit kombinasyonlarını (Thurmond ve ark., 1994), kumlama, hidroflorik asit ve silan

kombinasyonlarını (Shahverdi ve ark., 1998) beraber inceleyen çalışmalar bulunmaktadır.

2.8 IŞIK KAYNAKLARI

Işık kaynağının açığa çıkardığı ışık, yayılan ışık yoğunluğu ve polimerizasyonun şekli, ışık kaynaklarının etkinliği ile ilgili çok önemli özelliklerdir. Foto polimerizasyonu etkileyen ışık cihazı faktörleri şunlardır;

Dalga boyu, ışığın yaydığı elektromanyetik dalga boyudur. Kompozitler sadece sınırlı bir dalga boyuna karşı hassastır. 400-500 nm arasındaki mavi ışık enerjisi kompozit rezin içindeki fotobaşlatıcı kamforokinonu aktive eder. Kamforokinon en yüksek seviye olarak 468 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlıdır. Bu durumda kamforokinon, kompoziti polimerize etmek için serbest radikaller oluşturur. (Özel ve Soyman, 2004).

Güç, ışık cihazının birim zamanda yaydığı enerji miktarıdır. Birimi mW'tır.

Yoğunluk, ışığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüne denir. Birimi mW/cm^2'dir. Polimerizasyon ışıkları için ISO onaylı ışık yoğunluğu değeri minimum 300 mW/cm^2 dir ve standart polimerizasyon derinliği gereksinimi 1.5 mm dir (Quance ve ark., 2001; Rasetto ve ark., 2004). Işık yoğunluğu cihazın gücü arttırılarak veya cihazın ucunun çapı küçültülerek kontrol edilebilir.

Günümüzde dört farklı tip ışık kaynağı mevcuttur;

1) Quartz-tungsten halojen ışık kaynağı (QTH)
2) Plazma ark karbon ışık kaynağı (PAC)
3) Argon-iyon lazer ışık kaynağı
4) Işık yayan diyot (LED)

2.8.1. Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynağı (QTH)

Halojen lambalarda ışık, tungsten bir flament üzerinden geçirilen elektrik akımı ile elde edilir ve bu işlem çok yüksek ısı seviyelerinde gerçekleşir.

Halojen ışıklar, 400–500 nm (mavi ışık) dışındaki istenmeyen dalgaları süzmek için filtre edilmelidirler, böylece bu kaynaktan çıkan yalnızca az miktardaki enerji ışığa dönüştürülerek polimerizasyon için kullanılır ve geniş miktardaki enerji ise ısıya dönüştürülür. QTH ışık kaynaklarında giren enerjinin %70'i ısıya dönüştürülür, sadece

%10'u görülebilir ışıktır. Bu görülebilir ışığın % 90'ı da filtrelerin kullanımına bağlı olarak kaybedilir. Sonuç olarak mavi ışık çıkışı total enerji girişinin sadece % 1'idir. Daha fazla miktarda olan ısı ise ışık filtrelerinin ve ampullerinin ve zamanla da halojen ışık cihazının ömrünü kısaltır (Stahl ve ark.,2000; Tsai ve ark., 2004). Çalışma ömürleri ortalama 50 saat civarındadır.

2.8.2. Plazma Ark Karbon Işık Kaynağı (PAC)

PAC ışık kaynaklarının yüksek yoğunlukta güç açığa çıkartmaları karakteristik özellikleridir. Polimerizasyon hızını arttırarak, polimerizasyon süresinin kısalmasına izin vermektedir. Ancak aşırı ısı ürettikleri için kontrollü olmak gerekir. Işık iyonize molekül ve elektronların gaz karışımının birleşiminden oluşan plazmanın parlamasıyla yayılır ve mavi ışığı elimine etmek için özel sıvıyla doldurulmuş ışık yönlendiricisi kullanırlar. 470 nm civarında dar aralıktaki dalga boyundadır (Peutzfeldt ve ark., 2000; Üşümez ve ark., 2004; Katahira ve ark., 2004).

2.8.3 Argon İyon Lazer Işık Kaynakları

Değerli bir gaz olan argon ile çalışan lazerler, insan gözünün göremeyeceği morötesi ya da kızılötesi ışıklar üretirler. Argon lazer 480 nm dalga boyunda, yüksek yoğunlukta ışık demetleri oluşturmaktadır (Pradhan ve ark., 2002).

2.8.4 Işık Yayan Diyot (LED)

LED ismi, ingilizce Light Emitting Diode (Işık Yayan Diyot) kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Yapılarında elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan iki ayrı yarı iletken bulunur. Bu iki ayrı yarı iletken birleşip ortama elektrik verildiğinde, LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır. En önemli fark yaratan özellikleri sadece görülebilir mavi ışık üretmeleridir. Üretilen ışığın yaklaşık %95'i polimerizasyon için gereken niteliktedir. Bu durum daha az elektrik enerjisi ve oldukça düşük bir kayıpla çalışma olanağı verir (Ernst ve ark., 2004; Tsai ve ark., 2004).

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin oldukça yüksek bir oranı bileşimlerinde fotobaşlatıcı olarak kamforokinon bulundururlar. Kamforokinon 400-500 nm arası dalga boyunda görülebilir mavi ışıkta aktive olan bir maddedir

(pik seviyesi 468 nm). LED lambalı ışık kaynaklarının temel özelliği bu dalga boyu aralığında sadece görülebilir mavi ışık üretmeleridir. Etkin spektrumlarının ise 430-490 nm olduğu bildirilmektedir. LED lambalar oldukça uzun ömre sahiptirler (yaklaşık 10000 saat) ve değişkenlik göstermeyen ışık yayarlar. Ancak LED ışık cihazları yapısında fotobaşlatıcı olarak kamforokinon içeren dental materyaller üzerine etkilidir, bu nedenle polimerizasyon için kullanılacağı materyallerin yapısı iyi bilinmelidir (Özel ve Soyman, 2003; Saraç ve ark., 2005)

Dişhekimliğinde ışık cihazları üzerine yapılan yeni çalışmalar LED üzerine yönelmiştir (Stahl ve ark., 2000; Ernst ve ark., 2004; Tsai ve ark., 2004; Üşümez ve ark., 2004; Saraç ve ark., 2005a;2005b; Bala ve ark., 2005).

3. MATERYAL VE METOD

3.1 Çalışmada Kullanılan Materyaller

Üç farklı ağız içi tamir seti ile yüzey hazırlığı yapılan dört restoratif materyal üzerine iki farklı ışık kaynağı ile polimerize edilmiş tamir kompozitinin makaslama bağlanma dayancının incelendiği çalışmamızda kullanılan materyaller ve cihazlar Tablo 3.1.1 ve 3.1.2'de görülmektedir.

Tablo-3.1.1: Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Marka	Üretim No:	Üretici Firma
Lityum disilikat ile kuvvetlendirilmiş cam seramik	IPS Empress 2	E 20987	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein
Lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik	IPS Empress Esthetic	F 21069	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein
Cam fiberle güçlendirilmiş kompozit alt yapı materyali	Vectris Pontic	GLO 064	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein
Isı ve ışık ile polimerize olan mikro dolduruculu veneer kompozit	SR Adoro Dentin	G 16766	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein
Ağız içi tamir seti	Ceramic Repair	G 15716	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein
Ağız içi tamir seti	Clearfil Repair	41385	Kuraray, Japan
Ağız içi tamir seti	CoJet System	172562	3M ESPE, Germany
Tamir için kullanılan hibrit kompozit	Tetric Ceram	G 10805	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein

Tablo-3.1.2: Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Üretici Firma
Ağız İçi Kumlama Cihazı (Microetcher)	Danville Eng., USA
Üniversal Test Cihazı (Lloyd LRX)	Lloyd Instruments PIC., England
QTH Işık Kaynağı (Astralis 3)	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein
LED Işık Kaynağı (Elipar Freelight 2)	3M ESPE, Germany
Ultrasonik Temizleyici (EuroSonic Energy)	Euronda, Italy
Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) (Jeol JSM 6335-F)	Jeol Ltd. ,USA
Contact Angle Gonimeter (G-111)	Kernco Instruments , Germany
Profilometre Cihazı (Surftest 301)	Mitotoyo, Japan
Zımpara Cihazı (Buehler Metaserv)	Buehler, Germany
IPS Empress Isı-basınç Fırını (EP 600)	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein
Termal Devirlendirme Cihazı (Nova)	Tıbbi Aletler San. ve Tic. A.Ş., Türkiye
Etüv cihazı (EN 042)	Nüve Tic A.Ş., Türkiye
Buhar Cihazı (Triton)	Bego, Germany
Vakum Pres Polimerizasyon Cihazı (VS 1)	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein
Isı-ışık Polimerizasyon Cihazı (Lumamat 100)	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein

3.1.1 IPS Empress 2:

Metal-desteksiz porselen inley, onley, laminate, kron ve köprülerde kullanılan lityum disilikat cam seramiktir. % 57-80 SiO_2, % 0-5 Al_2O_3, % 0,1-6 La_2O_3, % 0-5 MgO, % 0-8 ZnO, % 0-13 K_2O, % 11-19 Li_2O, % 0-11 P_2O_5 içermektedir. Kırılmaya karşı direnci 350±50 MPa, Vickers sertliği 404 HV' dir (3'959 MPa). Uygun presleme ısısı 920 ^{0}C, glaze ısısı 780 ^{0}C'dir.

3.1.2 IPS Empress Esthetic:

Metal-desteksiz porselen inley, onley, laminate ve jaket kronlarda kullanılan lösit esaslı cam seramiktir. % 56-63 SiO_2, % 3,5-6,5 Na_2O, % 10-14 K_2O, % 0,5-2,5

CaO, % 16-21 Al_2O_3 içermektedir. Kırılmaya karşı direnci 160±8 MPa'dır. Uygun presleme ısısı 1075 ^{0}C, glaze ısısı 770 ^{0}C'dir.

3.1.3 Vectris Pontic:

Vectris, kron ve köprü sistemlerinde metal içermeyen translüsent iskelet yapılar oluşturmak amacı ile kullanılan cam fiberle güçlendirilmiş bir materyaldir. % 24,5 Bis-GMA, % 6,2 trietilenglikol dimetakrilat, % 0,3 dekandiol dimetakrilat, % 0,1 üretan dimetakrilat, % 3,5 yoğun dağıtılmış silika, % 65 cam fiber içermektedir. Kırılmaya karşı direnci 1300±60 MPa, elastisite modülü 36,000±2500 MPa' dır.

3.1.4 SR Adoro Dentin:

Isı ve ışık ile polimerize olan mikro dolduruculu yeni bir veneer kompozit materyaldir. % 16,9 dimetakrilat, %19,8 yoğun dağıtılmış silikon dioksit, % 62,9 kopolimer içermektedir. Kırılmaya karşı direnci 130±10 MPa, elastisite modülü 7000±500 MPa ve Vickers sertliği 490±10 MPa'dır.

3.1.5 Ceramic Repair:

İçeriği:

- %37 fosforik asit (Total Etch)
- Silan (Monobond-S: 3- Metakriloksi propil trimetoksi silan [MPTS])
- Adeziv rezin (Heliobond: Bisfenol-A-glisidildimetakrilat [Bis-GMA] ve trietilen glikol dimetakrilat)
- Kompozit rezin (Tetric Ceram: Hibrit kompozit)





Şekil-3.1.5.1: Ceramic Repair Tamir Seti

3.1.6 Clearfil Repair:

İçeriği:

- %40 fosforik asit (K-Etchant)

- Silan (Clearfil Porcelain Bond Activator: Bisfenol-A-polietoksidimetakrilat, 3- Metakriloksi propil trimetoksi silan [MPTS]

- Bond primer (SE Bond Primer: 10- Metakriloksidesil dihidrojen fosfat [MDP], Hidroksietil dimetakrilat [HEMA] ve su)

- Bond adeziv (SE Bond Bond: 10- Metakriloksidesil dihidrojen fosfat [MDP], Bisfenol-A-glisidildimetakrilat [Bis-GMA], Hidroksietil dimetakrilat [HEMA], hidrofobik dimetakrilat ve silanize kolloidal silika).



Şekil-3.1.6.1: Clearfil Repair Tamir Seti

3.1.7 CoJet System:

İçeriği:

- Silika (%5) ile kaplanmış 30 µm boyutunda aliminyum oksit (%95) kum partikülleri (CoJet Sand)

- Silan (Rely X Ceramic Primer: %99 Etil alkol, %1 3- Metakriloksi propil trimetoksi silan [MPTS])

- Adeziv rezin (Adper Scotchbond Multi-Purpose Adhesive: Hidroksietil dimetakrilat [HEMA], Bisfenol-A-glisidildimetakrilat [Bis-GMA]).

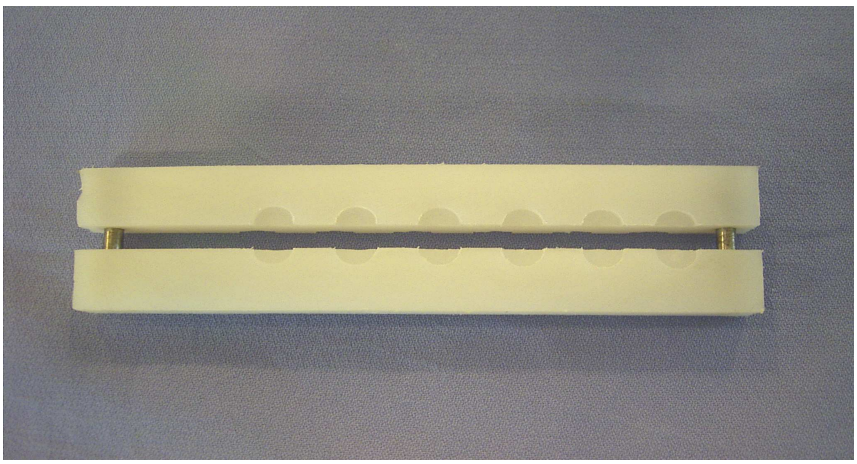


Şekil-3.1.7.1: CoJet System Tamir Seti

3.2 Test Örneklerinin Hazırlanması

3.2.1 Çalışmada Kullanılan Tam Seramik Örneklerin Hazırlanması

Testlerde kullanılacak olan tam seramik disklerin elde edilmesi için 10 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde boşlukları bulunan teflon kalıp içine mum (Cavex Set Up Wax, Haarlem, Holland) eritilerek döküldü ve 96 adet mum disk standart şekilde hazırlandı (Şekil-3.2.1.1).



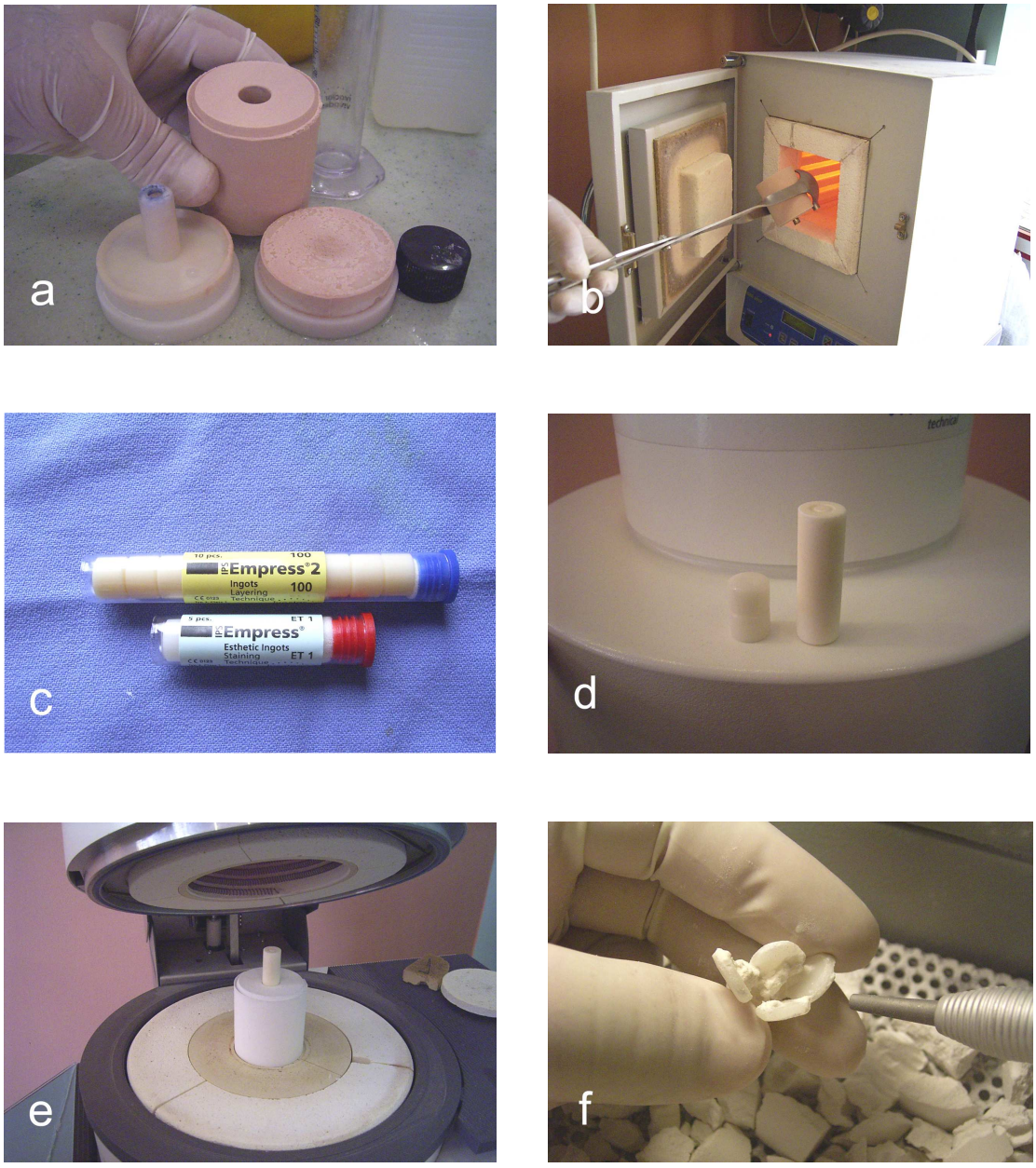
Şekil-3.2.1.1: Mum disklerin hazırlandığı teflon kalıp

Daha sonra mum örnekler tijlenerek revetmana alınmaya hazır hale getirildi (Şekil-3.2.1.2).



Şekil-3.2.1.2: Tijlenmiş mum diskler

IPS Empress 2 örnekler için tijlenen 48 adet mum disk özel revetmana (IPS Empress 2 Special Investment Material, Ivoclar, Liechtentein) alındı. Ön ısıtma işlemi için manşet, seramik ingot (renk:100) ve Al_2O_3 piston ön ısıtma fırınına kondu. Bu fırında ısı oda sıcaklığından 850 ºC'e kadar dakikada 3 ºC artacak şekilde yükseltildi ve bu ısıda 90 dk bekletildi. Bu ısıtmada mumun eliminasyonu sağlandıktan sonra presleme işlemine geçildi. Bu işlemde seramik ingot, manşet ve Al_2O_3 piston EP 600 fırınına yerleştirildi. Bu ingot 920 ºC ve 5 bar basınçta eriyen mumdan kalan boşluğa preslendi. Presleme işlemi bittikten sonra manşet fırından çıkartıldı, oda ısısında soğuması sağlandı. Örneklerin üstündeki revetman artıkları 1 bar basınç altında 100 mikronluk Al_2O_3 partikülleri ile kumlanarak temizlendi. Döküm kanalı elmas disk ile ayrıldı. Musluk suyu altında yıkandıktan sonra buhar cihazı ile temizleme yapıldı. Kalan 48 adet mum örneğe aynı işlemler uygulanarak IPS Empress Esthetic örnekler hazırlandı. Presleme ısısı 1075 ºC olarak uygulandı (Şekil-3.2.1.3). En son işlem olarak tüm örneklere üretici talimatlarına göre glaze işlemi uygulandı.

