T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ZİRKONYA-VENEER SERAMİKLERİN MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Daime CENGİZ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç. Dr. İsa YÖNDEM

KONYA-2013

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ZİRKONYA-VENEER SERAMİKLERİN MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Daime CENGİZ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç. Dr. İsa YÖNDEM

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **10202032** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2013

i. ÖNSÖZ

Protetik Diş Tedavisi doktora eğitimimde bana destek olan, zaman ayıran ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, çalışkanlığını, azmini, kararlılığını örnek aldığım ve tezimin ikinci danışmanlığını yapan sevgili ve değerli hocam Doç. Dr. İsa YÖNDEM'e,

Doktora eğitimimde engin tecrübelerini benden esirgemeyen, pratik ve teorik olarak katkıda bulunan ve tezimin ilk danışmanlığını yapan sevgili hocam Doç. Dr. Atilla Gökhan ÖZYEŞİL'e,

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen S.Ü. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm değerli öğretim üyelerine, birlikte çalıştığım araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Tezimin termalsiklus işlemlerini yapmamda katkıda bulunan Süleyman Demirel Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı öğretim üyesi sayın Doç. Dr. Erdal EROĞLU'na,

Tüm yaşamım boyunca başarılarımla gurur duyan, sevgi ve şefkatlerini esirgemeyen ve koşulsuz her zaman bana destek olan anneme, babama ve kardeşlerime,

İyi günümde ve kötü günümde her zaman yanımda olan sevgili eşime ve canımdan çok sevdiğim kızım Roza'ya,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum…

İÇİNDEKİLER **Sayfa**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **v**
1. GİRİŞ **1**
1.1. Seramikler 3
1.2. Dental Seramikler 4
1.2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi 4
1.2.2. Dental Seramiklerin Yapısı 4
1.2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması 6
A. Fırınlama derecelerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması 6
B. Kullanım alanlarına göre dental seramiklerin sınıflandırılması 7
C. Yapım tekniklerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması 9
1.3. Zirkonyum 23
1.4. Zirkonyum Dioksit 25
1.4.1. Zirkonyum Dioksitin Kristal Yapısı 25
1.4.2. Zirkonyum Dioksitin Faz Dönüşümleri 27
1.4.3. Zirkonyum Dioksitin Sertleştirme (Transformasyon) Mekanizması 28
1.4.4. Zirkonyum Dioksitin Restoratif Dişhekimliğinde Kullanımı 29
Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramikler (ZTA) 29
Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ) 30
Yitrium katyonlu tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) 30
1.4.5. Zirkonyum Dioksitin Tipleri 31
1.4.6. Zirkonya Alt Yapıların Veneerlenmesi 33
1.4.7. Zirkonya Alt Yapı Üzerine Veneer Seramiğin Uygulama Teknikleri 34
Tabakalama tekniği 34
Presleme tekniği 35
IPS e-max CAD-on tekniği 36
1.4.8. Zirkonya-Veneer Seramik Restorasyonlarda Liner Materyalinin Kullanımı 37
1.4.9. Zirkonya-Veneer Seramik Arasındaki Bağlanma Mekanizması 38
1.4.10. Zirkonyada Uygulanan Yüzey İşlemleri 39
Kumlama 39

Aşındırma 40
Asit 41
Plazma sprey 41
Isı uygulaması 42
Tribokimyasal silika kaplama yöntemi 42
Porselen incisi ile pürüzlendirme 43
HIM/SIE 43
1.5. Bağlanma Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Test Metodları 44
1.5.1. Tensile Bağlanma Dayanımı Testi 44
1.5.2. Mikrotensile Bağlanma Dayanımı Testi 44
1.5.3. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi 45
1.5.4. 3-4 Nokta Eğme Testleri 45
1.6. Termalsiklus 46
1.7. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) 47
1.8. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) 47
2. GEREÇ VE YÖNTEM 49
2.1. Zirkonya Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması 50
2.2. Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi 52
2.3. Zirkonya Örneklerin Yüzey Hazırlıklarının Yapılması 53
2.4. Hazırlanan Örneklerin Üst Yapılarının Oluşturulması 56
2.4.1. Tabakalama Tekniği ile Üst Yapıların Oluşturulması 58
2.4.2. Presleme Tekniği ile Üst Yapıların Oluşturulması 60
2.5. Termal Siklusun Uygulanması 62
2.6. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi 63
2.7. Kopma Şekillerinin İncelenmesi 63
2.8. SEM (Tarayıcı Elektron Mikroskobu) ile Yüzey Analizi 64
2.9. AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) ile Yüzey Analizi 65
2.10. İstatistiksel Analiz 66
3. BULGULAR 67
3.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları 67
3.2. Fraktür Analizi Bulguları 76
3.3. SEM Analizi Bulguları 78

3.3.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi..... 78
3.3.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Sonrası Kopma Yüzeylerinin Değerlendirilmesi 79
3.4. AFM Analizi Bulguları..... 87
4. TARTIŞMA..... 90
5. SONUÇ VE ÖNERİLER 108
6. ÖZET..... 109
7. SUMMARY..... 110
8. KAYNAKLAR 111
9. EKLER..... 123
10. ÖZGEÇMİŞ 124

iii. SİMGELER VE KISALTMALAR

AFM: Atomik Kuvvet Mikroskobu

Al_2O_3: Aluminyum Oksit

^oC: Santigrad Derece

CAD/CAM: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing

cm: Santimetre

dak: Dakika

°F: Fahrenhayt

GPa: Cigapaskal

Hf: Hafniyum

HF: Hidroflorik Asit

HIM/SIE: Hot Isostatic Maturation/Selective İnfiltration-Etching

HIP: Hot Isostatic Pressing

k: Kübik Faz

KO: Kareler Ortalaması

KT: Kareler Toplamı

µm: Mikrometre

m: Monoklinik

Mg-PSZ: Magnezyum Katyonlu Zirkonya Polikristali

mm: Milimetre

mm^2: Milimetrekare

MPa: Megapaskal

N: Newton

n: Örnek Sayısı

nm: Nanometre

p: Anlamlılık

PSZ: Parsiyel Stabilize Zirkonya

s: Saniye

SBS: Shear Bond Strength

sd: Serbestlik Derecesi

SEM: Tarayıcı Elektron Mikroskobu

t: Tetragonal

t→m: Tetragonal-Monoklinik Faz Transformasyonu

TEK: Termal Ekspansiyon Katsayısı

Y-TZP: Yitrium Katyonlu Tetragonal Zirkonya Polikristali

Zr: Zirkonyum

Zr^{+4}: Zirkonyum Katyonu

ZrO_2: Zirkonya, Zirkonyum Dioksit

$ZrSiO_4$: Zirkonyum Silikat

ZTA: Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina Seramikler

1.GİRİŞ

Metal seramik restorasyonların 10 yıllık başarı oranı %94 olarak belgelenmiş olmasına rağmen (Walton 1999), biyouyumluluk ve optik niteliklerindeki kısıtlamalar konusundaki kaygı tam seramik restorasyonların kullanımını harekete geçirmiştir (Sadowsky 2006). Tam seramik restorasyonlar; mükemmel estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi, yüksek aşınma direnci, düşük plak akümülasyonu ve düşük termal iletkenliği gibi karakteristik özelliklerinden dolayı restoratif diş hekimliğinde popüler hale gelmiştir ve buna bağlı olarak yeni seramik materyalleri gelişmekte ve yaygınlaşmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

Tam seramik sistemlerinden biri olan zirkonya esaslı seramikler eşsiz mekanik özelliklerinden dolayı restoratif diş hekimliğinde kron ve köprü protezlerinde kor materyali olarak kullanılmaktadır (Kim ve ark 2011). Klinik çalışmalarda zirkonya alt yapının başarı oranı %97,8 olduğu tespit edilmiştir (Molin ve ark 2008).

Zirkonya seramikler yüksek kristal içeriğinden dolayı doğal dişlere göre daha az translüsensliğe sahiptir ve estetiği artırmak için uygun veneer seramiklerle kaplanır. Ancak, veneer seramiklerin bükme dayanıklılığı alt yapıya göre çok daha zayıftır ve bu nedenle düşük yük altında bile kor-veneer ara yüzeyinde başarısızlıklar oluşabilir (Guess 2009). Veneer seramikte meydana gelen delaminasyon ve/veya çatlaklar gibi klinik başarısızlıklar 3 ila 5 yıl sonunda sırasıyla %13 ve %15,2 oranlarında rapor edilmiştir (Raigrodski ve ark 2006, Sailer ve ark 2007). Bu oran 10 ila 15 yıl gibi uzun dönem periyottan sonra %2,7 ve %5,5 arasında başarısızlık gösteren metal seramik restorasyonlardan oldukça yüksektir (Coornaert ve ark 1984, Valderhaug 1991).

Kimyasal bağlanma, yüzey pürüzlülüğü ile sağlanan mekanik kilitlenme, arayüz defektlerinin tipi ve yoğunluğu, ıslatma özelliği veneer seramikte oluşan sıkıştırma stresinin derecesi bağlanma dayanımını etkileyen faktörler arasındadır. Fakat zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlanma mekanizmasını etkileyen primer faktörler belli değildir (Fischer ve ark 2010).

Yeterli bağlanma dayanımı sağlanamaması zirkonya restorasyonların uzun dönem klinik başarısı için bir endişe konusu olmuştur (Fischer ve ark 2008). Zirkonya-veneer seramiğin yüksek başarısızlık oranları ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır (Al-Dohan ve ark 2004, Aboushelib ve ark 2005, Guazzato ve ark 2005, Aboushelib ve ark 2008a, Guess ve ark 2008, Fischer ve ark 2009).

Yaygın yüzey pürüzlendirme seçenekleri, aşındırma (Jochen ve Caputo 1977, Ferrando ve ark 1983), kumlama (Lacy ve ark 1988), asitleme ve bu metodlardan herhangi birinin kombinasyonlarıdır (Bailey ve Bennet 1988). Farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanmaya olan etkisi açık değildir (Fischer ve ark 2010).

Liner, zirkonya alt yapı ile veneer seramik arasında alt yapının opak görüntüsünü maskelemek ve zirkonya yüzeyinin ıslanabilirliğini artırmak için ara tabaka olarak uygulanır (Abousalib ve ark 2006). Bazı çalışmalarda bu ara tabakanın bağlanmayı artırdığı bildirilmiştir (McLaren ve ark 2005, Aboushelib ve ark 2005). Ancak liner materyalinin bağlanma dayanımını azalttığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (Tinschert ve ark 2001, Fischer ve ark 2010).

Veneer seramiklerin uygulama yöntemlerinden biri olan presleme tekniği tabakalama tekniğine alternatif bir yöntemdir (Dröge 1972, McPhee 1975, Dong ve ark 1992) ve presleme tekniği ile geliştirilen cam seramik ingotların ve yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya alt yapıların avantajlarının birleştirilmesi amaçlanmıştır (Guess 2009). Presleme tekniği daha eski bir sistem olan tabakalama tekniği ile karşılaştırıldığında zirkonya alt yapılara daha iyi bir bağlanma ve performansın sağlanması iddiasıyla son zamanlarda tanıtılmıştır (Aboushelib ve ark 2006). Fakat, son zamanlarda gelişmeye başlayan bu tekniğin klinik davranışı hakkında çok az bilgi mevcuttur (Guess 2009).

Bu bilgilerin ışığı altında planlanan çalışmanın amacı; farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş zirkonya alt yapı ile iki farklı yöntemle uygulanmış veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımının incelenmesi ve zirkonya alt yapıya uygulanan liner materyalinin bu bağlanma dayanımına olan etkisinin araştırılmasıdır.

Bu çalışmanın hipotezi, farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramik arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etki edeceği, veneer seramik uygulama tekniklerinden biri olan presleme tekniğinin ve liner materyalinin bu bağlanma dayanımını artıracağı yönündedir.

1.1. Seramikler

Genel anlamda seramik, inorganik edüstriyel hammaddelerin belirli oranlarda karıştırılıp şekillendirildikten sonra pişirilerek sertleştirilmesi ile elde edilen malzemelere denilmektedir (Geçkinli 1991). Seramik sözcüğü Yunanca'da "Keramos, keramikos, keramenes" kelimelerinden türemiştir (Callister 1997). Eskiden "çömlekçilik" olarak ifade edilen seramikler günümüzde orijinal anlamından çok uzaklaşmış ve modern çağın en önemli ürünleri konumuna gelmiştir (Bayraktar ve ark 1999).

Seramik M.Ö. 50'li yıllarda Çinliler tarafından kullanılmış, ancak XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir. Bu tarihten 150 yıl önce İtalya'da Medicisler'in destekleriyle seramik yapılmasına yönelik çalışmaların varlığı bildirilmiştir (Akın 1999). Seramik tarihi insanoğlunun tarihi kadar eskidir, tarih boyunca farklı formlarda farklı medeniyetler içinde ortaya çıkmıştır. Çanak, kap, süs eşyası, oyuncak olarak kullanılmıştır (Coşar 2008).

Seramikler genel olarak silikat yapısında olup, bir ya da daha fazla metalin metal olmayan bir elementle yaptığı bileşiktir. Seramiklerde bu yapı her silisyum atomunun dört oksijen atomuyla çevrelendiği silisyum tetraoksit (SiO_4)'tir (Oktay 2003). Camı oluşturan bu yapıya diğer oksitlerin eklenmesiyle erime sıcaklığının düşmesi, yüksek viskozite ve vitrifikasyona direnç gibi bazı özellikler elde edilir. Bu oksitler genellikle potasyum, sodyum, kalsiyum, alüminyum ve borik oksitlerdir (Akın 1983, Anusavice 1993, Kelly ve ark 1996).

1.2.Dental Seramikler

1.2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramiğin diş hekimliğinde kullanılabileceği ilk kez 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından bildirilmiştir (Kelly ve ark 1996). İlk olarak 1774 yılında Saint-Germainen-Laye çevresinde eczacılık yapan Duchateu tarafından protetik tedavide kullanılmıştır (Akın 1999). Duchateau, fildişinden yapılmış protezlerin renklenmesi, pöröziteli olması ve ağız sıvılarını absorbe etmesinden dolayı rahatsızlık duymuş ve porselen yapımcılarıyla görüşerek kendisine ilk porselen protezi yaptırmıştır (Jones 1985, Kelly ve ark 1996). 1788 yılında Nicholas Dubois De Chemant, Duchateau'nun yöntemini geliştirmiş ve ilk seramik dişler için patent almıştır (Leinfelder 2000, Wildgoose ve ark 2004). 1838 yılında ilk porselenlere kıyasla normal diş tonlarına yakın renkte ve yarı şeffaf özelliğe sahip bir porselen geliştirilmiştir. 1886'da altın yaprak ile kron yapılmış ve üstüne porselen fırınlanmıştır. 1889'da ilk porselen jaket kron uygulanmış ve porselenlerin diş hekimliğinde kullanımı artmıştır (Akın 1999). Anderson ve Oden (1993) yüksek yoğunlukta sinterize edilmiş ve yüksek oranda saf olan alümina kullanarak tam seramik kron hazırlama yöntemini geliştirmişlerdir.

1.2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler silika yapısında olan topraksı materyallerdir (Akın 1999). Dört oksijen (O^-) atomu merkezde yer alan bir silisyum (Si^{4+}) ile kimyasal bağlar yaparak dental seramiğin çekirdek yapısı olan silisyum tetrahedrat (SiO_4)'yı oluşturmaktadır (Anusavice 2003).

Dental seramiklerin ana yapı taşları feldspar, kuartz ve kaolindir. Bu, "triaksiyel" seramik yapısı olarak adlandırılmaktadır (McCabe ve Walls 1998, Powers ve ark 2006). Dental porselenin diğer porselenlerden başlıca farkı içindeki kaolin miktarıdır (Oktay 2003).

1. Feldspar ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$)

%75-85 oranında bulunan feldspar dental seramiklerde ana yapıyı teşkil eder (O'Brien 2002). Seramiklere doğal bir radyolüsentlik veren, göreceli olarak saf ve renksiz olan bir maddedir (Memikoğlu 1997, Anusavice 2003). Fırınlama sırasında 1100-1300°C'de eriyerek kuartz ve kile matriks oluşturur (Coşkun 2002).

Doğal feldspar saf olmayıp potas ve soda ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Bunlar diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, krona doğal görünüş sağlamaya yardım ederler (Zaimoğlu ve ark 1993).

2. Kuartz (Silika, SiO_2)

Silisilik anhidrit olan kuartz matriks içinde doldurucu görevi görür ve %10-30 arasında bulunur. Erime derecesi 1700°C olan kuartz, dental porselene desteklik sağlar, pişme sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önler, dayanıklılığını artırır, termal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardım eder. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm kazandırır (Zaimoğlu ve ark 1993). Yapı içine fazla oranda konursa seramiğin ışık geçirgenliğini azaltır (Eismann 1980, McCabe 1985).

3. Kaolin ($Al_2O_3.2SiO_2.2H_2O$)

Kaolin bir aluminyum hidrat silikatı ($Al_2O_3SiO2H_2O$)'dır (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Çin kili olarak da bilinir. Çok ince, yumuşak ve kilsi bir maddedir (McLean 1979, Naylor 1992). Isıya oldukça dayanıklıdır, 1800ºC'de erir. Isıtıldığında nemi uçar ve yapışkan yapısı sayesinde diğer maddeleri bir arada tutar. Dolayısıyla porselenin modelajına yardımcı olur (Zaimoğlu ve ark 1993). Diş hekimliği seramiğinde %3-5 oranında bulunur. Diş hekimliği seramiği ile diğer seramikler arasındaki temel fark da bu orandır. Seramiğe opak özelliği verdiği için oranı belli bir miktarı aşmaz (Eismann 1980, McCabe 1985).

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya lüminisans özelliği geliştiren çeşitli ajanlar da seramik yapıya eklenmiştir (Zaimoğlu ve ark 1993, Yavuzyılmaz ve ark 2005).

1.2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler klasik olarak fırınlama derecelerine göre ve yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler (O'Brien 1997).

A. Fırınlama derecelerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması

1. Yüksek ısı seramikleri (1288°C-1371°C)

Bu seramikler %70-90 feldspar, %11-18 kuartz ve %1-10 kaolin içerirler. Eritici maddeler içermezler (O'Brien 2002, Powers 2006). Özellikle suni dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 2002). Ayrıca çok homojen bir yapıya sahip olup, pişim esnasında %15 oranında büzülme gösterirler (Naylor 1992).

2. Orta ısı seramikleri (1093°C-1260°C)

Bu seramikler %61 feldspar, %29 kuartz, %5 $CaCO_3$, %2 Na_2CO_3, %2 K_2CO_3 ve %1 $Na_2B_4O_2$ içerirler (McCabe ve Walls 1998, O'Brien 2002, Powers 2006). Gövde porseleninde kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 2002). Orta ısı seramikleri homojen bir yapıya sahiptirler ve %15'ten fazla büzülme gösterirler (Naylor 1992).

3. Düşük ısı seramikleri (871°C-1066°C)

Bu seramikler %60 kuartz, %12 feldspar, %11 $Na_2B_4O_2$, %8 Na_2CO_3, %8 K_2CO_3 ve %1 $CaCO_3$ içerirler. Pişirme süreleri çok kısadır, %30–35 oranında büzülme gösterirler. Piştikten sonra yüzeyleri poröz olduğu için ağız sıvısında rengi değişir ve gri bir renk alırlar ve ayrıca kırılgan olurlar (O'Brien 2002, Powers 2006). Jaket kronlarda, metal destekli kronlarda, alüminöz porselenlerde, çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılırlar (Rosenstiel ve Jonston 1988, Shillingburg ve ark 1997).

4. Ultra düşük ısı seramikleri (750°C-850°C)

870ºC altında fırınlanan seramik grupları ultra düşük ısı seramikleri olarak tanımlanmaktadır. Fırınlama ısısının düşük olması, metal oksit açığa çıkma riskini azaltmaktadır. Bunun yanında, bazı ultra düşük ısı porselenlerinin lösit içerikleri, konvansiyonel düşük ısı porselenlerindeki gibi ısısal büzülme katsayısını arttıracak kadar fazladır (McCabe ve Walls 1998, O'Brien 2002, Powers 2006). Jaket kuronlarda, inley ve onleylerde ve hassas bağlantılı kuronlarda kullanılırlar (Akın 1990).

B. Kullanım alanlarına göre dental seramiklerin sınıflandırılması

1. Tam ve hareketli bölümlü protezlerde kullanılan dental seramikler

Kompozisyonu ve özelliklerinden dolayı sabit restorasyonlarda kullanılan seramiklerden farklıdır. Hareketli protezlerde yapay diş olarak kullanılan bu seramikler genellikle yüksek ısı porseleninden hazırlanırlar. Yapısındaki ana bileşen feldspar olup yaklaşık % 15 kuartz ve % 4 civarında kaolin içerirler (O'Brien 2002). En önemli avantajları üstün estetik, yüksek abrazyon direnci ve mükemmel renk stabilitesidir. Ancak oklüzal uyumlamadan sonra parlatılmalarındaki güçlükler nedeniyle karşıt dişlerde ciddi aşınmalara neden olmaları, akrilik kaide ile kimyasal bağlantı kurulamadığından mekanik tutuculara ihtiyaç duymaları, akrilik kaide ile termal genleşme katsayılarının uyumsuz olması nedeni ile kaidede stres birikimine neden olmaları, kırılgan olmaları, yüksek yoğunlukları nedeni ile protezin ağırlığını arttırmaları gibi dezavantajları vardır (Ferracane 2001, Craig ve ark 2002).

2. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler

Işık geçirgenliği, kimyasal stabilitesi, biyouyumluluğu, yüksek baskı direnci ve termal genleşme katsayısının diş dokusuna yakın olması gibi avantajlara sahip olan dental seramikler gerilim kuvvetleri karşısında kırılgan yapı göstermektedirler (Coskun 2002). Bu nedenle seramiklerin metal ile desteklenmesi fikri ortaya atılmış ve ilk metal-seramik restorasyonlar 1927 yılında gerçekleştirilmiştir (Fischer 1999, Craig ve ark 2004).

Metal-seramik sistemlerde kullanılan seramikler orta ve yüksek ısı seramikleri ile benzerdir. Ancak, mikroyapı açısından çok farklıdır (McLean 1979). Metal alaşımlarda kullanılan seramiğin içeriği cam ve çözülmemiş kalay oksit şeklindedir. Ayrıca %5-15 oranında kristalin alümina içerir. İçeriğinde yüksek oranda bulunan sodyum bikarbonat ve potasyum hidrat, ısısal genleşmeyi arttırmakta ve metal alt yapı ile uyumu sağlamaktadır (Craig 1993, Zaimoğlu ve ark 1993). Ayrıca artık ısısal gerilimlerin azalmasını da sağlayan bu alkali içeriği, seramiğin eriyerek kaynaşma ısısını azaltarak metal alt yapıdan önce erimesini sağlar. Böylece metal seramik restorasyonlar çatlak oluşumuna daha dirençli hale gelir (Anusavice 2003).

3. Tam seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler

Tam seramik sistemleri metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Metal destekli seramik restorasyonların klinik olarak uzun ömürlü olmaları bu sistemlerin başarılarını artırmıştır. Ancak metalin ışık geçirgenliğini engelleyerek ve metal renklenmelerini ortaya çıkararak estetiği azaltması ve metal alaşımların alerjik ve toksik yan etkilere neden olması araştırmaları metal içermeyen restorasyonlara yöneltmiştir (Probster 1996, Oden ve ark 1998, Rammelsberg ve ark 2000, Kheradmandan ve ark 2001, Zaimoglu ve Can 2004).

Tam seramik restorasyonlar; mükemmel estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi, yüksek aşınma direnci, düşük plak akümülasyonu ve düşük termal iletkenliği gibi karakteristik özelliklerinden dolayı restoratif diş hekimliğinde popüler hale gelmiş ve buna bağlı olarak yeni seramik materyalleri gelişmekte ve yaygınlaşmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Lösitle güçlendirilmiş seramikler, cam infiltre seramikler, lityum disilikat, alümina ve zirkonya tam seramik kor materyalleri olarak kullanılmaktadır (Aboushelib ve ark 2007).

Tam seramik restorasyonlarda kullanılan düşük ya da orta ısı seramiklerde güçlendirme ajanı olarak farklı kristal fazlar kullanılır ve hacimlerinin %90'a kadar olan kısmını bu kristalin faz oluşturur. Kristalin fazın miktarı, doğası, partikül

büyüklüğü ve dağılımı materyalin mekanik ve optik özelliklerini doğrudan etkiler (McLean ve Odont 2001).

C. Yapım tekniklerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması

1. Metal destekli dental seramikler

a) Döküm metal üzerinde bitirilen dental seramikler

Bu tip seramikler, soy veya soy olmayan metal alaşım sistemlerinin üzerine opak, dentin ve mine porseleni olmak üzere 3 tabaka halinde uygulanarak elde edilirler (Shillingburg ve ark 1997). Vita Omega, Ivoclar, Duceram, Ceramco II bunlara örnek olarak verilebilir.

b) Platin ya da altın foli üzerinde bitirilen dental seramikler

Foli ile güçlendirilmiş kronlar ilk kez McLean ve Sced tarafından 1976'da geliştirilmiştir. Folyoların kullanım amacı metal kalınlığının inceltilmesi ve böylece dişin daha az aşındırılması, metal için gerekli olan mum modelaj ve döküm işlemlerinin ortadan kaldırılması ile maliyetin düşürülmesi ve dolayısıyla pahalı ekipmanlara ihtiyaç duyulmaksızın estetik restorasyonların yapılmasını sağlamaktır (Hondrum 1992). Bu sistemler yeterli estetik, iyi bir marjinal adaptasyon ve kullanım kolaylığı sağlamalarına rağmen kırılma direncinin geleneksel kronlardan daha düşük olması ve çok üyeli restorasyonlarda başarısız olması kullanım alanlarını sınırlamaktadır (Wall ve Cipra 1992). Renaissance, Sunrise, Flexebond, Plati-deck gibi sistemler geliştirilen folyo sistemleridir (Hondrum 1992, Crispin 1994). Bu teknikte kullanılan foli kalınlığı 0.025 mm ile 0.05 mm arasında değişmektedir (Chiche ve Pinault 1994).

2. Metal desteksiz dental seramikler

a) Geleneksel feldspatik ve aliminöz dental seramikler

Feldspatik, aliminöz ya da ikisinin karışımı olan klasik seramiklerin refraktör day üzerinde hazırlandığı tam seramik sistemleridir. En çok laminate veneer, inley,

onley yapımında kullanılan bir tekniktir. En önemli dezavantajı restorasyon refraktör daydan çıktıktan sonra ilave gerektiğinde ilave pişirmeler marjinlerde yuvarlanma ve büzülmeye neden olur (McLean 1979, Pekkan 2005). Bu seramiklere örnek olarak Optek HSP, Duceram LFC, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage ve Mirage II verilebilir (Rosenblum ve Schulman 1997).

b) Dökülebilir dental seramikler

Dicor

İlk dökülebilir seramik olan Dicor (Dentsply), 1980'lerin başında David Grossman tarafından dişhekimliğine kazandırılmış bir sistemdir (Pekkan 2005). %55 oranında tetrasilik fluormika kristalleri ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) içerir. Bu kristaller materyalin fleksibilitesini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık kazandırırlar (McLean ve Odont 2001, Kedici 2002). Kimyasal yapısı SiO_2, MgO, K_2O, Al_2O_3 ve ZnO_2 gibi maddelerden oluşmuştur. Yapısında ayrıca flor salınımı yapan MgF_2 bulunur (Adair ve Grossman 1984, Kelly ve ark 1996, Memikoğlu 1997).

Restorasyonlar kayıp mum tekniği ile eritilmiş cam seramiğin santrifüj yardımıyla dökülmesi ile yapılır (Shillingburg ve ark 1997). Mika esaslı cam seramiklerin bükülme direnci 120-150 MPa arasındadır (Zaimoğlu ve ark 1993, Erpenstein ve ark 2000). Tek kron, inley, onley ve laminate veneer yapımında kullanılır (Blatz 2002, Magne ve Belser 2002).

Kristal yapı fazlalığından dolayı Dicor'da ışık dağılımı fazladır ve bundan dolayı bukalemun etkisi oluşur. Bukalemun etkisi, rengin komşu dokulardan, kökten ve kesilmiş dişten gelerek yayılması olayıdır. Bu nedenle diğer seramik sistemlerine göre daha estetiktir (Alaçam ve ark 1998).

Bu sistemin avantajları arasında, uygulama kolaylığı, fırınlama büzülmesinin az oluşu, yeterli ışık geçirgenliği ve opasite, polisajlanabilirlik, gerilim direnci, aşınma direnci ve kimyasal maddelere karşı dayanıklılık yer almaktadır (Freidlander ve ark 1990, Shillinburg 1997, Zaimoğlu ve Can 2004). Yapım süresinin uzun oluşu,

özel ekipman gerektirmesi (Wall ve Cipra 1992), yetersiz kuvvet dayanımı ve internal boyama yapılamaması dezavantajlarıdır (Rosenblum 1997, Wassel ve ark 2002).

Cerapearl

Cerapearl (Kyocera Bioceram; San Diego, USA) Hobo ve Iwata tarafından 1985 yılında geliştirilmiştir (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Bu sistemde hidroksiapatit ana kristalin faz olarak kullanılır (Blatz 2002). Kimyasal olarak %45 CaO, %15 P_2O_5, %34 SiO_2 ve %5 MgO içeren Cerapearl'ün mikroyapısı amorftur (Altunsoy 2001).

Döküm tekniği Dicor'un döküm tekniğine benzemektedir (Shillingburg ve ark 1997). Tek kron, inley ve laminate veneer yapımında kullanılır (Altunsoy 2001). Işık kırma indeksi, yoğunluğu ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur (Kedici 1985, Piddock ve Qualtough 1990). Bu sistemin dezavantajları sadece dıştan boyama yapılabilmesi ve pahalı ekipman gerektirmesidir (Shillingburg ve ark 1997).

OCC (Olympus Casted Ceramic)

Mika ve lityum alumina silikat beta spodumen içerikli dökülebilir seramik materyalidir. Kimyasal içeriği Li_2O-Na_2O-MgO-ZnO-Al_2O_3-TiO_2-Si_2O-F'dir (Pekkan 2005). Lityum alumina silikat materyalin direncini arttırır. Baskı kuvvetlerine karşı direnci 850 MPa, esneme direnci ise 220-300 MPa'dır (Iıjıma ve ark 1990). Bu sistemle tek kronlar, inleyler ve veneerler yapılabilir (Pekkan 2005). Yapım tekniği bilinen dökülebilir dental seramiklerdeki gibi yapılmaktadır (Yücel 2005).

c) Kor yapısı güçlendirilmiş dental seramikler

● Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilen kor materyali

Bu gruptaki seramikler pnömatik kollu özel bir seramik fırınında yüksek ısı ve basınç altında revetman kalıp içerisine preslenir. Yapım aşamaları kolaydır. Sıcak presleme tekniği ile marjinal uyum artar, pörozite azalır, bükülme dayanımı artar ve

formun tam olarak oluşturulabilmesi mümkün olur (Blatz 2002). Bu gruptaki seramiklere örnek olarak Cerestore, IPS-Empress, IPS-Empress 2 ve IPS E-max verilebilir.

Cerestore

Cerestore 1983 yılında Sozia ve Riley tarafından geliştirilmiştir (Wall ve Cipra 1992). Kor materyalinin esas kristalin kısmını %65-70 aluminyum oksit (Al_2O_3) ve %8-10 magnezyum aluminat ($MgAl_2O_3$) oluşturur (Messer ve ark 1991).

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 hacme sahip olmasıdır. Bu da fırınlanma sonrasında oluşan büzülmeyi dengeler (Kelly ve ark 1996, McLean ve Odont 2001). Dezavantajları ise, muflalama, döküm ve pişirme için özel ekipman gerektirdiği için pahalı bir sistemdir. Bu nedenle daha fazla zaman gerektirir (McLean 1987, Wall ve Cipra 1992, Özkan ve ark 2000).

IPS-Empress

1983 yılında Zürich Üniversitesi'nde Wohlewend ve Scharer tarafından geliştirilmiştir (Höland ve ark 2000, Mackert ve ark 2000). Kimyasal yapısı SiO_2-Al_2O_3-K_2O şeklinde olan IPS-Empress'in silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 μm büyüklüğünde olan lösit kristalleri oluşturur (Shillingburg ve ark 1997).

Bu sistemde lösit ile kuvvetlendirilmiş cam porselen tabletler, EP500 adı verilen özel fırında 1075°C veya 1180°C'de vizköz alümina özelliğine ulaşır ve kayıp mum tekniği ile elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır (Toksavul ve ark 2004).

IPS Empress'in bükülmeye karşı direnci 120-200 MPa'dır (Yavuzyımaz ve ark 2005). Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişlerinkine benzer (Holand 1998). İnley, onley, veneer porselen ve tek kron yapımında

kullanılmaktadır. Üç ve daha fazla üyeli köprülerde kullanılmaz (Rosenblum ve Schulman 1997, McLean ve Odont 2001, Rosentiel ve ark 2001).

IPS-Empress 2

IPS-Empres 2, 1998 yılında Beall ve Echeverria tarafından geliştirilmiştir (Schweiger ve ark 1999). Bu sistem SiO_2-LiO_2 sisteminden oluşan bir cam seramiktir. Hacimsel olarak % 60'ından fazlası lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$) kristalleri ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri içerir. Lityum disilikatın mikro yapısı rastgele dağılmış, birbirine kilitlenmiş ve küçük, plaka tarzında kristallerden oluşur (IPS Empress 2 1998, Denry ve ark 1999). Bu yoğun kristal yapı materyalin gücünü ve kırılmaya karşı dayanıklılığını artırır (Zawta 2001, Pagniano ve ark 2005).

Bükülmeye karşı direnci 350-450 MPa olup yaklaşık olarak lösit cam seramiklerden 3 kat daha fazladır (Van Noort 2002, Quınn ve ark 2003). IPS-Empress 2, kesici dişlerden 2. küçük azılara kadar hem ön hem de arka bölge için üç üyeli köprü yapabilen ilk tam seramik malzemedir. Köprü gövdesi yaklaşık 7-8 mm olup bir premolardan daha geniş olmamalıdır. Kantilever köprüler için uygun değildir. Bağlayıcılar için minimal kritik boyut, okluzogingival olarak 4-5 mm ve bukkolingual olarak 3-4 mm'dir (IPS Empress 2 1998, Sorensen 1999).

Sistemin esası yine IPS Empress'de olduğu gibi kayıp mum tekniğine dayanır. Laboratuar işlemleri IPS Empress sistemi ile aynıdır. IPS-Empress 2 ingotları, EP 500 veya EP 600 fırınlarında 920ºC'de preslenir (IPS Empress 1999).

IPS e-max

2005 yılında piyasaya sunulan IPS e-max (Ivoclar Vivadent) tam seramik sistemi, üretici firma tarafından IPS Empress 2'den sonra geliştirilmiştir (e-max 2005). Daha estetik ve daha dirençli restorasyonların yapılabilmesi için homojenize edilmiş lityum disilikat cam seramik şeklinde üretilmiştir (Hummel ve ark 2005). Ayrıca IPS e-max seramik materyali florapatit kristallerinin farklı konsantrasyonlarını içermektedir. Böylece, cam seramik restorasyonun ışık

geçirgenliğini artırarak daha doğal görünüm sağlar ve translusensi arttırır (IPS e-max 2005).