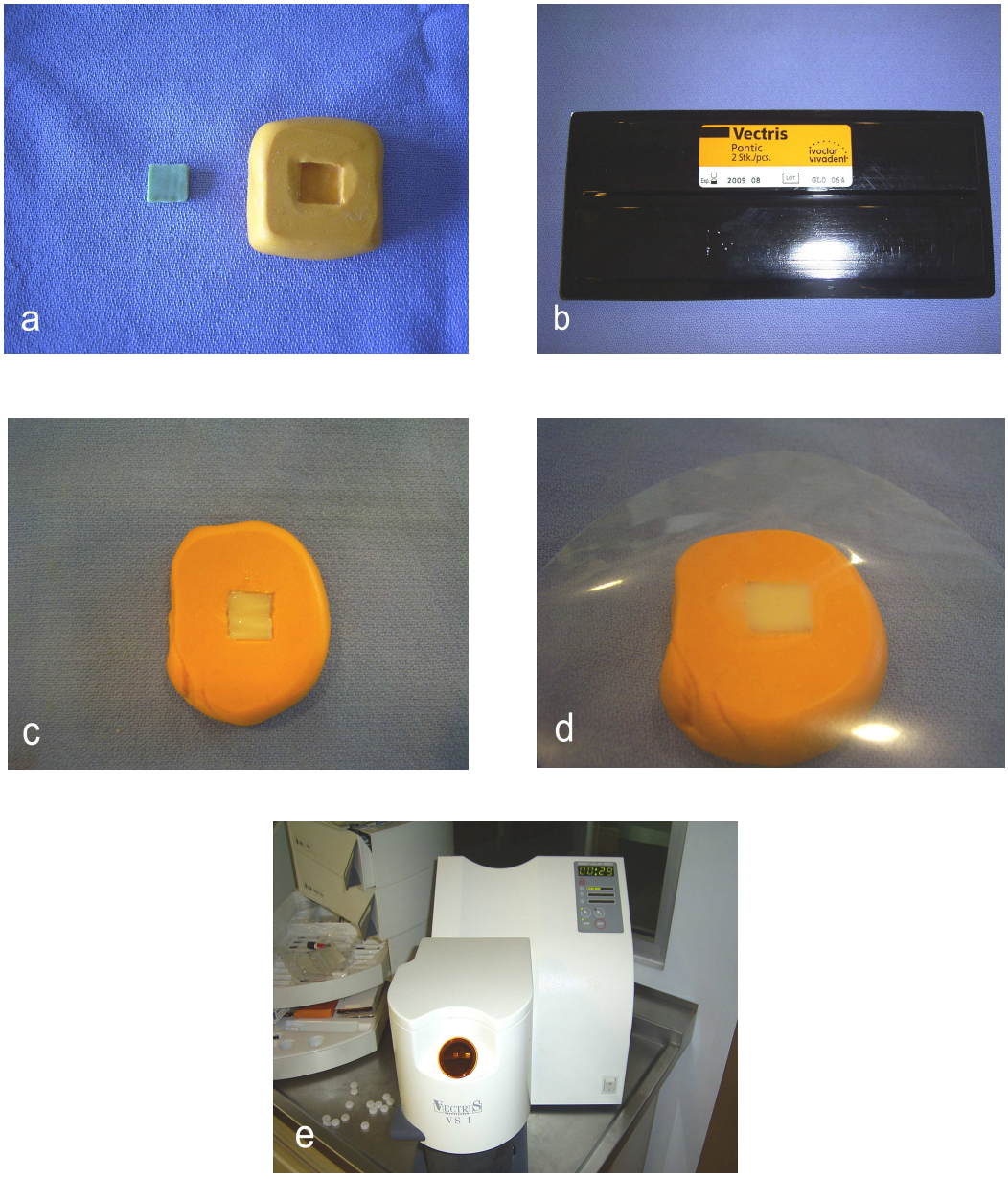


Şekil-3.2.1.3: IPS Empress 2 ve Esthetic örneklerin hazırlanması. a) Revetman blok tij kalıbından çıkarılmış, b) Revetman blok ön ısıtma fırınına yerleştirilirken, c) IPS Empress 2 ve Esthetic ingotları, d) Seramik ingot ve Al_2O_3 piston, e) Revetman blok EP 600 fırınına yerleştirilmiş, f) Örneklerin üzerindeki revetman artıklarının temizlenmesi

3.2.2 Çalışmada Kullanılan Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Örneklerin Hazırlanması

Testlerde kullanılacak olan 48 adet cam fiber örneğin hazırlanması için öncelikle 10x10x2 mm boyutlarında kare mum örnek hazırlandı ve bu mum örnek silikon kalıplar içine gömülerek silikon kalıplar içerisinde bu boyutlarda boşluk

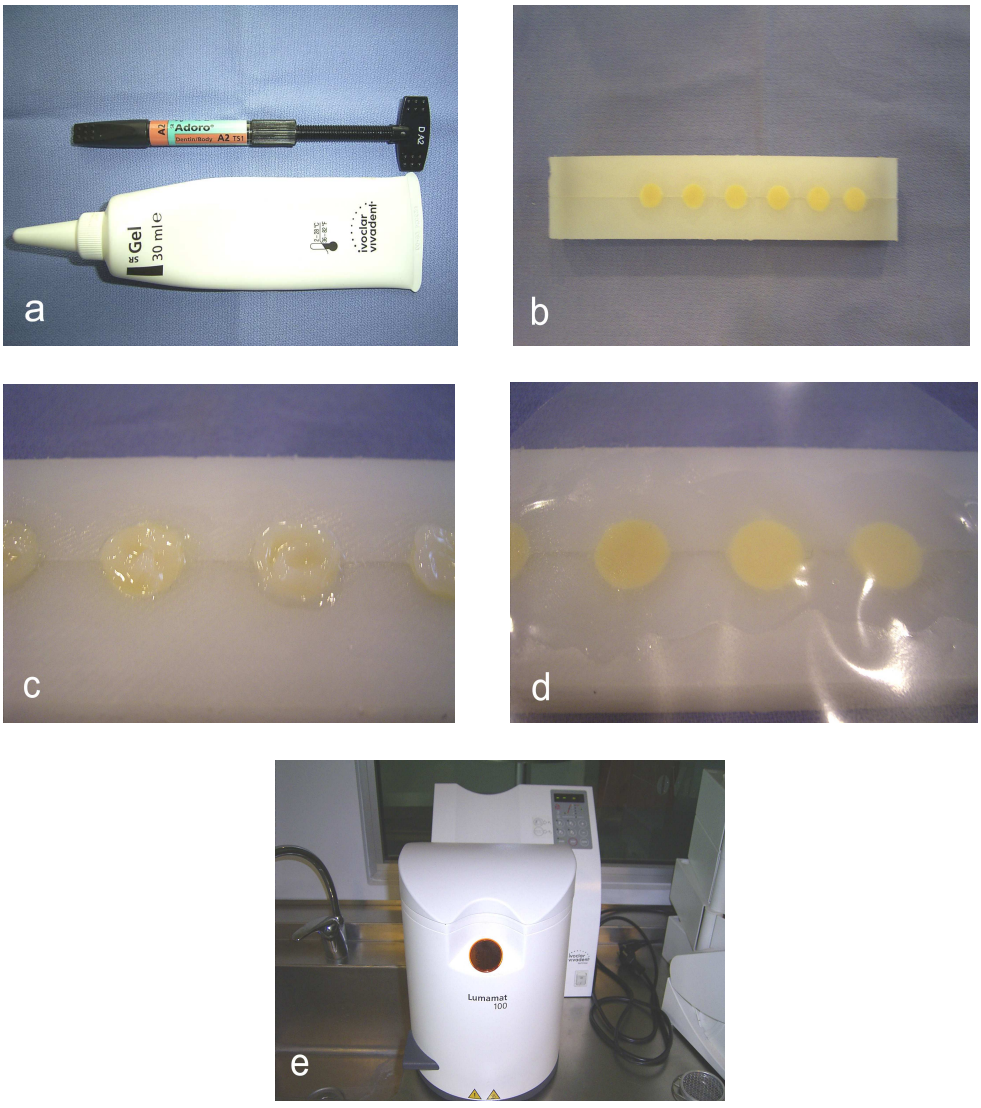
sağlandı. Daha sonra bu boşluklara Vectris Pontic cam fiber materyali yerleştirildi ve liflerin bir arada tutunmasını sağlayan Vectris Glue uygulandı. Yüzey şeffaf bir bant ile kapatıldı ve silikon kalıplar vakum/pres polimerizasyon cihazı VS 1'e yerleştirilerek polimerizasyon gerçekleştirildi (Şekil-3.2.2.1).



Şekil-3.2.2.1: Vectris Pontic örneklerin hazırlanması. a) Mum örnek ve silikon kalıp, b) Vectris Pontic cam fiber materyali, c) Cam fiber lifleri silikon kalıp içine yerleştirilmiş, d) Vectris Glue uygulandıktan sonra şeffaf bant ile kapatılmış, e) VS 1 Polimerizasyon cihazı

3.2.3 Çalışmada Kullanılan Veneer Kompozit Örneklerin Hazırlanması

Testlerde kullanılacak olan 48 adet veneer kompozit diskin elde edilmesi için A2 renginde SR Adoro dentin kompoziti 10 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde boşlukları bulunan teflon kalıp içine bir plastik spatül ile yerleştirildi ve açıkta kalan üst yüzeylere SR jel uygulandı ve üzeri şeffaf bir bant ile kapatıldı. SR jel gliserin temelli bir jeldir ve polimerizasyondan önce veneer kompozitin yüzeyinde bir inhibisyon tabakası oluşumunu inhibe eder. Ayrıca yüzeyin tam polimerizasyonunu kolaylaştırır. Kompozitlerin yerleştirildiği teflon kalıp Lumamat 100 ısı/ışık polimerizasyon cihazına alınarak Program 1'de 25 dk süre ile polimerize edildi (Şekil-3.2.3.1).



Şekil-3.2.3.1: SR Adoro Dentin örneklerin hazırlanması. a) SR Adoro Dentin kompoziti ve SR Jel, b) Kompozit teflon kalıp içindeki boşluklara yerleştirilmiş, c) Kompozit yüzeyine SR Jel uygulanmış, d) Şeffaf bant ile kapatılmış, e) Lumamat 100 Polimerizasyon cihazı

3.3 Deney Grupları ve Tamir İşlemleri

3.3.1 Deney Grupları

Çalışmamızda 48'er adet IPS Empress 2, IPS Empress Esthetic, Vectris Pontic ve SR Adoro Dentin alt yapılarına Ceramic Repair, Clearfil Repair ve CoJet System tamir setlerinde üretici firmaların önerdiği yüzey hazırlık yöntemleri uygulandıktan sonra tamir kompoziti uygulandı. Tamir kompozitinin polimerizasyonu için QTH ve LED ışık kaynakları kullanıldı. Bu işlemler için örnekler her biri 8 adet örnek içeren 24 alt gruba ayrıldı. Uygulanan tamir seti ve ışık kaynağına göre deney grupları Tablo-3.3.1'de görülmektedir.

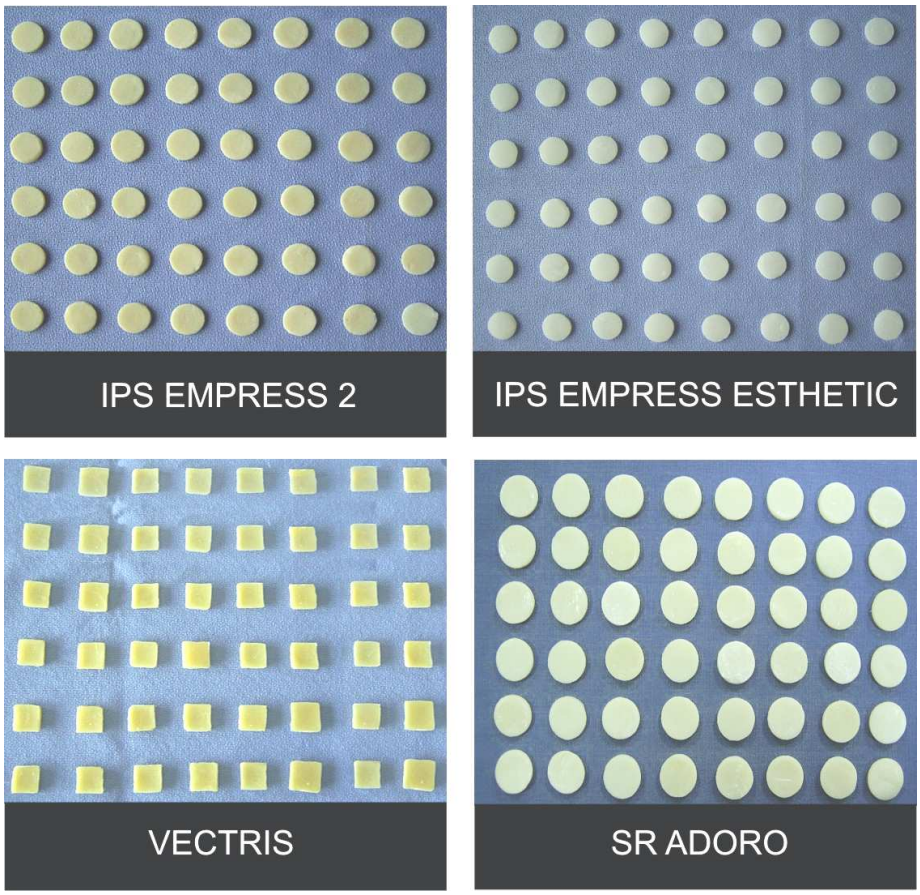
Tablo-3.3.1: Deney Grupları

Işık Kaynağı	n	Grup	Yüzey	Tamir Seti	Grup	n	Işık Kaynağı
QTH	8	Q1	IPS Empress 2	Ceramic Repair	L1	8	LED
	8	Q2	IPS Empress 2	Clearfil Repair	L2	8	
	8	Q3	IPS Empress 2	CoJet System	L3	8	
	8	Q4	IPS Empress Esthetic	Ceramic Repair	L4	8	
	8	Q5	IPS Empress Esthetic	Clearfil Repair	L5	8	
	8	Q6	IPS Empress Esthetic	CoJet System	L6	8	
	8	Q7	Vectris Pontic	Ceramic Repair	L7	8	
	8	Q8	Vectris Pontic	Clearfil Repair	L8	8	
	8	Q9	Vectris Pontic	CoJet System	L9	8	
	8	Q10	SR Adoro Dentin	Ceramic Repair	L10	8	
	8	Q11	SR Adoro Dentin	Clearfil Repair	L11	8	
	8	Q12	SR Adoro Dentin	CoJet System	L12	8	

3.3.2 Örnek Yüzeylerinin Hazırlanması

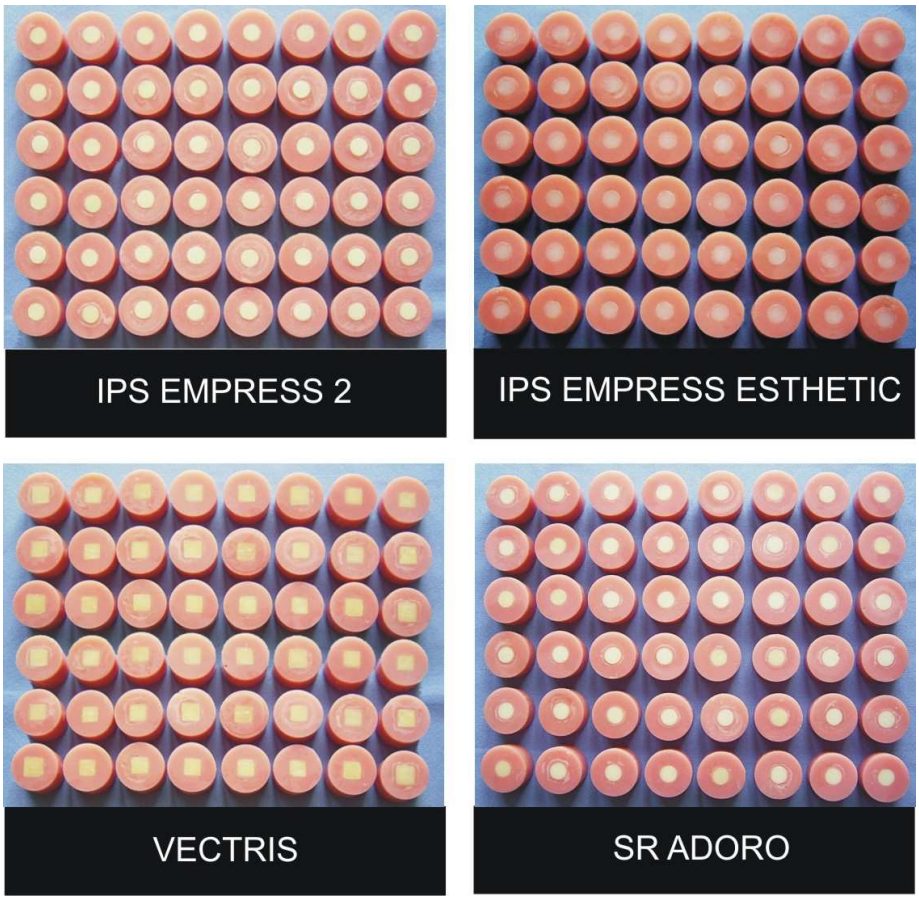
Hazırlanan örnekler Şekil 3.3.2.1'de görülmektedir. Tüm örnek yüzeylerinin tamamen düzgün ve pürüzsüz olmasını sağlamak amacı ile örnekler sırasıyla 600 ve 1200 gridlik silikon karbid zımparalar (English Abrasives, English Abrasives Ltd., England) ile polisaj cihazında (Buehler Metaserv, Buehler, Germany) su banyosu altında zımparalanarak düzeltildi. Daha sonra örnekler ultrasonik temizleme cihazında

(EuroSonic Energy, Euronda, Italy) 10 dakika distile su içinde temizlendi. Tamir işlemlerinden önce örneklerin yaşlandırılması amacıyla tüm örnekler 2 ay süresince etüv (EN 042, Nüve Tic A.Ş., Türkiye) içinde 37 ^{o}C suda bekletildi (Tezvergil ve ark., 2004).



Şekil-3.3.2.1: Hazırlanan tüm örnekler

İki ay sonunda örneklere tamir işlemleri ve makaslama testi uygulanabilmesi amacıyla otopolimerizan akrilik rezin (Meliodent; Heraeus Kulzer Ltd, Armonk, NY) kullanılarak 20 mm yüksekliğinde ve 30 mm çapında 192 adet silindir şeklinde blok hazırlandı. Daha sonra IPS Empress 2, IPS Empress Esthetic ve SR Adoro Dentin gruplarında bu blokların bir yüzeyine merkezi olarak 3 mm derinliğinde 12 mm çapında yuvalar açıldı. Vectris Pontic gruplarında ise bu boşluklar 12x12x3 mm şeklinde hazırlandı ve örnekler bu yuvaların içine otopolimerizan akril ile sabitlendi (Şekil-3.3.2.2).



Şekil-3.3.2.2: Otopolimerizan akril bloklara yerleştirilmiş örnekler

3.3.3 Çalışmada Kullanılan Ağız İçi Tamir Setleri ve Uygulama Aşamaları

Çalışmada kullanılan üç farklı tamir setinin üretici firmalarının önerilerine göre yüzey işlemleri aşağıdaki şekilde yapıldı ve polimerizasyon için ikinci jenerasyon LED (Elipar Freelight 2, 3M ESPE, Germany) ve QTH (Astralis 3, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ışık kaynakları üretici firmaların önerileri doğrultusunda kullanıldı (Şekil-3.3.3.1).



Şekil-3.3.3.1: Testlerde kullanılan ışık kaynakları; LED (solda) ve QTH (sağda)

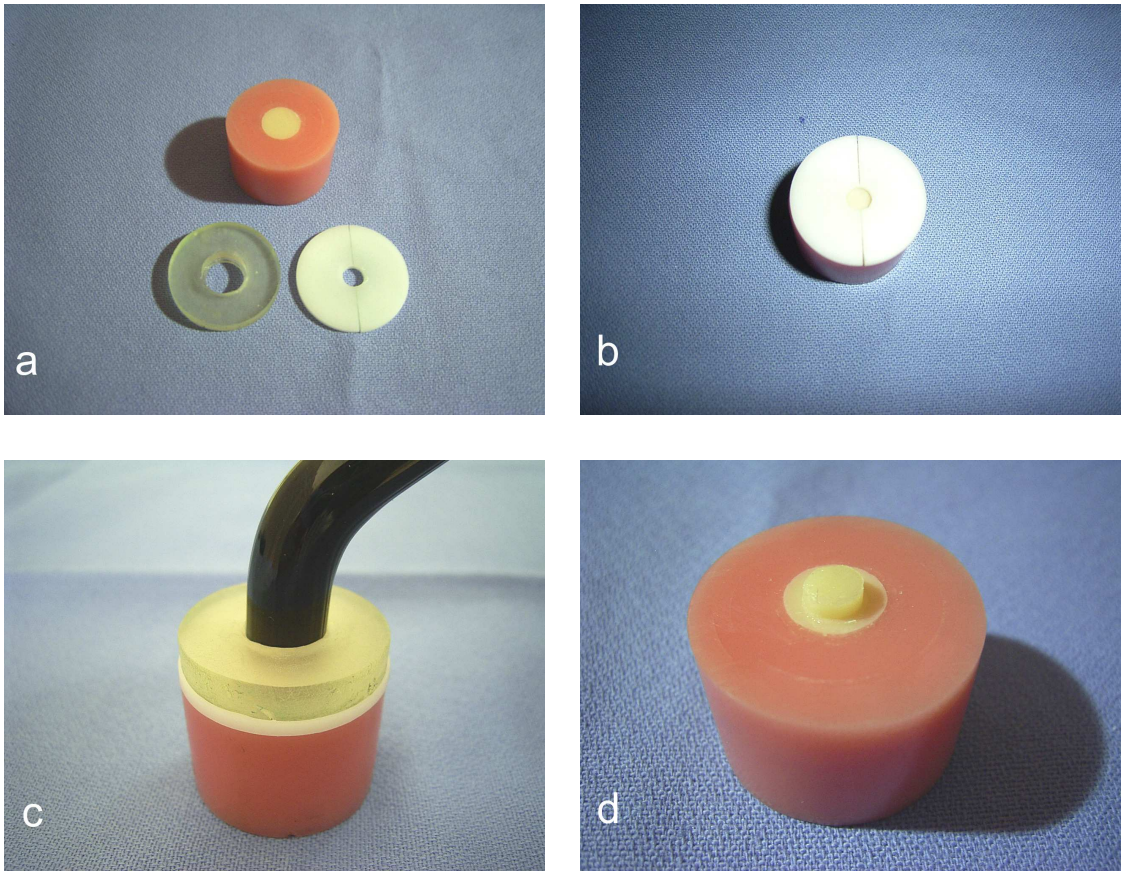
Ceramic Repair: Örnek yüzeylerine önce 15 sn Total Etch uygulandı ve yüzeyler yıkanıp kurutuldu. Daha sonra yüzeylere Monobond-S silan kaplama ajanı sürüldü, 60 sn beklendi ve Heliobond sürülüp fazlası hava spreyi ile uzaklaştırıldıktan sonra LED gruplarında 10 sn, QTH gruplarında ise 20 sn polimerizasyon yapıldı.

Clearfil Repair: Örnek yüzeylerine önce 5 sn K-Etchant uygulandı ve yüzeyler yıkanıp kurutuldu. Daha sonra Clearfil SE Bond Primer ve Clearfil Porcelain Bond Activator 1:1 oranında karıştırıldıktan sonra yüzeye sürüldü ve 5 sn beklendi. Clearfil SE Bond Bond sürülüp fazlası hava spreyi ile uzaklaştırıldı ve LED gruplarında 5 sn, QTH gruplarında ise 10 sn polimerizasyon yapıldı.

CoJet System: Örnek yüzeyleri ağız içi kumlama cihazında 3 bar basınçta 10 mm uzaklıktan 15 sn süre ile CoJet Sand ile kumlandı. Hava spreyi ile temizlendikten sonra Rely X Ceramic Primer yüzeye sürüldü ve 30 sn beklendi. Adper Scotchbond sürülüp fazlası hava spreyi ile uzaklaştırıldı ve LED gruplarında 10 sn, QTH gruplarında ise 20 sn polimerizasyon yapıldı.

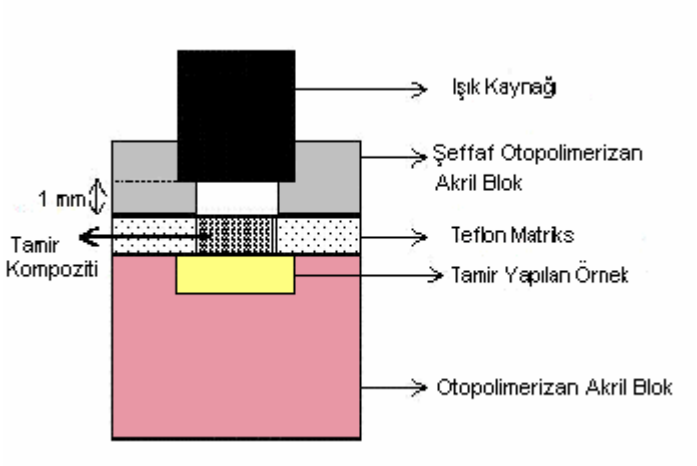
3.3.4 Yüzey Hazırlığı Yapılmış Örneklere Tamir Kompozitinin Uygulanması

A2 rengindeki tamir kompoziti (Tetric Ceram) yüzey hazırlığı yapılmış örnekler üzerine ortasında 6 mm çapında boşluk olan 2 mm kalınlığında bir teflon matriks yardımıyla yerleştirildi (Şekil-3.3.4.1.a ve b). Örneklerin 1 mm uzaklıktan standart şekilde polimerize edilebilmesi için şeffaf otopolimerizan akrilden (Meliodent; Heraeus Kulzer Ltd, Armonk, NY) merkezlerinde ışık kaynaklarının uç kısımlarının genişliği kadar boşluk bulunan bir blok hazırlandı (Şekil-3.3.4.1.c). Işık kaynaklarının ışık yoğunluğu bir radyometre cihazı (CM 300 Curing Light Meter) ile periyodik olarak kontrol edildi. Radyometre ile QTH'dan 1 mm mesafede 600 mW/cm^2, LED'den ise 1 mm mesafede 1000 mW/cm^2 ışık yoğunluğu değerleri okunduktan sonra tamir kompozitinin polimerizasyonu yapıldı (Şekil-3.3.4.1.d).



Şekil-3.3.4.1: Tamir kompozitinin uygulanması

Polimerizasyon düzeneğinin kesitsel görüntüsü Şekil-3.3.4.2'de görülmektedir.



Şekil-3.3.4.2: Polimerizasyon Düzeneğinin Kesitsel Görüntüsü

Tamir kompoziti uygulanmış tüm örnekler 37 ˚C' deki etüvde (EN 042, Nüve Tic A.Ş., Türkiye) deiyonize su içinde 24 saat bekletildi. Hazırlanan örneklerin ağız ortamıyla aynı koşullardaki sıcaklık değişimlerine maruz kalmasını sağlamak amacı ile örneklere termal devirlendirme aletinde 1500 kez 5 ± 2 ˚C ve 55 ± 2 ˚C' ler arasında termal devirlendirme işlemi yapıldı. Bu işlem örnekler 5 ± 2 ˚C' de 10 sn, oda sıcaklığında 10 sn ve 55 ± 2 ˚C' de 10 sn bekletilerek, toplam 30 sn' lik bir tur döngüsü ile yapıldı (Şekil 3.3.4.3).

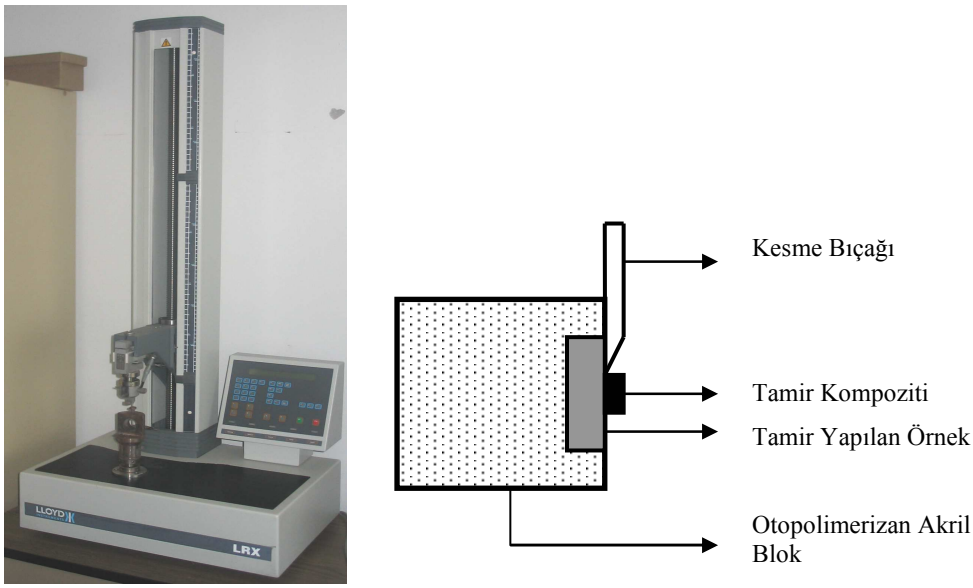


Şekil-3.3.4.3: Termal devirlendirme cihazı (solda) ve işleminin yapılması (sağda)

3.4 Makaslama Testi Uygulaması

Akrilik bloklar içine sabitlenmiş örnekler kafa hızı 1 mm/dakika olarak ayarlanmış Üniversal Test Cihazına (Şekil 3.4.1) yerleştirilerek, bıçak sırtı şeklinde uca sahip olan makaslama bıçağı ile "Makaslama Testi" uygulandı. Newton cinsinden bağlanma dayançları belirlendi ve MPa birimine çevrildi. Elde edilen veriler üç yönlü varyans analizi ile değerlendirildi (ANOVA) (SPSS 10,0; SPSS Inc., Chicago, Ill) ve Tukey HSD testi ile karşılaştırıldı (α=0,05).

Makaslama testi sonucunda oluşan başarısızlık tiplerini belirlemek amacıyla kırık yüzeyleri 75 mm çapında bir büyüteç (Magnifying glass, Best Source Int., China) ile incelendi ve başarısızlıklar adeziv, koheziv, adeziv+koheziv kırılmalar şeklinde sınıflandırıldı.



Şekil 3.4.1: Üniversal test cihazı (solda) ve test düzeneği (sağda)

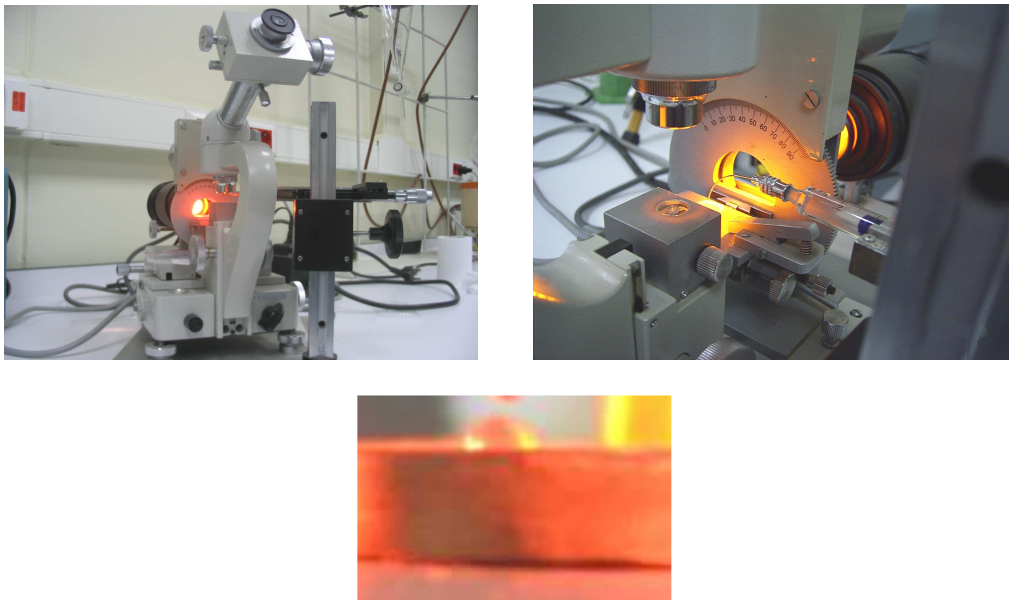
3.5 Yüzey Temas Açılarının Ölçülmesi

Tamir setleri ile oluşturulan yüzey hazırlıklarının örneklerin yüzeylerinde oluşturduğu temas açılarının ve yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesi için her bir alt yapı materyalinden 20'şer adet yeni örnek makaslama testinde kullanılan örneklere benzer şekilde hazırlandı. Her bir alt yapı materyaline ait örnekler 5 adet örnek içeren 4 alt gruba ayrıldı (Tablo-3.5.1).

Tablo-3.5.1: Yüzey temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılan deney grupları

Alt yapı	Tamir Seti	Yüzey İşlemi	n
IPS Empress 2 (E2)	Kontrol (K)	Zımpara	5
	Ceramic Repair (FA1)	% 37 Fosforik asit	5
	Clearfil Repair (FA2)	% 40 Fosforik asit	5
	CoJet System (C)	30 µm SiO_x	5
IPS Empress Esthetic (EE)	Kontrol (K)	Zımpara	5
	Ceramic Repair (FA1)	% 37 Fosforik asit	5
	Clearfil Repair (FA2)	% 40 Fosforik asit	5
	CoJet System (C)	30 µm SiO_x	5
Vectris Pontic (V)	Kontrol (K)	Zımpara	5
	Ceramic Repair (FA1)	% 37 Fosforik asit	5
	Clearfil Repair (FA2)	% 40 Fosforik asit	5
	CoJet System (C)	30 µm SiO_x	5
SR Adoro Dentin (A)	Kontrol (K)	Zımpara	5
	Ceramic Repair (FA1)	% 37 Fosforik asit	5
	Clearfil Repair (FA2)	% 40 Fosforik asit	5
	CoJet System (C)	30 µm SiO_x	5

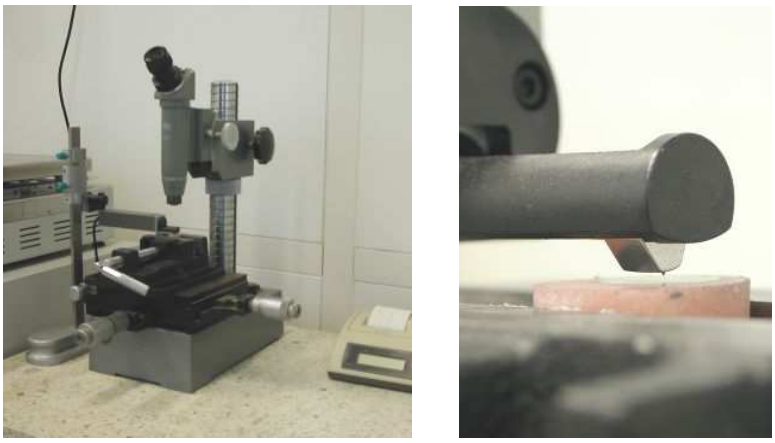
Tamir setlerinin yüzey preparasyon işlemleri uygulandıktan sonra Sessile Drop Yöntemi ile Contact Angle Goniometer cihazında yüzey temas açıları ölçüldü (Şekil 3.5.1). Shapiro-Wilk Testi ile gruplar normal dağılıma uygunluk yönünden değerlendirildikten sonra veriler iki-yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testleri kullanılarak karşılaştırıldı (α=0.05).



Şekil 3.5.1 : Contact Angle Gonimeter (solda), temas açısı ölçüm işlemi (sağda), temas açısı ölçülen bir örnek diskin yakından görünümü (altta)

3.6 Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Yüzey temas açısı ölçülen örneklerin daha sonra yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için bir profilometre cihazı kullanıldı (Şekil-3.6.1).

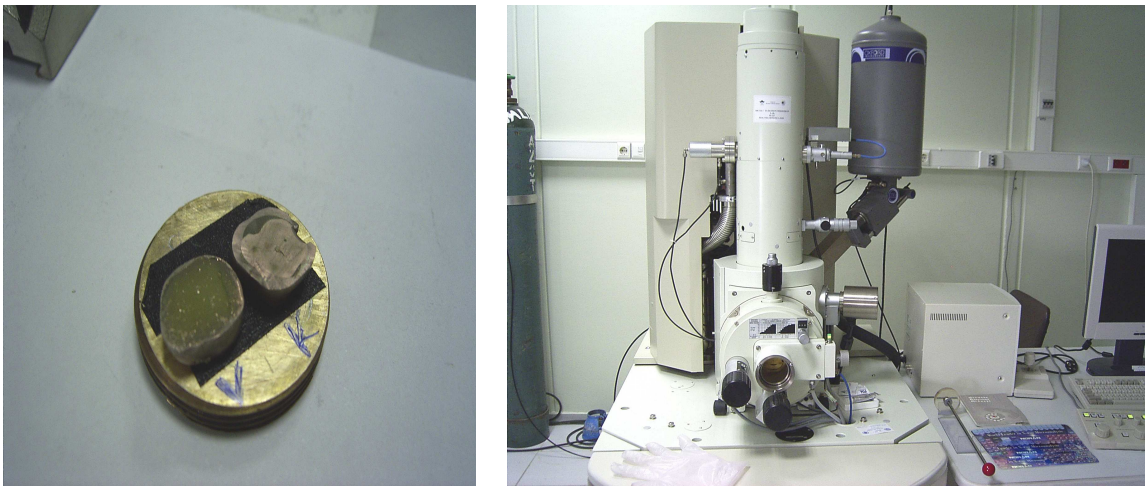


Şekil 3.6.1 : Profilometre Cihazı (solda) ve yüzey pürüzlülüğünün ölçümü (sağda)

Örnek yüzeylerinden dört ayrı kesitte ölçüm yapılıp bulunan değerlerin aritmetik ortalaması alındı. Shapiro-Wilk Testi ile gruplar normal dağılıma uygunluk yönünden değerlendirildikten sonra veriler iki-yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testleri kullanılarak karşılaştırıldı (α=0.05).