Bükülme direnci 360-400 MPa'dır. İnley, onley, laminate veneer ve tek kuron protezlerinin yapımında kullanılabilmektedir. Ayrıca sistemin bükülme direnci arttırıldığından posterior bölgede 3 üyeli köprü protezi yapımına da olanak sağlamaktadır (IPS e-max 2005).

● Alümina ile güçlendirilmiş kor materyali

Hi-Ceram

Hi-Ceram, 1972 yılında Southan ve Jorgensen tarafından fosfat bağlı revetmen üzerinde platin yaprak kullanmaksızın, alümina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir (Yüksel ve ark 2000). Hi-Ceram %70 oranında Al_2O_3 içerir. Bu nedenle geleneksel porselenden %25 daha serttir (Marx ve ark 2001). Bükülme direnci yaklaşık olarak 140-180 MPa arasındadır (Alkumru 1988, Hondrum 1992). Anterior ve posteriorda tek kron restorasyonu olarak uygulanabilir (Wall ve Cipra 1992, Erçoban 1998).

Hi-Ceram sistemi üstün estetik sağlar, kenar uyumu ve boyutsal stabilitesi iyidir. Tekniği diğer metal desteksiz seramik sistemlerine göre daha ucuzdur. Röntgende translüsens görüntü vererek radyografik teşhisi kolaylaştırır. Doğal dişle aynı ışık geçirgenliğine sahiptir. Bunun yanında, diğer tam seramik sistemlerine göre daha fazla çalışma aşaması gerektirir (Wall ve Cipra 1992, Erçoban 1998).

In-Ceram

In-Ceram, 1989 yılında Fransız diş hekimi Mickael Sadoun tarafından geliştirilen tam seramik sistemidir (Gökçe ve Beydemir 2002). Bu sistemde sıvı faz içinde dağılmış alümina partikülleri anlamında tanımlanan 'Slip cast' dirençli alümina seramikleri bulunmaktadır (Alaçam ve ark 1998). Ayrıca yapısında lanthanium alumina silikat ve az miktarda sodyum ve kalsiyum bulunmaktadır. Lanthanium camın vizkozitesini düşürerek infiltrasyonu kolaylaştırır ve ayrıca

porselenin kırılma dayanımını artırarak şeffaflığını geliştirir (Rosenblum ve Schulman 1997, Rosentiel ve ark 2001).

Bükülme direnci yaklaşık 420-520 MPa arasında olan In-Ceram sistemi ön ve arka bölgedeki kronların ve ön bölgedeki köprülerin yapımında kullanılabilmektedir (Vveltzler 1997, Yavuzyılmaz ve ark 2005).

In-Ceram sisteminin, homojen bir yapıya sahip olması, doku uyumunun iyi olması, üstün marjinal uyum sağlaması ve diğer seramik sistemlerine kıyasla 3-4 kez daha fazla dirençli olması gibi avantajları vardır (Vveltzler 1997). Dezavantajları ise opak olması ve uzun süren laboratuar işlemleridir (McLean ve Odont 2001, Lenz ve ark 2002). Ayrıca silikat içeriğinin az olmasından dolayı asitin uygulamadaki başarısı sınırlanmaktadır (Sen ve ark 2000, Qualtrough ve Piddock 2002).

In-Ceram tekniği için iki modifiye porselen kombinasyonu belirtilmektedir: In-Ceram Spinel ve In- Ceram Zirkonya (Rosenblum ve Schulman 1997, Rosentiel ve ark 2001). In-Ceram Spinel sisteminde, magnezyum ve alüminyum oksitin 1:1 oranında karıştırılıp 1600ºC fırınlanmasıyla elde edilir ($MgAl_2O_4$) (Vita In-Ceram Spinell). In-Ceram Spinel'in bükülme kuvvetlerine karşı direnci 350 MPa olarak rapor edilmiştir (Giordano 1996). İnley, onley ve anterior tek kronlarda başarılı sonuçlar elde edilmektedir (Vita In-Ceram Spinell). In-Ceram Zirkonya %67 oranında alüminyum oksit ve %35 oranında tetragonal yapıda zirkonyum oksit kristalleri içermektedir. In-Ceram Zirkonya'nın bükülme dayanımı 600±30 MPa'dır (Giordano 1996).

● Magnessia kor materyali ile güçlendirilmiş seramikler

Magnessia içeren yüksek genleşmeli magnessia kor materyali ilk defa 1983 yılında O'Brien tarafından tanıtılmıştır (O'Brien ve ark 1993). Ağırlığının %40-60 oranında magnessia ve magnessium oksit oluşturur (Yüksel ve ark 2000).

Magnessia kor materyali platin foil tekniğinin bir modifikasyonuyla 2050^{o}F (1121,1^{o}C)'da pişirilir ve işlem sonunda platin foil çıkartılarak iç yüzeyin glaze işlemi yapılır. Esneme dayanıklılığı glaze uygulamasıyla iki katı olabilir. Glaze, daha

fazla kristalizasyon için kor materyali ile reaksiyona girerek yüzey pöröziteleri tamamiyle doldurmaya çalışır. Kor yapının dayanıklılığı, vitröz matriksteki magnessia kristallerinin dağılımı ve matriks içindeki kristalizasyonu ile sağlanmaktadır (Memikoğlu 1997).

● Zirkonya ile güçlendirilmiş kor materyali

Zirkonyum esaslı materyallerin üstün mekanik özellikleri ve biyolojik uyumluluklarından dolayı dental restorasyonlarda kor materyali olarak kullanılmıştır (Luthardt ve ark 1999). Yitrium ile stabilize edilmis tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) alt yapılar, tam seramik restorasyonların sınırlamalarını azaltarak arka bölge dislerinde 3-4 üniteli tam seramik köprülerin yapımına imkan vermektedir. Kron köprü restorasyonlarında Y-TZP seramiklerin day üzerinde direkt sinterizasyona uygun olmamaları nedeniyle sadece freze teknigi ile şekillendirilebilmekte, bu teknikler de, CAD/CAM sistemlerini gerektirmektedir (Fritzsche 2003, Raigrodski 2004).

d) Bilgisayar ile yapılan dental seramikler

CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) yani Bilgisayar destekli tasarım / Bilgisayar destekli üretim, teknolojinin birçok alanında daha önceleri sıklıkla kullanılan bir üretim şekli olmasına karşın, optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi ABD'den Bruce Altschuler tarafından 1977'de sağlanmıştır. CAD/CAM uygulamalarının restoratif diş hekimliğine girişi ancak 1980'lerde başlamıştır. 1984'de Fransa'dan Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve bir üyeli restorasyonları elde etmiştir. İlk dental CAD/CAM uygulaması, İsviçre'de 1988'de Werner Mörmann ile Marco Brandestini tarafından Cerec sistem ile gerçekleştirilmiştir (Liu 2005). Başlangıçta iki eksende aşındırma yapabilen cihazlar, bilgisayar teknolojisindeki ilerlemelere paralel olarak farklı modifikasyonlar geçirmiş ve günümüzde altı eksende aşındırma yapabilir hale gelmiştir (Rosenblum ve ark 1997).

Seramik restorasyonların yapım aşamaları sırasında uygulanan yüksek ısı, yapının homojen olmamasına, yapıda mikroporözitelerin oluşmasına ve büzülmeye

neden olmaktadır. Freze ile şekillendirilen seramikler, bu problemlerin önlenmesi amacıyla geliştirilmiştir (Tinschert ve ark 2001).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller; alumina, zirkonya, porselen ve cam infiltre edilmiş alüminyum gibi seramikler, titanyum, kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar, çeşitli kompozitler (Raigrodski 2004, Strub ve ark 2006) ve dayanıklılığı artmış dökülebilir akriliklerdir (Fradeani ve ark 2005).

● Cerec InLab sistemi

İlk CAD/CAM sistemlerinden biri olan CEREC kelime anlamı olarak Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur (Mörmann ve Bindl 1996). Sistemin ilk olarak kliniğe girmesi, 1985 yılında Zürih Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde CEREC kullanılarak bir inley restorasyonun yapımı ile gerçekleştirilmiştir (Mörmann ve Bindl 2002).

Tarayıcı, bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi ve sinterleme (Zyrcomat) fırını olmak üzere dört parçadan oluşur. 2 farklı tarayıcısı vardır. İlki hekimlerin klinikte ölçü işlemini elimine edebilmesi için sistemle uyumlu ağız içi kamerası, ikincisi Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany)'ın tarayıcısıdır. Cerec InLab hem mum modelajı hem de alçı modeli tarayabilir. Modeller, Cerec InLab ünitesinde taranır ve elde edilen verilere göre bilgisayar ortamında alt yapılar tasarlanır. Daha sonra CAM ünitesine yerleştirilen sinterlenmemiş zirkonya bloklar aşındırılarak alt yapılar hazırlanır. %20 oranında daha hacimli hazırlanan alt yapılar sinterleme sonucunda büzülmeye uğrayarak istenilen boyuta ulaşır. Diğer sistemlerle kıyaslandığında daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan farklı blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 adet renk seçeneği ile renklendirebilmesi sistemin avantajlarındandır (Giray ve ark 2007).

● Lava

Bu sistem, 2002 yılında 3M-ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. Tarayıcı ve bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi (milling) ve sinterleme fırını (Lava Therm, 3M

Espe Dental AG, Seefeld, Germany) olmak üzere üç farklı üniteden oluşur (Piwowarczyk ve ark 2005). Ölçü sonrasında elde edilen model üzerinden dişsiz kısımlar ve prepare edilen dişler lazer optik sistem aracılığıyla 3 boyutlu olarak taranır ve özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon ekranda dizayn edilir. Elde edilen veriler kazıma ünitesine aktarılarak kron veya köprü alt yapıları yarı sinterlenmiş (non-HIP) bloklarından hazırlanır ve en sonunda Lava Therm sinterleme fırınında, 1500ºC'de 11 saat sinterlenir. Bu sistemde yarı sinterlenmiş zirkonya blokları kullanıldığından sinterleme esnasında oluşacak büzülmeyi kompanze etmek için alt yapılar %20 oranında büyük hazırlanır (LAVA-technical product profile). Alt yapılar final sinterlemeden önce 7 farklı renk seçeneğiyle renklendirilebilirler (Piwowarczyk ve ark 2005). Sinterlenen alt yapı daha sonra veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanır (Giray ve ark 2007). Lava zirconia sistemi, tek kronlarda, üç ve dört üniteli köprülerde ve splintlenmiş kronlarda rahatlıkla kullanılmaktadırlar (Suttor 2004).

● **Procera AllZirkon**

Procera (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) zirkon sistemi Andersson ve Oden tarafından geliştirilmiştir (Mehl ve ark 1999). Bu sistem için, özel bir tarayıcıya (scanner), taranan bilgilerin kullanılabilmesi için özel bir programa (Procera software), gelişmiş bir bilgisayara ve internet bağlantısına ihtiyaç duyulmaktadır (Anderrson ve Oden 1993). Procera sistemine ait bilgisayar destekli tasarım ünitesi (CAD) laboratuarda mevcutken, bilgisayar destekli üretim ünitesi (CAM) ise İsveç ve Amerika olmak üzere iki merkezde bulunmaktadır (Ottl ve ark 2000). Laboratuarda elde edilen ana model tarayıcı ile üç boyutlu olarak taranır ve bilgisayara aktarılarak hazırlanacak olan alt yapının tasarımı yapılır. Bu tasarım modem aracılığı ile merkez üretim birimine (Türkiye için İsveç'teki merkez) aktarılır. Hazırlanan alt yapılar tekrar laboratuara gönderilir ve uygun feldspatik porseleni (Nobel Rondo Zirkonya) ile kaplanır (Odman ve ark 2001). Sinterizasyon büzülmesini kompanze etmek için alt yapı %20 oranında büyük hazırlanır (Andersson ve ark 1998). Procera/AllZirkon'un kırılma dayanımı 1200 MPa'dır, bu nedenle kuron veya 4-5 üyeli köprü restorasyonlarında kullanılmaktadır (Odman ve ark 2001).

● **Everest**

Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany), Everest scan (tarayıcı ve dizayn programı), Everest Engine (kazıma ünitesi), Everest Therm (sinterleme fırını) olmak üzere 3 üniteden oluşmaktadır. Elde edilen model, tarama ünitesinde taranır ve aynı tarama ünitesinde alt yapı dizayn edilir. Ardından kazıma ünitesinde alt yapı oluşturulur (Giray ve ark 2007). Kazıma ünitesi 3 freze yapabilen ünitelere oranla daha gelişmiş olup 5 düzlemde freze işlemi yapabilmektedir. Ünitenin gelişmiş CNC yazılımı sayesinde karmaşık ve andırkatlı yapıları dahi işlenebilmektedir (Kavo Everest 2009). Bu sistemde ZS-Blank ve ZH-Blank olmak üzere iki zirkonya materyali kullanılır. ZS-Blank yarı sinterlenmiş Y-TZP materyali olup bükülme dayanıklılığı 900 MPa üzerindedir. ZH-Blank ise yoğun sinterlenen Y-TZP materyali olup bükülme dayanıklılığı 1200 MPa üzerindedir (Özkurt 2008). Everest sistemi ile inley, onley, laminate veneer, anterior ve posterior kron ve köprü yapılabilir (Giannetopoulos ve ark 2010). 14 üyeye kadar varabilen köprü protezleri yapımı mümkündür (Leinfelder ve ark 1989).

● **Hint-Els**

Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Germany), 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 üniteden oluşmaktadır. Ayrıca bu sistemde hekimlerin kullanabileceği tarama ünitesi (direct scan) mevcuttur. Hazırlanan preparasyon tarayıcı ile taranır ve elde edilen veriler internet aracılığıyla laboratuara gönderilir. Böylelikle ölçüden kaynaklanan hatalar ortadan kaldırılır (Giray ve ark 2007). Elde edilen tüm veriler 5 eksen etrafında çalışmakta olan ve otomatik olarak değişebilen farklı uçlar kullanan freze cihazına aktarılarak alt yapı şekillendirilir (The Voice of Techno-Clinical Dentistry 2004). Bu sistemde yarı sinterlenmiş (non-HIP) ve tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokları işlenebilir. HIP zirkonyanın işlenmesi 2 saat, non-HIP zirkonyanın işlenmesi 30 dakika sürer. Yarı sinterlenmiş zirkonya altyapıları renklendirilemez. Bu sistemde sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir (Giray ve ark 2007).

● **Cercon**

1999 yılında geliştirilen bu sistem Avrupa'da Cercon Smart Ceramics (DeguDent) adı ile bilinmektedir. Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Germany)'nde diğer sistemlerden farklı olarak MAD-CAM sistemiyle altyapı hazırlanmaktadır. Sistem, frezeleme ve lazer tarayıcı içeren Cercon brain ünitesi ve sisteme ait sinterleme fırını olan Cercon heat ünitesinden oluşur (Besimo ve ark 2001). Labaratuarda alt yapının dizaynı için konvansiyonel yöntemlerle mum modelaj hazırlanır. Hazırlanan mum modelaj gümüş tozlarıyla kaplandıktan sonra Cercon Brain ünitesine yerleştirilerek lazer tarayıcı ile üç boyutlu olarak taranır ve elde edilen yazılım frezleme ünitesine transfer edilir. Ardından, düşük yoğunlukta, tebeşirimsi kıvamdaki sinterize edilmemiş "Cercon base" adı verilen blokları kullanılarak alt yapı oluşturulur (Qilo ve ark 2008). Cercon eye/art CAD/CAM Sistemi, Cercon sistemine alternatif olarak üretilen ve CAD/CAM sistemi ile hazırlanan yeni bir sistemdir. Bu sistemde, lazerin yanı sıra üç kamera sistemini kullanarak her model için 16 üyeye kadar taranabilir. Otomatik marjin tespiti ile alt yapı tasarımı kolaylığı sağlar. Alt yapı kalınlığını, marjinleri ve okluzyonu tam olarak ayarlayabilir. Herbir üyeyi 60 saniyeden daha az bir sürede tarar ve işleme sokar. Ayrıca, 20 mikron veya daha az bir hassas tarama özelliği ile andırkatları kolay bir şekilde okuyabilir. The art software yazılımı ayrıca full konturlu bir kronun tasarımını sağlayabilir (Shree Lakshmi Dental Laboratory 2000).

Sinterizasyon büzülmesini kompanze etmek için %25-30 oranında büyük hazırlanan alt yapı 6-8 saat 1350°C'de 'Cercon heat' fırınında sinterlenir (Besimo ve ark 2001, Suttor ve ark 2001). Daha sonra bu teknik için geliştirilmiş olan Cercon Ceram Kiss üstyapı seramiği ile kaplanmaktadır. Eğilme dayanıklılığı yaklaşık olarak 900 MPa'dır (Cercon Smart Ceramics 2009). Tek kuron, 3-5 üniteli köprü ya da implant üstü kuron köprü restorasyonlarında kullanılabilir (Besimo ve ark 2001, Suttor ve ark 2001).

● **DC-Zirkon**

1993 yılında DC-Zirkon materyali (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) ve DCS sistemi geliştirilmiştir. Bu sistem tam otomatik, lazer projeksiyonu ile

çalışan optik tarayıcı (Preciscan), yazılım (DCS Dentform) ve frezleme makinesi (Precimill) olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır. Alçı model lazer tarayıcı ile taranır, daha sonra yazılım cihazında alt yapının dizaynı yapılır ve elde edilen bilgiler frezleme makinesine transfer edilir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezlenir (Guazzato ve ark 2005). Alt yapılar tamamlandıktan sonra alt yapıyla uyumlu ısısal genleşme katsayısına sahip veneer porselen (Vita D Ceramics) kullanılarak restorasyon tamamlanır (Besimo ve ark 1997, Giordano 2005). Bu sistemde HIP zirkonya blokların kullanılmasından dolayı kazıma işlemi uzun sürer ve frezler diğer sistemlere göre daha hızlı aşınır. Ayrıca DCS zirkonya alt yapılarının renklendirilememesi diğer bir dezavantajıdır (Giray ve ark 2007).

● **ZENO Tec**

Zeno Tech sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany), tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (Zeno CAD), kazıma ünitesi (Zeno 4030) ve sinterleme fırınından (Zeno Fire) oluşur (Giray ve ark 2007). Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer ile taranır ve ZENO CAD cihazında elde edilen verilere göre dizaynı yapılır. Frezleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar, sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğe ulaşır (Zeno-TEC technical product profile). Bu sistemde diğer sistemlerden farklı olarak labaratuar ortamındaki kirliliği elimine etmek için ZENO Air hava temizleme ünitesi kullanılır. Bükülme dayanıklılığı 1300 MPa olan ZENO zirkonya disklerinden elde edilen alt yapılara kırılma dayanıklılığı 120 MPa olan ve TEK'ı uyumlu lösitsiz HDAM™ (highdensity advanced microstructure) ZIROX sistemi veneer seramik olarak uygulanır (Tosun 2007).

● **Zirkonzahn**

Zirkonzahn sistemi (Steger, Ahrntal, Italy), hem CAD/CAM sistemi ile hem de mekanik olarak yani MAD/MAM (Manuel Aided Design/ Manuel Aided Manufacturing) prensibi ile çalışan bir pantografi cihazıdır (Giray ve ark 2007). CAD/CAM sisteminde restorasyonu yapılacak alt yapının modeli optik olarak Optical Scanner S 600'de taranır, bilgisayar yazılımıyla alt yapı tasarımı yapılır ve

CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonya bloktan alt yapı frezelenir (Human Zirconium Technology 2009). Mekanik olan teknikte ise, alt yapı sistemin kendisine ait olan ve ışıkla polimerize olan kompozitle dizayn edilir ve cihazın okuyucu ucunun bulunduğu tarafa yerleştirilir. Zirkonzahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. Makinenin okuyucu ucu kompozit dizayn üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan sinterlenmemiş zirkonya bloğun işlenmesi sağlanır (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

Alt yapı dizayn edilirken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmediğinden andırkatlar ve paralel olmayan kesimler diğer sistemlere göre daha rahat dizayn edilebilir. Ayrıca ZirkonZahn maliyetinin düşük olması sebebiyle birçok laboratvuar tarafından tercih edilmektedir (Giray ve ark 2007). Bu sistemde zirkonya materyali sinterizasyon öncesinde daldırma yöntemiyle boyanabilmekte ve renkler zirkonyumun sinterizasyonu esnasında yapı içine (yaklaşık 0,2 mm) nüfuz etmektedir. Ayrıca bu sistemle her türlü protetik restorasyonun (kron, köprü, inley, implant abutment) yapılabildiği belirtilmiştir (Zirkonzahn 2006).

● Ceramill

Avrupa'da AmanGirrbach firması tarafından üretilmiştir. Sistem Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Österreich, Avusturya) base zirkon frezeleme cihazı, Ceramill gel modelaj akriliği, Ceramill UV polimerizasyon lambası, Ceramill Zi bloklar, Ceramill color renklendirme solusyonu, Ceramill Thermo sinterleme fırını, AS400 toz emici aspiratör, Ceramill roto tarama ve frezelem uçları ve istenirse Ceramill Aqua sulu frezeleme cihazı gibi ürünlerden oluşmaktadır. ZirkonZahn ile aynı çalışma prensibine sahiptir. Dizaynı manuel olarak modele edilen alt yapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından yine manuel olarak kazınır. Elde edilen hacimli alt yapı 1450ºC'de sinterlendikten sonra gerçek boyutlarına ulaşır (Giray ve ark 2007).

e) Kopya-freze ile yapılan dental seramikler

Kopya-freze tekniği duplikatın elde edilmesi anlamına gelir. Bu sistemde, teknisyenin maniple ettiği mum ya da ışıkla sertleşen alt yapılardan elde edilen

örnekler 80 µm detay kabiliyetine sahip mekanik problarca dokunsal taranır. Toplanan veriler sisteme aktarılarak frezlerin yardımıyla seramik blokların şekillendirilmesi sağlanır (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

● **Celay**

Celay sistemi (Vita, Bad Säckingen, Germany**)**, İsviçre Zürih Üniversitesi Protez Kliniğinde, 1988 yılında mikroteknoloji kullanılarak geliştirilmiştir **(**Peutzfeldt 2001). Celay ünitesi birbirinden ayrılmış iki odadan oluşur. Cihazın sol tarafındaki bölüme tarama odası, sağ tarafındaki bölüme ise freze odası denir. (Eidenbentz ve ark 1994, Strub ve Beschnidt 1998). Restorasyon yapımında öncelikle day üzerinde kompozit esaslı bir malzemeyle alt yapı işlenir. Daha sonra cihazın tarama bölümüne yerleştirilir, aşındırıcı olmayan mekanik uçlarla manuel olarak taranır. Elde edilen veriler cihazın kesici bölümüne aktarılarak seramik blokların şekillendirmesi sağlanır. Freze işlemi tamamlandıktan sonra alt yapı sinterlenir ve üzerine klasik yöntemlerle vener porselen uygulanır (Alison ve ark 1999, O'Brien 2002, Yücel 2005). Bu sistem ile kron ve 3-4 üyeli köprü için kor yapılabilir (Rudolph ve ark 2003).

1.3. Zirkonyum

Zirkonyum ismi Arapça "altın renginde" anlamındaki "Zargon" kelimesinden gelmektedir. "Zargon" kelimesi ise Farsça Zar (altın) ve Gun (renk) kelimelerinden türemiştir. "Zargun" ya da diğer adıyla "Jargon", binlerce yıldan beri bilinen ve mücevher olarak kullanılan değerli bir taştır. İncil ayetlerinde de ismi geçmektedir. Ortaçağda Zargun'un uykuya dalmaya yardımcı olduğuna, sahibine başarı, itibar ve bilgelik getirdiğine inanılırdı. Bu değerli taş 1789 yılında bir Alman kimyacı olan Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunmuş ve Klaproth bulduğu bu yeni elemente "Zirkonertz" adını vermiştir. Zirkonyum ilk kez 1824 yılında İsveç'te Jons Jacob Berzelius tarafından potasyumla işlenerek saflaştırılmıştır (Piconi ve Maccauro 1999).

Kimyasal bir element olan Zirkonyum (Zr)'un atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91,22'dir. Periyodik tabloda metaller grubu içerisinde yer alır (Tosun 2007).

Yer kabuğunda ağırlıkça % 0,02-0,03 oranında bulunur (Geçkinli 1992). Yoğunluğu 6,49 g/cm^3, erime noktası 1852ºC, kaynama noktası ise 3580ºC'dir (Piconi ve Maccauro 1999). Ayrıca düşük termal iletkenliğe sahiptir (Soykan ve Karakaş 2001).

Gri-beyaz renkli bir metal olan Zirkonyum doğada hiçbir zaman serbest metal olarak bulunmaz (Tosun 2007). İçinde en az 37 değişik mineral bulunmasına rağmen ticari önemi olan mineralleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)'tir. Zirkonyum silikat % 67,2 ZrO_2 ve % 32,8 SiO_2 içeren bir orta silikattır ve diğer adı zirkondur. Diğer mineral olan Zirkonyum oksit ise % 90-93 arasında ZrO_2 içerir ve diğer adları zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyittir. Zirkonyum mineralleri içerisinde her zaman % 1-3 oranında Hafnium (Hf) elementi de bulunur (Piconni ve Maccauro 1999).

Zirkonyum eldesi $ZrCl_4$ bileşiğinin magnezyum veya kalsiyum ile indirgenmesi ile elde edilir. Baddeleyit mineralinin aşağıdaki reaksiyonu sonucunda $ZrCl_4$ bileşiği elde edilir (Derand ve Derand 2001, Aboushelib ve ark 2005).

$$ZrO_4 + 2\ Cl_2 + 2\ C\ (900°C)\ ZrCl_4 + 2\ CO$$

$$ZrCl_4 + 2\ Mg\ (1100°C)\ 2\ MgCl_2 + Zr$$

Zirkonyum en çok yıldızlarda ve göktaşlarında bulunur. Ay'dan getirilen kaya örneklerinde dünyadakilerden çok daha yüksek zirkonyum oksit içeriğine sahip olduğu tespit edilmiştir. En önemli zirkonyum madenleri Kamboçya, Sri Lanka, Tayland, Burma, Brezilya ve Avustralya'dadır (Piconni ve Maccauro 1999).

Zirkonyum metali korozyona dayanıklılığı nedeniyle patlayıcılarda, flaş ampullerinde ve nükleer sanayiide; erime noktasının yüksek olması nedeniyle ateşe dayanıklı malzemelerin yapımında, cam ve seramik endüstrisinde, düşük sıcaklıklarda süper iletken özelliğine sahip olması nedeniyle zirkonyum-niobyum alaşımları süper iletken mıknatısların yapımında kullanılmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999).

1.4. Zirkonyum Dioksit

Zirkonyum dioksit erime sıcaklığının yüksek olması (2680±15°C) asidik kimyasal maddelere karşı direncinin yüksek olması, korozyon, erozyon ve aşınmaya karşı dayanıklı olması, düşük termal genleşme katsayısına sahip olması (termal şoka dayanıklı olması), kırılma indisinin yüksek olması ve yüksek sıcaklıkta iyonik iletkenliğe sahip olması gibi özellikleri ile ileri teknoloji malzemeleri olarak kabul edilmiş ve çeşitli endüstri dallarında kullanılmaya başlanmıştır (Geçkinli 1992).

Kimyasal ve boyutsal stabilite, mekanik güç ve sertliğinin oldukça iyi olmasının yanı sıra biyouyumluluğu, elastikiyet modülünün paslanmaz çelikle benzer olması zirkonyanın seramik biyomateryal olarak kullanılmasına imkan vermektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonyanın biyomedikal olarak kullanımı ilk kez 1969 yılında Helmer ve Driskel tarafından yapılmış, tüm kalça replasmanı için üretimi üzerine yayınlanmıştır (Helmer ve Driskell 1969). Zirkonyanın güncel kalça replasmanındaki kullanımı ise ilk olarak Christel ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir (Christel ve ark 1988).

Diş hekimliğinde ise ilk olarak 1990'ların başında kullanılmaya başlanmıştır. Fakat, zirkonyum mineralleri yapılarını renklendiren metal elementleri ve bünyelerindeki doğal radyoaktif çekirdekler nedeni ile diş hekimliğinde direkt olarak kullanılamazlar. Materyalin seramik biyomateryali olarak kullanılabilmesi için çeşitli işlemlerden geçirilerek saflaştırılması gerekmektedir (Piconni ve Maccauro 1999). Zirkonya seramiği endodontik postlarda (Meyenberg ve ark 1995), implantların üst yapılarında, ortodontik braketlerde (Glauser ve ark 2004), tam seramik restorasyonların alt yapılarında (Suttor ve ark 2001), implant materyalinde (Akagawa ve ark 1998, Tosun 2007) ve inley-onleylerde (Edelhoff ve Sorensen 2002) kullanılmaktadır.

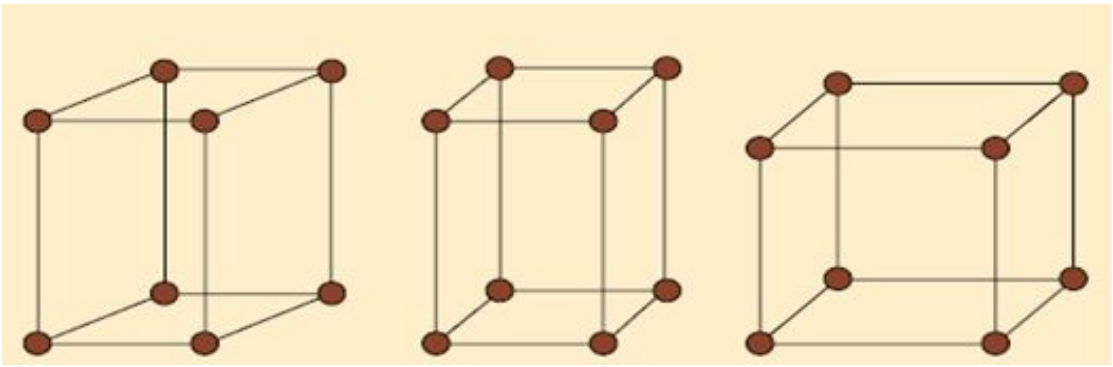
1.4.1. Zirkonyum Dioksitin Kristal Yapısı

Zirkonyum dioksit oldukça küçük çaplı taneciklerden (<0,5–0,6 μm) oluşur (Ardlin 2002, Luthardt ve ark 2004) ve allotropik özellik gösteren hekzagonal formda bir seramiktir. Yani sıcaklık değişimi sonucunda kristal kafes parametreleri

değişime uğrar. Saf zirkonyum dioksit monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı kristal fazda bulunur. Oda sıcaklığındaki tabii formu monoklinik fazdır ve 1170°C'ye kadar kararlıdır. 2370°C'ye kadar tetragonal fazda kararlıdır. 2370°C'den ergime sıcaklığı olan 2680°C'ye kadar ise kübik fazda kalır (Yang ve ark 2007). Bu üç faz denge şartlarında sıcaklık ve kompozisyona bağlı olarak elde edilebilirler (Betz ve ark 2000), ayrıca benzer kimyasal özelliklere sahiptirler (Soykan ve ark 2001). Tablo 1.1'de zirkonyum dioksit (ZrO_2)'in fazları, yoğunlukları ve faz geçiş sıcaklıkları verilmiştir. Şekil 1.1 'de zirkonyanın değişik fazlardaki kristal yapılarının şematik görünümleri verilmiştir.

Çizelge 1.1. Zirkonyum dioksit (ZrO_2)'in fazları, yoğunlukları ve faz geçiş sıcaklıkları

Kristal Form	**Yoğunluk gr/cm3**	**Geçiş Sıcaklığı °C**
Monoklinik	5,830	<1170
Tetragonal	6,100	1170 - 2370
Kübik	6,090	2370 - 2680



monoklinik
a≠b≠c
$\alpha=\gamma=90^o$ $\beta> 90^o$

tetragonal
a=b≠c
$\alpha= \beta=\gamma=90^o$

kübik
a=b=c
$\alpha= \beta=\gamma=90^o$

Şekil 1.1. Zirkonyanın değişik fazlardaki kristal yapılarının şematik görünümleri

1.4.2. Zirkonyum Dioksitin Faz Dönüşümleri

Faz dönüşümü mekanizması zirkonyum dioksitin üç fazda bulunan polimorfik yapısı sonucu meydana gelmektedir (Hannink ve ark 2000, Rauchs ve ark 2001). Saf zirkonyum dioksitte 1170˚C'de meydana gelen m-t (monoklinik–tetragonal) faz dönüşümü esnasında seramiğin hacminde ortalama %5'lik bir azalma oluşur. Soğuma sırasında ise 100˚C-1070˚C arasında bir noktada t-m (tetragonal-monoklinik) dönüşümü oluşur ve bu geçiş sonucu %3-5'lik bir hacim artışı meydana gelir. Böylece seramik içinde iç gerilmeler ve çatlamalar oluşur. Bu özellik zirkonyum dioksitin saf olarak kullanımını engellemektedir (Piconni ve Maccauro 1999).

Saf zirkonyum dioksiti oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek için yapıya kalsiyum, magnezyum, seryum veya yitrium gibi metal oksitler ilave edilir (Piconi ve Maccauro 1999). CaO, MgO ve CeO_2 ilaveleri ile karma fazlar elde edilir. Yani bu stabilize edici oksitlerin eklenmesi ile oda sıcaklığında majör fazdaki kübik zirkonya ve minör fazdaki monoklinik ve tetragonal zirkonya çökeltilerinden meydana gelen 'Kısmen Stabilize Edilmiş' adıyla bilinen multifaz materyallerin oluşması sağlanır (Piconni ve Maccauro 1999). Y_2O_3 ile stabilize edilen zirkonyum dioksitler ise oda sıcaklığında sadece tetragonal fazda kalması sağlanmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999). Bunlara verilen isim de 'Tetragonal Zirkonya Polikristalleri'dir (Christel ve ark. 1989).

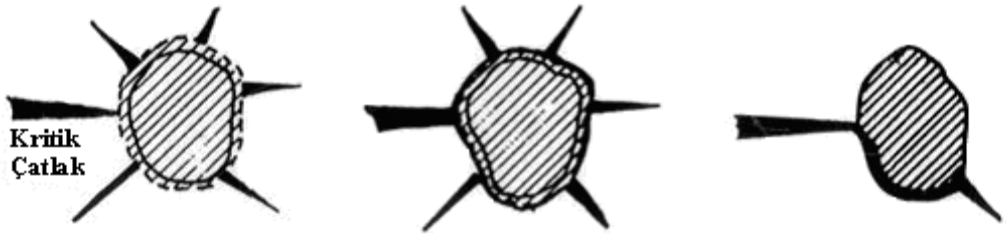
Tetragonal kristal yapıdaki kararlı zirkonyum dioksite ilave yapılan metal oksitlerin miktarları ve tipleri mekanik özelliklerin üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Yitrium bileşeni zirkonyum dioksit seramiklerin özelliklerini etkileyen en belirgin değişkendir (Şahin 2006). Gren boyu 0,4 μm olan yitrium partikülleri zirkonyum dioksit materyaline %3,5-6 oranında ilave edilerek diğer kombinasyonlardan daha üstün mekanik özelliklere sahip Y-TZP oluşturulur (Derand ve Derand 2000, Yöndem 2006).

1.4.3. Zirkonyum Dioksitin Sertleştirme (Transformasyon) Mekanizması

'Sertleştirme mekanizması' zirkonyum dioksite dış mekanik kuvvetler uygulanması (aşındırma, soğutma vb.) sonucu grenlerinin enerjiyi absorbe ettiği ve kristallerin tetragonal formdan monoklinik forma dönüştüğü bir çatlak iyileştirme prosedürüdür (McLaren ve Giordano 2005). Zirkonyum dioksitin bu dönüşümüne "martensitik transformasyon" da denilmektedir (Ban ve ark 2008).