3.7 Tarayıcı Elektron Mikroskobu İncelemesi

Tamir setlerinin yüzey hazırlık işlemlerinin örnek yüzeylerinde meydana getirdikleri değişiklikleri incelemek amacıyla, 600 ve 1200 gridlik zımpara, % 37' lik fosforik asit, % 40' lık fosforik asit, 30µm' luk SiO_x uygulanan alt yapı yüzeylerine altın kaplaması işlemi (S150B; Edwards, Crawley, United Kingdom) yapıldı. Daha sonra yüzey görüntüleri tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) (JSM-6335F; Jeol, Tokyo, Japan) kullanılarak elde edildi (Şekil 3.7.1). SEM fotomigrografları X250 magnifikasyonda alındı.



Şekil 3.7.1: Altın kaplama yapılmış örnekler (solda), SEM Cihazı (sağda)

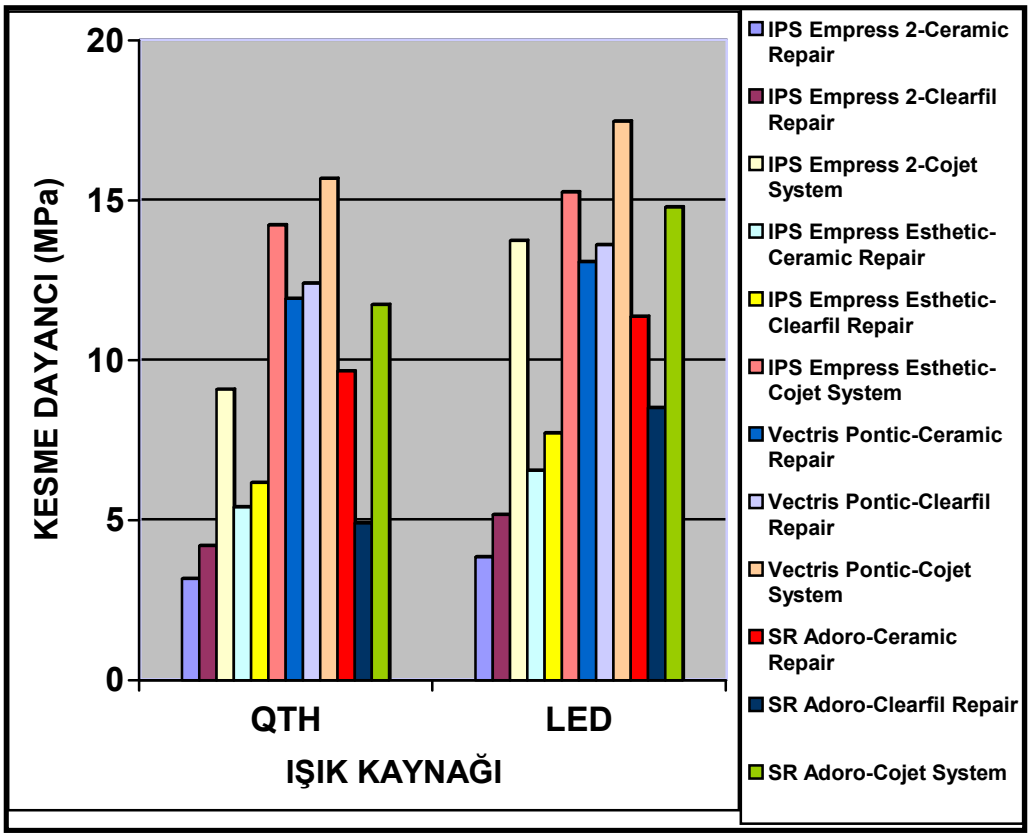
4. BULGULAR

4.1 Grupların Makaslama Bağlanma Dayançları Açısından Değerlendirilmesi

Çalışmamızda dört farklı alt yapı materyali ile tamir materyali arasındaki bağlanma dayancı üzerinde üç farklı tamir sistemi ve iki farklı ışık kaynağının etkilerini incelenmek amacıyla yapılan "makaslama testi" sonucunda elde edilen makaslama dayancı değerleri Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden araştırıldı ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Daha sonra veriler üç-yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. MPa cinsinden elde edilen makaslama dayancı değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 4.1.1' de görülmektedir.

Tablo 4.1.1: Gruplara ait makaslama dayancı değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

QTH Grupları	Ortalama (MPa)	Standart Sapma	LED Grupları	Ortalama (MPa)	Standart Sapma
Q1	3,17	0,29	**L1**	3,85	0,27
Q2	4,20	0,51	**L2**	5,17	0,63
Q3	9,09	0,59	**L3**	13,74	0,46
Q4	5,41	0,33	**L4**	6,55	0,50
Q5	6,17	0,49	**L5**	7,72	0,42
Q6	14,23	0,38	**L6**	15,26	0,50
Q7	11,93	0,40	**L7**	13,08	0,30
Q8	12,41	1,04	**L8**	13,61	0,25
Q9	15,68	0,52	**L9**	17,47	0,42
Q10	9,66	0,91	**L10**	11,37	1,23
Q11	4,91	1,10	**L11**	8,51	0,82
Q12	11,74	0,78	**L12**	14,79	0,66



Şekil 4.1.1. Alt yapılara uygulanan farklı tamir sistemleri ile elde edilen makaslama bağlanma dayancı değerlerinin ışık kaynaklarına göre dağılımı

Işık kaynakları bakımından makaslama bağlanma dayancı değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur ($p<0.01$) (Tablo 4.1.2). LED ışık kaynağı ile daha yüksek bağlanma dayancı değerleri elde edilmiştir ($p<0.01$) (Tablo 4.1.1 ve Şekil 4.1.1).

Tamir sistemleri arasında her iki ışık kaynağına ait gruplarda istatistiksel fark bulunmuştur ($p<0.001$) (Tablo 4.1.2). En yüksek bağlanma dayancı değerleri CoJet sisteminin uygulandığı gruplarda elde edilmiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.1.1 ve Şekil 4.1.1).

Alt yapı sistemleri arasında da her iki ışık kaynağına ait gruplarda istatistiksel farklılık mevcuttur ($p<0.001$) (Tablo 4.1.2). En yüksek bağlanma dayancı değerleri Vectris Pontic sisteminde elde edilirken ($p<0.001$), en düşük bağlanma dayancı değerleri IPS Empress 2 sisteminde elde edilmiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.1.1 ve Şekil 4.1.1).

En yüksek bağlanma dayancı değeri CoJet tamir sisteminin Vectris Pontic alt yapı yüzeyine uygulandığı L9 grubunda elde edilmiştir ve diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur ($p<0.001$) (Tablo 4.1.1 ve Şekil 4.1.1).

Tablo 4.1.2. Makaslama bağlanma dayancı karşılaştırmaları için üç-yönlü ANOVA sonuçları

	Tip III Kareler Toplamı	**df**	**Kareler Ortalaması**	**F**	**Sig.**
Işık Kaynağı	169,228	1	169,228	419,406	0,002
Alt yapı	1384,549	3	461,516	1143,799	0,000
Tamir Sistemi	1548,366	2	774,183	1918,696	0,000
Işık Kaynağı * Alt yapı	18,323	3	6,108	15,137	0,000
Işık Kaynağı * Tamir Sistemi	17,105	2	8,552	21,196	0,000
Alt yapı * Tamir Sistemi	278,093	6	46,349	114,868	0,000
Işık Kaynağı * Alt yapı * Tamir Sistemi	31,386	6	5,231	12,964	0,000
Hata	67,787	168	0,403		
Toplam	22670,841	192			

IPS Empress 2, IPS Empress Esthetic ve Vectris Pontic yüzeylerine Ceramic Repair sisteminin uygulanması ile ışık kaynağı arasında makaslama bağlanma dayancı açısından istatistiksel fark yoktur ($p>0.05$). IPS Empress 2 ve Vectris Pontic yüzeyine Clearfil Repair sistemi uygulaması ile ışık kaynağı arasında makaslama bağlanma dayanıklılığı açısından istatistiksel fark yoktur ($p>0.05$). Aynı şekilde IPS Empress Esthetic yüzeyine CoJet tamir sistemi uygulaması ile ışık kaynağı arasında istatistiksel fark yoktur ($p>0.05$) (Tablo 4.1.3).

Tablo 4.1.3. Işık kaynağı açısından gruplar arası önemlilik durumları

Karşılaştırılan Gruplar	P
Q1-L1	**p>0.05**
Q2-L2	**p>0.05**
Q3-L3	p<0.001
Q4-L4	**p>0.05**
Q5-L5	p<0.01
Q6-L6	**p>0.05**
Q7-L7	**p>0.05**
Q8-L8	**p>0.05**
Q9-L9	p<0.001
Q10-L10	p<0.001
Q11-L11	p<0.001
Q12-L12	p<0.001

Tamir sistemlerinin grup içi karşılaştırmalarında, her iki ışık kaynağı uygulamasında da IPS Empress Esthetic ve Vectris Pontic alt yapılara uygulanan Ceramic Repair ve Clearfil Repair tamir sistemleri arasında istatistiksel olarak fark yoktur (p>0.05). IPS Empress 2 alt yapı üzerine uygulanan Ceramic Repair ve Clearfil Repair tamir sistemlerinin uygulandığı QTH ışık kaynağı grupları arasında da istatistiksel fark bulunmamıştır (p>0.05) (Tablo 4.1.4).

Tablo 4.1.4. Tamir sistemleri açısından grup içi karşılaştırmalar

Karşılaştırılan Gruplar	**p**	**Karşılaştırılan Gruplar**	**p**
Q1-Q2	**p>0.05**	L1-L2	p<0.05
Q1-Q3	p<0.001	L1-L3	p<0.001
Q2-Q3	p<0.001	L2-L3	p<0.001
Q4-Q5	**p>0.05**	L4-L5	**p>0.05**
Q4-Q6	p<0.001	L4-L6	p<0.001
Q5-Q6	p<0.001	L5-L6	p<0.001
Q7-Q8	**p>0.05**	L7-L8	**p>0.05**
Q7-Q9	p<0.001	L7-L9	p<0.001
Q8-Q9	p<0.001	L8-L9	p<0.001
Q10-Q11	p<0.001	L10-L11	p<0.001
Q10-Q12	p<0.001	L10-L12	p<0.001
Q11-Q12	p<0.001	L11-L12	p<0.001

Farklı tamir sistemleri ve ışık kaynakları uygulanan alt yapılar kendi aralarında karşılaştırıldıklarında, QTH ışık kaynağı grubunda Clearfil Repair sisteminin kullanıldığı IPS Empress 2 ve SR Adoro Dentin alt yapılar arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır (p>0.05). LED ışık kaynağı grubunda ise CoJet sisteminin kullanıldığı IPS Empress 2 ile SR Adoro Dentin ve IPS Empress Esthetic ile SR Adoro Dentin arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Aynı şekilde LED ışık kaynağı grubunda Clearfil Repair sisteminin kullanıldığı IPS Empress Esthetic ile SR Adoro Dentin alt yapılar arasında da istatistiksel olarak fark yoktur (p>0.05) (Tablo 4.1.5).

Tablo 4.1.5. Tamir sistemleri açısından alt yapıların karşılaştırılması

Karşılaştırılan Gruplar	**p**	**Karşılaştırılan Gruplar**	**p**
Q1-Q4	p<0.001	L1-L4	p<0.001
Q1-Q7	p<0.001	L1-L7	p<0.001
Q1-Q10	p<0.001	L1-L10	p<0.001
Q2-Q5	p<0.001	L2-L5	p<0.001
Q2-Q8	p<0.001	L2-L8	p<0.001
Q2-Q11	**p>0.05**	L2-L11	p<0.001
Q3-Q6	p<0.001	L3-L6	p<0.01
Q3-Q9	p<0.001	L3-L9	p<0.001
Q3-Q12	p<0.001	L3-L12	**p>0.05**
Q4-Q7	p<0.001	L4-L7	p<0.001
Q4-Q10	p<0.001	L4-L10	p<0.001
Q5-Q8	p<0.001	L5-L8	p<0.001
Q5-Q11	p<0.05	L5-L11	**p>0.05**
Q6-Q9	p<0.01	L6-L9	p<0.001
Q6-Q12	p<0.001	L6-L12	**p>0.05**
Q7-Q10	p<0.001	L7-L10	p<0.001
Q8-Q11	p<0.001	L8-L11	p<0.001
Q9-Q12	p<0.001	L9-L12	p<0.001

4.1.1 Gruplarda Makaslama Testi Sonucu Oluşan Başarısızlık Tipleri

Çalışmamızda makaslama testi uygulamaları sonucu gruplarda oluşan başarısızlık tiplerinin yüzde değerleri Tablo 4.1.1.1'de gösterilmiştir. Oluşan başarısızlık tipleri içinde adeziv kırılmaların alt yapı materyali ile tamir materyali arasında, koheziv kırılmaların ise tamamının alt yapı materyali içinde olduğu görüldü.

Tablo 4.1.1.1. Makaslama testi sonucunda oluşan başarısızlıkların yüzdesel oranları

QTH Grupları	A	K	A+K	LED Grupları	A	K	A+K
Q1	% 100	---	---	**L1**	% 100	---	---
Q2	% 100	---	---	**L2**	% 100	---	---
Q3	% 100	---	---	**L3**	% 100	---	---
Q4	% 100	---	---	**L4**	% 87,5	% 12,5	---
Q5	---	% 100	---	**L5**	---	% 100	---
Q6	---	% 100	---	**L6**	---	% 100	---
Q7	% 75	---	% 25	**L7**	---	% 25	% 75
Q8	% 25	% 50	% 25	**L8**	---	% 50	% 50
Q9	% 25	% 50	% 25	**L9**	---	% 75	% 25
Q10	% 100	---	---	**L10**	% 62,5	% 37,5	---
Q11	% 100	---	---	**L11**	% 50	% 25	% 25
Q12	% 37,5	% 62,5	---	**L12**	---	% 100	---

A: Adeziv, **K:** Koheziv, **A+K:** Adeziv+ Koheziv

4.2 Yüzey Temas Açısı Ölçüm Değerleri

Sessile Drop Yöntemi kullanılarak Contact Angle Goniometer cihazı ile yapılan yüzey temas açısı ölçüm sonuçlarının ortalama ve standart sapmaları Tablo 4.2.1'de görülmektedir.

Tablo 4.2.1. Grupların ortalama yüzey temas açısı değerleri ve standart sapmaları

Alt yapı	Tamir Sistemi	Yüzey İşlemi	Ortalama	Standart Sapma	n
IPS Empress 2 (E2)	Kontrol	Zımpara (Z)	82,80	0,84	5
	Ceramic Repair	%37 Fosforik asit (F1)	62,00 c,d	0	5
	Clearfil Repair	%40 Fosforik asit (F2)	60,60 c	1,14	5
	CoJet System	30 µm SiO_x (C)	39,00 a	0	5
IPS Empress Esthetic (EE)	Kontrol	Zımpara (Z)	80,60	1,14	5
	Ceramic Repair	%37 Fosforik asit (F1)	64,20 d,e,f	0,45	5
	Clearfil Repair	%40 Fosforik asit (F2)	64,60 e,f	0,90	5
	CoJet System	30 µm SiO_x (C)	35,00	0	5
Vectris Pontic (V)	Kontrol	Zımpara (Z)	74,40 f	1,14	5
	Ceramic Repair	%37 Fosforik asit (F1)	63,80 d,e,f	1,09	5
	Clearfil Repair	%40 Fosforik asit (F2)	63,60 d,e,f	1,14	5
	CoJet System	30 µm SiO_x (C)	39,00 a	0	5
SR Adoro Dentin (A)	Kontrol	Zımpara (Z)	77,20	1,30	5
	Ceramic Repair	%37 Fosforik asit (F1)	62,40c,d,e	1,34	5
	Clearfil Repair	%40 Fosforik asit (F2)	60,60 c	1,14	5
	CoJet System	30 µm SiO_x (C)	44,60 b	0,55	5

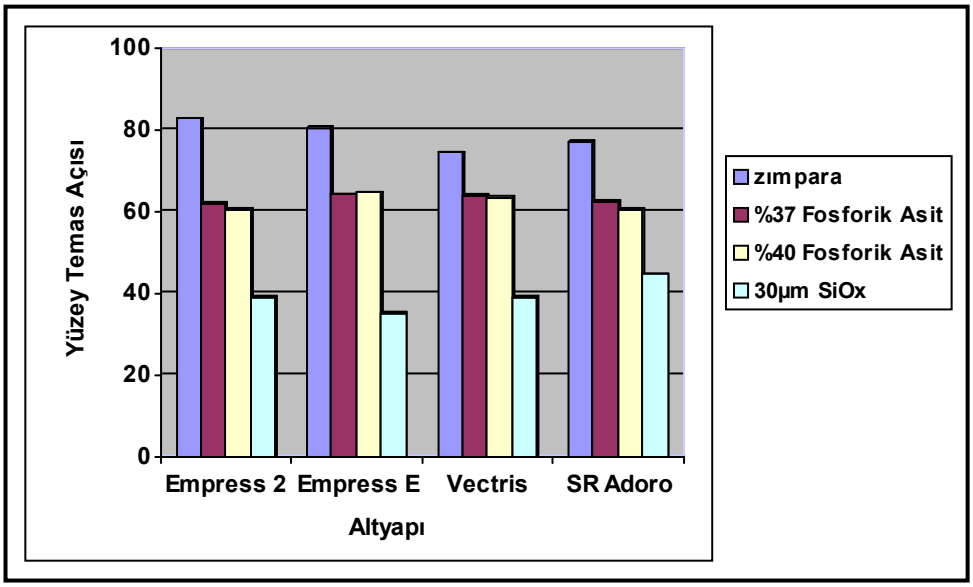
* Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0.05$).

İki-yönlü ANOVA sonuçları Tablo 4.2.2 de gösterilmektedir. Kullanılan tamir sistemleri ve alt yapı materyalleri arasında yüzey temas açısı değerleri bakımından anlamlı farklılıklar görüldü ($p< 0.001$).

Tablo 4.2.2. Yüzey temas açıları karşılaştırmaları için iki-yönlü ANOVA sonuçları

	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Alt yapı	13,200	3	4,400	5,333	0,002
Tamir Sistemi	15756,300	3	5252,100	6366,182	0,000
Alt yapı* Tamir sistemi	506,900	9	56,322	68,269	0,000
Hata	52,800	64	0,825		
Toplam	313034,000	80			

Tüm alt yapılara uygulanan yüzey işlemleri arasında en düşük yüzey temas açısı değeri 30µ'luk SiO_x uygulamasının yapıldığı CoJet sisteminde, en yüksek yüzey temas açısı değeri ise zımpara işleminin uygulandığı kontrol gruplarında elde edilmiştir ($p< 0.001$) (Şekil 4.2.1).



Şekil 4.2.1. Farklı tamir sistemleri ile elde edilen yüzey temas açısı değerlerinin alt yapılara göre dağılımı

Alt yapı materyallerine uygulanan tamir sistemlerinin grup içi karşılaştırmalarında tüm gruplar arasında sadece Ceramic Repair ve Clearfil Repair sisteminin uygulandığı gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak fark gözlenmiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.2.3).