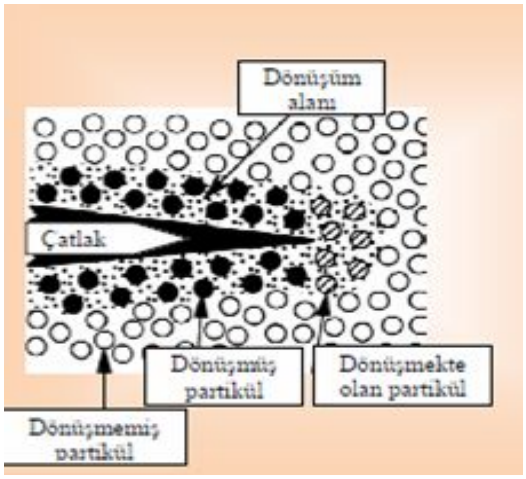
Zirkonyum dioksitin 'sertleştirme mekanizması' ilk olarak Garvie, Hannink ve Pascoe'nin 'Ceramic Steel?' başlıklı makalelerinde bildirilmiştir (Garvie ve ark 1975). Zirkonyum dioksit esaslı alaşımlar demir esaslı alaşımlarla benzer özellikler göstermektedirler, ısı genleşme katsayısı ve elastik modülüsü ise çeliğinkine benzer. En önemlisi her iki sistem de martensitik dönüşüm gösterir ve çelikteki martensit oluşumu gibi, zirkonyum dioksitte meydana gelen t→m dönüşümü materyalin dayanıklılığını ve kırılma tokluğunu artırır (Garvie ve ark 1975, Piconni ve Maccauro 1999, Hannink ve ark 2000).

Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü esnasında zirkonyum tanelerinde %3-5'lik bir hacim artışı oluşur. Dönüşüme uğrayan parçacıkların etrafında oluşan teğetsel gerilimler zirkonyum taneleri çevresinde mikro çatlakların oluşumuna neden olur. Oluşan bu mikro çatlaklar ilerleyen bir çatlağın enerjisini soğurarak ve yayarak çatlağın yön değiştirmesine veya dallanmasına ve böylece seramik malzemenin dayanıklılığının artmasına neden olur (Şekil 1.2) (Yılmaz 2000).



Şekil 1.2. Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü sırasında mikro çatlak oluşumu ve ilerleyen bir çatlağın dallanması veya yön değiştirmesi (Yılmaz 2000).

Diğer taraftan, gerilim stresleri, aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin sebep oldugu bir çatlağın ilerlerken, seramik grenlerinde meydana getirdigi stres, çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüsmesine sebep olmaktadır. Aynı şekilde meydana gelen %3-5'lik hacim artışı, çatlağın baslangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Böylece baslangıç aşamasında olan çatlagın ilerlemesi durdurulmaktadır (Şekil 1.3). Bu mekanizma sayesinde zirkonyum dioksit oldukça yüksek kırılma sertliği ve esneme dayanıklılığına sahip olur.



Şekil 1.3. Şertleşme mekanizmasının şematik anlatımı (Butler 1985)

1.4.4. Zirkonyum Dioksitin Restoratif Dişhekimliğinde Kullanımı

Diş hekimliğinde kullanılan üç tip zirkonya içerikli seramik vardır. Bunlar, zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramikler (ZTA), magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ) ve yitrium katyonlu tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)'dir (Christel ve ark 1989).

Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramikler (ZTA)

Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramiklerin diğer zirkonyalardan farkı; tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilizasyonu için temel olarak ilave iyonların kullanılması yerine durumun kontrolünün partikül boyutları, partikül morfolojisi ve lokasyonu (intra veya intergranüler) ile sağlanmasıdır (Kelly ve Denry 2008).

In-Ceram Zirkonya bu malzemeye bir örnektir. In-Ceram Zirkonya, hacimce %33 ve %12 mol seryum ile stabilize zirkonyanın (12Ce-TZP) In- Ceram Alümina'ya ilavesi ile elde edilir. In-Ceram Zirkonya Y-TZP'ye göre daha düşük mekanik özelliğe sahiptir (Guazzato ve ark 2004). Ancak termalsiklus ve yaşlandırma altında Y-TZP'den daha iyi termal stabilizasyon sergilemekte ve düşük sıcaklık bozulmasına karşı daha büyük direnç göstermektedir (Denry ve Kelly 2008).

Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ)

Saf zirkonyum dioksiti oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek için yapıya kalsiyum, magnezyum, seryum veya yitrium gibi metal oksitler eklenir. Ancak, kübik zirkonyum dioksitin tamamen stabil hale getirilebilmesi için gereken miktardan daha düşük konsantrasyonlarda eklenir. Dolayısıyla yapıda karma fazlar, yani oda sıcaklığında majör fazdaki kübik zirkonya ve minör fazdaki monoklinik ve tetragonal zirkonya çökeltilerinin bulunduğu multifaz materyalleri oluşur. Bu seramik türünde tam anlamıyla bir stabilizasyon gerçekleşemediğinden 'Kısmen Stabilize Edilmiş' tanımı kullanılmaktadır (Subbarao 1981, Piconni ve Maccauro 1999).

Mg-PSZ bileşimi içerisinde %8-10 mol MgO bulunmaktadır. Bu malzeme pörozite varlığı ve gren boyutunun büyük olması (30-60 μm) sebebiyle aşınmaya neden olduğu için diş hekimliğinde başarı sağlayamamıştır (Denry ve Kelly 2008). Krem renginde olup, sertliği oldukça yüksektir. Sıcaklığın arttırıldığı şartlarda bile bu özelliğini koruyabilmektedir (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Denzir-M bu grupta bulunan seramiklere örnek olarak verilebilir (Sundh ve Sjögren 2006).

Yitrium katyonlu tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)

Saf zirkonya ağırlığının % 2-3'ü oranında yitriyum oksidin (Y_2O_3) ilave edilmesiyle elde edilen yitriyum-tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) dir. Diş hekimliğinde stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında biyomateryal olarak en çok kullanılan seramik tipidir (Tan ve Dunne 2004).

Zirkonyayı oda sıcaklığında t-fazında tutan faktörler, işlem sıcaklığı, Y_2O_3 içeriği ve tanecik boyutudur (Piconi ve Maccauro 1999). Materyalin oda sıcaklığında tetragonal yapıda stabil kalabilmesi için tanecik boyutunun 0,8 μm'den küçük olması gerekir (Theunissen ve ark 1992). Tanecik boyutu belirli bir büyüklügün üzerinde olan Y-TZP'nin stabilitesi azdır ve hiçbir dış etken olmaksızın tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşebilmektedir. Buna karşılık tanecik boyutunun çok küçük olması (<1μm) durumlarında faz değiştirme eğilimi azalmakta ve buna bağlı olarak materyalin kırılma sertliği azalmaktadır. Ayrıca, sinterizasyon sıcaklığı ve süresi Y-TZP kitlesini oluşturan tanecik boyutunu etkilemektedir. Yüksek sinterizasyon sıcaklığı ve uzun sinterizasyon süresi daha büyük taneciklerin oluşmasına neden olur. Sonuç olarak, sinterizasyon sıcaklığı ve süresi, Y_2O_3 içeriği ve tanecik boyutu materyalin stabilitesi ve mekanik özellikleri üzerinde önemli etkiye sahiptirler (Denry ve Kelly 2008).

Yitrium katyonlu tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), yüksek dayanıklılık ve kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahip bir seramiktir (Karakoca ve Yılmaz 2006). İn vitro çalışmalarda, bu materyalin kırılma direncinin 9-10 $MPa/m^{1/2}$ ve bükülme dayanımının 900-1200 MPa olduğu bildirilmiştir (Raigrodski 2004). Bu da alüminadan iki kat, cam seramiklerden 5 ila 10 kat (McLaren ve Giordano 2005), feldspatik porselenden ise 6 kat (Yavuzyılmaz ve ark 2005) daha sert ve dayanıklı olduğunu göstermektedir. Zirkonyum dioksit seramiklerin mekanik özelliklerinin bu derece iyi olması, kuvvetli yüklere maruz kalan posterior bölgede çok üyeli köprü olarak kullanılmasına imkân vermektedir (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Klinik çalışmalarda zirkonya alt yapının başarı oranı %97,8 olduğu tespit edilmiştir (Molin ve ark 2008).

1.4.5. Zirkonyum Dioksitin Tipleri

Klinik dişhekimliğinde kullanılmak üzere temel olarak üç tip zirkonyum dioksit mevcuttur.

1. HIP (ful sinterlenmiş) zirkonya
2. Non-HIP (kısmi sinterlenmiş) zirkonya
3. Green (sinterlenmemiş) zirkonya

Zirkonyanın HIP tipi "Hot Isostatic Pressing" kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur. Seramik sanayiinde kullanılan bir sinterleme tekniğidir. Malzemenin yoğunluğunu artırmak için yüksek sıcaklık ve basınç kullanır (Richard 2007). Materyal önce 1500°C'da sinterlenir ve böylece %95 yoğunluğa ulaşır. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1000 bar basınç altında 1400°C - 1500°C arasına kadar izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır (Piconi ve ark. 2006). Bu işlem sonunda gri-siyah renk halini alan yapı devamında oksitlenip beyazlaşıncaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine tabi tutulmaya devam edilir. Sinterlenme işlemi tamamlandığında HIP bloklar %99 yoğunluğa sahip olmaktadırlar (Denry ve Kelly 2008). HIP zirkonya %5 mol yitrium içerir. Gren boyutu 0,28 Nm'dir. Ayrıca porları 0,3 Nm'den daha küçük çaplı, küresel şekle sahip yoğun bir materyaldir (Tinscher ve ark 2001). Tamamen sinterlenmiş zirkonyanın bu tipine örnek olarak DC-Zirkon (DCS Dental AG) ve Everest-ZH (KaVo) verilebilir (Richard 2007).

Non-HIP bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Yapıyı daha kompakt hale getiren sinterlenme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Bu zirkonya tiplerinin blokları spreyle kurutulmuş zirkonya tozu kullanılarak üretilir. Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan bu zirkonya tozu 1350-1550ºC'da 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Ön sinterleme aşamasının üretici firma tarafından kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu safhada uygulanan ısıtma derecesi ve ısıtma hızı materyalin özelliklerini etkilemektedir. Isıtma işlemi olması gerekenden hızlı yapılırsa bağlayıcı maddenin eliminasyonuna ve blokta çatlaklara neden olabilmektedir. Presinterizasyon işleminin olması gerekenden daha farklı derecede yapılması bloğun sertlik ve aşındırılabilme özelliklerini etkilemektedir (Denry ve Kelly 2008). Bu zirkonya tipi HIP zirkonya tipine göre daha yumuşaktır ve daha kolay frezelenir. Frezelemeden sonra, zirkonya l350°C-1500°C'lik fırında tamamen fırınlanır ve final şekil, dayanıklılık ve fiziksel özellikler sağlanır. Böylelikle Non-HIP zirkonyaya nazaran, dayanıklılığında yaklaşık %20'lik bir artış olur (3M- ESPE Dental ürün kataloğu). Non-HIP zirkonyanın gren boyutu 0,21 Nm'dir ve daha yoğun poröziteye sahip porlardan oluşmaktadır. Non-HIP zirkonya %3 mol yitrium içerir (Tinscher ve ark 2001). Bu

tiplere örnek olarak Lava (3M ESPE), Cercon (DENTSPLY Ceramco) ve Vita YZ (Vident) verilebilir (Richard 2007).

Green (sinterlenmemiş) zirkonya tipi, Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim aşamasında materyal herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan sadece basınç uygulanarak sıkıştırılması sonucu hazırlanmaktadırlar. Blokların aşındırılması işleminden sonra restorasyon sinterleme işlemine tabi tutulur (Denry ve Kelly 2008).

HIP zirkonyanın non-HIP zirkonyaya göre maliyetinin daha fazla olması, hem üretimi hem de frezelenmesinin daha uzun zaman ve emek gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (Richard 2007). Ayrıca HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu da yüzey mikroçatlaklarının oluşmasına, düşük ısılarda bozulmalara ve güvenilirliğin azalmasına neden olur. Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı t→m dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir (Guazzato ve ark 2004). Tüm bu sebeplerden dolayı non-HIP sistemi daha çok kullanılmaktadır (Richard 2007).

1.4.6. Zirkonya Alt Yapıların Veneerlenmesi

Zirkonya seramikler, materyal özelliklerinden dolayı metal-seramik restorasyonlarda görülen pek çok sorunları aşabilmekte, günümüzde yüksek dayanıklılık ve biyouyumluluk özellikleri sayesinde ideal dental materyal olarak kabul edilmektedirler (Luthardt ve ark 2004). Ancak zirkonya seramikler yapısını oluşturan yoğun kristalin faz nedeniyle oldukça opak görünüme sahiptir ve günümüz teknolojileri ile bu seramiğe doğal dişe yakın bir translusentlik kazandırılması mümkün değildir. Bu nedenle diğer tam seramik sistemler gibi zirkonyum oksit destekli restorasyonlar da ideal estetiğin yakalanabilmesi için uygun translüsensliğe sahip veneer seramikler ile kaplanmaktadır (O'Brien 2002, Anusavice 2003, White ve ark 2005, Powers ve Wataha 2008).

Yapılan in-vitro çalışmalarda üstün mekanik özelliklere sahip zirkonya ile güçlendirilmiş seramik sistemlerde en sık görülen klinik başarısızlıkların nedeni, veneer seramiğinin alt yapıdan ayrılması yani delaminasyondur (Tinschert ve ark 2005, Sailer ve ark 2006, Molin ve ark 2008). Zirkonya seramik restorasyonlarda veneer seramiğin kırılmasından kaynaklanan klinik başarısızlıklar 3 yıllık bir periyotta %13, 5 yıllık bir periyotta ise %15,2 olarak rapor edilmiştir (Fischer ve ark 2008). Aboushelib ve ark (2009)'nın yaptıkları çalışmada ise 19 tek kronun %52,6'sı ve 17 köprünün %60'ı üst yapı delaminasyonundan dolayı başarısız olmuştur.

Kimyasal bağlanma dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ile sağlanan mekanik kilitlenme, ara yüzeydeki defektlerin tipi ve konsantrasyonu, ıslatma özelliği ve zirkonya-veneer seramik arasındaki Termal Ekspansiyon Katsayısı (TEK)'nın farklılığından dolayı veneer seramiğin sıkıştırma stresinin derecesi bağlanma dayanımını etkileyen faktörler arasındadır (De Jager ve ark 2005). Bu yüzden veneer seramik ile alt yapı arasındaki yeterli bağlanma dayanımı zirkonya restorasyonların uzun dönem klinik başarısı için bir endişe nedeni olmuştur.

1.4.7. Zirkonya Alt Yapı Üzerine Veneer Seramiğin Uygulama Teknikleri

Veneer seramiğin uygulanmasında üç farklı teknik uygulanmaktadır. Bunlar geleneksel tabakalama tekniği, presleme tekniği (Bonfante ve ark 2010) ve IPS e-max CAD-on tekniğidir (Ivoclar ürün kataloğu: IPS e-max CAD-on 2010).

Tabakalama tekniği

Veneer seramikler zirkonya kor üzerine genellikle tabakalama tekniği yöntemiyle uygulanırlar. Tabakalama tekniği, estetik açıdan üstün ama dayanıklılık açısından tek başına yetersiz olan veneer seramik materyalinin kuvvetli bir altyapı üzerine tabakalar halinde ilave edilerek pişim işlemine tabi tutulması esasına dayanır (Hsueh ve ark 2005).

Tabakalama tekniğinde, porselen tozu likidi ile karıştırılarak hamur kıvamına getirilir. Daha sonra karışım bir fırça yardımıyla korun üzerine kondensasyon işlemi

ile uygulanır ve ardından fırınlanır. Kondensasyon işlemi, seramik partiküllerin arasındaki hava boşluklarının ve nemin yüzeye çıkarılması açısından önemlidir. Bu sayede kor ile seramik arasındaki teması arttırarak arayüzde bağlantı direncini arttırır. Seramiğin ışık geçirgenliğini, estetiğini ve dayanıklılığını arttırır. Ayrıca seramik tozu partikülleri arsındaki mesafeyi azaltıp yoğunluğu artırır buna bağlı olarak büzülme de azalacağı için soğuma esnasında oluşabilecek çatlaklar da önlenmiş olur. Kondensasyon işlemi vibrasyon, spatülleme veya fırçalama teknikleriyle gerçekleştirilir (McLean 1980).

Tabakalama tekniğinde karşılaşılan ve belki de en istenmeyen problem fırınlama sonrası yapı içinde %25-35 oranında büzülmenin görülmesidir. Bu büzülmeyi telafi etmek için birkaç kez ilave ve pişim işlemlerinin yapılması gerekir (Claus ve Rauter 1989, Goldin ve ark 2005, Holden ve ark 2009). Her pişim işleminde seramik ısıtılma ve soğuma prosedürlerine maruz kalır ve yapı içinde mekanik özellikleri olumsuz etkileyen streslerin oluşmasına sebep olur (Isgro ve ark 2005). Tekrarlayan pişim işlemlerinin bir başka sonucu da seramikteki cam fazın kristal faza dönüşmesiyle gerçekleşen 'bulutlu' görüntüye sebep olan devitrifikasyon olayıdır (Fairhurst ve ark 1989).

Presleme tekniği

Son zamanlarda presleme teknolojisinin gelişmesi ile zirkonya alt yapılar için yeni nesil seramikler üretilmiştir (Aboushelib ve ark 2006). Tabakalama tekniğine alternatif bir yöntemdir ve her ne kadar yeni bir yöntem olmasa da son zamanlarda gelişmeye başlamıştır (Dröge 1972, McPhee 1975, Dong ve ark 1992). Presleme ve tabakalama tekniğinde kullanılan veneer seramiklerin her biri farklı kimyasal ve fiziksel özelliklere ve farklı termal ekspansiyon katsayısına sahiptir (Aboushelib ve ark 2008c). Presleme tekniği ile geliştirilen cam seramik ingotların ve yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya alt yapıların avantajlarının birleştirilmesi amaçlanmıştır (Guess 2009).

Presleme tekniğinde, restorasyonun mum maketi hazırlanır ve revetmana alınır. Kayıp mum tekniği ile mum eliminasyonu işlemi gerçekleştirilir. Devamında önceden sinterlenmiş hazır seramik ingotlar özel fırında belli bir ısı altında

yumuşatılarak basınç altında preslenir. Bu teknik ile tabakalama tekniğinde yaşanan fırınlama büzülmesi en aza indirilerek daha iyi bir marjinal uyum sağlanmış olur (Goldin ve ark 2005, Holden ve ark 2009). Presleme tekniğinde, döküm işleminin ardından tijlerin uzaklaştırıldığı veneer seramik doğrudan cilalanabildiği gibi, makyaj yapılabilmekte veya üzerine tabakalama yöntemi ile ilave seramik uygulanabilmektedir (Cercon Ceram Press ürün katoloğu 2006).

Presleme tekniğinin tabakalama tekniğine göre birçok avantajı vardır. Bunlar şöyle sıralanabilir. Isı ile pesleme tekniği daha kontrollü bir prosedür olmasından dolayı, veneer seramikler önemli ölçüde daha az hatalı işlenebilmektedir, böylece mekanik özellikleri artmış olacaktır (El-Mowafy ve ark 2004). Presleme tekniğinde hazırlanan mum maket ağız ortamında prova edilebilmektedir. Ayrıca mumun seramiğe göre daha kolay işlenebilmesi hekim açısından gerekli düzenlemeler ve gerekirse ilavelerin kolaylıkla yapılmasını sağlar. Bu da ağız içinde prova esnasında harcanan zamanı ve muhtemel tekrarlanan prova randevularını azaltır (Gorman ve ark 2000). Presleme tekniğinde dişin ideal formun oluşturulması laboratuar ortamında tek bir pişimde gerçekleştirir. Dolayısıyla tekrarlayan fırınlama işlemlerinin seramik üzerindeki bilinen dezavantajlarını ortadan kaldırırken teknisyen açısından zaman kazandıran bir teknik olarak kabul edilebilir. Ayrıca seramik basınç altında şekillendirildiği için ortaya çıkan yapı çok daha homojen, yoğun ve küçük partiküllü olur (Bultan 2006). Tabakalama tekniğinde kullanılan seramiklere göre optik kalitelerinin dolayısıyla estetiğinin düşük olması nedeniyle ağızda estetik açıdan önemli olan bölgelerde kullanımlarının sınırlanması ise presleme tekniğinin bilinen dezavantajıdır (Aboushelib ve ark 2008c).

IPS e-max CAD-on tekniği

IPS e-max CAD-on tekniği tabakalama ve presleme tekniklerine alternatif olarak kullanılır. CAD-on tekniği iki komponentin birleşiminden oluşur. IPS e-max ZirCAD'ten yapılan zirkonya alt yapı ve IPS e-max CAD'ten yapılan lityum disilikat üstyapı. IPS e-max CAD yüksek dayanıklılığa ve estetiğe sahiptir ve tek diş restorasyonların yapımında başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. IPS e-max ZirCAD zirkonya öncelikle köprü restorasyonlarında olmak üzere yüksek dayanıklı alt

yapıların yapımında kullanılmaktadır. Böylece, IPS e-max CAD-on tekniği ile zirkonya alt yapı üzerine lityum disilikat üst yapısını oluşturarak hem dayanıklı hem de estetik restorarasyonlar yapılabilir.

IPS e-max CAD-on tekniğinde her iki komponent yeni hassas inLab V3.80 yazılımı ve Sirona inLab MC-XL kazıma ünitesi kullanılarak dizayn edilir. Öncelikle IPS e-max ZirCAD altyapı Programat S1 proramı ile hızlı bir sinterleme işlemine tabi tutulur. Ardından frezelenen iki ayrı parça arasında özel olarak geliştirilen cam seramik ile homojen bir bağlanma sağlanır. Birleşme süreci IPS e-max CAD'in kristallizasyonu ile eş zamanlı olarak gerçekleşir.

IPS e-max CAD-on tekniği ile posterior bölgede 3-4 üyeli restorasyonlar yapılabilir. Bu yeni teknik sayesinde, laboratuarda daha kısa zamanda ve daha az enerji harcayarak zirkonya esaslı IPS e-max CAD restorasyonların yapımı sağlanır (Ivoclar ürün kataloğu: IPS e-max CAD-on 2010).

1.4.8.Zirkonya-Veneer Seramik Restorasyonlarda Liner Materyalinin Kullanımı

Liner, zirkonya alt yapı ile veneer seramik arasında alt yapının opak görüntüsünü maskelemek ve de zirkonyanın ıslanabilirliğini artırmak için ara tabaka olarak uygulanır (Abusalib ve ark 2006). Liner; aluminosilikat cam, gliserol, propilen glikol ve diğer materyallerden oluşmaktadır (Tagami ve ark 2009). Toz ve likitin karıştırılması esasına dayanır. Kremsi bir kıvama gelen karışım alt yapının tüm yüzeyine uygulanır ve kısa bir süre kurutulduktan sonra fırınlama işlemine tabi tutulur. Fırınlama işlemi sonrasında liner materyalinin tabaka kalınlığı 0,1 mm olmalıdır (Ivoclar ürün katologu: IPS e.max Ceram 2009).

Zirkonya-veneer seramik bağlanma dayanımında liner uygulama dikkate alınması gereken faktörlerden biridir. Bazı materyal kombinasyonlarında kullanılan bu ek ara tabaka bağlanma dayanımını önemli derecede etkilemektedir (Abusalib ve ark 2006). McLaren ve ark (2005), liner materyalinin kimyasal ve mekanik bağlanmayı artırdığını söylemişlerdir. Benzer şekilde Aboushelib ve ark (2005), liner uygulanan zirkonya örneklerinin diğer yüzey işlemleri ile hazırlanan örneklere göre

daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir. Ancak, liner materyalinin bağlanma dayanımını azalttığını gösteren çalışmalar da vardır (Fischer ve ark 2010, Tinschert ve ark 2001). Özellikle preslenebilir veneer seramikler için kullanıldığında bağlanma kuvvetini önemli derecede zayıflattığı ve veneerin delaminasyon riskini dramatik bir şekilde arttırdığı rapor edilmiştir (Tinschert ve ark 2001, Abusalib ve ark 2006).

1.4.9. Zirkonya-Veneer Seramik Arasındaki Bağlanma Mekanizması

Zirkonya ile güçlendirilmiş seramik sistemlerde en sık görülen klinik başarısızlıkların nedeni, veneer seramiğinin alt yapıdan ayrılmasıdır (Tinschert ve ark 2005, Sailer ve ark 2006, Molin ve ark 2008). Bu sebeple seramik sistemlerde zirkonya alt yapı ve veneer seramik arasındaki bağlanma birçok çalışmada değerlendirilmiştir (Al-Dohan ve ark 2004, Aboushelib ve ark 2005, Fischer ve ark 2007, Guess ve ark 2008, Fischer ve ark 2009). Ancak, zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıya etki eden faktörler bilinmesine rağmen, alt yapı ile üst yapı arasındaki bağlanma mekanizması henüz tam olarak bilinmemektedir (Saito ve ark 2010, Fischer ve ark 2010).

İki fazlı bir yapının stres dağılımı, homojen tek fazlı bir yapının stres dağılımından çok daha karmaşıktır ve iki farklı malzemeden oluşan seramik yapıların direnci sahip oldukları en zayıf nokta ile orantılıdır. Tam seramik sistemlerde bu en zayıf nokta genellikle en yüksek gerilim streslerinin ve/veya en geniş yüzey kusurlarının bulunduğu altyapı ile veneer seramik arasındaki bağlantı yüzeyi ya da veneer seramiğin kendisidir (Aboushelib ve ark 2005, Dündar ve ark 2007). Dolayısıyla bu tip restorasyonların fonksiyonel kuvvetler altında yapısal bütünlüğünün korunması için ve veneer seramiğinin yüzeyden ayrılmasını önlemek için altyapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantının belli bir minimal dirence sahip olması gerekmektedir (Aboushelib ve ark 2008c).

Zirkonyum oksit seramiklerin termal genleşme katsayısı (10.8×10^{-6} K-1) zirkonyum oksit altyapılar için kullanılan veneer seramiklerin termal genleşme katsayısı ($9.1–9.7 \times 10^{-6}$ K-1)'dan biraz daha büyüktür. Bu durum soğuma sırasında zirkonya hızla büzülerek veneer seramiğe sıkıştırıcı kuvvet uygulamasına neden olur.

Böylece metal destekli porselen sistemlerindekine benzer şekilde az miktardaki sıkışmayla daha zayıf olan veneer seramik zirkonyum oksit seramiğine bağlanır (Luthart ve ark 1999, de Kler ve ark 2007).

Hegenbarth (2007) ve Tholey ve ark (2010) Y-TZP zirkonya alt yapı ile üzerine uygulanan veneer seramik arasında, cam fazdaki iyon alışverişinin ve homojen yapının olması bir kimyasal bağlantı sağladığını belirtmişlerdir. Buna karşılık Kwon ve arkadaşları (2009), zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlanma mekanizmasını inceledikleri çalışmalarında, zirkonya yüzeyini sinterlemeden önce ve sonra SEM'de, zirkonyanın içeriğini energy-dispersive X-ray spectroscopy (EDX)'de ve ayrıca transmission electron microscopy (TEM)'da değerlendirmişlerdir. Çalışmaları sonucunda, sinterlemeden sonra, zirkonya yüzeyindeki oksijen bileşimlerinin %11.3 ten %21.3'e yükseldiğini, partikül büyüklüğünün ise yaklaşık 0.2 mikrometreden 1 mikrometreye değiştiğini, zirkonya-veneer seramik ara yüzünde mikropöröziteleri oluştuğunu ve pörözitelerin gözlenmediği zirkonya-veneer seramik ara yüzünde elementlerin difüzyonunun veya migrasyonunun olmadığını gözlemişlerdir. Sonuç olarak, zirkonya–veneer seramik arasındaki bağlanmanın kimyasal değil mekanik olarak oluştuğu ayrıca ara yüzeyde oluşan mikropöröziteleri bu bağlanmada ana faktör olabileceğini belirtmişlerdir.

1.4.10. Zirkonyada Uygulanan Yüzey İşlemleri

Yüzey pürüzlülüğün sağlanması mekanik retansiyonun arttırılması açısından önemlidir (Kato ve ark 2000, Saygılı ve Sahmali 2003). Pürüzlendirme işlemi sayesinde; yüzey alanı, yüzey enerjisi ve yüzey ıslatılabilirliği arttırılmış olur (Blatz ve ark 2003). Pürüzlendirmek için kullanılan yüzey işlemi seçenekleri; lazerle pürüzlendirme (Üşümez ve ark 2004), alüminyum oksit ile kumlama, elmas döner aletler ile pürüzlendirme, asit ile pürüzlendirme, plazma sprey uygulama (Derand ve ark 2005) ve bu metodların herhangi bir kombinasyonudur (Blatz ve ark 2003).

Kumlama

Kumlama, tam seramik restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü arttırmada rutin olarak uygulanan bir yöntemdir (Kato ve ark 2000, Saygılı ve Sahmali 2003).

Kumlama yöntemi ile oksitler ve kontamine tabakalar uzaklaştırılarak mekanik bağlantı sağlayacak temiz ve pürüzlü yüzeyler elde edilir (Nakamura ve ark 2004). Bu işlem genellikle 50–250 μm'lik Al_2O_3 tozlarının 4–6 atmosfer basınçlı kumlama cihazlarında püskürtülmesi esasına dayanmaktadır (Yavuzyılmaz 1996, Fisher ve ark 2007).

Etkinliği partiküllerin sertliğine, şekline ve büyüklüğüne bağlı olarak değişen kumlama işleminde genel bir kural olarak, kullanılan partiküllerin uygulama yapılacak materyal yüzeyinden daha sert olması gerekmektedir. Abraziv partiküllerin hızla çarpması sonucu yüzeyde oluşan defekt büyüklüğü, partikül büyüklüğü ile orantılıdır; ancak bunun yanı sıra kullanılan zirkonyum oksitlerin; kompozisyon, yoğunluk, sertlik ve gren boyutları da uygulanan yüzey işlemlerinin restorasyon üzerinde doğurduğu sonuçları etkilemektedir (Kern ve Thompson 1993, Aboushelib ve ark 2008c, Fischer ve ark 2008, Lorente ve ark 2010).

Aşındırma

Birçok seramik materyali, CAD/CAM sisteminde istenilen şekil ve büyüklüğün verilebilmesi için kesme ve aşındırma işlemlerine, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması için yine aşındırma işlemlerine tabi tutulmaktadır. Aşındırmanın, seramik yapısında oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon, faz değişimi, mikro çatlaklar ve rezidüel strestir (Luthardt ve ark 2004). Aşındırma sonucu bu değişikliklerden hangilerinin ortaya çıkacagı, materyalin özellikleri ve aşındırma parametrelerine bağlıdır (Kosmac ve ark 1999).

Seramik yüzeylerinin elmas frezlerle aşındırılması ile mekanik bağlantı sağlanır. Elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre gözle görülebilir daha pürüzlü yüzeyler elde edilir (Derand ve Derand 2000). Kou ve ark. (2006)'nın 5 farklı seramiğin yüzey pürüzlülüğünü inceledikleri çalışmada, yüzey pürüzlülüğünün aşındırma işleminde polisajlama işleminden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Aşındırma esnasında frezin yüzeyden her geçişinde onlarca mikron materyal kaldırılmaktadır. Ayrıca işlem sırasında çıkan kıvılcımlar, hem ısının hem de stresin

yüksek olduğunu göstermektedir. Yüksek ısı, tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde aktive ederek sıkıştırıcı tabakanın zayıflamasına sebep olmaktadır (Kosmac ve ark 1999). Materyalin mekanik özelliklerini etkileyen aşındırma parametrelerinden biri de aşındırmanın hızı ve uygulanan kuvvettir. Su soğutması altında uygulansa dahi aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet arttıkça materyalin dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir (Swain ve Hannink 1989).

Aşındırmanın dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirmek için aşındırma işlemini en uygun koşullarda uygulamak gerekmektedir (Liao ve ark 1997). Aşındırma işleminin yönü (Liao ve ark 1997), aşındırıcı grenlerin büyüklüğü (Zhang ve ark 2003), aşındırma hızı (Yin ve ark 2003) ve kesme derinliği (Huang 2003) materyalin dayanıklılıgını etkileyen faktörlerdir.

Asit

Tam seramiklerde %2,5-10 arasında değişen oranlarda hidroflorik asidin (HF) 2–3 dakika uygulanması başarılı yüzey pürüzlülüğünü sağlamaktadır. Pürüzlülüğün başarısında önemli olan faktör, seramiğin içerisindeki lösit kristallerinin sayısı, büyüklüğü ve dağılımıdır (Blatz ve ark 2003). HF asit uygulamaları cam içerikli seramiklerde başarılı olurken, camsı içeriği zayıf, yüksek kristalin yapıdaki seramiklerde ve saf non kristalin seramiklerde pürüzlendirici etkisi bulunmamaktadır. Bu seramiklerde uygun mekanik kilitlenmeyi sağlayabilmek için ilave yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır (Magne ve ark 2003).

Plazma sprey

Plazma; iyonlar, elektronlar ve atomlardan oluşan kısmi bir gazdır. Plazma sprey işlemi, gazın kontrollu ve nitel biçimde iyonize edilmesi için vakum altında gerçekleştirilir. Yüksek frekanslı jeneratör plazma içindeki gazı iyonize eder ve oksijen ile aktive edilen seramik yüzeyindeki hekzametildisiloksanın yapısı bozulur. Polimer oksijen ile aktive olur. Zirkonyum yüzeyine uygulandığında, zirkonyum ile yapıştırma simanı arasında aktive olan silika partikülleri sayesinde kovalent bağlar oluşturur. Bu şekilde bağlantı dayanıklılığını arttırır (Derand ve ark 2005).

Isı uygulaması

Seramiklerin fırınlanması için uygulanan yüksek sıcaklıklar, genellikle çatlak başlangıçlarında stres yoğunluğunu azaltarak çatlakların büyümesini engellemektedir. Ancak zirkonya esaslı seramiklerde, ısı artışı tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü ters yönde başlatarak yüzey sıkıştırıcı tabakayı zayıflatarak dayanıklılığı azaltabilmektedir (Yin ve ark 2003). Bununla beraber, Y-TZP seramiklerde sıcaklık değişimleri, materyalin tanecik boyutu, taneciklerin dizilimini ve kitle içindeki porözitenin dağılımını değiştirdiği için yüzey çatlaklarının ilerlemesini sağlayabilmektedir (Kao ve ark 2000).

Zirkonya alt yapıları veneerlenme işlemi esnasında 750-900^{o}C sıcaklıklarda fırınlanmakta ve daha sonra restorasyon soğutulmaktadır. Bu işlem, restorasyon tamamlanana kadar genellikle 2-5 defa tekrarlanmaktadır. Ancak bu ısı işlemlerinin alt yapı seramikleri üzerindeki etkisi tamamen bilinmemektedir (Huang 2003). Bu konudaki çalısmalarda, alt yapı materyallerine uygulanan ısı işlemlerinin, kendi sinterizasyon sıcaklıklarının altında olsa da çeşitli etkiler oluşturduğu bildirilmiştir (Balkaya ve ark 2005).

Tribokimyasal silika kaplama yöntemi

Tribokimyasal uygulama ile seramik yüzeyi silisik asitle modifiye edilmiş Al_2O_3 ile kumlanır. Kumlama sırasında bu kum seramik yüzeyinde 15 μm derinliğe kadar gömülebilme özelliğine sahiptir. Bu şekilde silika ile kaplanan seramiğin yüzeyinde bir cam fazı tabakası oluşturulmaktadır. Bu tabaka, üzerine uygulanan silan ile kimyasal bağlantı kurmaktadır (Amaral ve ark 2006).

Günümüzde, tribokimyasal silikatizasyon yani tribokimyasal silika kaplama, seramik ve metal destekli restorasyonlarda simantasyon öncesinde ve sabit restorasyonlarda seramik kırıklarının tamirinde, silanizasyonu ve rezin adezyonunu sağlamak için reaktif ve silikadan zengin seramik yüzeyi oluşturulması amacıyla kullanılmaktadır. Silika kaplama işleminde gereken enerjinin, objeye kinetik enerji formunda transfer edilmesinden ötürü herhangi bir ısısal değişim meydana

gelmemektedir. Bu nedenle uygulanan yüzey işlemine ‘soğuk silikatizasyon’ adı da verilmektedir (Heikkinen ve ark 2010).

Rocatec sistemi (Rocatec, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve CoJet sistemi (CoJet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) silika-modifiye alüminyum trioksitin kullanıldığı hava basınçlı mikrokumlama sistemleridir (Heikkinen ve ark 2010). CoJet, metal-seramik ve tam seramik restorasyonların kırıklarının kompozit rezin ya da adeziv siman ile direkt tamiri gibi klinik prosedürler için; Rocatec ise laboratuar kullanımı için tasarlanmıştır. Ancak her iki sistem de yüzeyin silikatizasyonunu ve silanizasyonunu sağlamaktadır (Valandro ve ark 2005).

Porselen incisi ile pürüzlendirme

Zirkonyum yüzeyine tutunan porselen incileri bağlantıyı arttırır. Toz formdaki porselen inciler su ile karıştırılır. Seramik yüzeyine uygulandıktan sonra seramik 720^{o}C de fırınlanır. Kron iç uyumunun bozulmamasına dikkat edilmelidir (Derand ve ark 2005).

HIM/SIE

Bu pürüzlendirme yönteminde öncelikle zirkonya alt yapı özel ısı protokolüne (HIM, Hot Isostatic Maturation) maruz bırakılır. Daha sonra farklı sıcaklıklarda belirli sürelerde (750^{o}C’de 2dk, 650^{o}C’de 1dk, 750^{o}C’de 1dk) bekletilir ve ardından oda sıcaklığında soğutulur. Selektif infiltrasyonla dağlama ile de yüzey inorganik oksitler (silikon (Si) %30, titanyum (Ti) %13, alüminyum (Al) %8, potasyum (K) %3, rubidyum (Rb) %1, magnezyum %1) içeren düşük erime noktasındaki cam tozuyla kaplanır (SIE). Dakikada 60°C’lik artışla 750°C’de ısıtılıp 2 dakika bekletilir. Tekrar oda sıcaklığına kadar soğutulan zirkonya alt yapı %5’lik hidroflorik asit banyosunda 15 dakika yıkanır ve ardından buharla temizlenip, hava ile kurutulur. Aboushelib ve ark (2008b) zirkonya-siman bağlantısını değerlendirdikleri çalışmalarında HIM/SIE yöntemini kumlama ile karşılaştırmış ve çalışmaları sonucunda HIM/SIE yöntemi ile pürüzlendirilen örneklerde bağlanma dayanımı değerlerini daha yüksek bulmuştur.

1.5. Bağlanma Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Test Metodları

Veneer seramiğin alt yapıya bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama (shear) bağlanma testi, tensile ve microtensile bağlanma testleri gibi çeşitli test metodları önerilmektedir (Shimoe ve ark 2004, Guess ve ark 2008, Fischer ve ark 2009).

1.5.1. Tensile Bağlanma Dayanımı Testi

Tensile bağlanma dayanımı testlerinde, bağlantı diş dokusuna 90º derecelik bir açı ile seyreden bir kuvvet yardımı ile test edilir. Tek sorun gerek test sırasında gerekse bağlanma işlemi sağlanırken uygulanacak sabitleme işleminin farklı bir ara yüz geometrisi oluşturacak stres konsantrasyonuna yol açmamasını sağlamaktır. ISO dokümanlarında hem test işlemi hem de bağlanma işlemi esnasında sabitlemeyi güvenle sağlayacak özel enstrümanlar tanımlanmıştır (International Organization for Standardization, 2003). Ayrıca bu yöntemde örnek hazırlanması sırasında bağlantı yüzeyinde mikroçatlak oluşma olasılığı bulunmaktadır (Phrukkanon ve ark 1998).

Çekme testleri adeziv simanların değerlendirilmesinde oldukça önem taşımaktadır çünkü birçok yapıştırıcı ajan fazlasıyla kırılgan ve çekme kuvvetlerine karşı zayıftır (White ve ark 2005). İSO 11405 (2003) dokümanterinde; bağlantı direncine bakılırken uygulanan kuvvetin örnekler üzerinde bükücü veya rotasyonel kuvvetler oluşturmaması gerektiğine dikkat çekmiştir. Test için gerilimi oluşturacak önerilen standart çekme hızını 0,75 ±0,30 mm/dk (kuvvet oranı: 50±2 N) dır (International Organization for Standardization, 2003).

1.5.2. Mikrotensile Bağlanma Dayanımı Testi

Mikrotensile bağlanma dayanımı testi, esas örnekten elde edilen, yüzey alanı 1 mm^2 olan mikrobarların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1 mm/dak hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikrobarların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (El Zohairy ve ark 2004).

Mikrotensile bağlanma testinde bağlantı yüzey alanının yaklaşık 1 mm^2 olması, yükleme sırasında bağlantı yüzeyinde daha homojen stres dağılımının oluşmasını sağlar (Sano ve ark 1994, Pashley ve ark 1999). Ayrıca, bağlantı direncini etkileyecek bir çatlak ya da pürüzün oluşmasına imkan vermez. Dolayısıyla mikrotensile bağlanma testi daha doğru veriler vermektedir (Yang ve ark 2006). Ancak; microtensile testinin yapım işlemlerinin zor olması, teknik hassasiyet ve özel ekipman gerektirmesi, 5 MPa'dan küçük bağlanma dayanımı değerlerinin ölçülmesinin zor olması ve örnekler çok küçük olduğundan kolaylıkla su kaybına uğraması gibi dezavantajları vardır (Sano ve ark 1994, Pashley ve ark 1999).

1.5.3. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi

Bağlantı direncinin değerlendirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan makaslama bağlanma dayanımı testi iki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, 0.5mm/dak hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (Al-Dohan ve ark 2004, Aboushelib ve ark 2006, Saito ve ark 2010).

Makaslama bağlanma dayanımı testleri bağlanma yüzeylerinde homojen olmayan stres dağılımlarının oluşmasına neden olmaktadır (Della Bona ve von Noort 1995). Oluşan bu anormal stres konsantrasyonu çoğunlukla koheziv kırıkların gözlenmesine neden olmaktadır. Bu durum sonuçların yanlış yorumlanması, beklenenden daha düşük değerlerin elde edilmesi ve dolayısıyla materyallerin hatalı sıralanması ile sonuçlanabilmektedir (Aboushelib ve ark 2008c, Saito ve ark 2010). Ancak bu test oldukça kolay uygulanan ve hızlı sonuçlar veren bir test metodudur (Al-Dohan ve ark 2004). Dolayısıyla, makaslama bağlanma daynımı testi literatürlerde en çok kullanılan bağlanma testi olduğu rapor edilmiştir (Shimoe ve ark 2004, Guess ve ark 2008, Fischer ve ark 2009).

1.5.4. 3-4 Nokta Eğme Testleri

Dayanıklılık bir yapıyı bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum gerilme olarak tarif edilir. Kırılgan maddelerin çeşitli uçlar arasına yerleştirilerek

statik eğme yüklemesi altında dayanımının bulunmasına ise eğilme dayanıklılığı denir (Probster 1992).

Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır. Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır (Craig ve Powers 2002). Bu bükülme testleri örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır (Yilmaz ve ark 2007). Bununla beraber, test örnekleri boyut ve hacim olarak dental restorasyonlardan oldukça farklıdır (Kelly 1995).

Eğme testlerinin en önemli avantajı, kullanılan örneğin bir yüzünde çekme gerilimi, diğer yüzünde ise basma gerilimi oluşturmasıdır. Üç nokta ve dört nokta eğme testleri hem tek komponentli kırılgan materyallerin hem de metal-seramik yapıların dayanıklılığını değerlendirmek için kullanılabilir (Ban ve Anusavice 1990).

1.6. Termalsiklus

Dental materyallerle ilgili deneylerin doğrudan in-vivo koşullarda yapılması zaman alıcı ve bazı durumlarda olanaksız olduğundan, restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek ve bağlayıcı sistemlerin ağız içindeki davranışlarını önceden tahmin edebilmek için laboratuvar koşullarında termalsiklus, suda bekletme, eskitme cihazında bekletme ve yük uygulanması gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır (Wendt ve ark 1992, Papacchini ve ark 2007).

Termalsiklus, restorasyon ve dişlerin ağız dışında değerlendirilmesinde kullanılan en önemli test yöntemlerinden biridir. Termalsiklus (sıcaklık döngüsü) yöntemi, metal-rezin ve diş-restoratif materyal arasındaki bağlanma dayanıklılığının, ağız içindeki sürekliliğinin ve sıcaklık degişimlerinin bu materyaller üzerindeki etkisinin belirlenmesi amacıyla yapılır (Li ve ark 2002).

Termalsiklus deneylerinde örneklerin bir kez soğuk ve bir kez sıcak suya daldırılması işlemi “devir”, bu sırada geçen toplam süre “devir süresi” olarak

tanımlanmaktadır. Devir sayıları 500 ile 50.000 arasında değişmektedir (Tanaka ve ark 1995). Banyo solüsyonlarında belirtilen bekleme süresi 15–60 sn arasındadır. Bir banyodan diğerine geçiş süresi 5–10 sn olarak belirlenmiştir (Papacchini ve ark 2007). Termalsiklusta kullanılan ısı oranlarının uygun olması ve ağız ortamı ısılarını yansıtması önemlidir. Aşırı uçlardaki ısı oranları materyalin aşırı stresine yol açabilmekte ve güvenilir olmayan sonuçlar verebilmektedir. Önerilen ısılar minimum 4ºC–8ºC ile maksimum 45ºC–60ºC dir (Bahannan ve Lacefield 1993).

1.7. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), katı cisimlerin mikro yapılarını değerlendirmek amacıyla kullanılan bir mikroskobik inceleme yöntemidir. SEM elektron-optik denen bir sistemle çalışır ve yüzeyleri tararken elektron kaynağı kullanır. SEM' de sıvı olmayan ve sıvı özellik taşımayan her türlü, iletken olan ve olmayan örnek incelenebilir.

SEM'de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir. Örnekler kakodilat buffer solusyonunda %2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra konstrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Aluminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanır (Della Bona ve ark 2003, Valandro ve ark 2005). Ardından incelenecek örnek dar ve gittikçe artan elektron demetleri gönderilerek satır satır taranır. Elektronlar belli bir bölgeye çarptığı zaman yüzey atomları sekonder elektronlar olarak adlandırılan elektronlar yayar. Bunlar özel dedektörlerle yakalanırlar. Dedektöre giren sekonder elektronlar elektrik akımına çevirilir ve büyütülür. Bu elektriksel sinyal katot tüpüne gönderilir ve görüntü bilgisayar ekranından kayıt edilir (Cengiz ve ark 2004).

1.8. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Atomik Kuvvet Mikroskopu (AFM) yüzey analizi için kullanılan bir cihazdır. Bu amaçla kullanılan diğer mikroskobik tekniklerin aksine en önemli özelliği araştırılan örneğin iletken olmasını gerektirmemesidir (Gadelmawla ve ark 2002,

Oura ve ark 2003). Ayrıca görüntü alma mekanizmasına bağlı olarak boyamaya, dehidratasyona, ince filmle kaplamaya ve vakumlu bir ortama ihtiyaç yoktur (Sanches ve ark 2009). AFM, nanometre (nm) seviyesinde, topografik bir yüzey görüntüsü elde etmede ve moleküler arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmede kullanılan bir sistemdir (Bourauel ve ark 1998). AFM, 3 boyutlu bir yüzey görüntüsü üzerinde incelemeye olanak sağlamakla birlikte, yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak da verebilir. (Teixeria ve ark 2005, Tholt ve ark 2006).

AFM'de çok hassas bir iğnenin (tip) yüzeyi taraması sonucunda atomlar arası kuvvetler nanonewton hassasiyeti ile ölçülür. Ölçülen yüzeyin özelliklerini büyük bir doğrulukla tespit edebilmek için, ucun uzaysal pozisyonunu ayarlamaya yarayan piezoelektrik güç vericileri kullanılır. Bu hareketten faydalanılarak bilgisayar ortamına aktarılan veriler, yazılım aracılığıyla derlenerek ya numunenin görüntüsü elde edilir ya da iğne ve numune arası etkilesimler ölçülür (Oura ve ark 2003).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in-vitro çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi, Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi ve As Dental Diş Laboratuarı'nda gerçekleştirilmiştir.

'Farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramiklerin makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi' konulu tez çalışmasının amacı, farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş zirkonya alt yapı ile iki farklı yöntemle uygulanmış veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımının incelenmesi ve zirkonya alt yapıya uygulanan liner materyalinin bu bağlanma dayanımına olan etkisinin araştırılmasıdır.

Çalışmada kullanılan tüm materyaller ve üretici firmalar Çizelge 2.1'de gösterilmiştir. Kor ve veneer materyallerin kimyasal içeriği ve mekanik özellikleri ise Çizelge 2.2'de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan tüm materyaller ve üretici firmalar

MAT ERYALİN ADI	**ÜRETİCİ FİRMA**
IPS e.max ZirCAD, MO blok	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max ZirPress, MO ingot	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max Ceram Dentin, A2/TI 1	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max Ceram Build-Up Likitleri	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max Ceram ZirLiner Clear	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max Ceram ZirLiner Likit	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS Pressvest Revetman	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS Pressvest Revetman Likidi	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Al_2O_3 kumu	Korox 110, Bego, Bremen, Almanya
%9.5'lik HF asit	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Elmas frez	Acurata, LOS 4209111001, Thurmansbang, Almanya

Çizelge 2.2. Kor ve veneer materyallerin kimyasal içeriği ve mekanik özellikleri (Scientific Documentation IPS e.max® ZirCAD)

Materyal	**Materyal içeriği**	**TEK (100-400°C) (10^{-6} K^{-1})**	**Bükülme dayanımı (MPa)**	**Kimyasal çözünürlük (µg/cm2)**	**Elastiklik modülü (GPa)**
IPS e.max ZirCAD	ZrO_2, Y_2O_3, HfO_2 Al_2O_3	10.75 ± 0.25	900 ± 50	< 100	210
IPS e.max ZirPress	SiO_2 Li_2O, Na_2O, K_2O, MgO, Al_2O_3, CaO, ZrO_2, P_2O_5 ve diğer oksitler	9.8	110	30	65
IPS e.max Ceram	SiO_2, Al_2O_3, ZnO_2, Na_2O, K_2O, ZrO, CaO, P_2O_5, fluoride ve pigmentler	9.5	90	15	65
IPS e.max Ceram ZirLiner	SiO_2, Al_2O_3, Na_2O, K_2O, diğer oksitler ve pigmentler	9.8	90	15	65

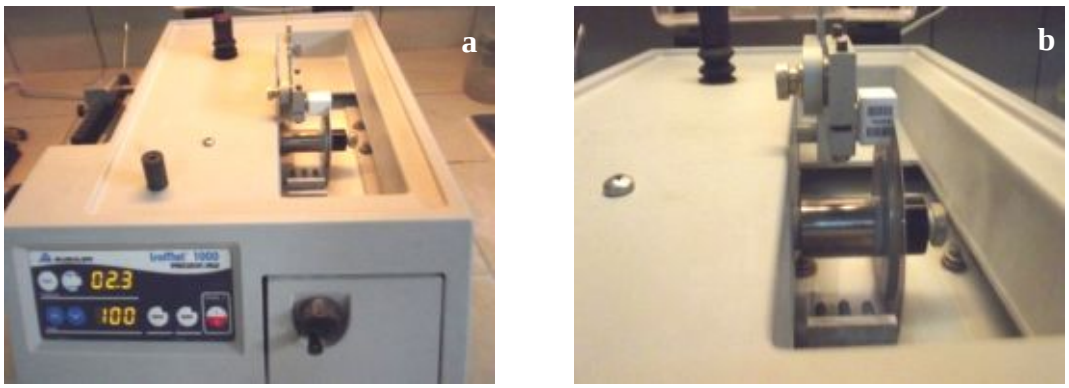
2.1.Zirkonya Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması

Bu çalışmada ağırlıkça %87-95 ZrO_2, HfO_2, Al_2O, Y_2O_3 ve diğer oksitler içeren yarı sinterlenmiş IPS e-max ZirCAD (Yitrium ile stabilize zirkonyum oksit) blokları kullanıldı (Resim 2.1).

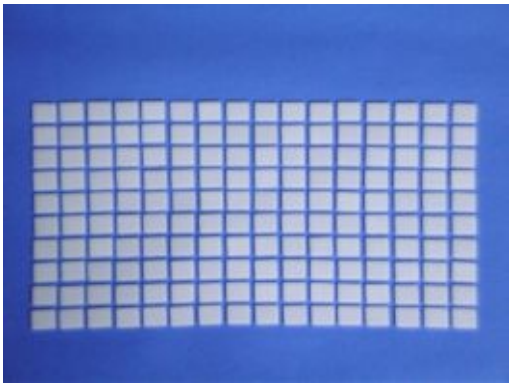


Resim 2.1. IPS e-max ZirCAD zirkonya blokları

Ölçüleri (40x19x15) olan IPS e-max ZirCAD zirkonya bloklar Isomet (Low Speed Saw, Buehler lake Bluff, IL USA) hassas kesme cihazına yerleştirildi (Resim 2.2 a,b) ve su soğutması altında özel elmas disk (Diamond Wafering Blade Series 15 HC Diamond No. 11-4244,IL USA) kullanılarak ölçüleri 19x15x2 mm olan toplam 160 alt yapı örneği elde edildi (Resim 2.3).



Resim 2.2 (a,b). İsomet cihazında blokların kesilmesi



Resim 2.3. Elde edilen alt yapı örnekleri

2.2. Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi

Elde edilen tüm örnekler sinterleme fırınında 1500°C/2732°F derecede üretici firmaların önerileri doğrultusunda sinterlendi (Resim 2.4). IPS e-max ZirCAD'ın sinterleme programı Çizelge 2.3'de verilmiştir. Sinterleme öncesinde büzülmeyi kompanse etmek için %20-25 oranında büyük hazırlanan zirkonya alt yapı örneklerin boyutları, sinterleme sonrası aynı araştırmacı tarafından dijital mikrometre (BTS Digital Caliper 150×0.01 mm) ile 15x12x1.6 mm olacak şekilde ölçülmüştür (Resim 2.5).



Resim 2.4. Alt yapıların sinterlenmesi



Resim 2.5. Örneklerin ölçülmesi

Çizelge 2.3. IPS e-max ZirCAD'ın sinterleme programı

Fırın/Program	Maksimum ısı [°C]	Fırında bekleme zamanı (dak)	Total döngü zamanı (dak)
Programat S1 /Kron	1500	25	90
Programat S1 /Köprü	1500	30	165

2.3. Zirkonya Örneklerin Yüzey Hazırlıklarının Yapılması

Elde edilen toplam 160 adet zirkonya alt yapı örneği sinterleme işleminden sonra farklı yüzey hazırlıklarına tabi tutulmak üzere rastgele 4 gruba ayrıldı.

1. Grup: Kontrol grubu

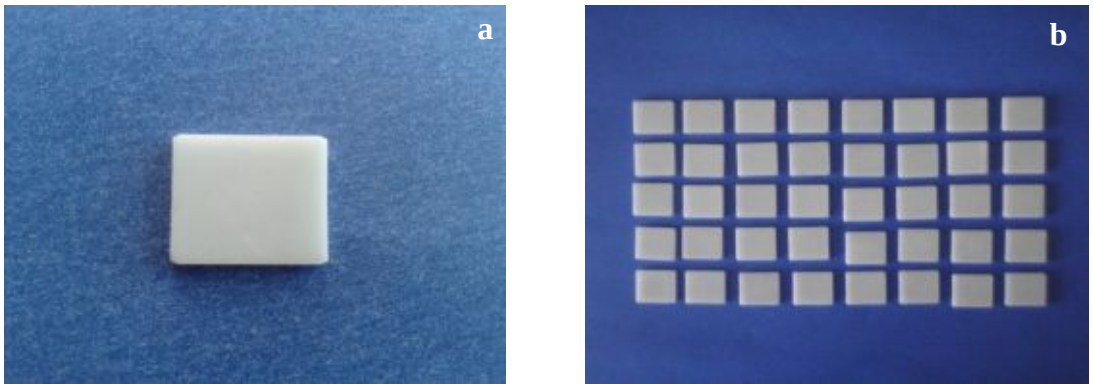
2. Grup: Kumlama grubu

3. Grup: Kumlama+asitleme grubu

4. Grup: Aşındırma grubu

1. Grup: Kontrol grubu

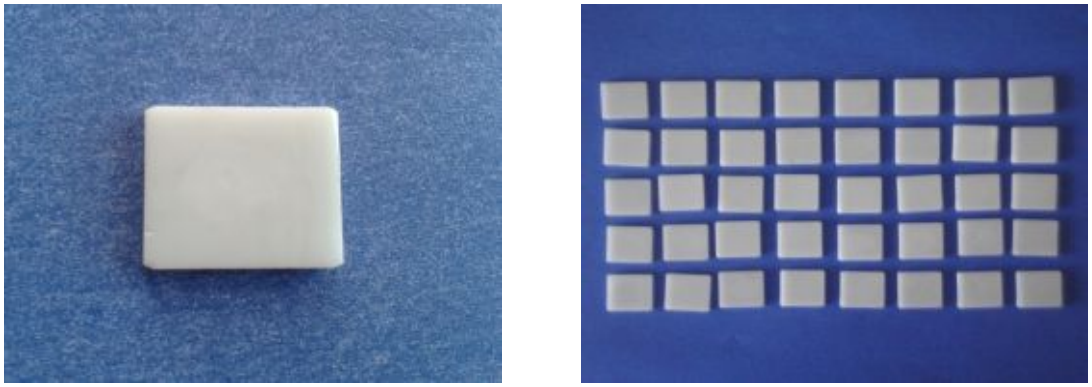
Herhangi bir yüzey işlemine tabi tutulmayan 40 adet zirkonya alt yapı örneği kontrol grubu olarak kullanılmıştır (Resim 2.6 a,b).



Resim 2.6. a) Kontrol grubu zirkonya alt yapı örneği,
b) Kontrol grubu zirkonya alt yapı örnekleri

2. Grup: Kumlama grubu

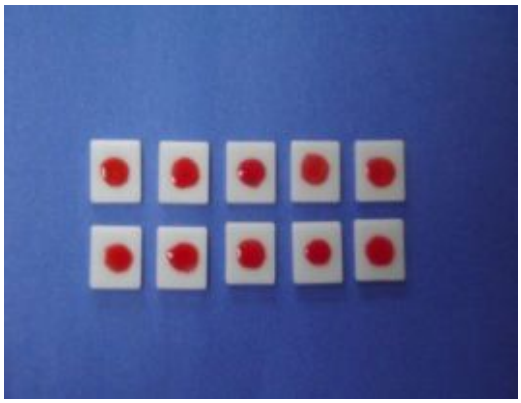
Kumlama grubu için hazırlanan zirkonya alt yapı örnekleri, partikül büyüklüğü 110 µm olan Al_2O_3 kumu (Korox 110, Bego, Bremen, Germany) ile 4 atmosfer hava basıncı altında yaklaşık 10 mm mesafeden 15 saniye süreyle kumlama cihazında (BEGO, Wilhelm-Herbst-Bremen, Germany) kumlanarak pürüzlendirildi (Resim 2.7 a,b).



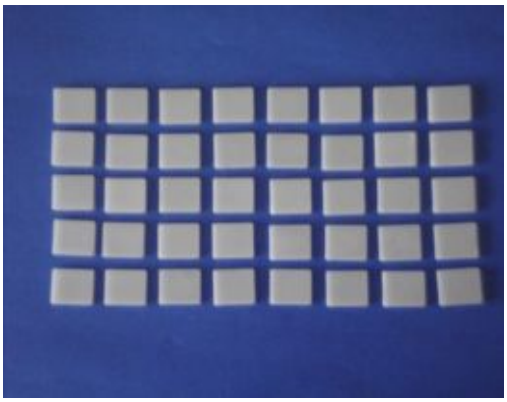
Resim 2.7. a) Al_2O_3 ile kumlanmış zirkonya alt yapı örneği,
b) Al_2O_3 ile kumlanmış zirkonya alt yapı örnekleri

3. Grup: Kumlama+asitleme grubu

Kumlama ve asitleme grubundaki örnekler, kumlama grubundaki gibi aynı şartlarda kumlandıktan sonra ultrasonik temizleme cihazında (BioSonic Jr, Whaledent, New Jersey, USA) öncelikle asetonda daha sonra distile suda 10'ar dakika bekletilerek temizlendi. Ardından aynı örneklerin kumlanan yüzeyleri %9.5'lik HF asit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile 2 dakika asitlenerek pürüzlendirme işlemi tamamlandı (Resim 2.8, Resim 2.9).



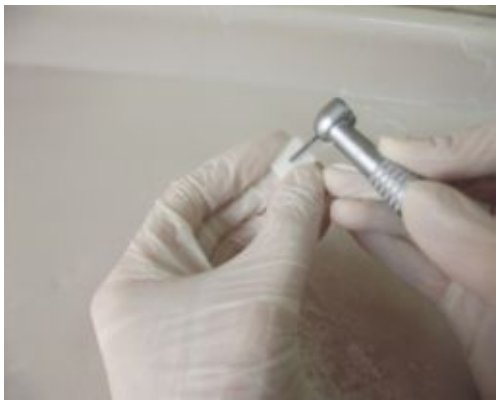
Resim 2.8. %9.5'lik HF asit uygulama işlemi



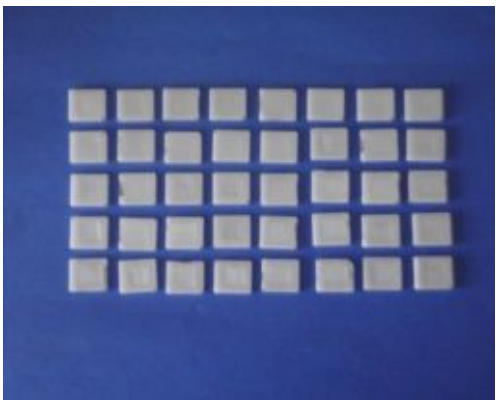
Resim 2.9. Kumlanmış ve asitlenmiş zirkonya alt yapı örnekleri

4. Grup: Aşındırma grubu

Aşındırma grubundaki örnekler, 120 µm'lik elmas frezleri (Acurata, LOS 4209111001, Thurmansbang, Germany) kullanılarak yüksek hızda su soğutmalı klinik aeratör yardımıyla aynı araştırmacı tarafından parmak basıncıyla 10 sn boyunca farklı yönlerde aşındırılarak pürüzlendirildi (Resim 2.10) ve bu şekilde 40 adet örnek elde edildi (Resim 2.11).



Resim 2.10. Aşındırma işlemi



Resim 2.11. Aşındırılarak pürüzlendirilmiş zirkonya altyapı örnekleri

Yüzey işlemleri tamamlanan tüm zirkonya alt yapı örnekleri ultrasonik temizleyicide öncelikle asetonda daha sonra distile suda 10'ar dk bekletilerek temizleme işlemi tamamlandı (Resim 2.12 a,b).





Resim 2.12. a) Ultrasonik cihazı, **b)** Örneklerin ultrasonik cihazda temizlenmesi

Her bir grup (n=40) iki farklı venerleme işlemine tabi tutulmak üzere 2'şer gruba ayrıldı (n=20). Aynı şekilde linerin etkisini incelemek için bu ayrılan gruplar tekrar kendi içerisinde 2'şer gruba ayrıldı (n=10) (Çizelge 2.4).

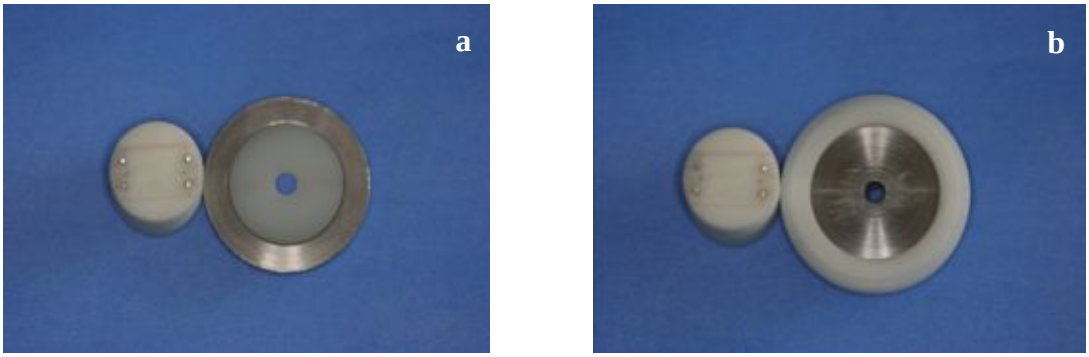
Çizelge 2.4. Deney gruplarının oluşturulması

	Tabakalama Tekniği		Presleme Tekniği	
	Liner (+)	Liner (-)	Liner (+)	Liner (-)
Kontrol	10	10	10	10
Kumlama	10	10	10	10
Kumlama+ Asitleme	10	10	10	10
Aşındırma	10	10	10	10

Toplam örnek sayısı (n)=160

2.4. Hazırlanan Örneklerin Üst Yapılarının Oluşturulması

Zirkonya alt yapı üzerine uygulanacak olan üst yapı porselenlerinin standardizasyonunu sağlamak amacıyla presleme ve tabakalama tekniğinde kullanılmak üzere iki ayrı kalıp hazırlandı (Resim 2.13 a,b). Presleme tekniğinde presleme sonrası büzülme olmadığı için kalıbın veneer seramiği oluşturacak olan kısmı 5 mm çapında 3 mm yüksekliğinde hazırlandı. Tabakalama tekniğinde ise fırınlama sonrası büzülme gerçekleşeceğinden dolayı, bu büzülmeyi kompanze etmek ve tek bir pişirme işlemi ile üst yapı elde edebilmek amacıyla kalıp 6,25 mm çapında 3,75 mm yüksekliğinde olacak şekilde daha geniş hazırlandı.



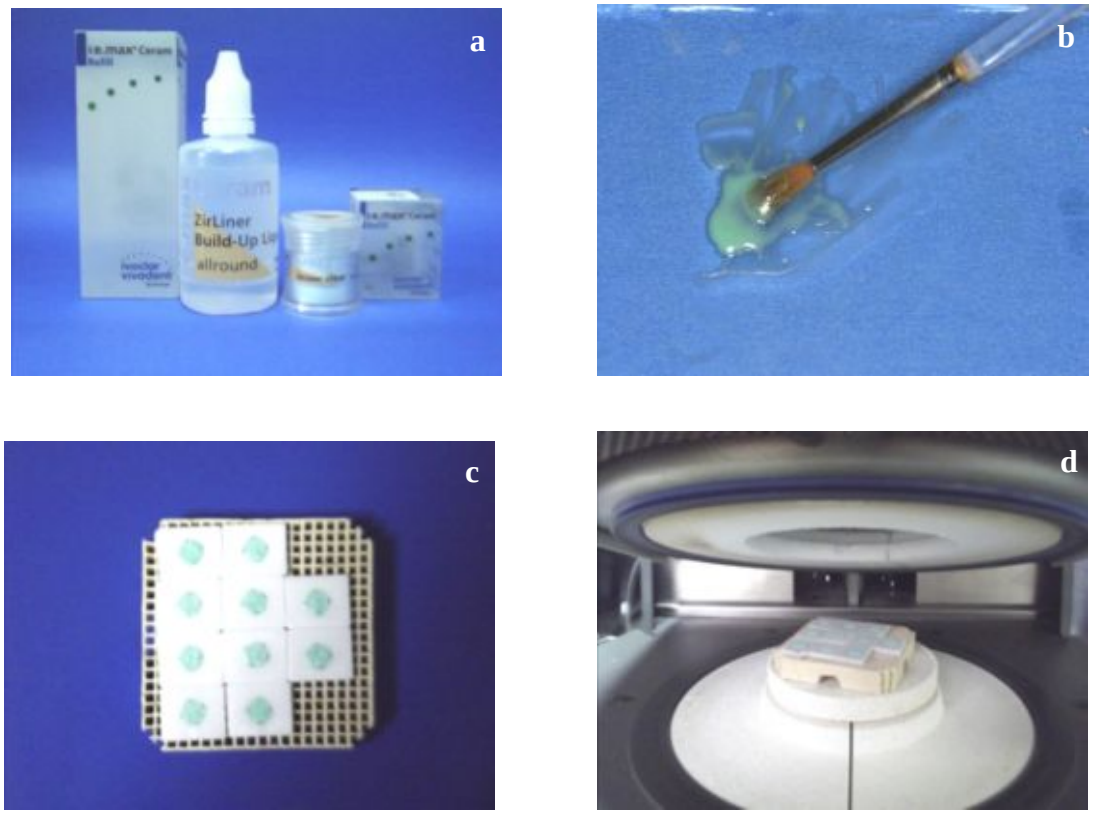
Resim 2.13 a) Tabakalama tekniğinde kullanılmak üzere hazırlanan kalıp,
b)Presleme tekniğinde kullanılmak üzere hazırlanan kalıp.

Veneer porselen uygulamadan önce alt yapılar basınçlı sıcak buhar veren bir cihazla 10 saniye süreyle temizlendi (Resim 2.14)



Resim 2.14. Zirkonya alt yapıların basınçlı sıcak buhar ile temizlenmesi

Liner uygulanacak olan örnekler önce kalıba yerleştirildi. Daha sonra liner tozu ile likidi uygun kıvamda karıştırılıp, fırınlama sonrası kalınlığı 0,1 mm olacak şekilde alt yapıya uygulandı. Daha sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda EP300 fırınında pişirildi (Resim 2.15 a-d). Çizelge 2.5'te ZirLiner'ın fırınlama prosedürü verilmiştir.



Resim 2.15. a) Liner materyali, **b)** Hazırlama, **c)** Uygulama, **d)** Fırınlama

Çizelge 2.5. ZirLiner fırınlama prosedürü

	B °C/°F	S dak	t °C/°F/dak	T °C/°F	H dak	V1 °C/°F	V2 C/°F
ZirLiner fırınlanması	403/ 757	4:00	40/72	960/ 1760	1:00	450/ 842	959/ 1758

T: Pişirme derecesi, B: Hazırlık ısısı, S: Ön kurutma süresi, t: Porselen fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi

2.4.1. Tabakalama Tekniği ile Üst Yapıların Oluşturulması

Tabakalama tekniği için hazırlanan alt yapılar özel kalıba yerleştirildi. Daha sonra dentin porseleni kalıba kondenzasyon tekniği ile uygulandı ve kondenzasyon

sırasında açığa çıkan likit bir kağıt mendil ile uzaklaştırıldı. Tabakalama esnasında dentinin kalıba yapışmasını önlemek için kalıbın iç yüzeyi özel bir yağ (Picosep-1552-0030, Renfert/Hilzingen/Germany) ile izole edildi. Kalıptan dikkatli bir şekilde çıkarılan örnekler üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda EP300 fırınında pişirildi (Resim 2.16 a-f). Çizelge 2.6'de IPS e-max Ceram'ın fırınlama prosedürü verilmiştir.