Tablo 4.2.3. Yüzey temas açısı bakımından grup içi önemlilik durumları

Karşılaştırılan Gruplar	P
E2 Z- E2 F1	p< 0.001
E2 Z- E2 C	p< 0.001
E2 F1- E2 C	p< 0.001
E2 Z- E2 F2	p< 0.001
E2 F1- E2 F2	**p> 0.05**
E2 F2- E2 C	p< 0.001
EE Z- EE F1	p< 0.001
EE Z- EE C	p< 0.001
EE F1- EE C	p< 0.001
EE Z- EE F2	p< 0.001
EE F1- EE F2	**p> 0.05**
EE F2- EE C	p< 0.001
V Z- V F1	p< 0.001
V Z- V C	p< 0.001
V F1- V C	p< 0.001
V Z- V F2	p< 0.001
V F1- V F2	**p> 0.05**
V F2- V C	p< 0.001
A Z- A F1	p< 0.001
A Z- A C	p< 0.001
A F1- A C	p< 0.001
A Z- A F2	p< 0.001
A F1- A F2	**p> 0.05**
A F2- A C	p< 0.001

Farklı alt yapı materyallerine uygulanan yüzey işlemlerinin gruplar arası önemlilik durumları Tablo 4.2.4 ‘ de görülmektedir.

Farklı alt yapı materyallerine uygulanan tamir sistemlerinin gruplar arası karşılaştırmalarında %37’lik fosforik asit uygulamasının yapıldığı IPS Empress 2 ile Vectris Pontic, IPS Empress 2 ile SR Adoro Dentin, IPS Empress Esthetic ile SR Adoro Dentin, IPS Empress Esthetic ile Vectris Pontic, ve SR Adoro Dentin ile Vectris Pontic grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır (p>0.05)(Tablo 4.2.4).

Aynı şekilde % 40'lık fosforik asit uygulanan IPS Empress 2 ile SR Adoro Dentin ve IPS Empress Esthetic ile Vectris Pontic grupları arasında ve CoJet sisteminin uygulandığı IPS Empress 2 ile Vectris Pontic grupları arasında da istatistiksel fark yoktur (p>0.05)(Tablo 4.2.4).

Tablo 4.2.4. Yüzey işlemleri açısından alt yapıların yüzey temas açılarının karşılaştırılması

Karşılaştırılan Gruplar	**p**
E2 Z- EE Z	p<0.05
E2 Z- V Z	p< 0.001
E2 Z- A Z	p< 0.001
E2 F1- EE F1	p<0.05
E2 F1- V F1	**p>0.05**
E2 F1- A F1	**p>0.05**
E2 F2- EE F2	p< 0.001
E2 F2- V F2	p< 0.001
E2 F2- A F2	**p>0.05**
E2 C- EE C	p< 0.001
E2 C- V C	**p>0.05**
E2 C- A C	p< 0.001
EE Z- V Z	p< 0.001
EE Z- A Z	p< 0.001
EE F1- V F1	**p>0.05**
EE F1- A F1	**p>0.05**
EE F2- A F2	p< 0.001
EE F2- V F2	**p>0.05**
EE C- V C	p< 0.001
EE C- A C	p< 0.001
A Z- V Z	p<0.01
A F1- V F1	**p>0.05**
A F2- V F2	p< 0.001
A C- V C	p< 0.001

4.3 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Değerleri

Profilometre Cihazı Surftest 301 ile ölçülen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin (Ra) ortalama ve standart sapmaları Tablo 4.3.1'de görülmektedir**.**

Tablo 4.3.1. Grupların ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri ve standart sapmaları

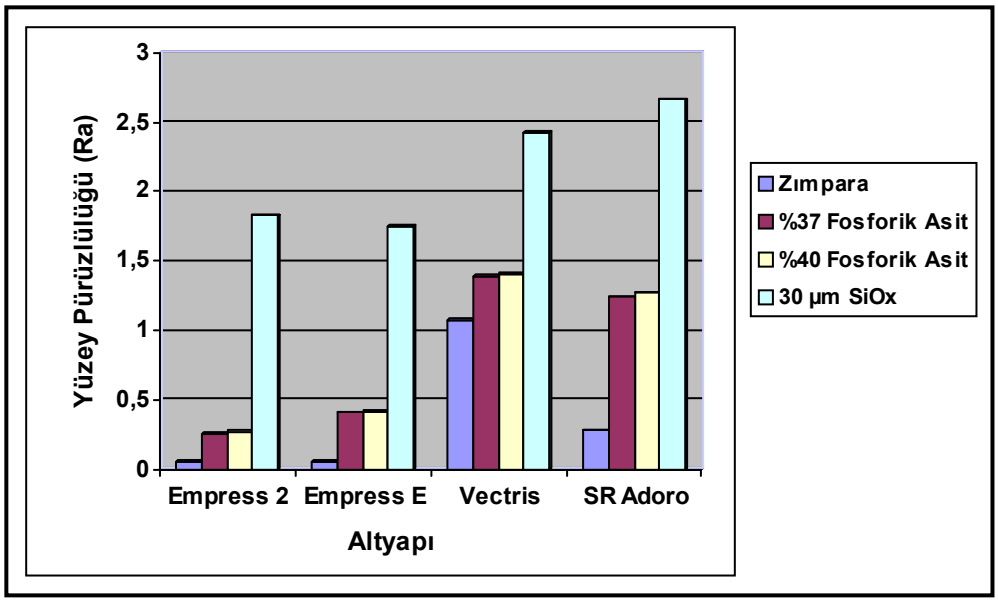
Alt yapı	Tamir Sistemi	Yüzey İşlemi	Ortalama (Ra)	Standart Sapma	n
IPS Empress 2 (E2)	Kontrol	Zımpara (Z)	0,06 a,b	0,03	5
	Ceramic Repair	%37 Fosforik asit (F1)	0,26 a,b,c	0,09	5
	Clearfil Repair	%40 Fosforik asit (F2)	0,27 b,c	0,01	5
	CoJet System	30 µm SiO_x (C)	1,83 f	0,08	5
IPS Empress Esthetic (EE)	Kontrol	Zımpara (Z)	0,06 a	0,01	5
	Ceramic Repair	%37 Fosforik asit (F1)	0,41 c	0,11	5
	Clearfil Repair	%40 Fosforik asit (F2)	0,42 c	0,06	5
	CoJet System	30 µm SiO_x (C)	1,75 f	0,14	5
Vectris Pontic (V)	Kontrol	Zımpara (Z)	1,08 d	0,09	5
	Ceramic Repair	%37 Fosforik asit (F1)	1,39 e	0,15	5
	Clearfil Repair	%40 Fosforik asit (F2)	1,41 e	0,01	5
	CoJet System	30 µm SiO_x (C)	2,42	0,10	5
SR Adoro Dentin (A)	Kontrol	Zımpara (Z)	0,28 a,b,c	0,09	5
	Ceramic Repair	%37 Fosforik asit (F1)	1,24 d,e	0,07	5
	Clearfil Repair	%40 Fosforik asit (F2)	1,27 d,e	0,03	5
	CoJet System	30 µm SiO_x (C)	2,66	0,19	5

* Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0.05$).

Tüm alt yapılara uygulanan yüzey işlemleri arasında en yüksek Ra değeri 30µm'luk SiO_x uygulamasının yapıldığı CoJet sisteminde, en düşük Ra değeri ise zımpara işleminin uygulandığı kontrol gruplarında elde edilmiştir ($p<0.001$) (Şekil 4.3.1).

Kullanılan alt yapı materyallerinden IPS Empress 2 ve IPS Empress Esthetic'de en düşük Ra değerleri elde edilmiştir (Tablo 4.3.1 ve Şekil 4.3.1). İki materyal arasında istatistiksel fark gözlenmezken ($p>0.05$) bu alt yapılar ile diğer alt

yapılar arasında istatistiksel farklılıklar bulunmuştur (p<0.001). Genel olarak alt yapı materyalleri arasında en yüksek Ra değerleri Vectris Pontic ile elde edildi (Tablo 4.3.1).



Şekil 4.3.1. Farklı yüzey işlemleri ile elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin alt yapılara göre dağılımı

İki- yönlü ANOVA sonuçları Tablo 4.3.2 de gösterilmektedir. Kullanılan tamir sistemleri ve alt yapı materyalleri arasında yüzey pürüzlülük değerleri açısından anlamlı farklılıklar görüldü (p< 0.001).

Tablo 4.3.2. Yüzey pürüzlülüğü karşılaştırmaları için iki-yönlü ANOVA sonuçları

	Tip III Kareler Toplamı	**df**	**Kareler Ortalaması**	**F**	**Sig.**
Alt yapı	14,509	3	4,836	566,160	0,000
Yüzey İşlemi	35,940	3	11,980	1402,417	0,000
Alt yapı* Yüzey İşlemi	2,009	9	0,223	26,131	0,000
Hata	0,547	64	0,009		
Toplam	141,143	80			

Alt yapı materyallerine uygulanan yüzey işlemlerinin grup içi karşılaştırmalarında IPS Empress 2 materyaline uygulanan zımpara, %37' lik ve %40' lık fosforik asit uygulamaları arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır (p>0.05).

Aynı şekilde IPS Empress Esthetic, Vectris Pontic ve SR Adoro Dentin materyallerine uygulanan %37' lik ve %40' lık fosforik asit uygulamaları arasında da istatistiksel olarak fark bulunmamaktadır (p>0.05). Karşılaştırılan diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak farklılıklar mevcuttur (Tablo 4.3.3).

Tablo 4.3.3. Yüzey pürüzlülüğü açısından grup içi önemlilik durumları

Karşılaştırılan Gruplar	P
E2 Z- E2 F1	**p>0.05**
E2 Z- E2 C	p< 0.001
E2 F1- E2 C	p< 0.001
E2 Z- E2 F2	**p> 0.05**
E2 F1- E2 F2	**p> 0.05**
E2 F2- E2 C	p< 0.001
EE Z- EE F1	p< 0.001
EE Z- EE C	p< 0.001
EE F1- EE C	p< 0.001
EE Z- EE F2	p< 0.001
EE F1- EE F2	**p> 0.05**
EE F2- EE C	p< 0.001
V Z- V F1	p < 0.01
V Z- V C	p< 0.001
V F1- V C	p< 0.001
V Z- V F2	p< 0.001
V F1- V F2	**p> 0.05**
V F2- V C	p< 0.001
A Z- A F1	p< 0.001
A Z- A C	p< 0.001
A F1- A C	p< 0.001
A Z- A F2	p< 0.001
A F1- A F2	**p> 0.05**
A F2- A C	p< 0.001

Farklı alt yapı materyallerine uygulanan yüzey işlemlerinin gruplar arası önemlilik durumları Tablo 4.3.4' de görülmektedir. Zımpara, %37' lik fosforik asit, %40' lık fosforik asit ve CoJet sisteminin uygulandığı IPS Empress 2 ve IPS Empress

Esthetic grupları arasında istatistiksel farklılık görülmemiştir (p>0.05). Zımpara işleminin yapıldığı IPS Empress 2 ile SR Adoro Dentin ve IPS Empress Esthetic ile SR Adoro Dentin arasında da fark yoktur (p>0.05).

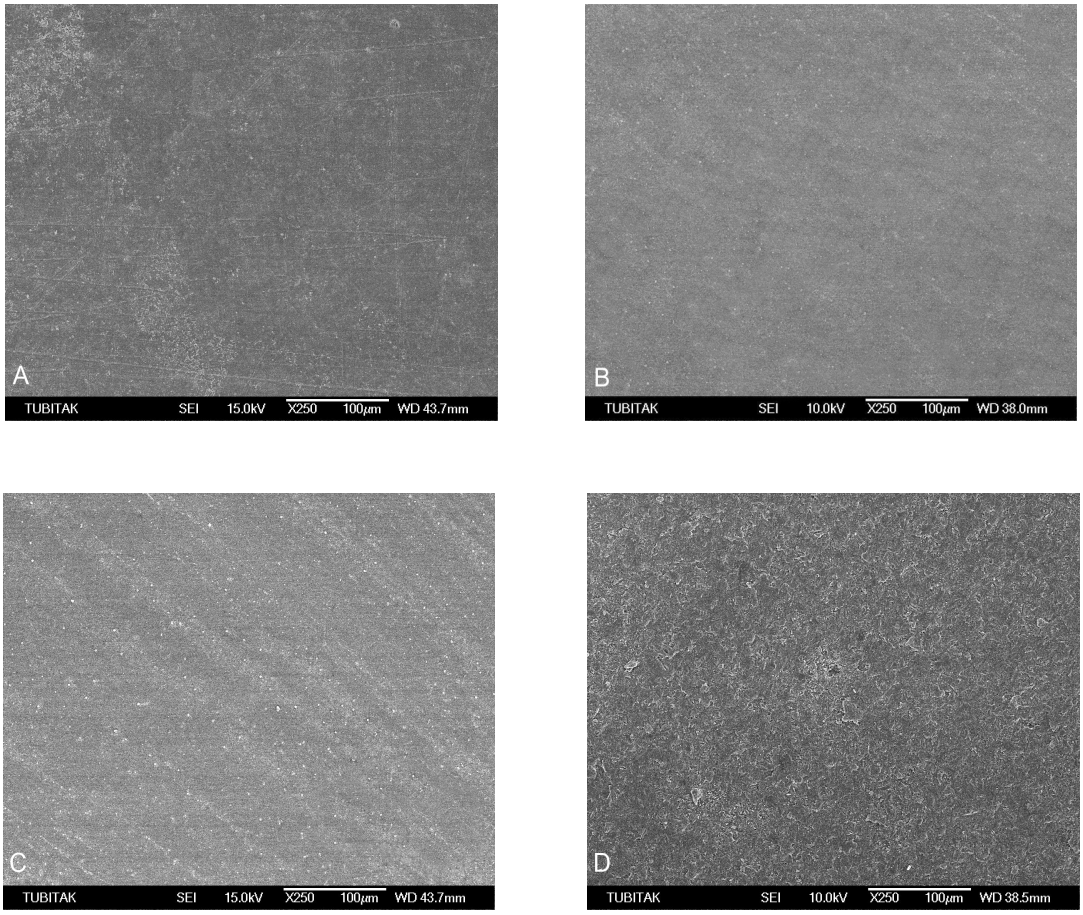
Yine %37' lik fosforik asit ve %40' lık fosforik asit uygulaması yapılan SR Adoro Dentin ve Vectris Pontic grupları arasında farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tablo 4.3.4. Yüzey işlemleri açısından alt yapıların yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılması

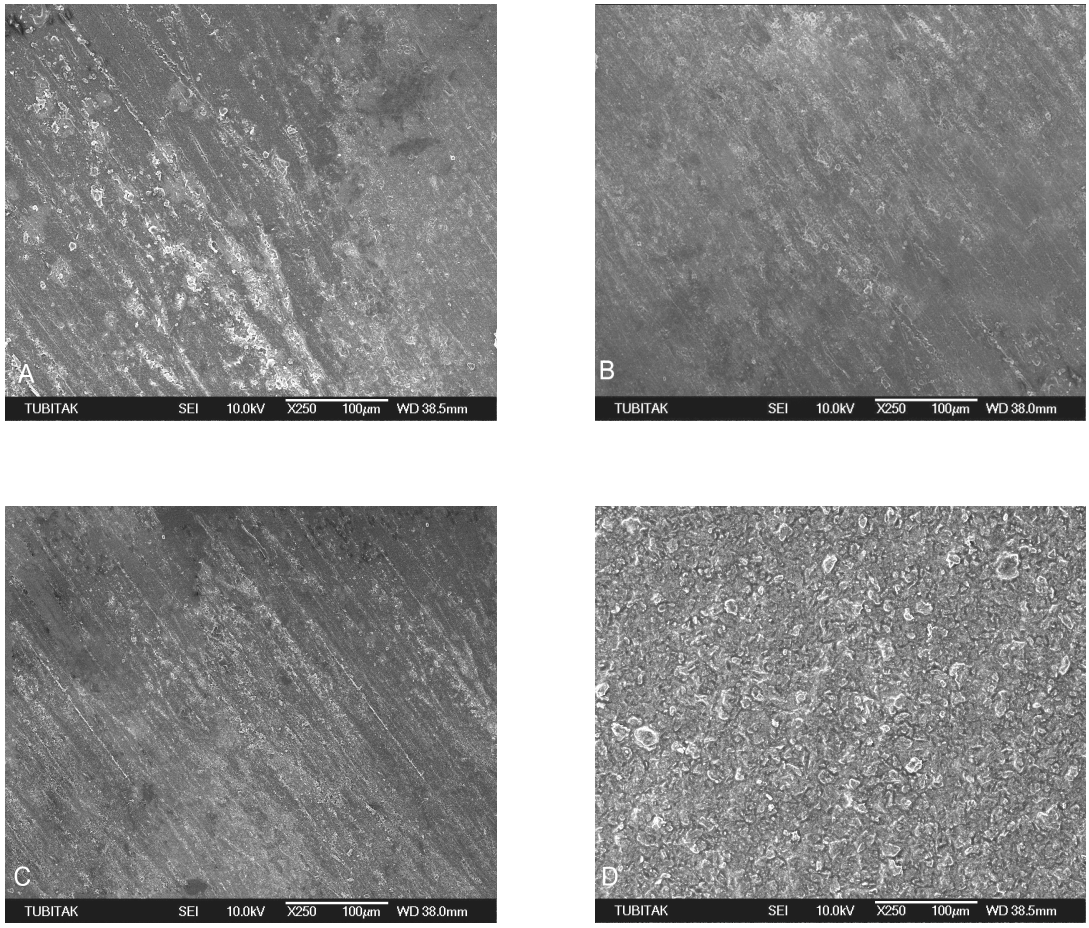
Karşılaştırılan Gruplar	**p**
E2 Z- EE Z	**p>0.05**
E2 Z- V Z	p< 0.001
E2 Z- A Z	**p>0.05**
E2 F1- EE F1	**p>0.05**
E2 F1- V F1	p< 0.001
E2 F1- A F1	p< 0.001
E2 F2- EE F2	**p>0.05**
E2 F2- V F2	p< 0.001
E2 F2- A F2	p< 0.001
E2 C- EE C	**p>0.05**
E2 C- V C	p< 0.001
E2 C- A C	p< 0.001
EE Z- V Z	p< 0.001
EE Z- A Z	**p>0.05**
EE F1- V F1	p< 0.001
EE F1- A F1	p< 0.001
EE F2- A F2	p< 0.001
EE F2- V F2	p< 0.001
EE C- V C	p< 0.001
EE C- A C	p< 0.001
A Z- V Z	p< 0.001
A F1- V F1	**p>0.05**
A F2- V F2	**p>0.05**
A C- V C	p<0.05

4.4 SEM Görüntüleri

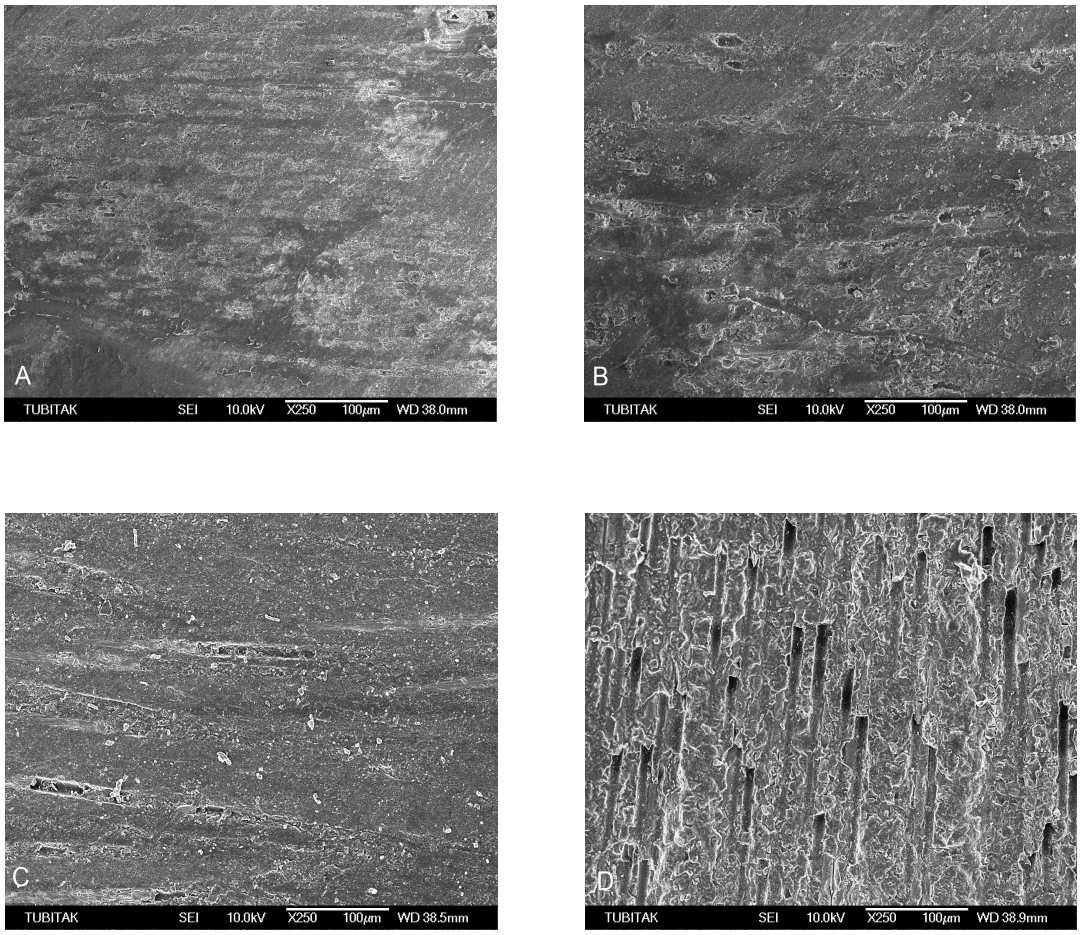
Çalışmamızda üç farklı tamir setinin yüzey hazırlık işlemleri uygulanmış dört alt yapı yüzeyinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.4.1-4.4.4 arasında görülmektedir.