Resim 2.16. a) IPS e-max Ceram veneer seramiği, **b)** Hazırlama, **c)** Özel kalıpta kondanse edilmesi, **d)** Kalıptan çıkarılan örnekler, **e)** Örneklerin fırınlanması, **f)**Fırınlanmış örnekler.

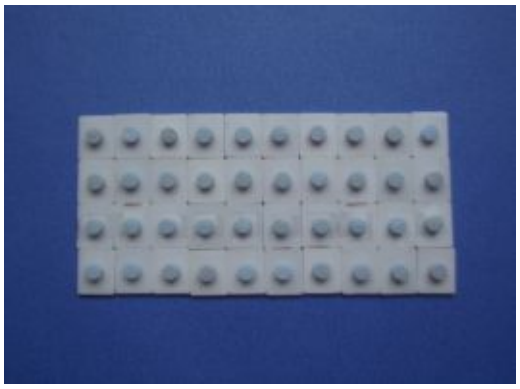
Çizelge 2.6. IPS e-max Ceram için fırınlama prosedürü

	B °C/°F	S dak	t °C/°F/ dak	T °C/°F	H dak	V1 °C/°F	V2 °C/°F
Wash fırınlama	403/ 757	4:00	40/72	750/1382	1:00	450/842	749/1380
1.Dentin/insizal fırınlama	403/ 757	4:00	40/72	750/1382	1:00	450/842	749/1380
2.Dentin/insizal fırınlama	403/ 757	4:00	40/72	750/1382	1:00	450/842	749/1380

T: Pişirme derecesi, B: Hazırlık ısısı, S: Ön kurutma süresi, t: Porselen fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi

2.4.2. Presleme Tekniği ile Üst Yapıların Oluşturulması

Presleme tekniği için hazırlanan alt yapılar ise kendi özel kalıbına yerleştirildi ve özel döküm mumu ile (Eberhard- Finckh / Germany) mum modelajı yapıldı (Resim 2.17). Dikkatli bir şekilde çıkarılan örneklere döküm yolları bağlandı (Resim 2.18) ve özel olarak geliştirilmiş fosfat bağlı revetman (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile manşete alındı (Resim 2.19). Kayıp mum tekniği yöntemiyle mumları uzaklaştırıldıktan sonra (Resim 2.20), Ivoclar EP Empress 600 (EP 600 Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) fırınında üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda ısı ve basınç altında preslendi (Resim 2.21). Manşetten çıkartılan örnekler öncelikle 4 bar basınç altında 110 μm'luk Al_2O_3 kumu ile daha sonra 2 bar basınçla 50 μm'luk Al_2O_3 kumu ile tamamen temizlendi. Ardından döküm yolları elmas frez yardımı ile kesilerek fazlalıklar alındı (Resim 2.23). Çizelge 2.7'de IPS e-max ZirPress için fırınlama prosedürü verilmiştir.



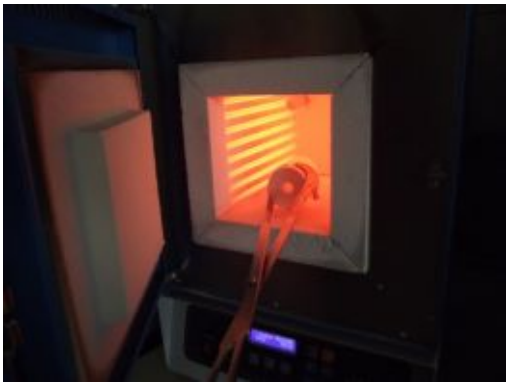
Resim 2.17. Üst yapıları mumdan hazırlanmış örnekler



Resim 2.18. Örneklerin tijlenmesi



Resim 2.19. Revetmana alma



Resim 2.20. Kayıp mum tekniği uygulama

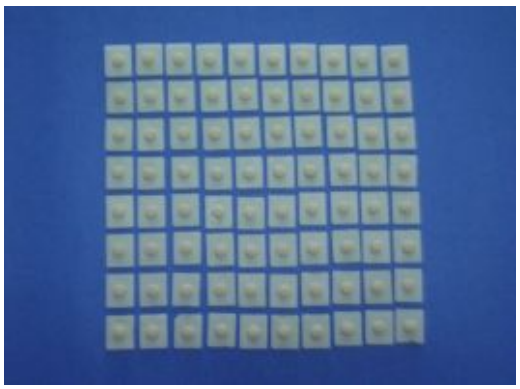


Resim 2.21. Örneklerin preslenmesi



Resim 2.22. Manşetten çıkarılmış örnekler





Resim 2.23. Preslenmiş örneklerin tesfiyesi **Resim 2.24.** Preslenmiş tüm örnekler

Çizelge 2.7. IPS e-max ZirPress için fırınlama prosedürü

	(°C) B	(°C) t	(°C) T	H (dak)
IPS e.max ZirPress	700	60	900	15

B: Hazırlık ısısı t: Porselen fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi T: Pişirme derecesi H: Pişirme derecesinde durma süresi

2.5. Termal Siklusun Uygulanması

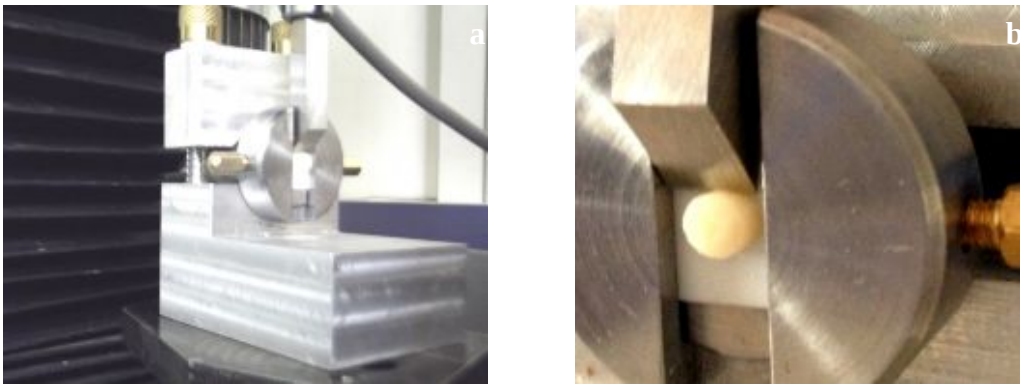
Hazırlanan tüm örnekler, 37ºC'lik distile suda 24 saat süreyle bekletildikten sonra, temal siklus cihazında (Dentester, İstanbul, Türkiye) banyo sıcaklığı 5-55°C, banyolar arası transfer zamanı 10 sn, banyoda bekleme zamanı 30 sn olan10.000 devirlik termal siklusa tabi tutuldu (Resim 2.25).



Resim 2.25. Termal siklus cihazı

2.6.Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi

Bağlanma dayanımının ölçülmesi işlemi, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuarında bulunan üniversal test cihazı (TSTM 02500, Elista Ltd Şti. İstanbul, Türkiye) kullanılarak yapılmıştır. Termal siklustan sonra 37^{o}C'lik distile suda 24 saat bekletilen örneklere makaslama testi uygulamak üzere özel bir kalıp hazırlandı. Örnekler kalıba sabitlendi ve kalıp üniversal test cihazına yerleştirildi. Kesme işlemini yapacak olan test apareyin ucu örneklerdeki veneer seramik yüzeyiyle 90º lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi. Daha sonra zirkonya-veneer seramik ara yüzeyine 0,5 mm/dk hızla kesme kuvveti uygulandı (Resim 2.26 a,b).



Resim 2.26.a,b) Örneklere makaslama testinin uygulanması

Ayrılmanın gerçekleştiği noktadaki kuvvet değeri Newton cinsinden kaydedildi. Birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, Newton (N) değerleri Megapascal (MPa) değerlerine çevrildi.

Makaslama direnci (MPa) = Yük (N) / Alan (mm^2)

Alan = (π x r^2) / 4 (mm^2)

r = bağlanma yüzeyinin çapı

2.7. Kopma Şekillerinin İncelenmesi

Bağlanma dayanım testinden sonra tüm örneklerin kopma yüzeyleri makroskopik olarak incelendi. Bu işlem Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezinde bulunan stereo mikroskopta **(**Olympus SZ 40**,**SZ-PT**,** Japan**)** 20

büyütmede yapıldı (Resim 2.27). Kopma şekilleri; veneer seramiğin zirkonya alt yapıdan tamamen ayrıldığı ‘adeziv kopma’, veneer seramiğin tamamen kendi içinde kırıldığı ‘koheziv kopma’ ve her iki kırılma tipinin de gözlendiği ‘karışık kopma’ (adeziv + koheziv) olarak değerlendirildi.



Resim 2.27. Stereo mikroskop cihazı

2.8. SEM (Tarayıcı Elektron Mikroskobu) ile Yüzey Analizi

SEM analizi Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi’nde bulunan SEM (SEM-ZEİSS LS-10, England) cihazında gerçekleştirildi (Resim2.28).

Bağlanma dayanımı testinden sonra kopan yüzeylerin başarısızlık tiplerini belirlemek ve farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerine tabii tutulan zirkonya alt yapılarının yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için SEM analizi yapıldı. Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için toplam 4 zirkonya alt yapı örneği, başarısızlık tiplerini değerlendirmek için toplam 16 zirkonya örneği altın ile kaplandıktan sonra elektron tarama mikroskobunda değerlendirildi. Örnekler, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için x500 büyütmede, başarısızlık tiplerini değerlendirmek için x10 ve x250 büyütmede bakıldı (Resim 2.28).

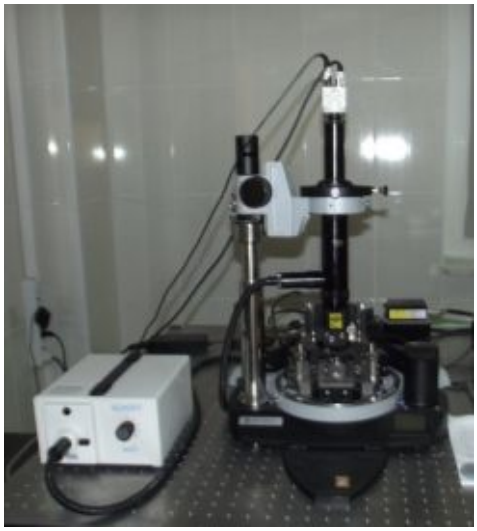


Resim 2.28. SEM cihazı

2.9. AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) ile Yüzey Analizi

Çalışmamızda AFM analizi Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan AFM (NT-MDT NTEGRA Solaris, Russia) cihazında yapıldı (Resim 2.29).

Yüzey işlemi uygulanmış zirkonya alt yapılarının yüzey karakterlerini ayrıntılı olarak incelemek için AFM analizi yapıldı. AFM görüntüleri için her gruptan birer örnek olmak üzere toplam 4 örnek incelendi. Dijital görüntüler atmosfere açık ortamda elde edildi. 0.01-0.025-ohm cm altın kaplamalı silikon uç non-kontak modda kullanıldı. Sabit titreşim genişliğinde uç ile örnek mesafesi sabit tutuldu. Sabit tarama hızıyla her bir yüzey için 25 m x 25 m alanlarında iki ve üç boyutlu olarak dijital görüntüler elde edildi ve ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri saptandı ve kaydedildi Resim 2.29).



Resim 2.29. AFM cihazı

2.10. İstatistiksel Analiz

Test sonrası elde edilen bağlanma dayanımı değerlerine göre gruplar arasında (yüzey işlemi, uygulama yöntemi ve liner) etkileşim olup olmadığını anlamak için 3-yönlü varyans analizi (3-way ANOVA) kullanılmıştır. Uygulama yöntemleri ve liner arasındaki farklılıkların değerlendirilmesinde iki-bağımsız örnek t-testi, yüzey işlemleri arasında farklılıkların değerlendirilmesinde tek-yönlü varyans analizi (one-way ANOVA), tek-yönlü varyans analizindeki anlamlı farklılıkların ikili karşılaştırmalarında ise Scheffe Post Hoc test yöntemi kullanılmıştır. Örneklerin istatistiksel değerlendirmeleri SPSS 15.0 istatistik paket programından yararlanılarak yapılmıştır. İstatistiksel anlamlılık $p<0,05$ olarak kabul edilmiştir.

3. BULGULAR

3.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları

Farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş zirkonya alt yapı üzerine tabakalama ve presleme olmak üzere iki farklı yöntemle uygulanan veneer seramikler arasındaki makaslama bağlanma dayanımı ve zirkonya alt yapıya uygulanan liner materyalinin bu bağlanma dayanımına olan etkisi karşılaştırmalı olarak araştırılmıştır. Newton olarak kaydedilen değerler MPa'a çevrilmiştir. Çizelge 3.1.1'de grupların sınıflandırılması gösterilmiştir. Çizelge 3.1.2'de tabakalama yöntemi ile elde edilen grupların MPa cinsinden makaslama bağlanma dayanımı değerleri, Çizelge 3.1.3'te ise presleme yöntemi ile elde edilen grupların MPa cinsinden makaslama bağlanma dayanımı değerleri verilmiştir. Test öncesi başarısızlıklar 0 Mpa olarak değerlendirilmiştir (Sarr ve ark 2010).

Çizelge 3.1.1. Grupların sınıflandırılması.

N=160 n=10	Tabakalama Yöntemi		Presleme Yöntemi	
	Liner (+)	Liner (-)	Liner (+)	Liner (-)
Kontrol Grubu	T-1	T-2	P-1	P-2
Kumlama Grubu	T-3	T-4	P-3	P-4
Kumlama + Asitleme grubu	T-5	T-6	P-5	P-6
Aşındırma Grubu	T-7	T-8	P-7	P-8

Çizelge 3.1.2. Tabakalama yöntemi uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa).

No	T-1	T-2	T-3	T-4	T-5	T-6	T-7	T-8
1	12,91	18,84	11,38	25,00	12,72	22,49	10,93	27,97
2	17,75	25,43	15,29	16,74	12,84	23,44	14,30	13,68
3	11,74	21,53	16,58	26,36	16,80	12,32	21,23	25,43
4	10,45	10,66	14,70	23,21	11,80	25,03	15,04	19,25
5	10,87	19,31	17,40	22,03	15,13	21,20	18,37	12,12
6	12,41	21,40	14,65	16,94	13,51	11,33	15,53	29,53
7	10,85	12,24	16,44	20,96	12,64	19,37	10,90	12,29
8	23,60	18,42	11,51	17,13	24,33	23,42	11,89	25,56
9	10,72	19,76	13,18	16,63	13,51	16,89	15,51	18,26
10	0	14,52	10,44	23,44	0	13,34	0	19,69

Çizelge 3.1.3. Presleme yöntemi uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa).

No	P-1	P-2	P-3	P-4	P-5	P-6	P-7	P-8
1	17,79	23,90	15,25	22,52	22,10	28,98	20,75	20,47
2	16,29	23,80	23,63	22,54	18,01	24,18	25,63	22,07
3	16,50	16,34	18,34	24,70	26,28	18,73	31,90	16,74
4	15,20	16,20	16,61	21,27	20,36	26,76	25,95	25,70
5	19,78	17,98	26,03	23,34	14,22	26,98	0	24,57
6	19,14	21,25	17,51	16,89	22,08	16,94	16,81	18,90
7	14,44	21,03	14,47	20,58	19,93	23,51	26,24	22,02
8	13,84	22,73	24,08	24,10	15,09	26,08	19,71	23,35
9	19,43	19,14	23,37	22,46	21,33	25,15	15,60	36,80
10	18,15	13,14	20,73	0	22,19	20,49	15,95	30,01

Elde edilen ölçüm değerlerine göre gruplar arasında (yüzey işlemi, uygulama yöntemi ve liner) etkileşim olup olmadığını anlamak için 3-yönlü varyans analizi (3-way ANOVA) yapılmıştır. İstatistiksel anlamlılık $p<0,05$ olarak kabul edilmiştir. Analiz sonuçları üç grubun etkileşimli bağlanma dayanımı üzerine önemli bir etkiye sahip olmadığını göstermiştir ($p=0,728$). Faktörler arasında ikili etkileşim sadece uygulama yöntemi ile liner arasında bulunmuştur ($p=0,049$). Dolayısıyla uygulama yönteminin bağlanmaya olan etkisinin kullanılan liner materyaline bağlı olduğu görülmüştür (Çizelge 3.1.4).

Çizelge 3.1.4. Gruplar arası varyans analizi

Varyasyon Kaynağı	KT	Sd	KO	F	p
Yüzey işlemi	221,450	3	73,817	4,094	,008
Yöntem	661,787	1	661,787	36,702	,000
Liner	587,163	1	587,163	32,563	,000
Yüzey işlemi * Yöntem	56,732	3	18,911	1,049	,373
Yüzey işlemi * Liner	3,102	3	1,034	,057	,982
Yöntem * Liner	71,177	1	71,177	3,947	,049
Yüzey işlemi* Yöntem * Liner	23,586	3	7,862	,436	,728

a R Squared = ,389 (Adjusted R Squared = ,343)

Not: KO: Kareler Ortalaması, KT: Kareler Toplamı Sd: Serbestlik derecesi

Uygulama yöntemleri ve liner arasındaki farklılıkların değerlendirilmesinde iki-bağımsız örnek t-testi, yüzey işlemleri arasında farklılıkların değerlendirilmesinde tek-yönlü varyans analizi, tek-yönlü varyans analizindeki anlamlı farklılıkların ikili karşılaştırmalarında ise Scheffe Post-Hoc yöntemi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık $p<0,05$ olarak kabul edilmiştir.

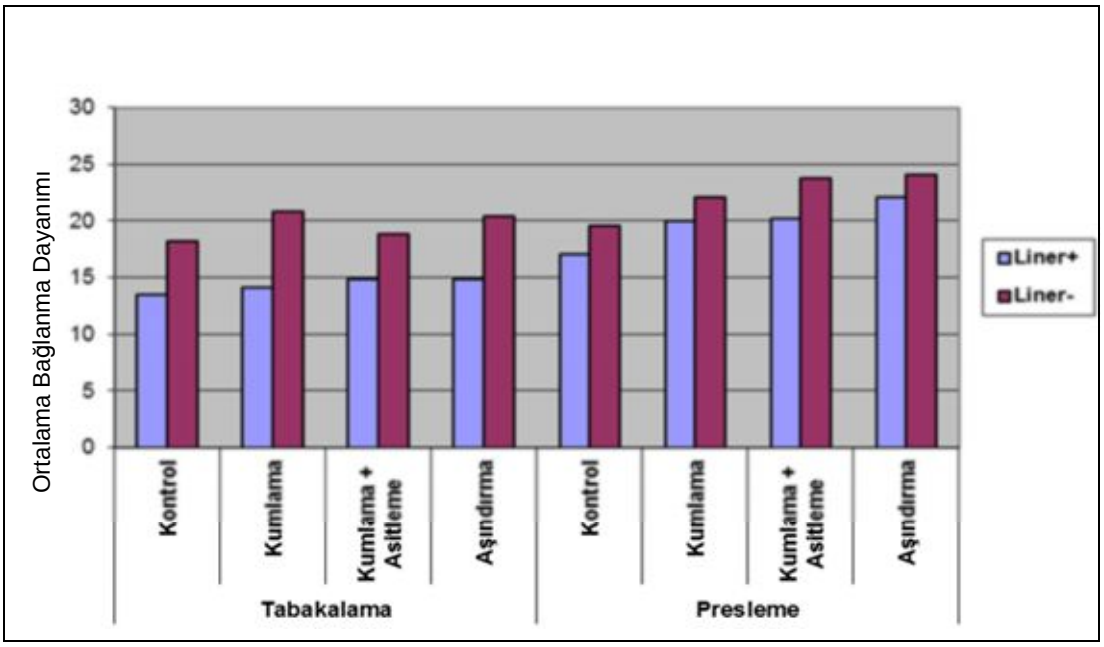
Tabakalama yönteminde; liner uygulanan gruplarda yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına olan etkisi istatistiksel açıdan anlamlı çıkmamıştır (p=0,828), bununla birlikte aşındırma grubunda daha yüksek bağlanma dayanımı değeri gözlenmiştir (14,856 ± 3,428). Tabakalama yönteminde; liner uygulanmayan gruplarda yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına olan etkisi istatistiksel açıdan anlamlı çıkmamıştır (p=0,620), bununla birlikte kumlama grubunda en yüksek bağlanma dayanımı değeri gözlenmiştir (20,844 ± 3,728). Presleme yönteminde; liner uygulanan gruplarda yüzey işlemlerinin bağlanmaya olan etkisi istatistiksel açıdan anlamlı çıkmamıştır (p=0,072), bununla birlikte aşındırma işlemine tabi tutulan grupta bağlanmanın daha yüksek olduğu gözlenmiştir (22,060 ± 5,657). Presleme yönteminde; liner uygulanmayan gruplarda yüzey işlemlerinin bağlanmaya olan etkisi istatistiksel açıdan anlamlı çıkmamıştır (p=0,075), bununla birlikte aşındırma grubunun bağlanma dayanımı değeri daha yüksek olduğu gözlenmiştir (24,063 ± 5,796).

Kontrol grubu tabakalama yönteminde liner uygulanan gruplarda en düşük bağlanma dayanımı değerini (13,477 ± 4,411), presleme yönteminde liner uygulanmayan gruplarda en yüksek bağlanma dayanımı değerini (19,551 ± 3,612) göstermiştir. Kumlama grubunda tabakalama yönteminde liner uygulanan gruplarda en düşük bağlanma dayanımı değeri (14,157 ± 2,424), presleme yönteminde liner uygulanmayan gruplarda en yüksek bağlanma dayanımı değeri (22,044 ± 2,316) gözlenmiştir. Kumlama+asit grubunda aynı şekilde, tabakalama yönteminde liner uygulanan gruplarda en düşük bağlanma dayanımı değeri (14,809 ± 3,874), presleme yönteminde liner uygulanmayan gruplarda en yüksek bağlanma dayanımı değeri (23,780 ± 3,896) gözlenmiştir. Aşındırma grubunda ise tabakalama yönteminde liner uygulanan gruplarda en düşük bağlanma dayanımı değeri (14,856 ± 3,428), presleme yönteminde liner uygulanmayan gruplarda en yüksek bağlanma dayanımı değeri (24,063 ± 5,796) gözlenmiştir. Genel olarak tüm gruplar aynı anda incelendiğinde, en düşük bağlanma dayanımı değeri hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubuna ait zirkonya örneklerinden tabakalama yöntemi ile hazırlanan ve liner uygulanan grupta gözlenmiştir (13,477 ± 4,411). En yüksek bağlanma dayanımı değeri ise aşındırma ile pürüzlendirilen zirkonya örneklerinden presleme yöntemi ile hazırlanan ve liner uygulanmayan grupta gözlenmiştir (24,063 ± 5,796) (Çizelge 3.1.5).

Çizelge 3.1.5. Deney grupların ortalama bağlanma dayanımı değerleri.

	Tabakalama yöntemi		**Presleme Yöntemi**	
	Liner (+)	**Liner (-)**	**Liner (+)**	**Liner (-)**
Kontrol grubu	13,477 ± 4,411	18,211 ± 4,517	17,056 ± 2,125	19,551 ± 3,612
Kumlama grubu	14,157 ± 2,424	20,844 ± 3,728	20,002 ± 4,105	22,044 ± 2,316
Kumlama + Asitleme grubu	14,809 ± 3,874	18,883 ± 5,083	20,159 ± 3,591	23,780 ± 3,896
Aşındırma grubu	14,856 ± 3,428	20,378 ± 6,484	22,060 ± 5,657	24,063 ± 5,796
	F=0,296 p=0,828	F=0,599 p=0,620	F=2,540 p=0,072	F=2,510 p=0,075

Şekil 3.1.1'de görüldüğü gibi presleme yöntemi ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımı değerleri, tabakalama yöntemi ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinden yüksek çıkmıştır. Liner uygulama tüm gruplarda bağlanmayı azaltmıştır. Hem tabakalama tekniğinde hem de presleme tekniğinde yüzey işlemlerinin bağlanmaya olan etkisi istatistiksel açıdan anlamlı çıkmamıştır. Çalışmada elde edilen ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri 13,477 ± 4,411 MPa ile 24,063 ± 5,796 MPa arasında değişmektedir. En düşük değer yüzey işlemi uygulanmamış zirkonya alt yapı üzerine liner uygulandıktan sonra tabakalama yöntemi ile veneer seramiğin uygulandığı grupta, en yüksek değer ise aşındırma işlemi ile pürüzlendirilen zirkonya alt yapı üzerine liner uygulanmadan presleme yöntemi ile veneer seramiğin uygulandığı grupta gözlenmiştir.



Şekil 3.1.1. Veneer seramiğin uygulama yöntemlerine göre farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş zirkonya örneklerinin liner materyalinin uygulanmasına ya da uygulanmamasına bağlı olarak bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.

Elde edilen istatistiksel analiz verilerine göre, diğer parametrelerden bağımsız olarak yalnızca veneer seramiğin uygulama yönteminin bağlantı üzerine etkisi değerlendirildiğinde, presleme yöntemi ile hazırlanan veneer seramiklerin zirkonyaya olan bağlanma dayanımı tabakalama yöntemi ile hazırlanan veneer seramiklerin zirkonyaya olan bağlanma dayanımından istatistiksel açıdan önemli ölçüde yüksek çıktığı gözlenmiştir ($p<0.001$) (Çizelge 3.1.6).

Çizelge 3.1.6. İki farklı yöntemin bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi.

Yöntem	x ± sd	**t**	**p**
Tabakalama yöntemi	17,052 ± 5,041(a)	t=-5,238	p<0,001
Presleme yöntemi	21,064 ± 4,483(b)		

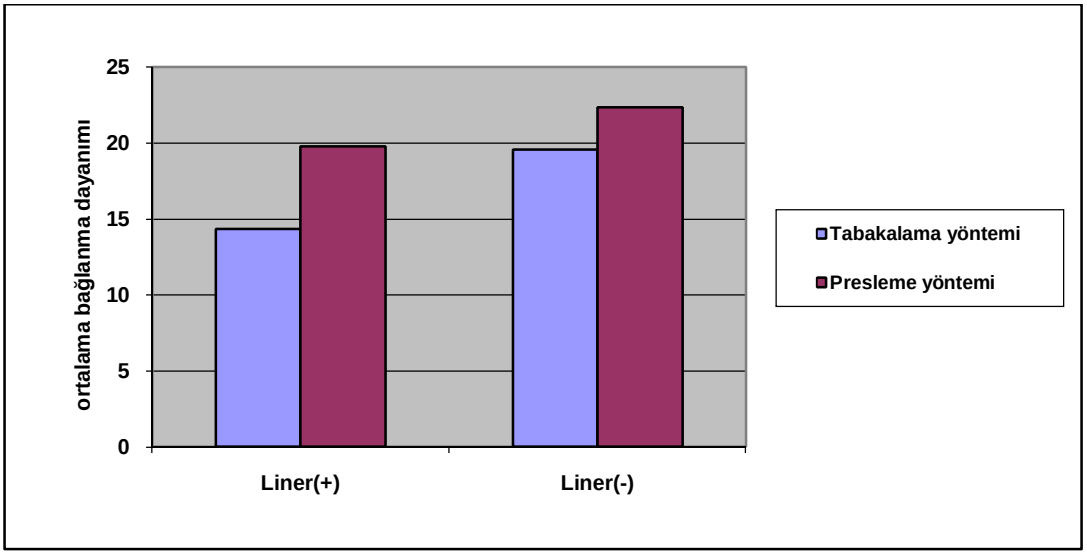
x: aritmetik ortalama ; sd: standart sapma

Yüzey işlemlerinin bağlanmaya olan etkisi dikkate alınmaksızın sadece liner materyali uygulanan ve uygulanmayan tüm gruplarda tabakalama ve presleme yöntemlerinin bağlanmaya olan etkisi değerlendirildiğinde, presleme yönteminin tabakalamaya göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği gözlenmiştir. Liner uygulandıktan sonra presleme yöntemi ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımı değerleri, liner uygulandıktan sonra tabakalama yöntemi ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel açıdan önemli ölçüde yüksek çıkmıştır ($p<0,001$). Liner uygulanmadan presleme yöntemi ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımı değerleri, liner uygulanmadan tabakalama yöntemi ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel açıdan önemli ölçüde yüksek çıkmıştır ($p=0,010$) (Çizelge 3.1.7) (Şekil 3.1.2).

Çizelge 3.1.7. Liner materyali uygulanan ve uygulanmayan grupların istatistiksel karşılaştırılması**.**

	Yöntem	x ± sd	**t**	**p**
Liner(+)	**Tabakalama**	14,320 ± 3,472(a)	t=-6,091	<0,001
	Presleme	19,761 ± 4,253(b)		
Liner(-)	**Tabakalama**	19,579 ± 4,976(a)	t=-2,642	0,010
	Presleme	22,367 ± 4,378(b)		

x: aritmetik ortalama ; sd: standart sapma



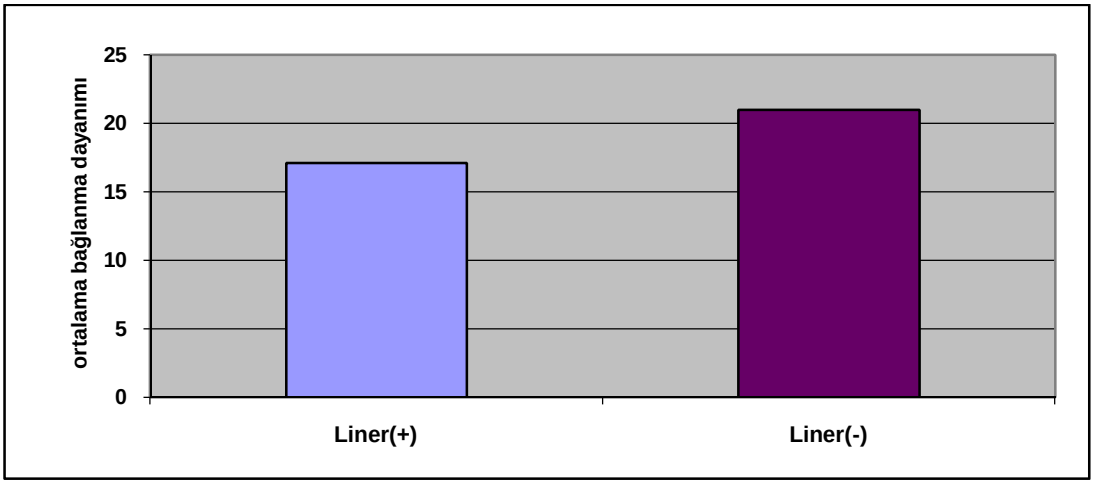
Şekil 3.1.2. Liner materyali uygulanan ve uygulanmayan gruplarda veneer seramiklerin uygulama yöntemlerinin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.

Çalışmada kullanılan liner materyalinin diğer parametrelerden bağımsız olarak makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisi incelendiğinde, liner materyalinin uygulanmadığı grupların bağlanma dayanımı değerleri liner materyalinin uygulandığı grupların bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel açıdan önemli derecede daha yüksek çıkmıştır ($p<0.001$) (Çizelge 3.1.8) (Şekil 3.1.3).

Çizelge 3.1.8. Liner uygulanan ve uygulanmayan grupların bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi.

	x ± sd	**t**	**p**
Liner (+)	17,112 ± 4,738 (a)	t=-4,979	p<0.001
Liner (-)	20,955 ± 4,867 (b)		

x: aritmetik ortalama ; sd: standart sapma

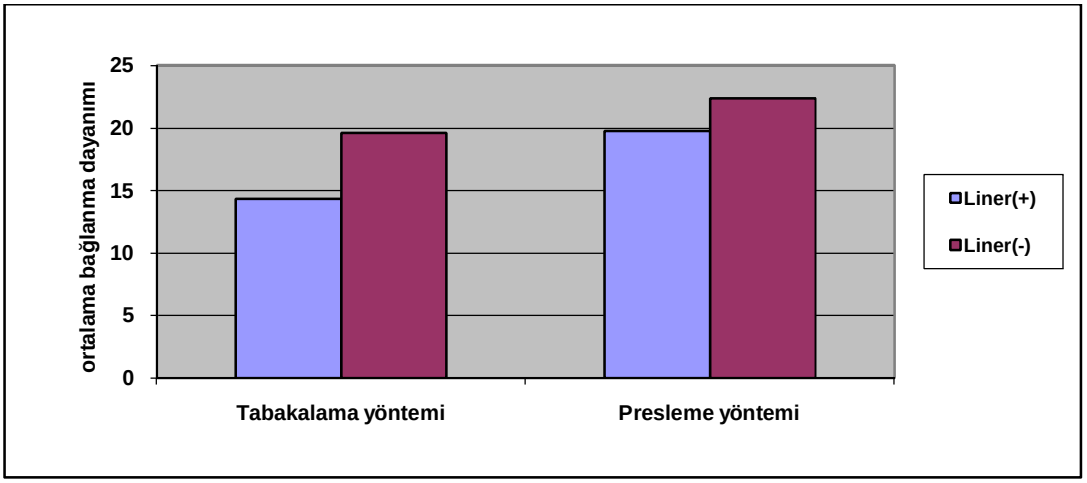


Şekil 3.1.3. Liner uygulanan ve uygulanmayan grupların bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması

Diğer parametreler dikkate alınmaksızın veneer seramiğin uygulama yöntemlerinde liner materyalinin bağlanmaya olan etkisi incelendiğinde, tabakalama yöntemi ile hazırlanan gruplarda liner materyalinin uygulanmadığı örneklerin bağlanma dayanımı değerleri liner materyalinin uygulandığı örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel açıdan önemli derecede yüksek çıkmıştır ($p<0,001$). Aynı şekilde, presleme yöntemi ile hazırlanan gruplarda liner materyalinin uygulanmadığı örneklerin bağlanma dayanımı değerleri liner materyalinin uygulandığı örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel açıdan önemli derecede yüksek çıkmıştır ($p<0,05$) (Çizelge 3.1.9) (Şekil 3.1.4)

Çizelge 3.1.9. İki farklı yöntem ile liner materyalinin istatistiksel değerlendirilmesi

Yöntem	**Liner (+)**	**Liner (-)**	**t**	**p**
Tabakalama yöntemi	14,320 ± 3,472(a)	19,579 ± 4,976(b)	t=-5,410	p<0,001
Presleme yöntemi	19,761 ± 4,253(a)	22,367 ± 4,378(b)	t=-2,666	p=0,009



Şekil 3.1.4. Veneer seramiğin uygulama yöntemlerinde liner uygulanan ve uygulanmayan grupların bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması

3.2. Fraktür Analizi Bulguları

Tüm örneklerin kesme deneyi sonrasındaki kırılma şekilleri x15 büyütmeli stereomikroskopta incelendi ve adeziv tip başarısızlık (veneer seramiğin zirkonya alt yapıdan tamamen ayrıldığı kopma), koheziv tip başarısızlık (veneer seramiğin tamamen kendi içinde kırıldığı kopma) ve karışık tip başarısızlık (adeziv + koheziv) olarak değerlendirildi. Örneklerin stereomikroskoptaki kırılma şekillerinin sonuçları Çizelge 3.2.1. ve Çizelge 3.2.2.'de verilmiştir. Adeziv başarısızlık A, koheziv başarısızlık K, karışık tip başarısızlık M olarak harflendirilmiştir.