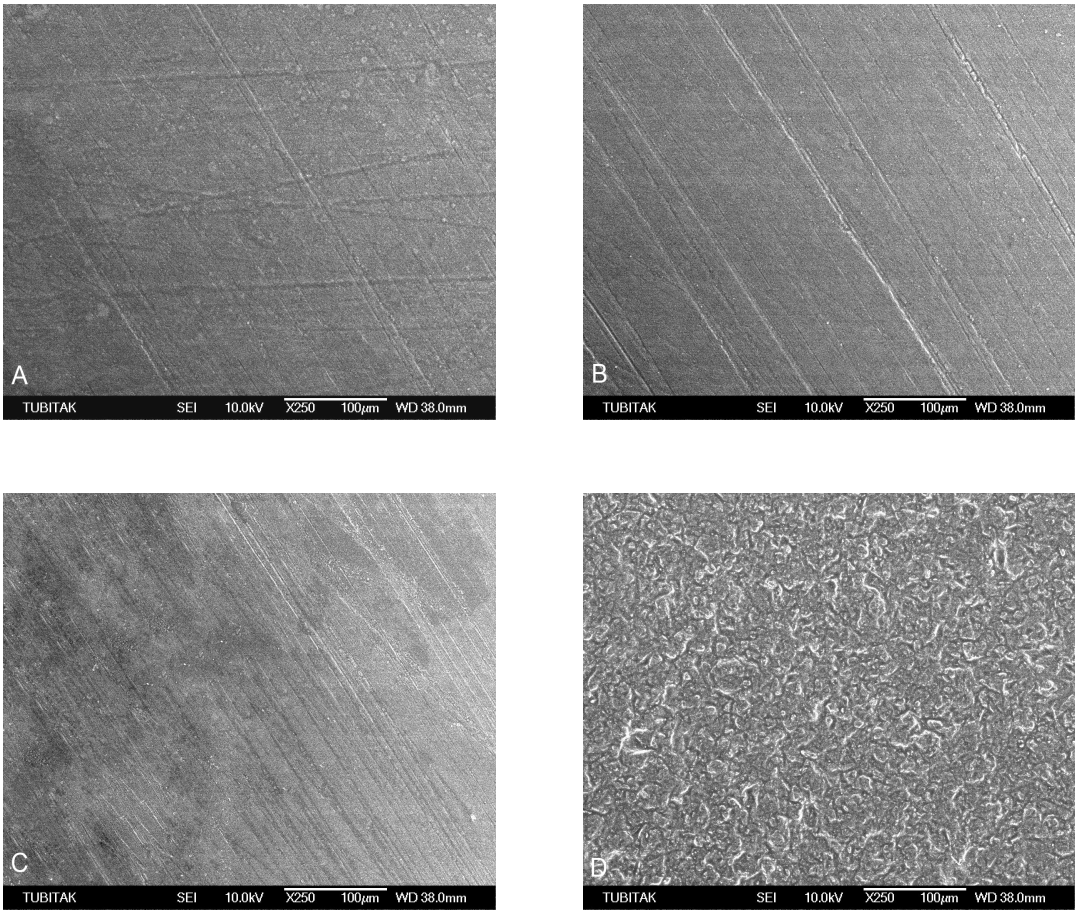
Şekil 4.4.1: A) 600 ve 1200 gridlik zımpara ile zımparalanan IPS Empress 2 yüzeyinin SEM görüntüsü
B) % 37'lik fosforik asit uygulanan IPS Empress 2 yüzeyinin SEM görüntüsü
C) % 40'lık fosforik asit uygulanan IPS Empress 2 yüzeyinin SEM görüntüsü
D) 30 µm SiO_x uygulanan IPS Empress 2 yüzeyinin SEM görüntüsü



Şekil 4.4.1: A) 600 ve 1200 gridlik zımpara ile zımparalanan IPS Empress Esthetic yüzeyinin SEM görüntüsü
B) % 37'lik fosforik asit uygulanan IPS Empress Esthetic yüzeyinin SEM görüntüsü
C) % 40'lık fosforik asit uygulanan IPS Empress Esthetic yüzeyinin SEM görüntüsü
D) 30 µm SiO_x uygulanan IPS Empress Esthetic yüzeyinin SEM görüntüsü



Şekil 4.4.3: A) 600 ve 1200 gridlik zımpara ile zımparalanan Vectris Pontic yüzeyinin SEM görüntüsü
B) % 37'lik fosforik asit uygulanan Vectris Pontic yüzeyinin SEM görüntüsü
C) % 40'lık fosforik asit uygulanan Vecris Pontic yüzeyinin SEM görüntüsü
D) 30 µm SiO_x uygulanan Vectris Pontic yüzeyinin SEM görüntüsü



Şekil 4.4.4: A) 600 ve 1200 gridlik zımpara ile zımparalanan SR Adoro Dentin yüzeyinin SEM görüntüsü
B) % 37'lik fosforik asit uygulanan SR Adoro Dentin yüzeyinin SEM görüntüsü
C) % 40'lık fosforik asit uygulanan SR Adoro Dentin yüzeyinin SEM görüntüsü
D) 30 µm SiO_x uygulanan SR Adoro Dentin yüzeyinin SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Tam seramik restorasyonların adeziv rezinlerle simantasyonu öncesinde seramik yüzeylerine yapılan yüzey işlemlerinin adeziv rezinin bağlanma dayancına etkisini inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmalarda daha çok hidroflorik asit veya fosforik asit ile asitleme, Al_2O_3 ile kumlama ve silika kaplama yöntemleri kullanılmıştır (Borges ve ark., 2003; Özcan ve Vallittu, 2003; Filho ve ark., 2004; Saraçoğlu ve ark., 2004; Kumbuloglu ve ark., 2005; Nagai ve ark., 2005; Valandro ve ark., 2005).

Yapılarında cam matrikse sahip olan seramiklerde yüzey hazırlığı olarak hidroflorik asit uygulamasının etkin olduğu rapor edilmişken (Borges ve ark., 2003; Filho ve ark., 2004; Kumbuloglu ve ark., 2005; Nagai ve ark., 2005), fosforik asit ile asitlemenin adeziv rezinin bağlanma dayancı üzerinde etkili olmadığı bildirilmiştir (Saraçoğlu ve ark., 2004). Nagai ve arkadaşları, IPS Empress 2 yüzeylere iki farklı rezin simanın makaslama bağlanma dayancına fosforik asit ile asitleme, hidroflorik asit ile asitleme ve Al_2O_3 ile kumlama yöntemlerinin etkilerini inceledikleri çalışmalarında hidroflorik asit ve silan uygulanan gruplarda etkili bir bağlantı olduğu sonucuna varmışlar ve fosforik asit ile asitlemenin IPS Empress 2 yüzeylerinde etkili olmadığını bildirmişlerdir (Nagai ve ark., 2005).

Al_2O_3 ile kumlama işlemi rezinler ve seramikler arasında bağlantı dayancını arttırmada etkili bir yöntemdir. Bu yöntemin yüksek alumina ve zirkonya içerikli seramiklerde hidroflorik asit ile karşılaştırıldığında daha etkili olduğu bildirilmiştir (Borges ve ark., 2003; Filho ve ark., 2004; Kumbuloglu ve ark., 2005). Fakat bu yöntemden kaynaklanabilecek materyal kaybı göz önünde bulundurulmalıdır. Son dönem çalışmalarında silika kaplama yönteminin bağlanma dayancı değerlerini Al_2O_3 ile kumlama ve hidroflorik asit ile asitleme işlemlerine göre daha fazla arttırdığı bildirilmiştir (Özcan ve Vallittu, 2003; Valandro ve ark., 2005). Ayrıca silan uygulamasının rezin-seramik bağlantısında ana faktör olduğunu bildiren bir çok çalışma mevcuttur (Blatz ve ark., 2003; Filho ve ark., 2004; Matinlinna ve ark., 2004).

Genel olarak adeziv rezin sistemlerin restoratif materyale bağlantısını arttırmak için uygulanan yüzey işlemleri aynı şekilde restorasyonların tamirinde de kullanılır. Tam seramikler ve fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonların ağız içi tamirinde kullanılan güncel tamir setleri fosforik asit, silan ve bonding kombinasyonlarını

içermektedir. IPS Empress alt yapı üzerine yapılan ağız içi tamir yöntemleri ile ilgili bir çalışmada, Frankenberger ve arkadaşları, hidroflorik asit ve silika kaplama tekniğinin (CoJet) etkinliğini incelemişler ve silika kaplama tekniğinin hidroflorik asite göre daha etkin olduğunu bildirmişlerdir (Frankenberger ve ark., 2000). IPS Empress 2 alt yapı üzerine ağız içi tamir yöntemleri ile ilgili olarak yapılan kaynak taramasında bu konuyla ilgili sadece bir çalışma bulunmuştur. Kumbuloğlu ve arkadaşları, IPS Empress 2 yüzeylere üç farklı ağız içi tamir seti uygulayarak elde edilen makaslama bağlanma dayançlarını inceledikleri bu çalışmalarında, %37' lik fosforik asit ile asitlenen gruplarda 4-7 MPa gibi düşük bağlanma dayancı değerleri elde ettiklerini bildirmişlerdir. SEM incelemeleri ve pürüzlülük ölçümleri de fosforik asitin mikroretantif pöröz bir yüzey sağlamadığını ortaya koymuştur (Kumbuloglu ve ark., 2003). Bu çalışmanın sonuçları çalışmamızda elde ettiğimiz bulgularla paralellik içindedir. Çalışmamızda da her iki ışık kaynağına ait IPS Empress 2 alt yapı üzerine uygulanan tamir setleri arasında en düşük makaslama bağlanma dayancı değerleri fosforik asit kullanılan Ceramic Repair ve Clearfil Repair tamir seti grupları ile, en yüksek bağlanma dayancı değerleri ise CoJet System ile elde edilmiştir. Kumbuloglu ve arkadaşları 1200 gridlik zımpara uygulanan IPS Empress 2 yüzeylerde yüzey pürüzlülüğünü 0.05 Ra, %37' lik fosforik asit ile asitlenen yüzeylerde ise 0.2 Ra olarak bildirmişlerdir. Elde ettikleri bu sonuçlar çalışmamızda IPS Empress 2 yüzeylere 1200 grid zımpara uygulandığında elde edilen 0.06 Ra, %37' lik fosforik asit ile elde edilen 0.26 Ra, %40' lık fosforik asit ile elde edilen 0.27 Ra değerleri ile paralellik içindedir.

IPS Empress 2 alt yapı üzerine uygulanan Ceramic Repair ve Clearfil Repair tamir seti gruplarında polimerizasyon için kullanılan QTH ışık kaynağı grupları (Q1-Q2) arasında anlamlı fark bulunmazken ($p>0.05$), LED ışık kaynağı grupları (L1-L2) arasında ise fark bulunmaktadır ($p<0.05$). Her iki ışık kaynağında CoJet System ile diğer iki tamir seti arasında anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.001$).

Her iki ışık kaynağına ait IPS Empress Esthetic alt yapı üzerine uygulanan tamir setleri arasında ise en düşük makaslama bağlanma dayancı değerleri fosforik asit kullanılan Ceramic Repair ve Clearfil Repair tamir seti grupları ile en yüksek bağlanma dayancı değerleri ise CoJet System ile elde edilmiştir. IPS Empress Esthetic alt yapı üzerine uygulanan Ceramic Repair ve Clearfil Repair tamir seti gruplarında polimerizasyon için kullanılan QTH (Q4-Q5) ve LED (L4-L5) ışık kaynağı gruplarında

anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Her iki ışık kaynağında CoJet System ile diğer iki tamir seti arasında anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.001$). IPS Empress Esthetic alt yapı sistemi üretici firma tarafından yeni geliştirilmiş güncel bir sistemdir. Bu nedenle çalışmamızda IPS Empress Esthetic alt yapıya ait bulgularımızı karşılaştırabileceğimiz mevcut bir çalışma bulunamamıştır.

Cam matriksin daha fazla olduğu seramiklerde, camdan zengin yüzeyin ıslanabilirliğinin arttığı ve ek olarak silanın cam yüzeydeki OH gruplarına kimyasal bağlantısının rezinin bağlanma dayancını olumlu etkilediği bildirilmiştir (Kumbuloglu ve ark., 2003; Nakamura ve ark., 2004). Çalışmamızda her iki ışık kaynağında üç tamir setinin de cam matriksi daha fazla olan IPS Empress Esthetic alt yapı üzerine uygulanması durumunda elde edilen dayanç değerleri cam matriksi daha az olan IPS Empress 2 gruplarına göre daha yüksek bulunmuştur. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar mevcuttur ($p<0.001$). Ceramic Repair ve Clearfil Repair tamir seti gruplarının yüzey hazırlığı metodu olan fosforik asit uygulamasının meydana getirdiği pürüzlülük ve temas açısı değerleri arasında tüm alt yapılarda anlamlı fark bulunmamasına rağmen farklı makaslama bağlanma dayancı değerleri elde edilmesinin sebebinin tamir setlerinin içindeki silan solüsyonları olduğu düşünülmektedir. Farklı kimyasal kompozisyon ve konsantrasyondaki çözücülere sahip silanların farklı adezyona neden olabildiğine dair kanıtlar bulunduğu bildirilmiştir (Kumbuloglu ve ark., 2003; Nakamura ve ark., 2004).

Tezvergil ve arkadaşlarının çalışmalarında, cam fiber alt yapı (Everstick) materyaline CoJet ile hava partikül abrazyonuna ek olarak silan ve adeziv rezin uygulanan grup en yüksek bağlanma dayancı değerleri göstermiştir (Tezvergil ve ark., 2004).

Rosentritt ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında, cam fiber (FibreKor) ve polietilen fiber (Connect) alt yapılarda 5 farklı yüzey işleminin in vitro tamir dayancına etkilerini incelemişler ve her iki alt yapıda da CoJet sistemin en yüksek bağlantı dayancını gösterdiğini (cam fiberde 19 MPa, polietilen fiberde 17 MPa) ve cam fiber alt yapıda CoJet sistemi ile 2.4 Ra değeri elde edildiğini bildirmişlerdir (Rosentritt ve ark., 2001).

Çalışmamızda her iki ışık kaynağına ait cam fiberle güçlendirilmiş alt yapı materyali Vectris Pontic üzerine uygulanan tamir setleri arasında en düşük makaslama

bağlanma dayancı değerleri fosforik asit kullanılan Ceramic Repair (11.93-13.08 MPa) ve Clearfil Repair tamir seti (12.41-13.61 MPa) grupları ile, en yüksek bağlanma dayancı (15.68-17.47 MPa) ve yüzey pürüzlülüğü değerleri (2.42 Ra) ise CoJet System ile elde edilmiştir. Vectris Pontic alt yapı üzerine uygulanan Ceramic Repair ve Clearfil Repair tamir seti gruplarında polimerizasyon için kullanılan QTH (Q7-Q8) ve LED (L7-L8) ışık kaynağı gruplarında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Her iki ışık kaynağında CoJet System ile diğer iki tamir seti arasında anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.001$).

Kallio ve arkadaşları, tamir kompozitinin fiberle güçlendirilmiş kompozit ve veneer kompozit alt yapılara bağlantısında yüzey pürüzlülüğünün etkili olmadığını, yüksek bağlantı dayançlarının bonding ajanı ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Ancak yine de klinik olarak kabul edilebilir iyi bir tamir direnci için yüzey pürüzlülüğünün gerekli olduğunu vurgulamışlardır (Kallio ve ark., 2001). Çalışmamızda yapılan yüzey pürüzlülüğü testinde fosforik asit ile pürüzlendirme yapılan tamir seti gruplarında Vectris Pontic alt yapı üzerinde fosforik asitin CoJet sistemi kadar etkin bir pürüzlendirme yapmadığı belirlenmiştir.