Çizelge 3.2.1'de tabakalama yöntemi ile hazırlanan örneklerin kırılma tiplerinin oranları verilmiştir. Sonuçlara bakıldığında adeziv tip başarısızlığın en fazla, koheziv tip başarısızlığın ise en az sayıda olduğu görülmektedir. Adeziv tip başarısızlıklar daha çok liner uygulanan gruplarda gözlenmiştir.

Çizelge 3.2.1. Tabakalama yöntemi ile hazırlanan örneklerin kırılma tiplerinin oranları.

	Tabakalama Yöntemi					
	Liner (+)			Liner (-)		
	A	K	M	A	K	M
Kontrol	%70	_	%30	%80	_	%20
Kumlama	%80	_	%20	%70	_	%30
Kumlama + Asit	%70	_	%30	%80	_	%20
Aşındırma	%60	%10	%30	%50	%10	%40

Çizelge 3.2.2'de presleme yöntemi ile hazırlanan örneklerin kırılma tiplerinin oranları verilmektedir. Sonuçlara bakıldığında hiçbir grupta adeziv tip kırılma görülmemiştir. Liner uygulanan kumlama ve aşındırma gruplarındaki ve liner uygulanmayan kumlama+asit ve aşındırma gruplarındaki tüm örneklerde karışık tip başarısızlık görülmüştür.

Çizelge 3.2.2. Presleme yöntemi ile hazırlanan örneklerin kırılma tiplerinin oranları

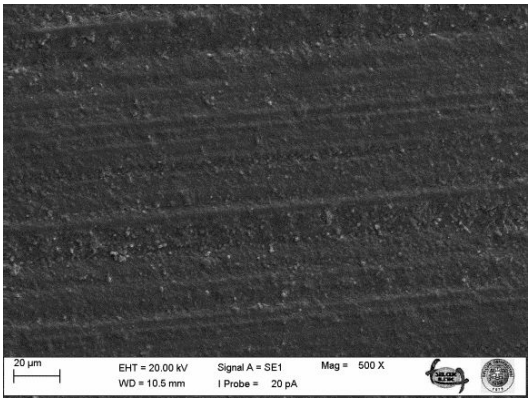
	Presleme Yöntemi					
	Liner (+)			Liner (-)		
	A	K	M	A	K	M
Kontrol	_	%40	%60	_	%30	%70
Kumlama	_	_	%100	_	%10	%90
Kumlama + Asit	_	%10	%90	_	_	%100
Aşındırma	_	_	%100	_	_	%100

3.3. SEM Analizi Bulguları

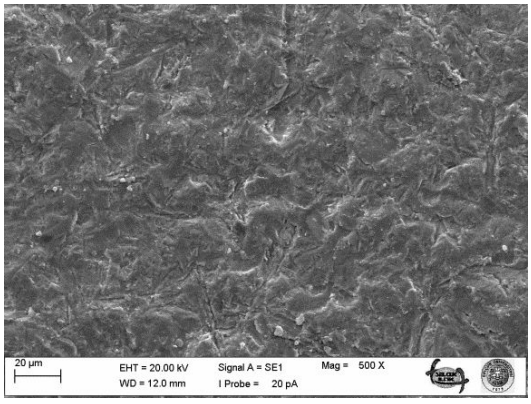
3.3.1. Yüzey Pürüzlülüğün Değerlendirilmesi

Yüzey işlemi uygulanan grupların her birinden birer örnek alınarak SEM'de x500'lük büyütme altında incelenmiştir (Resim 3.1-4).

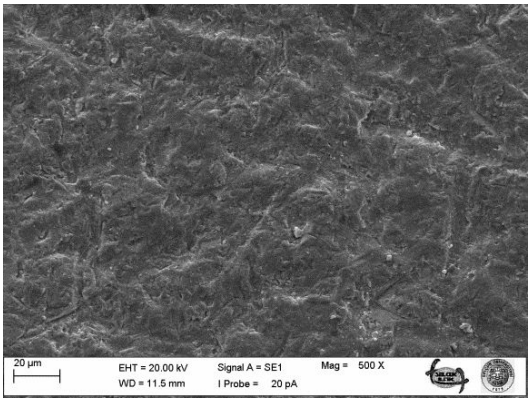
Kontrol grubuna ait SEM görüntüsü incelendiğinde kesim esnasında oluşan orta derinlikte iz çizgileri ve orta derecede pürüzlü yüzey gözlenmiştir (Resim 3.1). Kumlama ve kumlama+asit gruplarına ait SEM görüntüleri incelendiğinde benzer pürüzlülüğün elde edildiği ve bu gruplarda kontrol grubuna kıyasla daha dağınık ve düzensiz alanlara sahip olduğu görülmüştür (Resim 3.2 ve Resim 3.3). Aşındırma grubuna ait SEM görüntüsü incelendiğinde ise aşındırıcı frezin neden olduğu derin çizgiler belirgin bir şekilde gözlenmiştir (Resim 3.4).



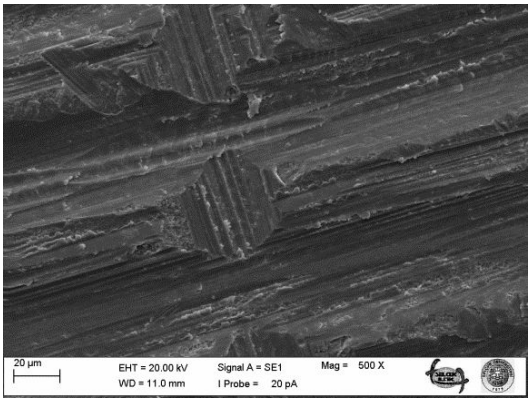
Resim 3.1. Kontrol grubu (x500)



Resim 3.2. Kumlama grubu (x500)



Resim 3.3. Kumlama+asit grubu (x500)

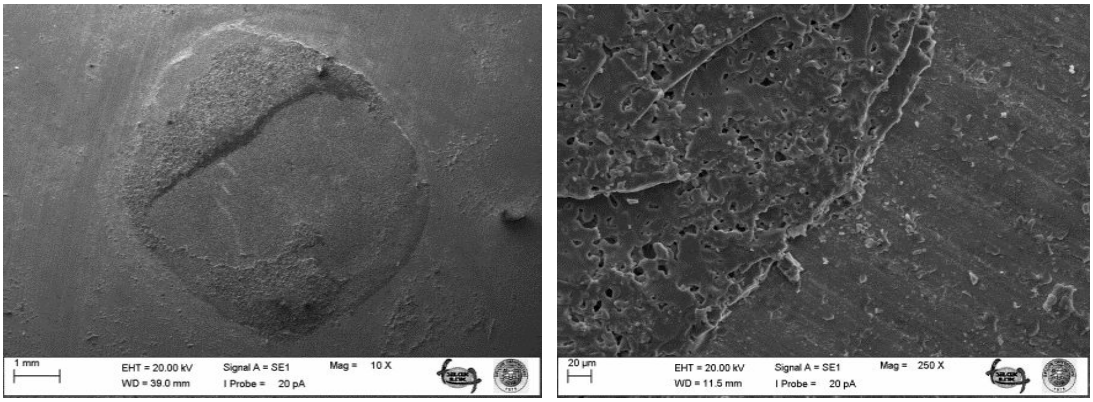


Resim 3.4. Aşındırma grubu (x500)

3.3.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Sonrası Kopma Yüzeylerinin Değerlendirilmesi

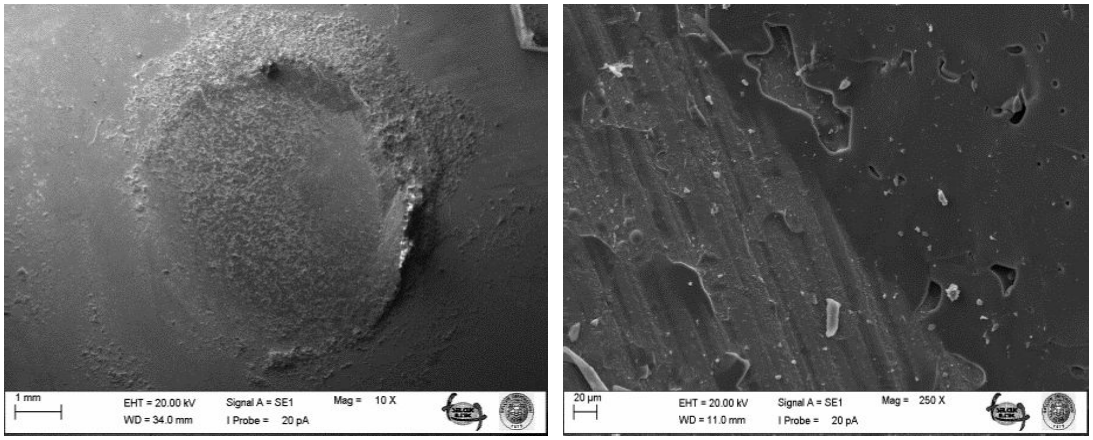
Deney grupların her birinden seçilen birer örnek x10 ve x250'lik büyütme altında SEM'de incelenmiştir. Makaslama testi sonrası örneklerin kopma yüzeyleri Resim 3.5-20'de gösterilmektedir.

T-1 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. x10 ve x250'lik büyütmedeki SEM görüntülerinde koyu renkli alanlar veneer seramiği göstermektedir. x250'lik büyütmedeki veneer seramiğin görüntüsü incelendiğinde veneer seramiğin çok düzensiz olduğu ve yapısında çok sayıda gözeneklerin ve defektlerin yer aldığı gözlenmiştir, bunların da veneer seramiğin kondenzasyonu sırasında oluştuğu düşünülmektedir. Zirkonya-veneer seramik arasındaki kırılma hattı belirgin bir şekilde görülmektedir (Resim 3.5).



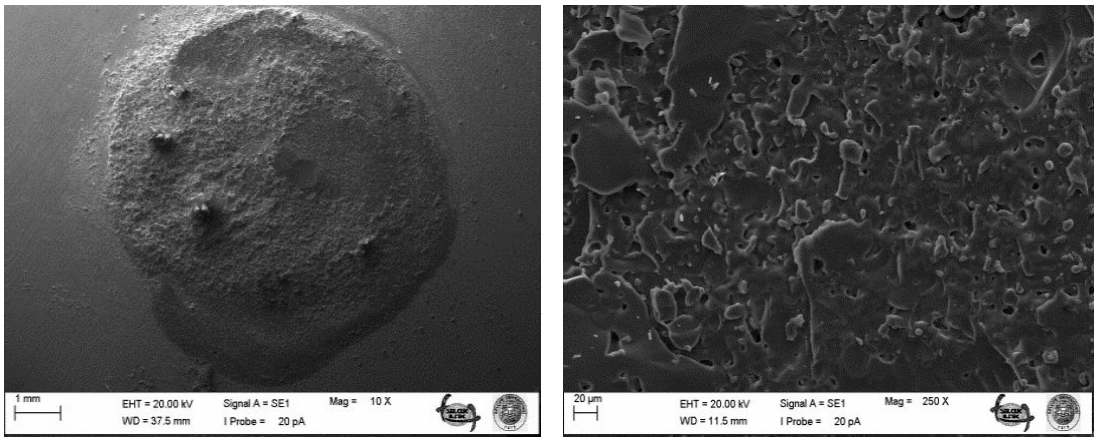
Resim 3.5. T-1 grubu örneği (x10 ve x250)

T-2 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. Koyu renkli alanlar veneer seramiği, açık renkli alanlar ise zirkoya alt yapıyı göstermektedir. x250 büyütmedeki SEM görüntüsü incelendiğinde, veneer seramiğin yapısı T-1 grubu örneğindeki veneer seramiğe göre daha yoğun olduğu gözlenmiştir. Ancak, yapısında çok sayıda özellikle kopma yüzeyine yakın yerlerde olduça büyük gözenekler görülmüştür (Resim 3.6).



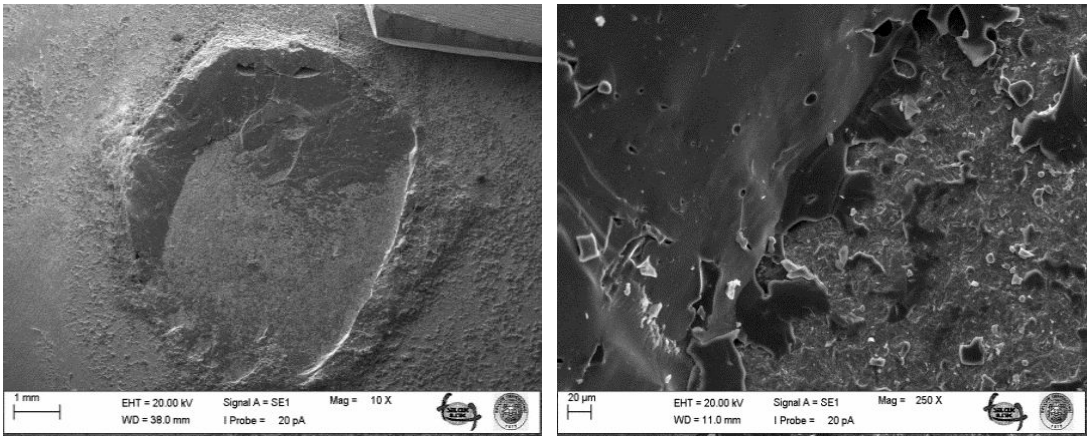
Resim 3.6. T-2 grubu örneği (x10 ve x250)

T-3 grubu örneğine ait SEM görüntüleri değerlendirildiğinde veneer seramik içerisinde karışık tip kopmanın oluştuğu gözlenmiştir. x250 büyütmedeki SEM görüntüsüne bakıldığında veneer seramiğin yapısının T-1 grubu örneğininkine benzediği, yapısında çok sayıda hava kabarcıklarının ve defektlerin oluştuğu görülmüştür (Resim 3.7).



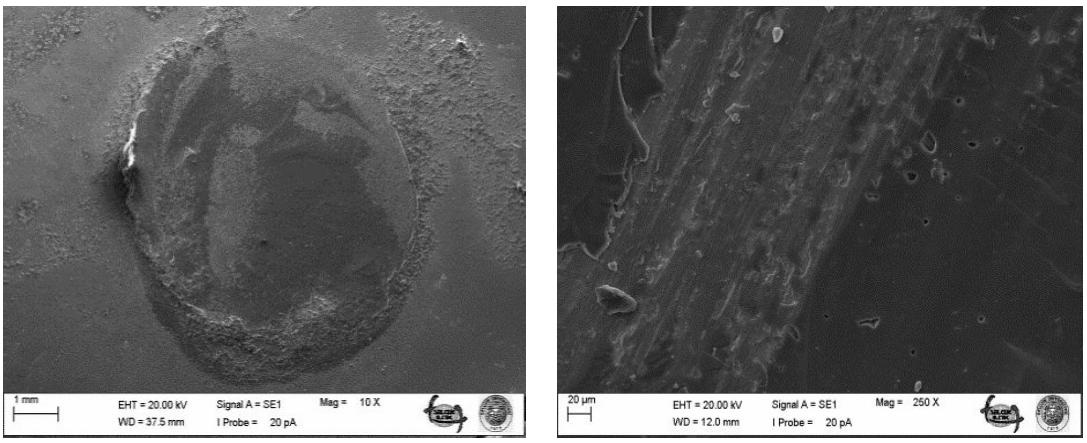
Resim 3.7. T-3 grubu örneği (x10 ve x250)

T-4 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. x10 büyütmedeki SEM görüntüsünde koyu renkli ve yarım ay şeklindeki bölge veneer seramiği, açık renkli bölge ise zirkonya alt yapıyı göstermektedir. x250 büyütmedeki SEM görüntüsünde zirkonya-veneer seramik birleşim yerinde çok sayıda yapısal defektlerin olduğu gözlenmiştir. Bu yapısal defektlerin varlığı veneer seramiğin zirkonya alt yapıyı çok iyi ıslatmadığını gösteriyor. Kopma yüzeyinin düzgün olmayıp, dalgalı bir görüntü sergilediği gözlenmiştir (Resim 3.8).



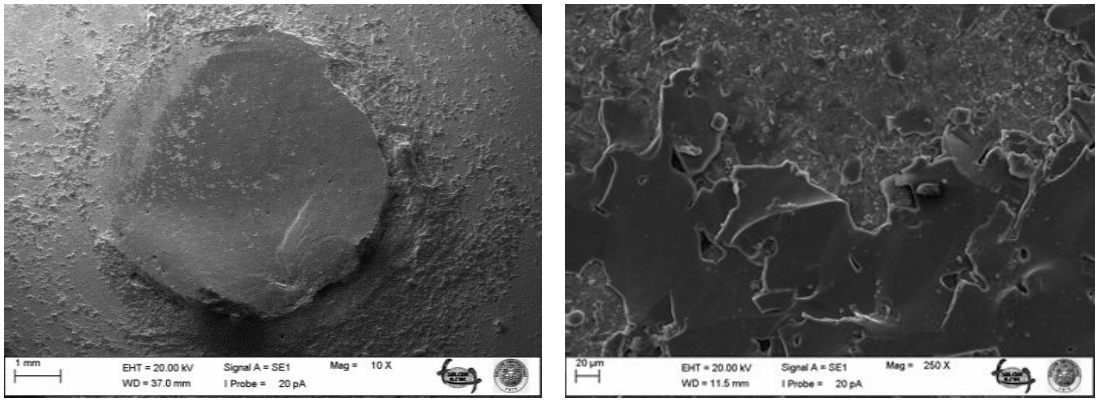
Resim 3.8. T-4 grubu örneği (x10 ve x250)

T-5 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. Koyu renkli alanlar veneer seramiği, açık renkli alanlar ise zirkonya alt yapıyı göstermektedir. Veneer seramiğin yapısında özellikle zirkonya-veneer seramik birleşim yerinde gözenekler gözlenmiştir. Bu gözenekler veneer seramiğin zirkonyadan ayrılma sebebi olarak düşünülmektedir. Diğer tabakalama yöntemi ile hazırlanan gruplardaki örneklere göre daha homojen yapıda olan bu veneer seramik zirkonyadan keskin bir hat ile ayrılmıştır (Resim 3.9).



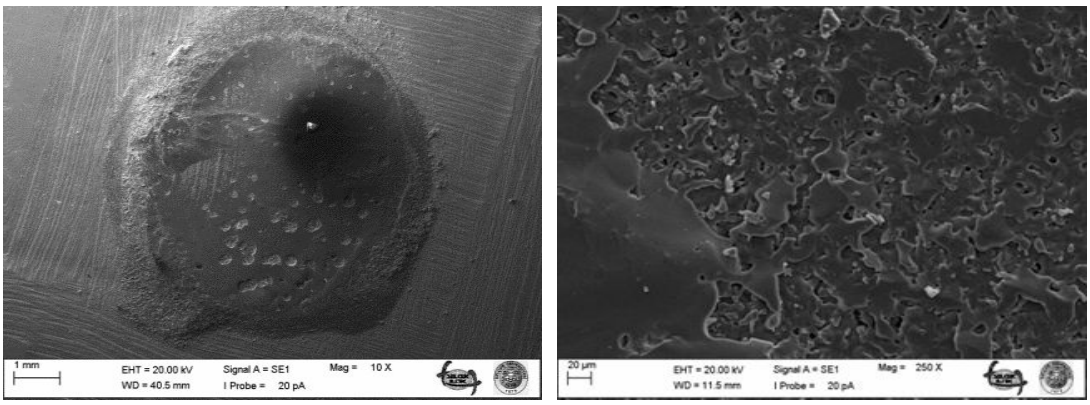
Resim 3.9. T-5 grubu örneği (x10 ve x250)

T-6 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. x10 büyütmedeki SEM görüntüsünde büyük bir yer kaplayan koyu alanlar veneer seramiği, çok az bir yer kaplayan alanlar ise zirkonya alt yapıyı göstermektedir. x250 büyütmedeki SEM görüntüsünde veneer seramiğin yapısında hava kabarcıklarının ve defektlerin olduğu görülmüştür. Kopma yüzeyinin düzgün ve homojen olmayıp, dalgalı bir görüntü sergilediği gözlenmiştir (Resim 3.10).



Resim 3.10. T-6 grubu örneği (x10 ve x250)

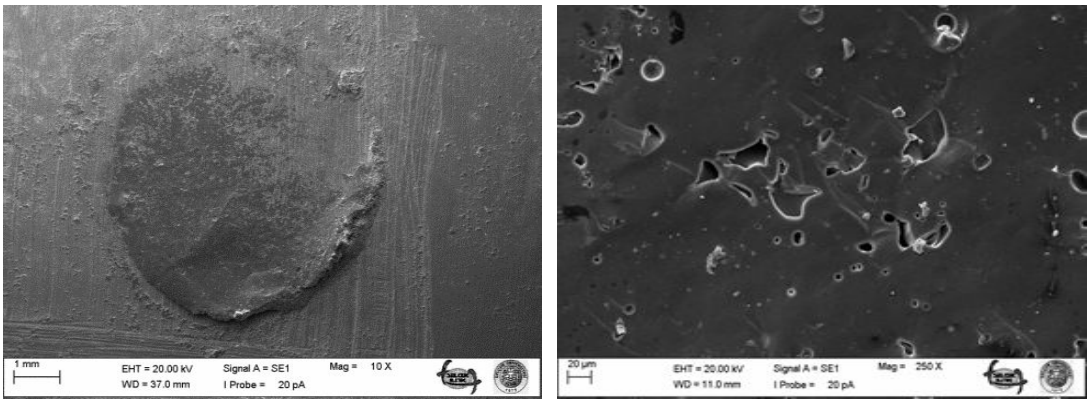
T-7 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. x10 büyütmedeki SEM görüntüsünde büyük bir yeri koyu renkli alanlar veneer seramiği, sadece merkezde yer alan ve dağınık olan küçük beyaz alanlar zirkonya alt yapıyı göstermektedir. Kopma bağlantı yüzeyinde veneer seramik içinde başlamış olup merkeze doğru çok az bir bölgede zirkonya-veneer seramik ara yüzünü içine almıştır. Aynı görüntüde görülen yer yer küçük beyaz alanlar veneer seramiğin zirkonyayı çok iyi ıslatmadığını gösteriyor. x250 büyütmedeki SEM görüntüsü incelendiğinde, veneer seramiğin bazı yerlerinde yoğunluğunun iyi çıkmasının yanında diğer bazı yerlerinde ise homojen olmayan alanlar gözlenmiştir (Resim 3.11).



Resim 3.11. T-7 grubu örneği (x10 ve x250)

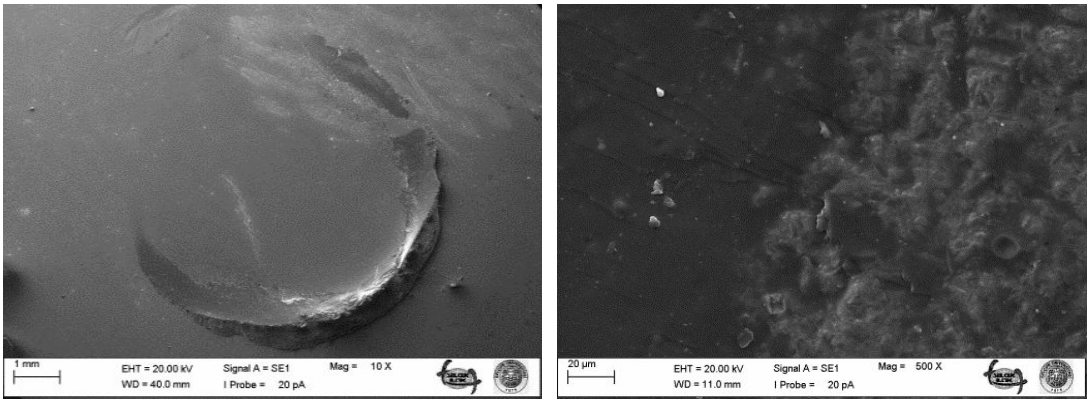
T-8 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. x10 büyütmedeki SEM görüntüsünde görülen koyu renkli alanlar veneer sermiği, sağ ve üst tarafı içine alan açık renkli alanlar ise zirkonya alt yapıyı göstermektedir. Kopma zirkonyanın açığa çıktığı sağ üst bölgede zirkonya-veneer seramik arayüzünde başlamış olup, daha sonra veneer seramik içinde devam

etmiştir. x250 büyütmedeki SEM görüntüsü incelendiğinde, veneer seramiğin yapısında çok sayda ve farklı büyüklüklerde gözenekler, defektler ve hava kabarcıklarının olduğu ve dolayısıyla veneer seramiğin homojen olmayan bir yapıya sahip olduğu gözlenmiştir (Resim 3.12).



Resim 3.12. T-8 grubu örneği (x10 ve x250)

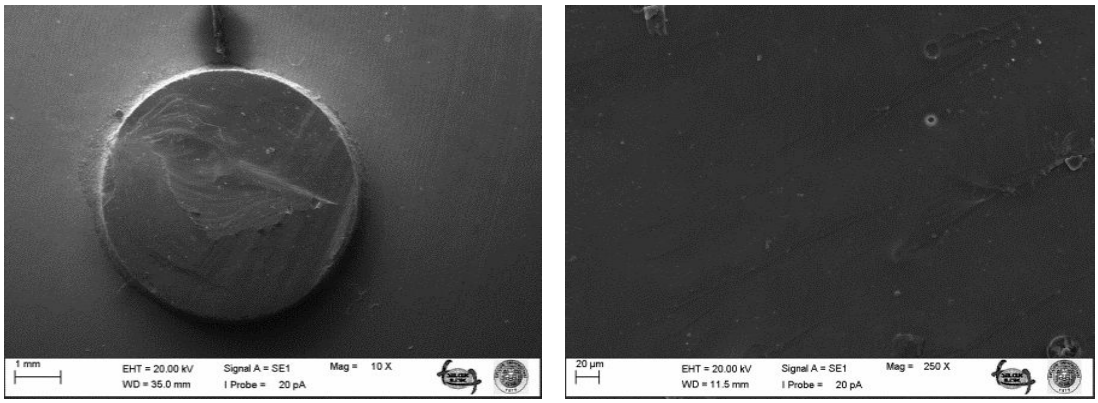
P-1 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. x10 büyütmedeki SEM görüntüsünde yarım ay şeklinde olan ve koyu renkli alanlar veneer seramiği, açık renkli alanlar ise zirkonya alt yapıyı göstermektedir. x250 büyütmedeki SEM görüntüsü incelendiğinde, veneer seramiğin daha yoğun ve homojen olduğu, yapısında herhangi bir hava kabarcığı veya gözeneklerin olmadığı ayrıca zirkonya-veneer seramik birleşiminin çok iyi olduğu gözlendi. Zirkonyada görülen yer yer koyu alanlar veneer seramik artıklarıdır (Resim 3.13).



Resim 3.13. P-1 grubu örneği (x10 ve x250)

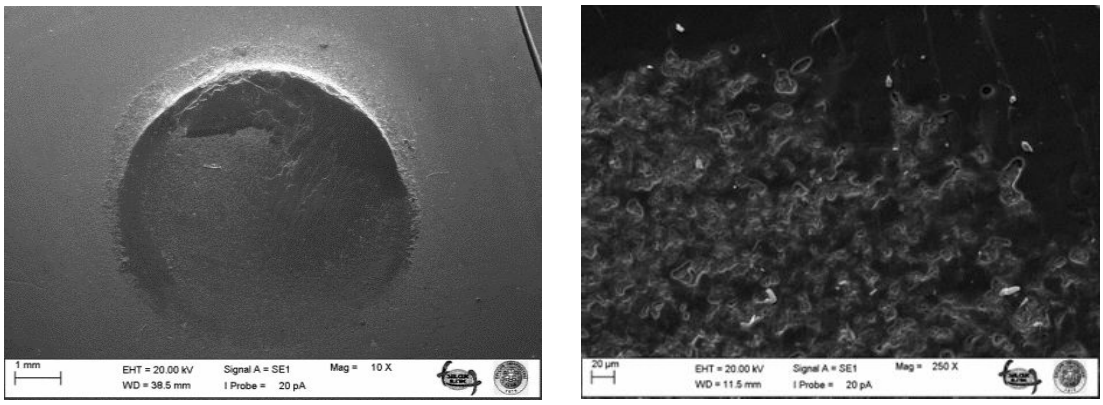
P-2 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde, veneer seramik içinde koheziv tip kopma yüzeyi görülmüştür. Kopma veneer seramik içinde başlamış olup yine veneer seramik içinde devam etmiştir. x250 büyütmedeki SEM

görüntüsünde veneer seramiğin homojen bir yapıda olduğu, içerisinde az miktarda hava kabarcıklarının oluşmuş olduğu gözlenmiştir (Resim 3.14).



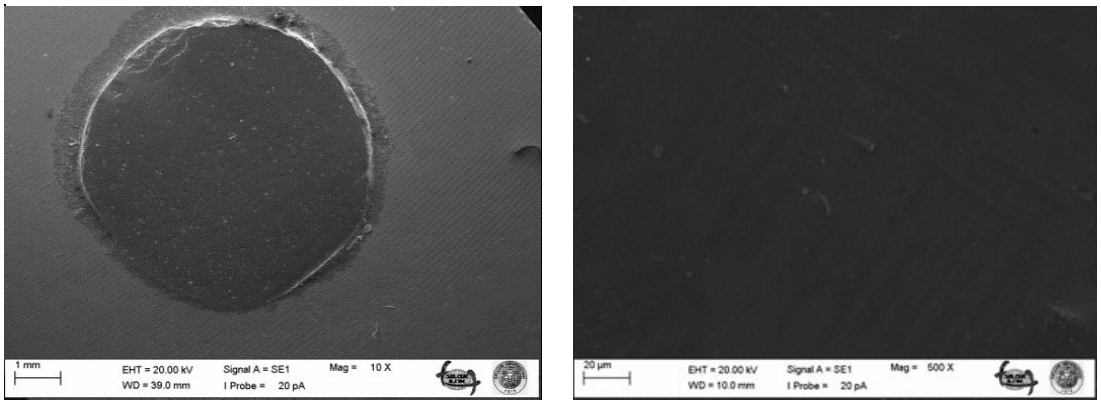
Resim 3.14. P-2 grubu örneği (x10 ve x250)

P-3 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. x10 büyütmedeki SEM görüntüsünde koyu alanlar veneer seramiği, açık renkli alanlar ise zirkonya alt yapıyı göstermektedir. x250 büyütmedeki SEM görüntüsünde veneer seramiğin yoğun ve homojen bir yapıda olduğu gözlenmektedir. Zirkonya alt yapının üstünde yer yer koyu renkli veneer seramik artıkları kopmanın büyük oranda veneer seramik içinde olduğunu göstermektedir (Resim 3.15).



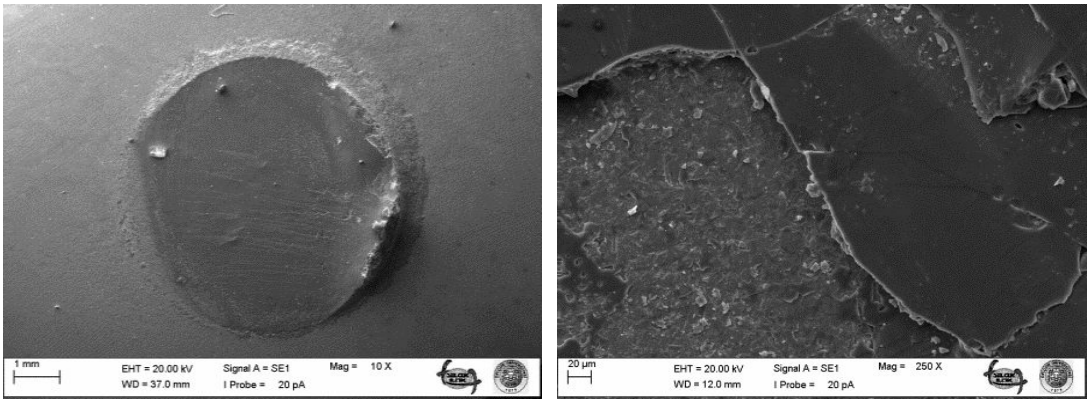
Resim 3.15. P-3 grubu örneği (x10 ve x250)

P-4 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde koheziv tip kopma yüzeyi görülmüştür. Kopma veneer seramik içerisinde gerçekleşmiştir. x250 büyütmedeki SEM görüntüsünde veneer seramiğin çok yoğun ve homojen olduğu, yapısında defektlerin, hava kabarcıklarının veya gözeneklerin olmadığı gözlenmiştir (Resim 3.16).



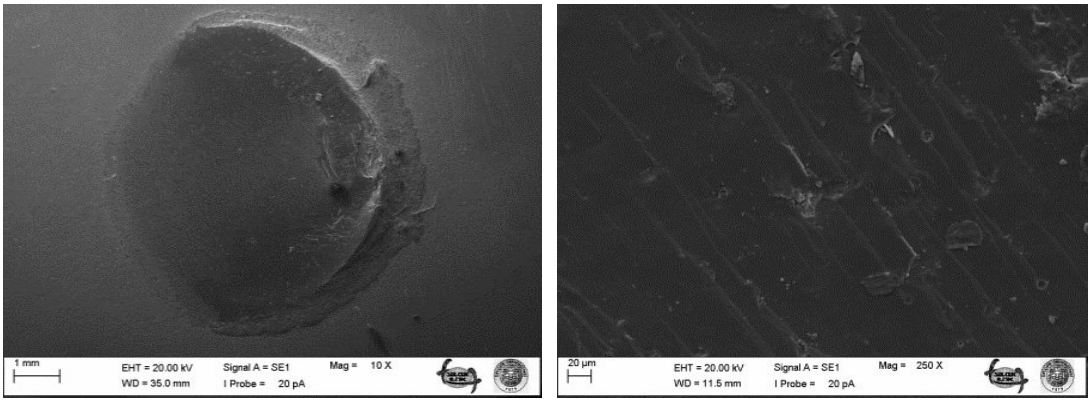
Resim 3.16. P-4 grubu örnekği (x10 ve x250)

P-5 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. x10 büyütmedeki SEM görüntüsünde büyük bir alanı kaplayan koyu alanın veneer seramik, solda tarafta açık renkli olan alan da zirkonya alt yapıyı göstermektedir. Kopma zirkonya-veneer seramik ara yüzünde başlamış ve büyük oranda veneer seramik içerisinde devam etmiştir. x250 büyütmedeki SEM görüntüsünde veneer seramiğin yoğun ve homojen olduğu ve zirkonyadan keskin bir hat ile ayrıldığı görülmüktedir (Resim 3.17).