Her iki ışık kaynağına ait SR Adoro Dentin kompozit alt yapı üzerine uygulanan tamir setleri arasında ise en düşük makaslama bağlanma dayancı değerleri Clearfil Repair tamir seti grupları ile en yüksek bağlanma dayancı değerleri ise CoJet System ile elde edilmiştir. SR Adoro Dentin alt yapı üzerine uygulanan Ceramic Repair ve Clearfil Repair tamir seti gruplarında polimerizasyon için kullanılan QTH (Q10-Q11) ve LED (L10-L11) ışık kaynağı gruplarında anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.001$). Her iki ışık kaynağında CoJet System ile diğer iki tamir seti arasında anlamlı farklılık gözlenmektedir ($p<0.001$). SR Adoro Dentin alt yapı sistemi üretici firma tarafından yeni geliştirilmiş güncel bir sistemdir. Bu nedenle çalışmamızda SR Adoro Dentin alt yapıya ait bulgularımızı karşılaştırabileceğimiz mevcut bir çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızda her iki ışık kaynağında, üç tamir seti ile de SR Adoro Dentin veneer kompozit alt yapılarda Vectris Pontic cam fiber alt yapılara göre daha düşük tamir dayancı değerleri elde edilmiştir. Tamir dayançları arasında istatistiksel olarak farklılık mevcuttur ($p<0.001$). Bu farklılığın alt yapıların cam içeriğinden ve yapım aşamasındaki farklı polimerizasyon işlemlerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. SR

Adoro Dentin cam doldurucu içermeyen, kopolimerler ve silikon dioksit mikrodoldurucu içeren, ısı ve ışık ile polimerize edilen bir kompozit materyaldir. Vectris Pontic ise cam fiber içermektedir, polimerizasyonunda vakum ve ışık kullanılmaktadır. Silanın Vectris Pontic cam fiber yüzeyinin OH gruplarına kimyasal bağlantısının, tamir kompozitinin bağlanma dayancını olumlu yönde etkilediği düşünülmektedir. Polimerizasyon için ısı ve ışığın kullanımından sonuçlanan yüksek dönüşüm oranı mekanik dayanıklılıkta ve sertlikte artışa neden olurken kompozit restorasyonlarda tamir materyalinin bağlantısı için gereken dönüşmemiş karbon çift bağ oranını azaltır (Gregory ve ark., 1992). İndirekt koşullarda polimerize edilen kompozitlerde karbon çift bağların yüksek oranda kovalent bağlara dönüşümü gerçekleşir ki bu da bağlanma için gereken etkilenmemiş rezidüel metakrilat gruplarının miktarını azaltır (Soares ve ark., 2004). Fakat Gregory ve arkadaşları, laboratuvar koşullarındaki polimerizasyondan sonra da belli bir oranda dönüşümü gerçekleşmemiş karbon çift bağların mevcut olduğunu bildirmişlerdir. Böylece tamir kompozitinin kimyasal bağlantısı için daima birkaç bağlanma sahası mevcut olmaktadır (Gregory ve ark., 1992).

Çalışmamızdaki her iki ışık kaynağına ait gruplarda üç tamir seti arasında genel olarak CoJet System'in kullanıldığı tüm gruplar diğer gruplara göre daha yüksek tamir dayancı değerleri göstermiştir. Yapılan yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı incelemelerinde de CoJet System grupları diğer gruplara göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ve daha düşük temas açısı değerleri göstermiştir. IPS Empress 2 alt yapılar hariç diğer alt yapı materyallerinde CoJet System uygulandığında makaslama testi sonucunda görülen başarısızlık tipleri daha çok koheziv tipteki başarısızlıklardır. LED ışık kaynağı ile elde edilen koheziv başarısızlıklar QTH ışık kaynağına göre daha yüksek orandadır.

CoJet'in çalışma prensibi kumlama yardımıyla bir silika tabakasının tribokimyasal uygulamasıdır. Yüzeyler silisik asit ile modifiye edilen 30 mikron boyutunda Al_2O_3 ile kumlanır. Kumlama basıncı silika partiküllerinin yüzeye gömülmesine neden olur. Böylece yüzeyi kimyasal olarak silana karşı daha reaktif hale getirir (Özcan ve Niedermeier, 2002).

Özcan ve arkadaşları çalışmalarında 5 farklı kompozit alt yapı yüzeyine tamir kompozitinin bağlantısında % 9,5 hidroflorik asit, 50 mikron Al_2O_3 ile kumlama ve

tribokimyasal yüzey hazırlık sisteminin (CoJet) etkilerini incelemişler ve gruplar arasında anlamlı farklılıklar olduğunu bildirmişlerdir. Tüm gruplarda termal devirlendirme işleminden sonra CoJet ile silika kaplanan gruplarda en yüksek bağlanma dayancı değerlerini elde etmişlerdir (Özcan ve ark., 2005). Hannig ve arkadaşları da tribokimyasal yüzey uygulamalarının kompozitlerin tamir bağlanma değerlerini açıkça arttırdığını kanıtlamışlardır (Hannig ve ark., 2006). Rosentritt ve arkadaşları, çalışmalarında CoJet System uygulanan cam fiber (FibreKor) yüzeylerde 14 MPa bağlanma dayancı değeri elde etmişlerdir (Rosentritt ve ark., 2001). Bu sonuç çalışmamızda Vectris Pontic cam fiber üzerine CoJet System uygulanan gruplarda elde edilen verilerle (Q9 grubu=15.68 MPa, L9 grubu=17.47 MPa) paralellik içerisindedir.

Çalışmamızda elde edilen bulgular ışık kaynakları açısından değerlendirildiğinde en yüksek makaslama bağlanma dayancı değerlerinin, her dört alt yapı materyali üzerine CoJet System uygulanmış ve LED ışık kaynağı ile polimerize edilmiş gruplarda elde edildiği görüldü ($p<0.001$). Genel olarak QTH ile polimerize edilen tüm gruplarda daha düşük dayanç değerleri elde edildi. Çalışmamıza benzer olarak, Kumbuloglu ve arkadaşları IPS Empress 2 yüzeylere tamir bağlanma dayancını inceledikleri çalışmalarında tamir kompozitini 80 sn süre 1000 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna sahip bir QTH ışık kaynağı ile polimerize etmişlerdir ve 4-7 MPa'lık bağlanma dayancı rapor etmişlerdir (Kumbuloglu ve ark., 2003). Çalışmamızda CoJet System uygulanan gruplar (9.09-13.74 MPa) hariç diğer iki tamir seti grubunda 40 sn 600 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna sahip bir QTH ışık kaynağı (3.17-4.20 MPa) ve 20 sn 1000 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna sahip bir LED ışık kaynağı (3.85-5.17 MPa) kullanarak elde ettiğimiz veriler Kumbuloglu ve arkadaşlarının bildirdiği 4-7 MPa'lık değerlerle paralellik içerisindedir.

Genel olarak fiber alt yapılar üzerine uygulanan tamir işlemleri ile ilgili çalışmalarda tamir materyalinin ışık kaynağı ile polimerizasyonundan sonra son polimerizasyonun bir ışıkla polimerizasyon fırını içinde yapıldığı görülmektedir (Kallio ve ark., 2001; Latsumaki ve ark., 2002). Bu çalışmalardan biri olan Kallio ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, farklı fiber ve kompozit alt yapılar üzerine tamir kompozitinin bağlanma dayancı incelenmiştir. Araştırmacılar 1200 gridlik zımpara ile zımparalanmış yüzeye bonding uyguladıktan sonra tamir kompozitini ilk önce 800 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna sahip bir QTH ışık kaynağı ile 40 sn polimerize etmişler,

daha sonra son polimerizasyonu 5 dk süre ile bir ışık ile polimerizasyon fırını içerisinde gerçekleştirmişler ve Vectris Pontic yüzeyine tamir materyalinin 10.9 MPa'lık bir bağlanma dayancı gösterdiğini bildirmişlerdir (Kallio ve ark., 2001). Çalışmamızda ise Vectris Pontic alt yapı üzerinde her üç tamir sistemine ait QTH ışık kaynağı gruplarında elde edilen dayanç değerleri 11.93-15.68 MPa arasında değişmektedir. Elde edilen bu değerlerin Kallio ve arkadaşlarının bildirdiği dayanç değerinden yüksek olmasının nedeninin, araştırıcıların zımparalanmış yüzeylere herhangi bir asitleme, kumlama ya da silika kaplama gibi yüzey hazırlık işlemleri yapmamış olmalarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca araştırıcıların uyguladıkları polimerizasyon yöntemi ağız içi koşullarda uygulanabilecek bir yöntem değildir. Latsumaki ve arkadaşları da yeni ve yaşlandırılmış cam fiber (EverStick) yüzeyine tamir bağlantı dayancını inceledikleri çalışmalarında tamir kompozitini ilk önce 800 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna sahip bir QTH ışık kaynağı ile 40 sn polimerize etmişler, daha sonra son polimerizasyonu 5 dk süre ile bir ışık ile polimerizasyon fırını içerisinde gerçekleştirmişlerdir (Latsumaki ve ark., 2002). Araştırıcıların uyguladıkları polimerizasyon yönteminin de aynı şekilde ağız içi koşullarda yapılabilecek bir yöntemi yansıtmadığını düşünmekteyiz. Çalışmamızda ise tamamen ağız içi direkt tamir yöntemi irdelenmiştir.

Rosentritt ve arkadaşlarının da Vectris Pontic fiber yüzeyine ağız içi tamir yöntemlerini inceledikleri çalışmalarında, tamir kompozitinin polimerizasyonunda QTH ışık kaynağı 90 sn kullanılmıştır (Rosentritt ve ark., 1998). Ancak çalışmada kullanılan ışık kaynağının ışık yoğunluğu değeri bildirilmemiştir. Elde ettikleri 14 MPa'lık dayanç değeri, 40 sn 600 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna sahip bir QTH ışık kaynağı ile elde ettiğimiz veriler (11.93-12.41-15.68 MPa) ile paralellik içerisindedir. Çalışmamızda 20 sn 1000 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna sahip LED ışık kaynağının 20 sn uygulaması ile 13.08-17.47 MPa arasında elde edilen değerlerin 90 sn uygulanan QTH ışık kaynağı ile elde edilen değere yakın hatta CoJet sisteminde daha yüksek olduğu dikkat çekmektedir.

QTH ve bir ilk jenerasyon LED ışık kaynağının polimerizasyon etkinliklerini değerlendiren bir çalışmada, kompozit rezinin polimerizasyon derinliği ve yüzey sertliği incelenmiş, QTH ışık kaynakları ile daha yüksek polimerizasyon derinlikleri sağlandığı ve 2 mm den daha fazla kalınlıklarda LED ışık kaynaklarının performansının QTH ışık kaynaklarına eşit olmadığı bildirilmiştir (Tsai ve ark., 2004).

Bennett ve Watts, birinci jenerasyon LED, ikinci jenerasyon LED ve QTH ışık kaynaklarının hibrit kompozitlerdeki polimerizasyon derinliğine etkilerini inceledikleri çalışmalarında QTH ışık kaynağının performansını LED ışık kaynaklarından daha etkili olduğunu bildirmişlerdir (Bennets ve Watts, 2004).

Stahl ve arkadaşları, QTH ve LED ışık kaynağı ile polimerize edilen üç farklı kompozitin bükülme özelliklerini inceledikleri çalışmalarında; her iki ışık kaynağı ile yapılan polimerizasyonun kompozitin basma dayancı üzerinde herhangi bir farklılığa neden olmadığını bildirmişlerdir. Her iki ışık kaynağının da polimerizasyon derinliği açısından ISO standartlarını geçtiğini fakat LED ışık kaynağının kompozitleri QTH ışık kaynağı kadar derin polimerize etmediğini rapor etmişlerdir (Stahl ve ark., 2000).

LED ve QTH ışık kaynaklarının polimerizasyon derinliklerini inceleyen bir başka çalışmada ise, düşük ışık yoğunluklu ilk jenerasyon LED'lerin klinik olarak yeterli polimerizasyon derinliği sağlamadığı, ancak yüksek ışık yoğunluklu ikinci jenerasyon LED'lerin QTH ışık kaynaklarına eşit potansiyelde bir polimerizasyon sağladığı bildirilmiştir (Kim ve Um 1996).

Uhl ve arkadaşlarının, QTH ve ikinci jenerasyon LED ışık kaynağının üç farklı kompozitin polimerizasyon derinliği ve yüzey sertliği üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında tüm kompozitlerde ikinci jenerasyon LED'lerin polimerizasyon derinliğinin daha etkili olduğunu, yüzey sertliği bakımından iki kompozitte QTH ve LED arasında fark olmadığını bildirmişlerdir. Diğer kompozit sisteminde ise LED ışık kaynağı ile polimerize edildiğinde çok düşük yüzey sertliği rapor etmişlerdir. Bunun nedenini fark bulunmayan gruptaki kompozitlerde foto başlatıcı olarak sadece kamforokinon, fark bulunan gruptaki kompozitte ise 410 nm'den düşük dalga boylarına duyarlı ek foto başlatıcıların bulunması olarak bildirmişlerdir. Araştırıcılar sadece polimerizasyon derinliğinin, ışık kaynaklarının performansını tam olarak yansıtmadığını ancak yüzey sertliği araştırmalarının ışık kaynaklarının performansını yansıttığını bildirmişlerdir (Uhl ve ark., 2004). Bir diğer çalışmada ise aynı ışık yoğunluğundaki LED ile QTH ışık kaynağına göre daha yüksek polimerizasyon derinliği elde edilmiştir (Bala ve ark., 2005).

Mevcut literatürlerde LED ve QTH ışık kaynaklarının polimerizasyon etkinlikleri rezinlerin polimerizasyon derinliği ve yüzey sertlikleri açısından değerlendirilmiştir. Saraç ve arkadaşları, metal ve porselen yüzeylerde porselen tamir

materyalinin bağlanma dayancı üzerinde LED ve QTH ışık kaynakları ile polimerizasyonun etkisini inceledikleri bir çalışmalarında tüm gruplarda en yüksek makaslama dayancı değerlerini LED ışık kaynağı ile elde ettiklerini bildirmişlerdir. Bunun nedenini LED'lerin tamir materyalinin içeriğinde yer alan kamforokinonun aktivasyonu için gerekli olan ortalama 470 nm dalga boyunda sadece görülebilir mavi ışık üretmeleri, QTH'ların ise ürettikleri 400-500 nm dalga boyundaki ışığın küçük bir bölümünün rezinlerin polimerizasyonu için gerekli olan mavi ışığı içermesi olarak bildirmişlerdir (Saraç ve ark., 2005a). Çalışmamızda da LED ışık kaynağı ile 20 sn süre polimerize edilen tüm gruplar QTH ışık kaynağı ile 40 sn polimerize edilen gruplara göre daha yüksek makaslama bağlanma dayancı değerleri vermiştir.

Çalışmamızda genel olarak tüm alt yapı gruplarında en yüksek bağlanma dayanç değerlerini veren CoJet Systemde en yüksek yüzey pürüzlülüğü ve en düşük temas açısı değerleri elde edilmiştir. Elde edilen bu değerler ile diğer tamir sistemlerine ait gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmaktadır ($p<0.001$). Genel olarak tam seramik alt yapılardaki yüzey pürüzlülüğü değerlerinin kompozit alt yapılara göre daha düşük olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda yapılan SEM incelemelerinde de tam seramik yüzeylerde fosforik asidin her iki konsantrasyonunun da yüzeyde belirgin bir pürüzlülük meydana getiremediği belirlenmiştir. Vectris Pontic ve SR Adoro Dentin alt yapılarda ise fosforik asitin Vectris Pontic yüzeyinde SR Adoro Dentin yüzeyine göre biraz daha retantif bir yüzey sağladığı görülmektedir. CoJet System'de silisik asit ile modifiye edilen Al_2O_3 kumları ile yapılan kumlama işlemi sonucunda her dört alt yapı materyalinde de yüzeyde oluşan çukurcuklar belirgin bir şekilde gözlenmiştir. CoJet ile daha homojen ve mikro retantif bir yüzey elde edilmiştir. Vectris Pontic alt yapıya CoJet System uygulandığında yüzeyde açığa çıkan fiberler dikkat çekmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları içinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şunlardır:

1. Çalışmamızda her iki ışık kaynağına ait gruplarda, üç tamir seti arasında genel olarak CoJet System'in kullanıldığı tüm gruplar diğer iki tamir seti gruplarına göre daha yüksek makaslama bağlanma dayancı değerleri göstermiştir.
2. Yapılan yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı incelemelerinde de CoJet System grupları diğer gruplara göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ve daha düşük temas açısı değerleri göstermiştir.
3. Çalışmamızda en yüksek tamir dayancı değerleri üzerlerine tamir materyali uygulanan tam seramik alt yapılar içinde IPS Empress Esthetic'de, fiberle güçlendirilmiş kompozit sisteminde ise Vectris Pontic cam fiber materyalinde elde edilmiştir.
4. Çalışmamızda elde edilen bulgular ışık kaynakları açısından değerlendirildiğinde, en yüksek makaslama bağlanma dayancı değerlerinin, her dört alt yapı materyali üzerine CoJet System uygulanmış ve LED ışık kaynağı ile polimerize edilmiş gruplarda elde edildiği görülmüştür. Genel olarak QTH ile polimerize edilen tüm gruplarda daha düşük dayanç değerleri elde edilmiştir.
5. Çalışmamızda ağız içi tamir yöntemi irdelenmiş olup elde edilen bulgular doğrultusunda, farklı tam seramik ve fiberle güçlendirilmiş kompozit alt yapılarda direkt ve indirekt yöntemlerle uygulanmış tamir kompozitinin makaslama bağlanma dayancını karşılaştıran ve ek olarak tamir kompozitinin polimerizasyon derinliğini inceleyen ilave destekleyici çalışmaların yapılması faydalı olacaktır.

7. KAYNAKLAR

Aida, M., Hayakawa, T., Mizukawa, K. (1995). Adhesion of Composite to Porcelain with Various Surface Conditions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **73**, 464-470.

Anusavice, K.J. (1996). Philips Science of Dental Materials, **10th Ed.** WB Saunders Company, London.

Bala, O., Ölmez, A., Kalaycı, S. (2005). Effect of LED and Halogen Light Curing on Polymerization of Resin-Based Composites. *Journal of Oral Rehabilitation*. **32**, 134–140.

Behr, M., Rosentritt, M., Handle, G. (2000). Flexural Properties of Fiber Reinforced Using a Vacum/Pressure or a Manual Adaptation Manufacturing Process. *Journal of Dentistry*, **28**, 509-514.

Behr, M., Rosentritt, M., Latzel, D., Handel, G. (2003). Fracture Resistance of Fiber Reinforced vs. Non Fiber Reinforced Composite Molar Crowns. *Clinical Oral Investigations,***7**, 135-39.

Bennett, A.W., Watts D.C. (2004). Performance of Two Blue Light-Emitting-Diode Dental Light Curing Units With Distance and Irradiation-Time. *Dental Materials*, **20**, 72-79.

Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M. (2003). Resin-Ceramic Bonding: A Review of The Literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **89**, 268-274.

Bohlsen, F., Kern, M. (2003). Clinical Outcome of Glass-Fiber-Reinforced Crowns and Fixed Partial Dentures: A Three-Year Retrospective Study. *Quintessence International*, **34(7)**, 493-6.

Borges, G.A., Sophr, A.M., Goes, M.F., Sobrinho, L.C., Chan, D.C.N. (2003). Effect of Etching and Airborne Particle Abrasion on The Microstructure of Different Dental Ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **89**, 479-88.

Burke, F.J.T., Qualtrough, A.J.E., Hale, R.W. (1995). The Dentine-Bonded Ceramic Crown: An Ideal Restoration. *British Dental Journal*, **179**, 58-63.

Chong, K., Chai, J., Takahashi, Y., Wozniak, W. (2002). Flexural Strength of In Ceram Alumina and In Ceram Zirconia Core Materials. *International Journal of Prosthodontics,* **15 (2)**, 183-188.

Chong, K.H., Chai, J., (2003). Probability of Failure of Veneered Glass Fiber Reinforced Composites and Glass Infiltrated Alumina With or Without Zirconia Reinforcement. *International Journal of Prosthodontics*, **16**, 487-92.

Craig, R.G., Powers, J.M., Wataha, J.C. (2000). Dental Materials, Properties and Manipulation. **7th Ed**, St Louis, Mosby.

Dayangaç, B. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitapevi, Ankara.

Değer, S., Caniklioğlu, B. (1997). Metal-Seramik Restorasyonların Ağız-İçi Tamir Yöntemleri. *Dişhekimliği Dergisi*, **26**:184-190.

Della Bona, A., Van Noort, R. (1995). Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic. *Journal of Dental Restorations*, **74**, 1591-1596.

Denehy, G., Bouschlicher, M., Vargas M. (1998). Intraoral Repair of Cosmetic Restorations. *Dental Clinics of North America*, **42**, 719-737.