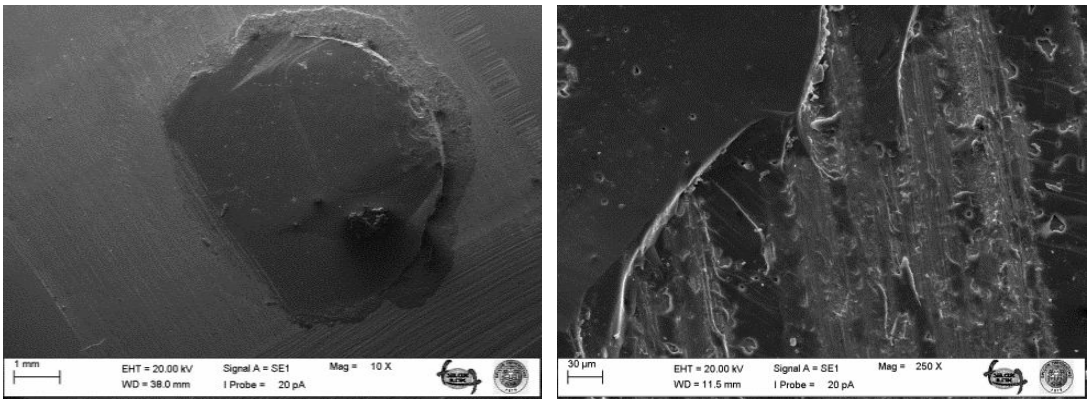
Resim 3.17. P-5 grubu örneği (x10 ve x250)

P-6 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. Yarım ay şeklinde olan koyu renkli alan veneer seramiği, açık renkli alanlar ise zirkonyayı göstermektedir. zirkonya üzerinde homojen bir şekilde dağılmış olan siyah noktacıklar veneer seramik kalıntılarıdır. x250 büyütmedeki SEM görüntüsünde oldukça yoğun bir yapıda olan veneer seramikte kırılma izleri görünmektedir (Resim 3.18).



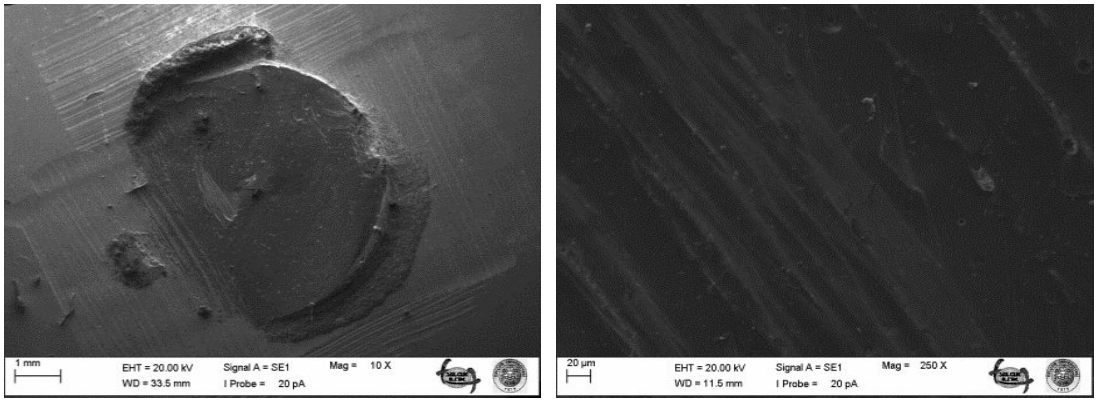
Resim 3.18. P-6 grubu örneği (x10 ve x250)

P-7 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. Koyu renkli alanlar veneer seramiği, açık olan alanlar ise zirkonya alt yapıyı göstermektedir. x10 büyütmedeki SEM görüntüsünde veneer seramiğin sağ tarafında gözlenen veneer seramiğe göre daha açık olan alan liner materyalinin taşan kısmıdır. Kopma zirkonya-liner arasında başlamış veneer seramik içinde devam etmiştir. x250 büyütmedeki SEM görüntüsünde zirkonya-veneer seramik kırılma hattı belirgin olduğu görülmüştür ve yoğun yapıda olan veneer seramiğin içinde çok küçük hava kabarcıkları gözlenmiştir. Zirkonya üzerinde yer yer siyah olan alanlar veneer seramik kalıntılarıdır (Resim 3.19).



Resim 3.19. P-7 grubu örneği (x10 ve x250)

P-8 grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. Koyu renkli olan alanlar veneer seramiği, açık renkli olan alanlar ise zirkonya alt yapıyı göstermektedir. x250 büyütmedeki SEM görüntüsünde düzgün ve homojen olan veneer seramiğin zirkonya alt yapıyı çok iyi ıslattığı gözlenmiştir (Resim 3.20).

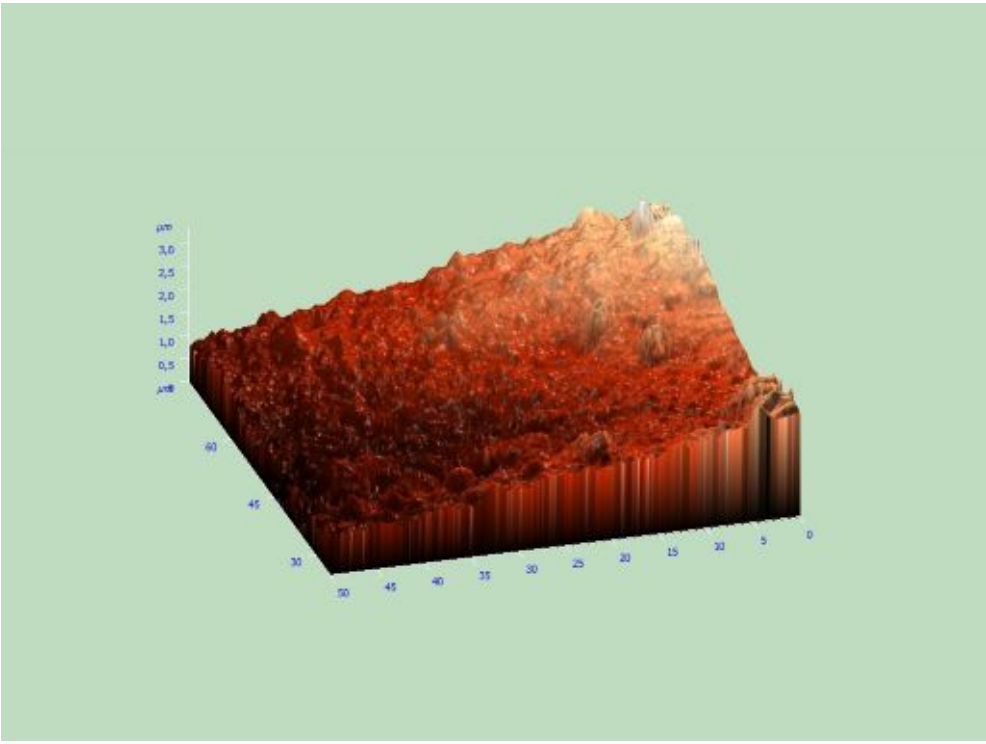


Resim 3.20. P-8 grubu örneği (x10 ve x250)

3.4. AFM Analizi Bulguları

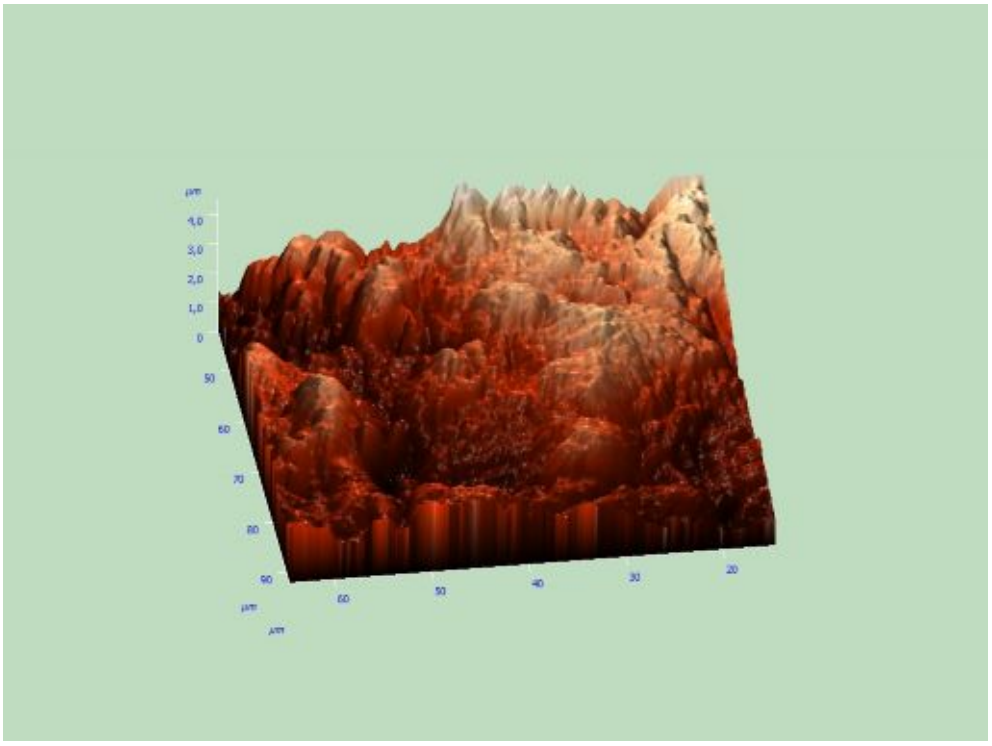
Kontrol, kumlama, kumlama+asit ve aşındırma yüzey işlemlerine tabi tutulan zirkonyum oksit örneklerinden alınan 3 boyutlu AFM görüntüleri ve ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri aşağıdaki resimlerde sırasıyla verilmektedir. AFM görüntülerinin elde edilmesinde her alt gruptan rastgele seçilen bir örneğin yüzeyi incelenmiştir.

Kontrol grubu örneğinin AFM görüntüsü incelendiğinde, yüzeyin hafif pürüzlü olduğu ve küçük küçük tepeciklerin düzenli ve homojen bir şekilde yerleşmiş olduğu gözlenmiştir (Resim 3.21).



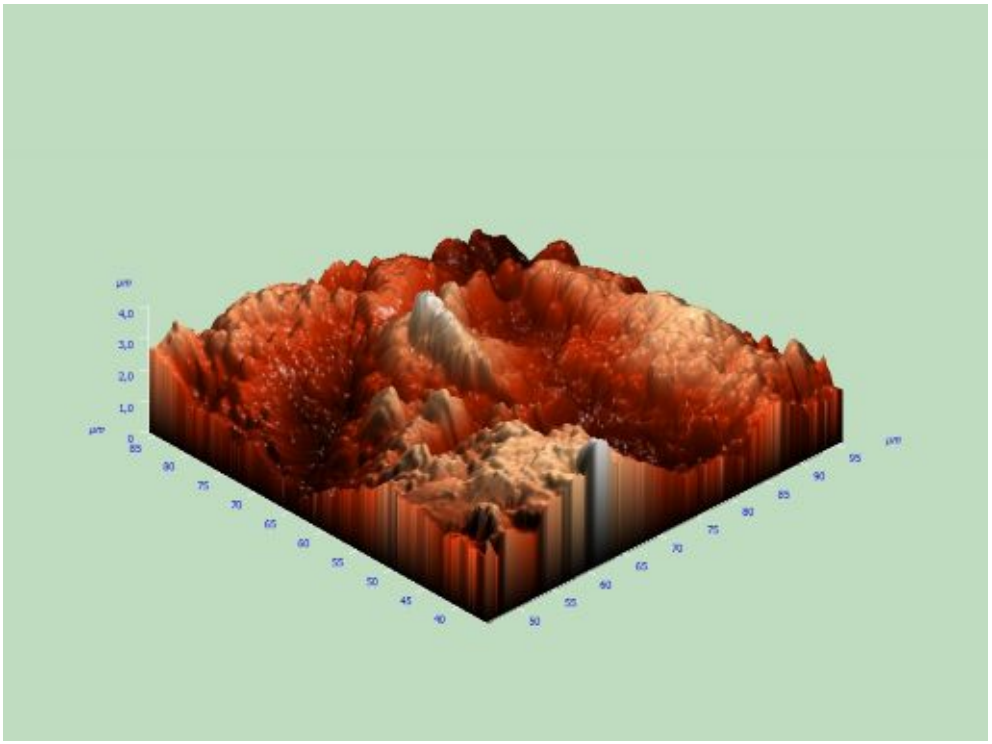
Resim 3.21. Kontrol grubu örneğinin AFM görüntüsü (25 m x 25 m)

Kumlama grubu örneğinin AFM görüntüsü incelendiğinde, pürüzlü bir yüzeyin oluştuğu ve farklı büyüklükte tepelerin ve vadilerin sık bir biçimde yerleşmiş olduğu gözlenmiştir (Resim 3.22).



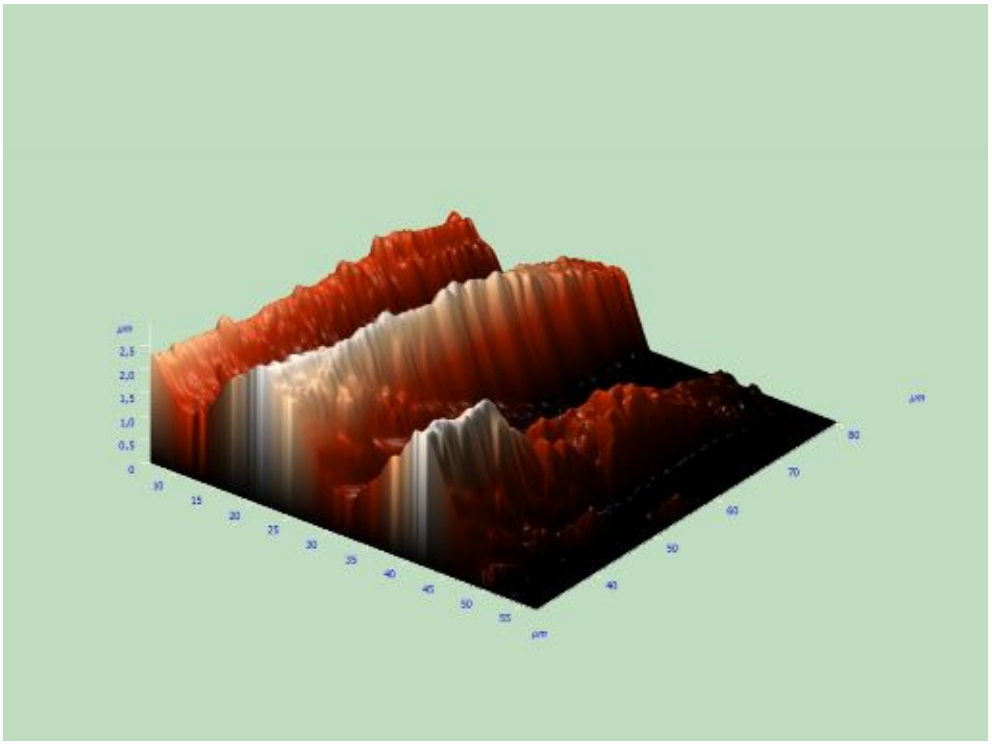
Resim 3.22. Kumlama grubu örneğinin AFM görüntüsü (25 m x 25 m)

Kumlama+asit grubu örneğinin AFM görüntüsü incelendiğinde, yine yüzeyin pürüzlü olduğu ve farklı büyüklükte tepelerin oluştuğu görülmüştür. Bu görüntünün kumlama grubu örneğinin AFM görüntüsüne benzer olduğu ve dolayısıyla asitin zirkonya alt yapıyı etkilemediği görülmüştür (Resim 3.23).



Resim 3.23. Kumlama+asit grubu örneğinin AFM görüntüsü (25 m x 25 m)

Aşındırma grubu örneğinin AFM görüntüsü incelendiğinde, aşındırma sonrası zirkonya alt yapıda daha düzensiz ve heterojen bir yüzeyin oluştuğu gözlenmiş ve aşındırıcı frezin neden olduğu derin yarıklar görülmüştür (Resim 3.24).



Resim 3.24. Aşındırma grubu örneğinin AFM görüntüsü (25 m x 25 m)

5. TARTIŞMA

Son 40 yıldır metal seramik sistemleri sabit restorasyonlarda geniş bir şekilde kullanılmaktadır ve hala altın standardı temsil etmektedir (Tan ve ark 2004). Bu sistemlerin avantajları metal alt yapının yüksek kırılma dayanımı ile veneer seramiğin estetik özellikleri birleştirilmiştir. Ancak, son zamanlarda bazı dental metal alaşımların kuşkulu biyouyumluluklarının yanı sıra estetik restorasyonlara taleplerin artması tam seramik restorasyonların gelişmesini hızlandırmıştır (Raigrodski 2004).

Tam seramiklerin üstün estetik kalite, dişetine uygun yanıt ve daha iyi marjinal uyum özellikleri onların dental kliniklerde yaygın olarak kullanılmalarını sağlamıştır (Hondrum 1992, Kappert 1996). Ancak, kırılma dayanımlarının zayıf olması 3-4 üyeden fazla sabit restorasyonlarda kullanımlarını sınırlandırmıştır. Benzersiz kimyasal kararlılığa, üstün mekanik ve estetik özelliklere sahip zirkonya seramiklerin restoratif kor materyali olarak kullanılmaya başlanması tam seramik restorasyonlarda yüksek güven ve başarı oranlarını artırmış ve çok üyeli restorasyonların sınırlarını açmıştır (Ardlin 2002). Bu özellikleri sayesinde ideal dental materyal olarak kabul edilmiştir (Luthardt ve ark 2004). Ancak zirkonya seramiklerde kristal yapının fazla olması opasite ile sonuçlanmakta ve metal alaşımlarına eşit opasite göstermektedir (Rasetto ve ark 2004). Zirkonyanın bu opak görüntüsü estetiği olumsuz etkilediğinden, uygun translüsentliğe sahip estetik restorasyonlar elde etmek için zirkonya alt yapı veneer seramikler ile kaplanmaktadır (Aboushelib ve ark 2006).

Yapılan in-vitro çalışmalarda üstün mekanik özelliklere sahip zirkonya ile güçlendirilmiş seramik sistemlerde veneer seramiğin alt yapıdan ayrılması en sık görülen klinik başarısızlıkların nedeni olarak gösterilmiştir (Tinschert ve ark 2005, Sailer ve ark 2006). Zirkonya alt yapı ve veneer seramik arasındaki bağlanma birçok çalışmada değerlendirilmiştir (Al-Dohan ve ark 2004, Aboushelib ve ark 2005, Fischer ve ark 2007, Guess ve ark 2008, Fischer ve ark 2009). Fakat üst yapının kırılması halen problem olmaya devam etmektedir (Donovan 2005). Bu nedenle, çalışmada zirkonya alt yapılar ile üzerine uygulanan veneer seramikler arasındaki bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesine karar verilmiştir.

Çalışmada ticari olarak piyasada en çok kullanılan zirkonya esaslı alt yapı seramiklerinden biri olan olan IPS e.max ZirCAD ve bu alt yapıya uygun olarak üretilmiş IPS e.max Ceram ve IPS e.max ZirPress veneer seramikleri kullanılmıştır.

Delaminasyonun multifaktörlü olduğu bildirilmiştir (Guess ve ark 2008). Kimyasal bağlanma dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ile sağlanan mekanik kilitlenme, ara yüzeydeki defektlerin tipi ve konsantrasyonu, ıslatma özelliği ve zirkonya-veneer seramik arasındaki Termal Ekspansiyon Katsayısı (TEK)'nın farklılığından dolayı veneer seramiğin sıkıştırma stresinin derecesi bağlanma dayanımını etkileyen faktörler arasındadır (De Jager ve ark 2005). Ayrıca, yetersiz bağlanma dayanımı (De Jager ve ark 2005), veneer seramikte fırınlama esnasında oluşan büzülme (Manicone ve ark 2007), zirkonya/veneer seramik kalınlık oranı (Saito ve ark 2010), restorasyonun geometrisi ve yetersiz alt yapı dizaynı (Sailer ve ark 2006), uygulanan kuvvetin büyüklüğü, yönü ve frekansı ve oklüzal temas alanlarının konumu (Drummond ve ark 2000, Raigrodski ve ark 2006, Kim ve ark 2011) veneer seramiğin diğer başarısızlık faktörleridir. Bu faktörler arasından yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanmaya olan etkisi açık değildir (Fischer ve ark 2010) ve bağlanma kalitesi üzerine olan etkisi hakkında çok az çalışma mevcuttur (Luthardt ve ark 1999, Aboushelib ve ark 2005, Aboushelib ve ark 2006). Bu bilgiler ışığında sunulan çalışmada yüzey işlemlerinin zirkonya–veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımına olan etkisi incelenmiştir.

Yaygın pürüzlendirme seçenekleri, aşındırma (Jochen ve Caputo 1977, Ferrando ve ark 1983), kumlama (Lacy ve ark 1988), asitleme ve bu metotlardan herhangi birinin kombinasyonlarıdır (Bailey ve Bennet 1988). Çeşitli yüzey işlemleri son zamanlarda hem in vivo hem de in vitro koşullar altında incelenmiş olmasına rağmen, zirkonya için en uygun yüzey işleminin seçimi konusunda hala endişe bulunmaktadır (Özcan ve Vallittu 2003, Blatz ve ark 2007, Oyagüe ve ark 2009). Yapılan bu çalışmada kumlama, asit uygulama ve aşındırma yüzey pürüzlendirme işlemleri kullanılarak hangi yöntemin daha etkili olduğu hakkında bilgi edinilmesi amaçlanmıştır.

İç yüzeyin kumlanması tam seramik restorasyonlarda çoğunlukla uygulanan bir yöntemdir (Zhang ve ark 2004). Kumlama ile yüzeydeki çeşitli kontaminantlar uzaklaştırılır, yüzey pürüzlülüğü, yüzey alanı ve ıslanabilirlik arttırılır. Bu amaçla

genellikle 50–250 μm'lik alüminyum oksit tozları (Al_2O_3) kullanılmaktadır. 4–6 atm basınçlı kumlama cihazlarında gerçekleştirilen bu işlemin sonucunda, mekanik retansiyon için çentikler oluşturulmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Yapılan çalışmalarda porselen yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde genellikle 110 μm'lik Al_2O_3 kumu kullanılmıştır (Özcan ve Vallittu 2003, Piwowarczyk ve ark 2004, Guess ve ark 2008, Fisher ve ark 2008a, Yüksel ve Zaimoğlu 2011). Bu nedenle çalışmada zirkonya alt yapıların iç yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde 110 μm'lik Al_2O_3 kumu tercih edilmiştir. Nakamura ve ark (2009), kumlamanın zirkonya altyapı ile diş rengindeki veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımına olan etkisini değerlendirdikleri çalışmaları sonucunda 10 mm'lik mesafeden 10 sn boyunca 0,4 MPa (4 atm) basınç ile kumlamanın aynı şartlar altında 0,2 MPa ve 0,6 MPa basınç ile kumlamaya göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini bulmuşlardır. Bu sebeple yapılan çalışmada 10 mm'lik mesafeden 10 sn boyunca 4 atm basınç ile kumlama işlemi yapılmıştır.

Hidroflorik asit (HF) çözeltileri ile asitleme, tam seramiklerde başarılı yüzey pürüzlülüğünü sağlamaktadır. %2,5-10 arasında değişen oranlarda HF çözeltilerin 2-3 dakika süreyle uygulanması ile camsı matriks seçici olarak kaldırılır ve kristal yapıları açığa çıkarılır (Sorensen ve ark 1991, Chen ve ark 1998). HF asit uygulamaları cam içerikli seramiklerde başarılı olurken, camsı içeriği zayıf, yüksek kristalin yapıdaki seramiklerde ve saf non kristalin seramiklerde pürüzlendirici etkisi bulunmamaktadır. Bu seramiklerde uygun mekanik kilitlenmeyi sağlayabilmek için ilave yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır (Magne ve ark 2003). Çalışmada zirkonya alt yapıyı pürüzlendirmek amacıyla kumlama+asit kombinasyonu kullanılmıştır.

CAD/CAM sisteminde istenilen şekil ve büyüklüğün verilebilmesi için yapılan kesme ve aşındırma işlemleri ve bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması esnasında yapılan aşındırma işlemleri alt yapıyı pürüzlendirmektedir. Aşındırma işlemi kuru veya su soğutmalı ortamda gerçekleştirilebilir. Kuru ortamlarda gerçekleştirilen aşındırma işleminde, stresin ve ısı artışının yüksek olduğunu gösteren yoğun kıvılcımlar oluşmakta ve bu yüksek ısı artışı materyalde faz dönüşümüne neden olmaktadır (Swain ve Hannink, 1989). Su soğutmalı ortamda gerçekleştirilen aşındırma işleminde ise, ısı artışı ve kıvılcımlar gözlenmemektedir. Ayrıca oluşan olukların derinliği ve debris miktarı azalmaktadır (Kosmac ve ark

2007). Bu nedenle çalışmada yapılan aşındırma işlemi su soğutmalı ortamda gerçekleştirilmiştir. Bazı araştırıcılar çalışmalarında zirkonya alt yapıyı pürüzlendirmek için 120 μm'lik frezler kullanmışlardır (Fahmi ve ark 2007, Rosellini ve ark 2009). Sunulan çalışmada zirkonyayı pürüzlendirmek için 120 mikrometrelik frez kullanılmıştır ve takip edilen bu uygulamalar, bize diğer araştırıcıların bulgularıyla bizim elde ettiğimiz bulguları karşılaştırma olanağı verecektir.

Liner materyali esas olarak zirkonyanın opak rengini maskelemek ve zirkonya yüzeyinin ıslanabilirlik özelliğini artırmak için bir ara tabaka olarak kullanılır (Kim ve ark 2011). Yapılan çalışmalarda liner materyalinin bu özelliklerinin yanı sıra zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımını artırdığı bildirilmiştir (Aboushelib ve ark 2005). Fakat, liner materyalinin bağlanma dayanımını zayıflattığını gösteren raporlar da mevcuttur (Tinschert ve ark 2001, Fischer ve ark 2010, Kim ve ark 2011, Mosharraf ve ark 2011). Bu bilgiler ışığında çalışmada liner materyalinin bağlanmaya olan etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Veneer seramiklerin uygulama yöntemlerinden biri olan presleme tekniği tabakalama tekniğine alternatif bir yöntemdir (Dröge 1972, McPhee 1975, Dong ve ark 1992) ve presleme tekniği ile geliştirilen cam seramik ingotların ve yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya alt yapıların avantajları birleştirilmesi amaçlanmıştır (Guess 2009). Presleme tekniği daha eski bir sistem olan tabakalama tekniği ile karşılaştırıldığında zirkonya alt yapılara daha iyi bir bağlanma ve performansın sağlanması iddiasıyla son zamanlarda tanıtılmıştır (Aboushelib ve ark 2006). Fakat, son zamanlarda gelişmeye başlayan bu tekniğin klinik davranışı hakkında çok az bilgi mevcuttur (Guess 2009). Bu bilgiler ışığında çalışmada presleme ve tabakalama tekniğinin zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımına olan etkileri ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

ISO TR 11405 (2003), bağlanma dayanımı ölçümleri öncesinde, deney örneklerinin suda bekletme şartlarını üç şekilde belirtmiştir. Bunlar; 1) 37ºC'lik distile suda 24 saat süreyle kısa süreli bekletme, 2) 37ºC'lik distile suda 20-24 saat süreyle bekletme ve sonrasında termalsiklus uygulama ve 3) 37ºC'lik distile suda 6 ay süreyle uzun süreli bekletme**.** Yapılan çalışmada, 37ºC'lik distile suda 20-24 saat

süreyle bekletme ve sonrasında termalsiklus uygulama yöntemi kullanılmıştır. Banyo sıcaklığı 5-55°C, banyolar arası transfer zamanı 10 sn, banyoda bekleme zamanı 30 sn olacak şekilde (Barclay ve ark 2002, Özel Bektaş ve ark 2011) 10.000 devir termal siklus işlemi uygulanmış olup bu da yaklaşık 1 seneye tekabül etmektedir (Xie ve ark 2010, Özel Bektaş ve ark 2011).

Zirkonya alt yapı ve üst yapı seramikleri arasındaki bağlanma kuvvetini değerlendiren herhangi bir standart bulunmadığı için, çalışmamızda ISO' nun diş dokularına bağlanma deneyi için hazırladığı TR 11405 No'lu spesifikasyonu kullanıldı (ISO/TR 11405:2003). Buna göre; örneklerin bağlanma yüzeyi 5 mm, yüksekliği 3 mm olarak hazırlandı. Kesme işlemini yapacak bıçak ucu 1 mm kalınlığında ve künt şekilde hazırlandı. Bıçak ucu, örneklerdeki veneer porselen yüzeyiyle 90º'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi. Yine 2003 yılında yayınlanan İSO 11405 dökümanterine göre makaslama testlerindeki ideal ilerleme hız aralığı 0,45-1,05 mm/dk olarak belirtilmiştir. Yapılan çalışmada kesme işlemi 0.5 mm/dk hızla yapıldı.

Veneer seramiklerde oluşabilecek delaminasyon ve çatlamaları engellemek ve fonksiyonel yük altında bu tabakalı restorasyonların yapısal bütünlüğünü korumak için kor-veneer bağlanma dayanımı belirli minimal dayanıklılıkta olması gerekir (White ve ark 2005). Bu durum metal destekli seramik restorasyonlar için minimum 25 MPa olduğu belirtilmiştir (ISO 9693:1999). Ancak tam seramik restorasyonlar için yeterli bağlanma kuvvetinin ne kadar olması gerektiği ve de bağlanma dayanıklılığını değerlendirmek için uygun standart bir test metodu tanımlanamamıştır (Dündar ve ark 2005, Dündar ve ark 2007).

Veneer seramiğin alt yapıya bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama (shear) bağlanma testi, 3- ve 4-nokta kırılma testleri, tensile ve microtensile bağlanma testleri (Fischer ve ark 2009, Shimoe ve ark 2004, Guess ve ark 2008) ve biaxial flexure strength testi (Tinschert ve ark 2001) gibi çeşitli test metotları kullanılmaktadır. Bu testler ile bağlanma dayanımı değerlerini hesaplamak test metodu ve kırılma mekanizması ile ilişkili yapısal hasarlardan dolayı çok karmaşıktır (Aboushelib ve ark 2008c). Ancak, kor-veneer bağlanma dayanımını belirlemede makaslama bağlanma testini kullanmak daha standart sonuçlar verir. Çünkü, uygulanan kuvvetler bağlanma yüzeyine dik olarak uygulanır ve bağlanma

yüzeyinin küçük bir kesit alanı testlerin okunmasını önemli derecede etkileyen yapısal kusurların dahil etmesini engeller (Aboushelib ve ark 2005, Aboushelib ve ark 2008c). Ayrıca makaslama bağlanma testi oldukça kolay uygulanan ve hızlı sonuçlar veren bir test metodudur (Al-Dohan ve ark 2004). Bu sebeplerden dolayı makaslama bağlanma testi iki tabakalı zirkonya seramik sistemlerde uygulanabilen yaygın bir metoddur (Al-Dohan ve ark 2004, Guess ve ark 2008). Bu bilgiler ışığında çalışmada zirkonya-veneer seramik bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır.

Abu Alnasar ve ark (2008), presleme ve tabakalama tekniğinin zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanmaya olan etkisini araştırdıkları çalışmalarında, zirkonya alt yapı (Vita YZ) üzerine presleme tekniği (Vita PM9, Noritake CZR Press) ve tabakalama tekniği (Vita VM9, Noritake CZR) ile veneer seramikleri uygulamışlardır. Çalışmaları sonucunda, tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin bağlanma dayanımını presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin bağlanma dayanımından önemli derecede yüksek bulmuşlardır.

Veneer seramiğin uygulama tekniğinin üç tabakalı zirkonya (veneer/core/compozit)'nın güvenirliliğine ve başarısızlık şekline olan etkisini inceleyen Guess (2009) çalışmasında, zirkonya alt yapı (IPS-e-max ZirCAD) üzerine presleme ve tabakalama tekniği (IPS-e-max ZirPress, IPS-e-max Ceram) ile veneer seramikleri uygulamış ve ardından örnekleri 7 gün boyunca suda yaşlandırıp 30 derecelik açıyla kuvvet uygulayarak teste tabi tutmuştur. Çalışmaları sonucunda, presleme ve tabakalama tekniklerinin uygulandığı örneklerde benzer yorgunluk ve başarısızlık şeklini gözlemlemişlerdir.

Tanrıkulu (2007)'nun zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş seramik alt yapılar üzerine farklı iki teknikle uygulanan üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak incelediği doktora tez çalışmasında, IPS e.max ZirCAD zirkonya alt yapı üzerine, IPS e.max Zirpress ve Noritake CZR Press presleme tekniği ile, IPS e.max Ceram, Lava Ceram ve Noritake CZR tabakalama tekniği ile uygulanmıştır. Çalışma sonucunda IPS e.max ZirPress (24.58 ± 12MPa), Noritake CZRPress (17.06 ± 6MPa), IPS e.max Ceram (18.06 ± 4MPa), Lava Ceram (22.280 ± 6.080 MPa) ve Noritake CZR (27.10 ± 4MPa) bağlanma dayanımı değerlerini bularak, presleme ve tabakalama tekniği uygulanan deney gruplarının en

yüksek ve en düşük değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel açıdan anlamlı olmadığını belirtmişlerdir.

Benzer şekilde Ishibe ve ark (2011), presleme ve tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin metal ve zirkonya korlara olan bağlantılarını karşılaştırmışlardır. Metal alaşım (Olympia) için (IPS InLine POM, IPS InLine; Pulse press-to-metal; Authentic Pulse Metal ceramic), zirkonya (Lava) için (IPS e.max ZirPress; IPS e.max. Ceram; VITA PM9; VITA VM9) veneer seramikleri kullanmışlardır. Hazırladıkları örnekleri 5-55°C sıcaklıklarda 20 saniye bekleme sürelerinde 20,000 devir termal siklusa tabi tutmuşlardır. Çalışmaları sonucunda, hem metal korlar için hem de zirkonya korlar için presleme tekniği ile tabakalama tekniği arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulmamışlardır. Bu çalışmalara paralel olarak Tsalouchou ve ark (2008), presleme ve tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiğin zirkonyaya olan bağlanma dayanımı incelemişler ve bağlanma değerleri arasında önemli bir fark bulmamışlardır.

Bu çalışmalara karşın Lopez-Molla ve ark (2010), zirconia-veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında örnekleri 6 grup altında incelemişlerdir. Bunlar; 1. grup: Cr-Ni alloy/d.SIGN, 2.grup: IPS e.maxPress/IPS e.maxCeram, 3. grup: IPS e.maxZirCad/IPS e.maxZirPress, 4. grup: IPS e.maxZirCad/IPS e.maxCeram, 5. grup: Lava Frame/Lava Ceram ve 6. grup: Lava Frame/IPS e.maxCeram. Çalışmaları sonucunda makaslama bağlanma dayanımı değerlerini sırasıyla 13,45 MPa, 24,20 MPa, 12,70 MPa, 7,86 MPa, 10,20 MPa ve 4,62 MPa bularak, presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiğin bağlanma dayanımının tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiğin bağlanma dayanımından istatiksel olarak önemli derecede yüksek çıktığını gözlemlemişlerdir.

Aboushelib ve ark (2006), yaptıkları bir çalışmada, tek tip zirkonya alt yapı ile 7 farklı veneer seramik arasındaki mikrotensile bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiklere göre zirkonya alt yapılara daha iyi bağlandığını ve daha iyi bir performans sağladığını belirtmişlerdir.

Yüksel (2011)'in farklı yüzey özelliklerine sahip zirkonya alt yapı ile iki farklı yöntem ile üretilen veneer seramikler arasındaki bağlanma dayanımını

değerlendirdiği doktora tez çalışmasında, beyaz ve renkli zirkonya alt yapıyı kumlama ve tribokimyasal silika kaplama ile pürüzlendirmiş ve ardından presleme ve tabakalama tekniği ile veneer seramik uygulamıştır. Daha sonra makaslama ve mikrotensile bağlanma testleri ile bağlanma dayanımlarını değerlendirmiştir. Çalışmaları sonucunda presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiğin tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiğe göre zirkonya alt yapıya daha güçlü bağlandığını gözlemlemişlerdir.