Dong, J.K., Luthy, H., Wohlewend, A., Schörer, P. (1992). Heat–Press Ceramics: Technology and Strength. *International Journal of Prosthodontics*, **1,** 90-96.

Ellekwa, A.E., Shortall, A.C., Marquis, P.M. (2002). Influence of Fiber Type and Wetting Agent on The Flexural Properties of an Indirect Fiber Reinforced Composite. *Journal of Prosthetic Dentistry ,* **88**, 485-90.

El-Mowafy, O., Brochu, J.F. (2002). Longevity and Clinical Performance of IPS-Empress Ceramic Restorations-A Literature Review. *Journal of Canadian Dental Association,* **68 (4)**, 233-7.

Ergün, G. (2005). Restoratif Kompozitlerin Farklı Işık Kaynakları Kullanılarak Cam Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Materyaline Bağlantı Dirençlerinin İncelenmesi *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi.*

Ernst, C.P., Meyer, G.R., Müler, J., Stender, E., Ahlers, O., Willershausen, B. (2004). Depth of Cure of LED versus QTH Light Curing Devices at a Distance of 7 mm. *Journal of Adhesive Dentistry*, **2**, 141-150.

Erpenstein, H., Borchard, R., Kerschbaum, T. (2000). Long-Term Clinical Results of Galvano-Ceramic Individual Crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **83 (5)**, 530-534.

Fan, P.L. (1991). Porcelain Repair Materials. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *Journal of American Dental Association*, **122**, 124-130.

Filho, A.M., Vieira, L.C.C., Araujo, E., Junior, S.M. (2004). Effect of Different Ceramic Surface Treatments on Resin Microtensile Bond Strength. *Journal of Prosthodontics*, **13**:28-35.

Fradeani, M., Aquilano, A. (1997). Clinical Experience With Empress Crowns. *International Journal of Prosthodontics,* **10**, 241-247.

Fradeani, M., Redemagni, M. (2002). An 11-year Clinical Evaluation of Leucite-Reinforced Glass-Ceramic Crowns: A Retrospective Study. *Quintessence International*, **33**, 503-510.

Frankenberger, R., Kramer, N., Sindel, J. (2000). Repair Strength of Etched vs Silica-Coated Metal-Ceramic and All-Ceramic Restorations. *Operative Dentistry*, **25**, 209-215.

Freilich, M.A., Karmaker, A.C., Burstone, C.J., Goldberg, A.J. (1998). Development and Clinical Applications of a Light Polymerized Fiber Reinforced Composite. *Journal of Prosthetic Dentistry,* **80**, 311-18.

Freilich, M.A., Meiers, J.C. (2004). Fiber Reinforced Composite Prostheses. *Dental Clinics of North America*, **48**, 545-562.

Goldberg, A.J., Burstone, C.J. (1992). The Use of Continuous Fiber Reinforcement in Dentistry. *Dental Materials,* **8**, 197-202.

Goodacre, C.J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., Kan, J.Y. (2003). Clinical Complications in Fixed Prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **90**, 31-41.

Göhring, T.N., Roos, M. (2005). Inlay-Fixed Partial Dentures Adhesively Retained and Reinforced by Glass Fibers: Clinical and Scanning Electron Microscopy Analysis After Five Years. *European Journal of Oral Science*, **113**, 60-69.

Gregory, W.A, Berry, S., Duke, E., Dennison, J.B. (1992). Physical Properties and Repair Bond Strength of Direct and Indirect Composite Resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **68**, 406-411.

Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V., Ironside, J. (2002). Mechanical Properties of In Ceram Alumina and In Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, **15 (4),** 339-346.

Hannig, C., Laubach, S., Hahn, P., Atin, T.(2006). Shear Bond Strength of Repaired Adhesive Filling Materials Using Different Repair Procedures. *Journal of Adhesive Dentistry*, **8(1)**, 35-40.

Haselton, D.R., Diaz-Arnold, A.M., Hills, S.L. (2000). Clinical Assesment of High-Strength All-Ceramic Crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **83 (4)**, 396-401.

Hondrum, S.O. (1992). A Review of The Strength Properties of Dental Ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **67 (6)**, 859-865.

Ivoclar Scientific Service (2000) Targis/Vectris Scientific Documentation.

Ivoclar Scientific Service (2003) IPS Empress System Scientific Documentation.

Ivoclar Scientific Service (2003) SR Adoro Scientific Documentation.

Ivoclar Scientific Service (2004) IPS Empress Esthetic Scientific Documentation.

Jagger, D.C., Harrison, R., Jandt, K.D. (1999). The Reinforcement of Dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, **26**, 185-194.

Jardel, V., Degrange, M., Picard, B., Derrien, G. (1999a). Surface Energy of Etched Ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, **8**, 187-194.

Jardel V., Degrange, M., Picard, B., Derrien, G. (1999b). Correlation of Topography to Bond Strength of Etched Ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, **12**, 59-64.

Kallio, T.T., Lastumaki, T.M., Vallittu, P.K. (2001). Bonding of Restorative and Veneering Composite to Some Polymeric Composites. *Dental Materials*, **17**:80-86.

Kamposiora, P., Papavasiliou, G., Bayne, S.C., Felton, D.A. (1996). Stress Concentration in All-Ceramic Posterior Fixed Partial Dentures. *Quintessence International*, **27 (10),** 701-706.

Katahira, N., Foxton, R.M., Inai, N., Otsuki, M., Tagami, J. (2004). Comparison of PAC and QTH Light Sources on Polymerization of Resin Composites. *American Journal of Dentistry*, **17(2)**, 113-117.

Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. (1996). Ceramics in Dentistry: Historical Roots and Current Perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **75 (1)**, 18-32.

KelseyIII, W.P., Cavel, W.T., Blankenau, R.J., Barkmeier, W.W., Wilwerding, T.M., Matranga, L.F. (1995). Two-Year Clinical Study of Castable Ceramic Crowns. *Quintessence International*, **26 (1)**, 15-20.

Kern, M., Thompson, V.P. (1993). Sandblasting and Silica Coating of a Glass-Infiltrated Alumina Ceramic: Volume Loss, Morphology,and Changes in The Surface Composition. *Journal of Prosthetic Dentistry,* **71,** 453-461.

Kim, H.S., Um, C.M. (1996). Color Differences Between Resin Composites and Shade Guides. *Quintessence International*, **27**, 559-567.

Kumbuloglu, O., User, A., Toksavul, S., Vallittu, P.K. (2003). Intra-Oral Adhesive Systems for Ceramic Repairs: A Comparison. *Acta Odontologica Scandinavica*, **61**, 268-272.

Kumbuloglu, O., Lassila, L.V.J., User, A., Toksavul, S., Vallittu, P.K. (2005). Shear Bond Strength of Composite Resin Cements to Lithium Disilicate Ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, **32**,128-133.

Kupiec, K.A., Wuertz, K.M., Barkmeier, W.W., Wilwerding, T.M. (1996). Evaluation of Porcelain Surface Treatments and Agents for Composite-to-Porcelain Repair. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **76**, 119-124.

Kümbüloğlu, Ö. (2003). Porselen Restorasyonların Tamirinde Kullanılan Farklı Tamir Materyallerinin Çeşitli Yüzey Preparasyonları Uygulanarak; Kopma, Bağlanma, Kırılma Dirençlerinin İnvitro Ve İnvivo Olarak Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi.*

Latta, M.A., Barkmeier, W.W. (2000). Approaches for Intraoral Repair of Ceramic Restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **21**, 635-643.

Latsumaki, T.M., Kallio, T.T., Vallittu, P.K. (2002). The Bond Strength of Light-Curing Composite Resin to Finally Polymerized and Aged Glass Fiber-Reinforced Composite Substrate. *Biomaterials*, **23**, 4533-4539.

Lehner, C., Studer, S., Brodbeck, U., Scharer, P. (1997). Short-Term Results of IPS-Empress Full Porcelain Crowns. *Journal of Prosthodontics*, **6**, 20-30.

Llobell, A., Nicholls, J.I., Kois, J.C., Daly, C.H. (1992). Fatigue Life of Porcelain Repair Systems. *International Journal of Prosthodontics*, **5**, 205-213.

Lutz, F., Phillips, R.W. (1983). A Classification and Evaluation of Composite Resin Systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **50**, 480-483.

Mante, F.K., Brantley, W.A., Dhulu, V.B., Ziebert, G.J. (1993). Fracture Toughness of High Alumina Core Dental Ceramics: The Effect of Water and Artificial Saliva. *International Journal of Prosthodontics,* **6 (6)**, 546-552.

Matinlinna, J.P., Lassila, L.V.J., Özcan, M., Yli-Urpo, A., Vallittu, P.K. (2004). An Introduction to Silanes and Their Clinical Applications in Dentistry. *International Journal of Prosthodontics*, **17**, 155-164.

McLean, J.W. (1979). The Science and Art of Dental Ceramics, **vol I**. Chicago, Quintessence, 69-92.

McLean, J.W. (1991). The Science and Art of Dental Ceramics. *Operative Dentistry*, **16**, 149-156.

McLean, J.W. (2001). Evolution of Dental Ceramics in The Twentieth Century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **85**, 61-66.

Meiers, J.C., Duncan, J.P., Freilich, M.A., Goldberg, J. (1998). Preimpregnated, Fiber Reinforced Prostheses. Part II. Direct Applications: Splints and Fixed Partial Dentures. *Quintessence International*, **29**, 761-68.

Meiers, J.C., Freilich, M.A. (2001). Chairside Prefabricated Fiber Reinforced Resin Composite Fixed Partial Dentures. *Quintessence International*, **32**, 99-104.

Moghadam, B. (1994). Intraoral Repair of Fractured Porcelain Using Porcelain Laminate Veneer. *Pract Periodontics Aesthetic Dentistry*, **6**, 65-67.

Nagai, T., Kawamoto, Y., Kakehashi, Y., Matsumura, H. (2005). Adhesive Bonding of a Lithium Disilicate Ceramic Material With Resin-Based Luting Agents. *Journal of Oral Rehabilitation*, **32**, 598-605.

Nakamura, S., Yoshıda, K., Kamada, K., Atsuta, M. (2004). Bonding Between Resin Luting Cement and Glass Infiltrated Alumina-Reinforced Ceramics With Silane Coupling Agents. *Journal of Oral Rehabilitation*, **31**, 785–789.

Önal, B. (2001). Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Bornova, İzmir, E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No: **15**, sayfa 47, 101.

Özcan, M., Pfieffer, P., Nergiz, İ. (1998). A Brief History and Current Status of Metal and Ceramic Surface-Conditioning Concepts for Resin Bonding in Dentistry. *Quintessence International*, **29**, 713-724.

Özcan, M., Niedermeier, W. (2002). Clinical Study on the Reasons for and Location of Failures of Metal-Ceramic Restorations and Survival of Repairs. *International Journal of Prosthodontics*, **15,** 299-302.

Özcan, M. (2003). Evaluation of Alternative Intra-Oral Repair Techniques for Fractured Ceramic-Fused-to-Metal Restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, **30**, 194-203.

Özcan, M., Vallittu, P.K. (2003). Effect of Surface Conditioning Methods on The Bond Strength of Luting Cement to Ceramics. *Dental Materials*, **19**, 725-731.

Özcan, M., Niedermeier, W., Vallittu, P.K., Huymans, M.C., Kalk, W. (2005). Effect of Three Surface Conditioning Methods to Improve Bond Strength of Particulate Filler Resin Composites. *Journal of Materials Science*, **16**, 21-27.

Özel, E., Soyman, M.(2003-2004). LED Işık Kaynakları. A*tatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,***13,14**, 13-17.

Peuttzfeld, A., Sahafi, A., Asmussen, E. (2000). Characterization of Resin Composites Polymerized with Plazma Arc Curing Units. *Dental Materials*, **16**, 330-36.

Perdiago, J., Frankenberger, R., Rosa, B.T. (2000). New Trends in Dentin/Enamel Adhesion. *American Journal of Dentistry,* **13**, 25-30.

Pfeiffer, P., Grube, L. (2003). In Vitro Resistance of Reinforced Interim Fixed Partial Dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **89**, 170-74.

Philiphs, R.W. (1991). Scinner's Science of Dental Materials. **9th Ed**, Saunders Company.

Powell, D. B., Nicholls, J.I., Yuodelis, R. A., Strygler, H. (1994). A Comparision of Wire and Kevlar Reinforced Provisional Restorations. *International Journal of Prosthodontics*, **7**, 81-89.

Pradhan, R.D., Melikechi, N., Eichmiller, F. (2002). The Effect of Irradiation Wavelenght Bandwith and Spot Size on The Scraping Depth and Temperature Rise in Composite Exposed to an Argon Laser or a Conventional Quartz-Halogen Source. *Dental Materials*, **18(3)**, 221-226.

Pröbster, L. (1993). Survival Rate of In Ceram Restorations. *International Journal of Prosthodontics,* **6 (3),** 259-263.

Quance, S.C., Shortall, A.C., Harrington, E., Lumley, P.J. (2001). Effect of Exposure Intensity and Post-Cure Temperature Storage on Hardness of Contemporary Photo-Activated Composites. *Journal of Dentistry,* **29**, 553-560.

Rasetto, F.H., Driscol, C.F., Prestipino, V., Masri, R., Fraunhofer, J.A. (2004). Light Transmission Through All-Ceramic Dental Materials: A Pilot Study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91**, 441-446.

Rosentritt, M., Behr, M., Leibrock, A., Handel, G., Friedl, K.H. (1998). Intraoral Repair of Fiber-Reinforced Composite Fixed Partial Dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry,* **79**, 393-8.

Rosentritt, M., Behr, M., Kolbeck, C., Handel, G. (2001). In Vitro Repair of Three-Unit Fiber-Reinforced Composite FPDs. *International Journal of Prosthodontics,* **14**, 344 -349.

Rudo, D.N., Karbhari, V.M., (1999). Physical Behaviors of Fiber Reinforcement as Applied to Tooth Stabilization. *Dental Clinics of North America,* **43(1),** 7-33.

Saraç, Y.Ş., Saraç, D., Külünk, T., Kurt, M. (2005a). Porselen Tamirinin Dayancı Üzerinde Farklı Işık Kaynaklarının Etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg*, **22**, 31-36.

Saraç, D., Saraç, Y.Ş., Külünk, T., Külünk, Ş. (2005b). Farklı Kor ve Dentin Kalınlıklarının Tam Seramik Materyalinden Işık Geçişi Üzerine Etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg* , **22**, 169-174.

Saraçoğlu, A., Cura, C., Çötert, H.S. (2004). Effect of Various Surface Treatment Methods on The Bond Strength of Heat Pressed Ceramic Samples. *Journal of Oral Rehabilitation*, **31**, 790-797.

Shahverdi, S., Canay, Ş., Şahin, E., Bilge, A. (1998). Effects of Different Surface Treatment Methods on The Bond Strength of Composite Resin to Porcelain. *Journal of Oral Rehabilitation*, **25**, 699-705.

Shillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E. (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics. **3rd Ed**. *Quintessence Publishing Co, Inc.*

Sjogren, G., Lantto, R., Granberg, A., Sundstrom, B.O., Tillberg, A. (1999). Clinical Examination of Leucite-Reinforced Glass Ceramic Crowns (Empress) in General Practice: A Retrospective Study. *International Journal of Prosthodontics,* **12**, 122-8.

Soares, C.J., Giannini, M., Oliveria, M.T., Paulillo, L.A.M.S., Martins, L.R.M. (2004). Effect of Surface Treatments of Laboratory-Fabricated Composites on The Microtensile Bond Strength to a Luting Resin Cement. *Journal of Applied Oral Science*, **12**, 45-50.

Sorensen, J.A., Engelman, M.J., Torres, T.J., Avera, S.P. (1991). Shear Bond Strength of Composite Resin to Porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, **4**, 17-23.

Stahl, F., Ashworth, S.H., Jandt, K.D., Mills, R.W. (2000). Light-Emitting Diode (LED) Polymerization of Dental Composites: Flexural Properties and Polymerization Potential. *Biomaterials*, **21**, 1379-1385.

Suliman, A.H., Swift, E.J., Perdigao, J. (1993). Effects of Surface Treatments and Bonding Agents on Bond Strength of Composite Resin to Porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **70**, 118-120.

Tezvergil, A., Lassila, L.V.J., Yli-Urpo, A., Vallittu, P.K. (2004). Repair Bond Strength of Restorative Resin Composite Applied to Fiber-Reinforced Composite Substrate. *Acta Odontologica Scandinavica,* **62**, 51-60.

Thurmond, J.W., Barkmeier, W.W., Wilwering, T.M. (1994). Effects of Porcelain Surface Treatments on Bond Strenths of Composite Resin Bonded to Porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **72**, 355-359.

Toksavul, S., Artunç, A., Ulusoy, M., Toman, M. (2002). Tüm Seramik Kronlar. Bornova-İzmir.

Tsai, P.C.L., Meyers, I.A., Walsh, L.J. (2004). Depth of Cure and Surface Microhardness of Composite Resin Cured With Blue LED Curing Lights. *Dental Materials,* **20**, 364-369.

Tylka, D.F., Stewart, C.P. (1994). Comparison of Acidulated Phosphate Fluoride Gel and Hydrofluoric Acid Etchants for Porcelain Composite Repair. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **72**, 121-127.

Uhl, A., Sigusch, B.W., Jandt, K.D. (2004). Second Generation LEDs for the Polymerization of Oral Biomaterials. *Dental Materials*, **20(1)**, 80-87.

Üşümez, A., Öztürk, A.N., Üşümez, S., Öztürk, B. (2004). The Efficiency of Different Light Sources to Polymerize Resin Cement Beneath Porcelain Laminate Veneers. *Journal of Oral Rehabilitation,* **31**, 160-165.

Valandro, L.F., Bona, A.D., Bottino, M.A., Neisser, M.P. (2005). The Effect of Ceramic Surface Treatment on Bonding to Densely Sintered Alumina Ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **93**, 253-259.

Vallittu, P.K. (1998). Some Aspects of The Tensile Strength of Unidirectional Glass Fibre Polymethyl Methacylate Composite Used in Dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, **25**, 100-105.

Vallittu, P.K., Ekstrand, K. (1999). In Vitro Cytotoxicity of Fiber Polymethyl Methacrylate Composite Used in Dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, **26**, 666-671.

Vallittu, P.K. (2004). Survival Rates of Resin-Bonded, Glass Fiber-Reinforced Composite Fixed Partial Dentures With a Mean Follow up of 42 Months: A Pilot Study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91**, 241-246.

Wolf, D.M, Powers, J.M., O'Keefe, K.L. (1992). Bond Strengths of Composite to Porcelain Treated With New Porcelain Repair Agents. *Dental Materials*, **8**, 158-161.

Yavuzyılmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., Kurt, E. (2005). Tam Porselen Sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **22 (1)**, 49-60.

Yüksel, G., Çekiç, C., Özkan, P. (2000). Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi,* **10 (2),** 79-88.

Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, l. (1993). Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Yayın No. **17**, Ankara, 378-385.

Zaimoğlu, A., Can, G. (2004). Sabit Protezler, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Yayın No. **24**, Ankara, 135-145.

ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında Samsun'da doğdum. İlköğrenimimi Bafra Merkez İlkokulu'nda, orta ve lise öğrenimimi Bafra Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 1997 yılında girdiğim Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden Temmuz 2002'de mezun oldum. Eylül 2002'de Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora eğitimine başladım, 2004 yılında araştırma görevlisi kadrosuna atandım. Halen aynı anabilim dalında araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım. Evliyim. Yabancı dilim İngilizce'dir.