Yapılan çalışmanın sonuçları Aboushelib ve ark (2006), Lopez-Molla ve ark (2010) ve Yüksel ve ark (2011)'nın sonuçları ile paralellik göstermektedir. Çalışmada presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin zirkonyaya olan bağlanma dayanımı $21{,}064 \pm 4{,}483$ MPa, tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin zirkonyaya olan bağlanma dayanımı $17{,}052 \pm 5{,}041$ MPa bulunmuştur. Dolayısıyla, presleme tekniğinin bağlanma dayanımını artırdığı ve iki tekniğin istatistiksel olarak önemli derecede farklı olduğu gözlemlenmiştir. Presleme tekniğinin bağlanmayı artırmasının sebepleri şu şekilde açıklanabilir. Presleme tekniği kontrollü şartlar altında gerçekleştirilir. Bu teknikte daha az yapısal defektler oluşur ve zirkonya yüzeyi erimiş olan seramik tarafından daha iyi ıslatılır. Ayrıca, veneer seramiğin dayanıklılığını ve zirkonya alt yapı ile olan bağlantısını dramatik bir şekilde etkileyen hava kabarcıkları daha az oluşur (Aboushelib ve ark 2006, Helvey 2006, Sinmazisik ve Ovecoglu 2006, Victoria ve ark 2010). Bu özellikler, alınan SEM görüntülerinde de gözlemlenmektedir. Diğer taraftan, tabakalama tekniği için hazırlanan seramik hamuru teknisyene bağlıdır. Toz:likit oranındaki değişikliklerin ve karıştırma tekniğinin, yoğunluğu, dayanıklılığı, yapısal defekt oranını ve fırınlama esnasında oluşan hava kabarcıklarının sayısını ve boyutunu etkilediği bilinmektedir (Sato ve ark 2004). Ayrıca, veneer seramiğin uygulanma aşamasında ortamda bulunan sıvının, zirkonyada tetragonal grenlerin destabilizasyonuna veya düşük sıcaklık bozulmasına neden olarak lokalize rezidüel streslerin doğması ve veneer seramiğin zirkonya alt yapıya bağlanma dayanımının zayıflaması ile sonuçlanabileceği belirtilmektedir (Tholey ve ark 2010). Dikkate alınması gereken diğer önemi bir faktör ise preslenen veneer seramiklerin TEK'ı zirkonyaya (10.5 $\mu m/^oC$) tam olarak uymaktadır. Ancak, tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin TEK'ı zirkonyadan çok az daha düşüktür (9.3 $\mu m/\circ C$), bu da zirkonya-veneer seramik arasında zayıf bağlanma dayanımına neden

olan stres öncesi gerilmelerin oluşmasından sorumlu olabilir (Isgro ve ark 2004). Bunun yanı sıra, presleme tekniği ile uygulanan veneer seramikler tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiklere göre daha düşük oranda potasyum ve sodyum iyonu bulundurmakta dolayısıyla yapısında daha yüksek cam matris barındırmakta ve daha az kristalizasyon sergilemektedir. Veneer seramiklerin sahip olduğu bu kimyasal farklılık zirkonya ile veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımı üzerinde etkisi olduğu düşünülmektedir (Aboushelib ve ark 2005, Choi ve ark 2009).

Çoklu fırınlanma sayısının, zirkonya materyalinde faz dönüşümüne ve rezidüel streslerde gevşemeye neden olduğu ve dolayısıyla yapının direncini etkilediği bilinmektedir. Buna ek olarak alt yapı ile veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımını da etkilemektedir (Aboushelib ve ark 2006). Tabakalama tekniğinde veneer seramiğin büzülmesi nedeniyle istenilen boyutlarda ve formda restorasyonların üretilebilmesi için zirkonyanın pek çok defa fırınlanması gerekmektedir. Presleme tekniğinde ise mum ile şekillendirilen restorasyonun, veneer seramiklerin basınç ile dökümü sonucu tek seferde istenilen formda elde edilebilmektedir (Bonfante ve ark 2010). Sunulan çalışmada aynı boyutlarda örnekler hazırlayabilmek için iki farklı kalıp kullanılmıştır. Dolayısıyla bağlanma dayanımını etkileyen fırınlanma sayısı elimine edilmiştir.

Mosharraf ve ark (2011)'nın, yüzey pürüzlendirme tekniklerinin farklı zirkonya alt yapı ve veneer seramik arasındaki makaslama bağlanma dayanımına olan etkilerini inceledikleri çalışmada, liner uygulamanın ortalama makaslama bağlanma dayanımını azalttığı sonucuna varmışlardır. Aynı şekilde, Kim ve ark (2011), yaptıkları bir çalışmada liner uygulamanın kumlamayla kıyaslandığında makaslama bağlanma dayanımını önemli derecede azalttığını belirtmişlerdir.

Aboushelib ve ark (2006), yaptıkları bir çalışmada, tek tip zirkonya alt yapı ile 7 farklı veneer seramik arasındaki mikrotensile bağlanma dayanımını ve liner materyalinin bu bağlanmaya olan etkisini araştırmışlardır. Çalışmaları sonucunda liner materyalinin özellikle presleme tekniği kullanıldığı zaman zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımını önemli derecede azalttığını ve ara yüzde başarısızlık oranını dramatik bir şekilde artırdığını rapor etmişlerdir. Benzer bir çalışmada Tinschert ve ark (2001) liner uygulamanın bağlanma dayanımını önemli

derecede azalttığını ve zirkonya kor ve preslenebilir veneer seramik arasındaki ara yüz başarısızlık oranını artırdığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada da benzer sonuçlar bulunmuştur.

Aboushelib ve ark (2008b), zirkonya tipinin, renginin ve yüzey bitirme işlemlerinin iki farklı veneer seramiğe olan bağlanma dayanımları üzerine etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında; 5 tip zirkonya alt yapı, 2 tip veneer seramik ve üç farklı yüzey bitirme işlemlerini (CAD/CAM freze yüzeyi, kumlama ve liner) karşılaştırmışlardır. Çalışmaları sonucunda zirkonya tipinin ve renginin bağlanma dayanımında önemli etkisi olduğunu bulmuşlardır. Renklendirilmiş zirkonya gruplarındaki bağlanma dayanımlarının, beyaz zirkonyaya nazaran anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür. Farklı yüzey işlemlerinin kullanılan zirkonya materyaline göre bağlanma dayanımları üzerinde farklı etkilere sahip olduğunu bulmuşlardır. Liner uygulamanın renksiz zirkonya alt yapılarda kor-veneer bağlanma dayanımını azalttığını, ara yüz başarısızlık oranını artırdığını belirtmişlerdir.

Yüzey işlemlerinin zirkonya–veneer seramik arasındaki makaslama bağlanma dayanımına olan etkisini inceleyen Fischer ve ark (2008), çalışmalarında tek tip zirkonya ve beş farklı veneer seramik kullanmışlardır. Cilalama, kumlama, silika kaplama ve liner uygulamanın bağlanmaya olan etkisini inceleyen çalışmaları sonucunda liner uygulamanın bağlanmaya etkisinin olmadığını belirtmişlerdir. Ancak, Fisher ve ark (2010)'nın veneer seramik ile seryum ile stabilize edilmiş zirkonya/alümina (Ce-TZP/A) arasındaki makaslama bağlanma dayanımına baktığı başka bir çalışmada liner materyalin bağlanma dayanımını azalttığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmalara karşın Aboushelib ve ark (2005), iki ayrı yüzey işlemine (polisaj, liner) tabi tutulmuş zirkonya alt yapı ile farklı TEK'a sahip veneer seramikler arasındaki bağlanma dayanımını inceledikleri çalışma sonucunda, liner uygulamanın bağlanma dayanımını neredeyse iki kat arttırdığını belirtmişlerdir.

Çalışmadaki liner materyalinin bağlanmaya olan etkisi Aboushelib ve ark (2005) ve Fischer ve ark (2008)'nın aksine Aboushelib ve ark (2006), Aboushelib ve ark (2008b), Fischer ve ark (2010), Kim ve ark (2011), Mosharraf ve ark (2011) ve Tinschert ve ark (2001)'nın bulgularını destekler niteliktedir. Çalışmanın sonucunda, liner materyalinin hem presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin zirkonya

alt yapıya olan bağlanma dayanımında (p=0,009), hem de tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin zirkonya alt yapıya olan bağlanma dayanımında (p<0,001) çok ciddi bir şekilde düşüşe neden olduğu ve veneer seramiğin delaminasyon riskini arttırdığı görülmüştür.

Çalışmada kullanılan liner materyalinin kimyasal içeriği %50-60 SiO_2, %16-22 Al_2O_3, %6-9 Na_2O, %6-8 K_2O, diğer oksitler ve pigmentlerden oluşmaktadır (Guess 2009). Liner materyallerin kimyasal içeriği üretici firmaya bağlı olarak değişmekle birlikte içeriğinde veneer seramikte olduğu gibi mutlaka SiO_2 bulunur (Aboushelib ve ark 2006). Bu durum liner ve veneer seramik arasında kimyasal bir bağlanmanın olabileceğini gösteriyor. Sunulan çalışmada da liner uygulanan gruplarda başarısızlık genelde zirkonya ile liner arasında gözlemlendi. Liner materyalinin bağlantı yüzeyinde hava kabarcığı ve yapısal kusurlar oluşturarak başarısızlık odağı olarak davrandığı belirtilmiştir (Thompson ve ark 2011). Fisher ve ark (2010), liner materyalinin veneer seramiklerle karşılaştırıldığında bağlanmada genel bir azaltıcı gücünün olabileceğini ve bunun delaminasyonun olası nedenlerinden biri olduğunu bildirmişlerdir.

Fischer ve ark (2008)'nın yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanmaya olan etkisini araştırdıkları çalışmalarında, cilalama, kumlama, silika kaplama ve liner uygulama metotlarını karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünün artırılmasının makaslama bağlanma dayanımını artırmadığını, kumlamanın bağlanmayı artırmak için gerekli bir yüzey hazırlama işlemi olmadığını belirtmişlerdir. Fischer ve ark (2010)'nın yaptıkları başka bir çalışmada yine kumlamanın bağlanma dayanımını artırmadığı sonucuna varmışlardır.

Benzer olarak Guess ve ark (2008) 2,4 bar basınç altında 110 µm'lik Al_2O_3 ile pürüzlendirdikleri zirkonya alt yapıların veneer seramik ile olan bağlantısını değerlendirdikleri çalışma sonucunda, kumlamanın alt yapı-veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımı üzerinde önemli bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir.

Rosellini ve ark (2009), farklı yüzey işlemlerinin ve termalsiklusun zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanmaya olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında kontrol, kumlama, aşındırma ve polisaj yüzey pürüzlendirme metodlarını

değerlendirmişlerdir. Çalışmaları sonucunda bu dört farklı yüzey işlemleri arasında makaslama bağlanma dayanımlarında önemli bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Evli (2008), zirkonyum esaslı seramiklerin bağlantı dirençlerinin değerlendirilmesi adlı doktora tez çalışmasında, farklı iki zirkonyum oksit seramiklerin farklı yüzey işlemleri ve sinterlenmeleriyle gerçekleşen faz dönüşüm miktarının tespitini ve bu miktarın zirkonyum oksit altyapı ve üstyapı porseleni arasındaki bağlantı direncine etkilerini değerlendirmişlerdir. Asitle pürüzlendirme, kumlama, frezle aşındırma, plazma sprey ve kontrol grubu yüzey işlemleri metodlarını karşılaştırdıkları çalışmaları sonucunda yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımına etkilerinin olmadığını istatistiksel olarak göstermişlerdir.

Mosharraf ve ark (2011) yüzey işlemlerinin farklı zirkonya alt yapı ile veneer seramik arasındaki makaslama bağlanma dayanımına olan etkisini incelemişlerdir. Kontrol, kumlama, aşındırma ve kumlama+liner olmak üzere dört farklı yüzey işlemi uygulanan örneklerin bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmaları sonucunda, yüzey işlemlerinin farklı zirkonya tiplerindeki ortalama makaslama bağlanma dayanımına farklı etkilerde bulunduğunu ve renkli zirkonya gruplarındaki bağlanma dayanımında önemli farklılıklar oluşturmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca, aşındırmanın beyaz zirkonya-veneer seramik arasındaki makaslama bağlanma dayanımını dramatik bir şekilde azalttığını bulmuşlardır.

Kim ve ark (2010), kontrol, kumlama, ince zımparalama ve kalın zımparalama gibi farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin zirkonya–veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımına olan etkilerini inceledikleri çalışmaları sonucunda, grupların makaslama bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak önemli farklılıkların olduğunu belirtmişlerdir. Kumlama uygulanan grup diğer gruplarla karşılaştırıldığında en düşük makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir. Benzer şekilde zirkonya tipinin, renginin ve yüzey bitirme işlemlerinin iki farklı veneer seramiğe olan bağlanma dayanımları üzerine etkilerini değerlendiren Aboushelib ve ark (2008b), farklı yüzey işlemlerinin kullanılan zirkonya materyaline göre bağlanma dayanımları üzerinde farklı etkilere sahip olduğunu bulmuşlardır.

Nakamura ve ark (2009) üç farklı basınçta (0.2, 0.4 ve 0.6 MPa) kumlanan zirkonya alt yapı ile üç tip veneer seramik arasındaki tensile bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Çalışmaları sonucunda, kumlama basıncı artırıldığında zirkonya örneklerinin yüzey pürüzlülüğünün artığını bulmuşlardır. 0.4 ve 0.6 MPa basınç ile kumlanan örneklerin bağlanma dayanımı 0.2 MPa ile kumlanan örneklerden daha yüksek çıkmıştır. 0.4 MPa basınçta kumlanan zirkonya örneklerinin veneer seramiğe olan bağlanma dayanımını 37.7-49.5 MPa bularak bu basıncın veneer seramik tipine bakılmaksızın zirkonya–veneer seramik arasındaki bağlanmayı artırdığını belirtmişlerdir.

Kim ve ark (2011), yüzey pürüzlendirme işlemlerinin bağlanmaya olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında kontrol, kumlama, liner ve kumlama+liner gruplarını değerlendirmişlerdir. Çalışmaları sonucunda makaslama bağlanma dayanımları sırasıyla 32.08, 36.63, 27.87 ve 30.51 bularak gruplar arasında önemli farklılıkların olduğunu bildirmişlerdir. Kumlama grubu liner uygulanan gruplara (liner, kumlama+liner) kıyasla önemli derecede yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.

Fahmi ve ark (2007), yüzey işlemlerinin zirconia-veneer seramik arasındaki bağlanmaya olan etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, 3 farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip zirkonya veneer seramik uygulayıp ardından makaslama testine tabi tutmuşlardır. Çalışmaları sonucunda, kontrol grubuna ait bağlanma dayanımını 54,59±22,50 MPa, aşındırma grubuna ait bağlanma dayanımını 76,38±26,35 MPa, aşındırma+ısı uygulama grubuna ait bağlanma dayanımını 97,69±27,57 MPa bularak yüzey işlemlerinin bağlanmayı istatistiksel olarak önemli derecede etkilediğini belirtmişlerdir.

Yüksel (2011)'in farklı yüzey özelliklerine sahip zirkonya alt yapı ile iki farklı yöntem ile üretilen veneer seramikler arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirdiği doktora tez çalışmasında, kumlama ve silika kaplama yüzey işlemlerinin karşılaştırmıştır. Çalışmaları sonucunda, yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımı üzerinde etkili olduğunu ve silika kaplama işlemi kullanımının bağlanma dayanımını arttırdığını gözlemlemişlerdir.

Sunulan çalışmada, yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanmaya olan etkisi Fischer ve ark (2008), Fischer ve ark (2010), Guess ve ark (2008) ve Rosellini ve ark (2009)'nın çalışmalarını destekler niteliktedir. Çalışma sonucunda, tabakalama yönteminde liner uygulanan gruplarda (p=0,828) ve liner uygulanmayan gruplarda (p=0,620), presleme yönteminde liner uygulanan gruplarda (p=0,072) ve liner uygulanmayan gruplarda (p=0,075) yüzey işlemlerinin bağlanmaya olan etkisi istatistiksel açıdan anlamlı çıkmadığı gözlemlenmiştir. Çalışmada yüzey işlemlerinin uygulandığı tüm gruplarda kontrol grupları en düşük bağlanma dayanımı değerlerini, özellikle aşındırma grupları ise en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini göstermişlerdir. Kontrol gruplarındaki yüzey pürüzlülük miktarının düşük olması veya aşındırma gruplarındaki yüzey pürüzlülük miktarının yüksek olması bağlanma dayanımı değerlerinin farklı olmasını açıklayabilir. Fakat gruplar arasındaki bağlanma dayanımları arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı çıkmamıştır. Dolayısıyla yüzey pürüzlülük miktarının bağlanma dayanımı üzerine etkili olmadığı görülmüştür.

Fischer ve ark (2008) yaptıkları bir çalışma sonucunda, mekanik yüzey işlemlerinin uygulandığı gruplar kontrol grubuyla karşılaştırıldığında herhangi bir fark gözlemlemediklerini belirtmişlerdir. Dolayısıyla, veneer seramiğin fırınlanması esnasında kimyasal bağlanmanın majör bağlanma faktörü olduğunu ve yüzey pürüzlendirme işlemlerinin bağlanmayı artırmak için gerekli olmadığını bildirmişlerdir. Benzer şekilde sunulan çalışmada da mekanik yüzey işlemlerinin uygulandığı gruplar ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak bir fark gözlenmemiştir. Buna bağlı olarak zirkonya-veneer seramik arasında kimyasal bağlanmanın da etkili olduğu düşünülebilir.

Guess ve ark (2008), zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanmayı etkileyen birçok faktörün olduğunu belirtmişlerdir. Aynı şekilde Kim ve ark (2011), zirkonya–veneer seramik arasındaki bağlanmanın sadece yüzey işlemlerinden etkilenmediğini, veneer seramikteki sıkıştırma stresin derecesi, ıslatma özellikleri ve ara yüzdeki defektlerin tipi ve konsantrasyonu gibi diğer faktörlerden de etkilendiğini bildirmişlerdir.

Bu çalışma sonucunda elde edilen ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri bazı araştırmacıların çalışmaları sonucunda rapor ettikleri değerlerden

düşük çıkmıştır (Fahmi ve ark 2007, Kim ve ark 2011, Nakamura ve ark 2009, Aboushelib ve ark 2008c). Diğer çalışmalardan farklı olarak bu çalışmadaki örnekler bir yıla tekabül edecek şekilde termalsiklusa tabi tutuldu. Rosellini ve ark (2009), farklı yüzey işlemlerinin ve termalsiklusun zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanmaya olan etkilerini inceledikleri çalışmaları sonucunda termalsiklusun makaslama bağlanma dayanımını azalttığını gözlemlemişlerdir. Dolayısıyla bu çalışmada termalsiklus zirkonya–veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımını azaltmış olabilir. Ayrıca, test dizaynı, metodoloji, örneklerin boyutları, istatistiksel analiz, uygulayıcının tecrübesi ve kullanılan malzemelerdeki farklılıklar da diğer çalışmalardan farklı sonuçlar elde edilmiş olmasını açıklayabilir (Fischer ve ark 2008).

Yapılan bazı çalışmalarda kopma yüzeyleri adeziv, koheziv ve hem adeziv hem koheziv kopma (karışık kopma) olarak sınıflandırılmıştır (Blatz ve ark 2004, Papacchini ve ark 2005, Atsu ve ark 2006). Sunulan çalışmada da kopma yüzeyleri adeziv, koheziv ve karışık kopma olarak sınıflandırılmıştır.

Sunulan çalışmadaki test gruplarının hiçbirinde zirkonya kor materyalinde koheziv başarısızlık görülmemiştir. Tabakalama yöntemi ile hazırlanan tüm gruplarda adeziv tip başarısızlığın en yüksek olduğu görülmüştür. Tabakalama tekniği ile hazırlanan gruplardan sadece aşındırma gruplarındaki birer örnekte koheziv tip başarısızlık görülmüştür. Buna karşılık, presleme yöntemi ile hazırlanan test gruplarının hiçbirinde adeziv tip başarısızlık görülmemiştir. Liner materyalinin uygulandığı kumlama ve aşındırma gruplarında ve liner materyalinin uygulanmadığı kumlama+asit ve aşındırma gruplarında sadece karışık tip başarısızlık görülmüştür, diğer gruplarda ise yüksek oranda karışık tip başarısızlık olmak üzere koheziv tip başarısızlık da görülmüştür. Tabakalama tekniğinde adeziv tip başarısızlığın, presleme tekniğinde ise karışık tip başarısızlığın yüksek olması bize presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiğin zirkonya alt yapıya olan bağlanma dayanımı tabakalama tekniğine göre daha yüksek olduğunu ve daha iyi bir performans sağladığını gösteriyor. Dolayısıyla fraktür analizi bulguları makaslama bağlanma dayanımı testi bulguları ile paralellik göstermektedir.

Veneer seramiğin zirkonya alt yapıdan ayrılması ile tanımlanan kırılma şekli diğer laboratuvar çalışmalarının sonuçları ile benzerlik göstermektedir (Al-Dohan ve

ark 2004, Aboushelib ve ark 2006, Studart ve ark 2007, Guess ve ark 2008, Özkurt ve ark 2010, Mosharraf ve ark 2011). Kırık başlangıcı kor-veneer ara yüzünde tespit edilmiştir. Bu durum iki şekilde yorumlanabilir: İlk olarak, zirkonyanın çatlağın ilerlemesine karşı direnç göstermesi gibi üstün yeteneği sonucu olabilir. İkinci olarak, ara yüzde oluşan bu çatlak zirkonya-veneer seramik arasındaki nispeten zayıf bağlanma ile ilişkili olabilir. Bu bulgunun klinik önemi, incelenen tam seramiklerde kor yapısında oluşan katastrofik başarısızlıktan ziyade veneer seramikte kırıkların ve delaminasyonun oluşmasına karşı bir eğilim olduğudur (White ve ark 2005). Bu çalışmada, ara yüzeyde görülen bağlanma başarısızlığının mekanizması tam olarak bilinmemektedir ve daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır.

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde hem SEM hem de AFM teknikleri kullanıldı. Alınan SEM görüntülerine göre, kontrol grubunda kesim esnasında oluşan orta derinlikte iz çizgileri ve orta derecede pürüzlü yüzeyler gözlenmiştir. Kumlama ve kumlama+asit gruplarında benzer pürüzlülüğün elde edildiği ve bu gruplarda kontrol grubuna kıyasla daha dağınık ve düzensiz alanlara sahip olduğu görülmüştür. Aşındırma grubunda aşındırıcı frezin neden olduğu derin çizgiler belirgin bir şekilde gözlenmiştir. Alınan AFM görüntülerine göre ise kontrol grubunda yüzeyin hafif pürüzlü bir şekilde olduğu görülmüştür. Kumlama grubunda pürüzlü bir yüzeyin oluştuğu ve farklı büyüklükte tepelerin ve vadilerin sık bir biçimde yerleşmiş olduğu gözlenmiştir. Kumlama+asit grubunda kumlama grubuna benzer olarak yüzeyin pürüzlü olduğu ve farklı büyüklükte tepelerin oluştuğu görülmüştür. Aşındırma grubunda zirkonya alt yapıda daha düzensiz ve heterojen bir yüzeyin oluştuğu gözlenmiş ve aşındırıcı frezin neden olduğu derin yarıklar görülmüştür. SEM ve AFM analiz sonuçları incelendiğinde bulguların birbirleriyle paralellik gösterdiği ve yapılan işlemlerin yüzey pürüzlülüğünü artırdığı görülmüştür. Ancak, artan yüzey pürüzlülüğünün bağlanmayı artıracağı düşünülürken tam tersi bağlanmayı etkilemediği görülmüştür. Yüzey pürüzlülüğünün zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımını tek başına etkilemeyeceği bu analiz bulguları sonucunda tekrar anlaşılmıştır.

Kopma yüzeylerinin değerlendirildiği SEM görüntülerinde, tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin yapısının ve ıslatma özelliğinin presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiklerinkinden farklı olduğu gözlenmiştir.

Tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin yapısında çok sayıda ve farklı büyüklükte hava kabarcıklarının, gözeneklerin ve defektlerin olduğu, alt yapıyı çok iyi ıslatmadığı gözlenmiştir. Presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin yapısının ise çok daha yoğun ve homojen bir yapıda olduğu ve ayrıca zirkonya alt yapıyı çok iyi bir şekilde ıslattığı görülmüştür. SEM görüntülerinden alınan bu bulgular tabakalama tekniğinde bağlanmanın neden zayıf olduğunu ya da presleme tekniğinde bağlanmanın neden daha iyi olduğunu açıklamaktadır. Dolayısıyla, yapılan çalışmada, kopma yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri ile makaslama testinden elde edilen bağlanma dayanımı değerleri birbirleri ile paralellik göstermektedir. Ayrıca bu bulgular bazı araştırmacıların çalışmalarını destekler niteliktedir (Aboushelib ve ark 2006, Lopez-Molla ve ark 2010, Yüksel ve ark 2011).

Bu çalışmanın limitasyonlarından biri, örneklerin boyutları ve tasarımı klinik koşulları tam olarak yansıtmamaktadır. Makaslama bağlanma dayanımını ölçmeye izin veren bir geometride tasarlanmıştır. Kron-köprü şeklinde hazırlanan örneklerin temel avantajı gerçeğe yakın olmalarıdır. Ancak en büyük dezavantajları, örnekleri tekrar edilebilir boyutlarda üretmenin güçlüğü ve malzemelerdeki stres dağılımlarını net gözlemleyebilmek için sonlu eleman analizlerine ihtiyaç duyulmasıdır. Bu nedenle geometrik şekillere sahip test örnekleri, dental restorasyonların anatomik formunu çalışmalara yansıtamasa da örnek boyutlarının kontrol altında tutulabilmesi, dolayısıyla tekrar edilebilir sonuçlar elde edilmesi bakımından yaygın olarak tercih edilmektedir (Studart ve ark 2007).

Bu çalışmanın ikinci limitasyonu, statik testin tekrarlanan sıcaklık ve pH değişikliklerinin oluştuğu gerçek ağız içi ortamı ile mukayese edilemez kuru bir ortamda yapılmasıdır (Choi ve ark 2009).

Bu çalışmanın üçüncü limitasyonu, tabakalama ve presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin tek bir fırınlama işlemi ile yapılmasıdır. Rutin laboratuvar prosedürlerinde, özellikle tabakalama tekniğinde tekrarlanan fırınlama işlemleri in vitro çalışmalara göre daha fazladır. Bu tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında oluşan büzülmeler veya genleşmeler bağlanma dayanımında değişikliklere neden olur (Kim ve ark 2011) .

Bu çalışmanın dördüncü limitasyonu, gruplardaki örnek sayılarının az olmasıdır. Veri varyasyonlarının etkisini azaltmak için örneklerin sayısı artırılmış olabilirdi.

Bu çalışmada sadece makaslama kuvvetinin uygulanmış olması diğer bir limitasyondur. Çünkü ağızda restorasyonlar yalnızca makaslama kuvvetine maruz kalmaz, bunun yanında diğer kuvvetlere de maruz kalır.

Yapılan çalışmanın sonuçlarına bakıldığında, başlangıçta öne sürülen farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramik bağlanma dayanımına etki edeceği hipotezi reddedilmiştir. İki farklı veneer seramik uygulama tekniklerinden olan presleme tekniğinin bağlanma dayanımını artıracağı hipotezi kabul edilmiştir. Liner materyalinin bağlanma dayanımını artıracağı hipotezi ise reddedilmiştir.

Bu çalışmada, zirkonya alt yapı ile veneer seramik arasındaki yeterli makaslama bağlanma dayanımı elde edilememiştir. İncelenen tüm zirkonya seramik sistemlerinin düşük bağlanma dayanımı değerleri, klinik çalışmalarda gözlenen veneer seramiğin yüksek kırılma oranları için olası bir açıklama olarak düşünülebilir. Zirkonya ile veneer seramik arasındaki bağlanmanın geliştirilmesi ve artırılması ve dolayısıyla klinik olarak uzun dönem başarı sağlanabilmesi için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan çalışmada farklı yüzey işlemlerine (kontrol, kumlama, kumlama+asit, aşındırma) tabi tutulmuş zirkonya alt yapı ile iki farklı yöntemle (presleme, tabakalama) uygulanmış veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımı incelenmiş ve zirkonya alt yapıya uygulanan liner materyalinin bu bağlanma dayanımına olan etkisi araştırılmıştır. Bu in-vitro çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin zirkonya alt yapıya olan bağlanma dayanımı, tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiklerin zirkonya alt yapıya olan bağlanma dayanımından daha yüksek çıkmış olup, presleme tekniğinin tabakalama tekniğine göre daha güçlü bir bağlantı sağladığı gözlenmiştir. Ancak her iki teknikle ilgili olarak in vitro çalışmaların klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerektiği düşüncesindeyiz.

2. Esas amacı, zirkonya alt yapıların opak rengini maskelemek ve daha estetik restorasyonların elde edilmesini sağlamak olan liner materyalinin hem tabakalama hem de presleme tekniğinde veneer seramiklerin zirkonya alt yapıya olan bağlanma dayanımını dramatik bir şekilde düşürdüğü gözlenmiştir.

3. Zirkonya alt yapıya uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımına etki etmediği gözlenmiştir. Ancak, yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanmaya etkisi konusunda kesin bir karara varabilmek için daha fazla çalışmanın yapılması gerekmektedir.

4. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında tabakalama tekniği ile hazırlanan örneklerde adeziv tip başarısızlık yaygın olarak görülmüştür. Presleme tekniği ile hazırlanan örneklerde ise adeziv tip başarısızlık görülmezken karışık tip başarısızlığın yaygın olarak görülmüştür.

6. ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Farklı Yüzey İşlemlerinin Zirkonya - Veneer Seramiklerin Makaslama Bağlanma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Daime CENGİZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ/KONYA-2013

Bu çalışmanın amacı, farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş zirkonya alt yapı ile iki farklı yöntemle uygulanmış veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımının incelenmesi ve zirkonya alt yapıya uygulanan liner materyalinin bu bağlanma dayanımına olan etkisinin araştırılmasıdır.

Yapılan çalışmada 160 adet (15x12x1.6 mm^3) boyutlarında IPS e-max ZirCad zirkonya alt yapı blokları hazırlandı. Uygulanan yüzey işlemlerine göre örnekler 4 gruba ayrıldı (n=40): Kontrol, kumlama (110 μm Al_2O_3), kumlama+asit (110 μm Al_2O_3 + %9.5 HF asit), aşındırma (120 μm frez). Yüzey işlemi uygulanan her bir grubun yarısına IPS e.max Ceram ZirLiner uygulandı (n=20). Tüm alt gruplar yarısı tabakalama tekniği (IPS e.max Ceram) ile diğer yarısı presleme tekniği (IPS e.max ZirPress) ile 5mm çapında ve 3mm yüksekliğinde veneerlenmek üzere ikiye ayrıldı (n=10). Hazırlanan tüm örnekler termal siklusa (10.000 devir, 5-55^oC) tabi tutulduktan sonra, örneklere üniversal test cihazında 0,5 mm/dk hızla kesme kuvveti uygulandı. Bağlanma dayanımı testinden sonra örneklerin kopma yüzeyleri stereomikroskopta ve SEM'de incelendi. Ayrıca, yüzey işlemleri uygulanan zirkonya alt yapıların yüzey pürüzlülüğü SEM ve AFM'de değerlendirildi. Verilerin analizi için One way ANOVA, Scheffe Post hoc ve bağımsız örnek t testi kullanıldı (α=0.05).

Çalışma sonucunda, presleme tekniğinin tabakalama tekniğine göre daha yüksek bir bağlanma dayanımı sağladığı, liner materyalinin hem tabakalama hem de presleme tekniğinde veneer seramiğin zirkonya alt yapıya olan bağlanma dayanımını dramatik bir şekilde düşürdüğü ve zirkonya alt yapıya uygulanan farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımına etki etmediği gözlenmiştir. Aşındırma grubu en yüksek, kontrol grubu en düşük bağlanma dayanımını göstermiştir, fakat bu fark istatistiksel olarak önemli çıkmamıştır. Tabakala tekniğinde adeziv tip başarısızlık, presleme tekniğinde karışık tip başarısızlık yaygın olarak görülmüştür.

Anahtar sözcükler: Bağlanma, liner, veneer seramikler, yüzey işlemleri, zirkonya.

7. SUMMARY

Investigation The Effect of Different Surface Treatments on The Shear Bond Stength of Zirconia-Veneer Ceramics.

The purpose of this study was to investigate shear bond strength between various surface treatment applied zirconia and veneering ceramic with two different application methods and effect of liner material to shear bond strength.

In the study, one hundred sixty (15 x12 x1.6 mm3) zirconia discs (IPS e-max ZirCad) were prepared. Samples were divided into 4 groups according to the surface treatment (n=40); Control, sandblasting (110 μm Al2O3), sandblasting + acid (110 μm Al2O3 + 9.5% HF acid), grinding (120 μm bur). Liner (IPS e.max Ceram ZirLiner) was applied to half of these samples (n=20). All subgroups were divided into 2 groups; veneered (5 mm in diameter, 3 mm in thickness) with layering (IPS e.max Ceram) and pressing (IPS e.max ZirPress) veneer (n=10). All specimens were subjected to thermal cycling (10.000 cyclus, 5-55^{o}C); tested in a universal testing machine with a cross head speed of 0,5mm/min. After shear bond strength test, fractured surface specimens were evaluated with stereomicroscope and SEM. Also, surface roughness of zirconia were evaluated in SEM and AFM. One way ANOVA, Scheffe Post hoc and independent sample t test were selected to analyzed the data (α=0.05).

According to the results of this study, bonding strength of pressing method was higher than layering method in all groups. The liner material in both layering and pressing methods dramatically reduced bonding strength between zirconiam and veneer ceramic. Different surface treatments that applied zirconia framework were not effect on bonding strength between zirconia and veneering ceramic. Grinding group has highest bonding strength and control group has lowest bonding strength. But, this difference is not statistically significant. Adhesive type failure in layering method and mix type failure in pressing method has been seen widely.

Key Words: Bonding, liner, surface treatment, veneering ceramic, zirconia.

8. KAYNAKLAR

1. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. Dent Mater. 2007;23:952–9.
2. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Dent Mater. 2005;21:984-91.
3. Aboushelib MN, De Kler M, Van Der Zel JM, Feilzer AJ. Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. Int J Prosthodont. 2008a;21:237-40.
4. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. Dent Mater. 2009;25:383–91.
5. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics. J Prosthodont. 2008b;17:401-8.
6. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3:Double veneer technique. J Prosthodont. 2008c;17: 9-13.
7. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. Dent Mater. 2006;22:857-63.
8. Abu Alnasar H, Giordano R, Pober R. Bond Strength of Pressed and Conventional Porcelain to Zirconia. Back to the Dental Materials 3: Ceramic-based Materials and Cements Program. Back to the AADR 37th Annual Meeting and Exhibition. 2008, 4.
9. Adair PJ, Grossman DG. The castable ceramic crown. Int J Periodont Rest Dent. 1984;2:33-45.
10. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. J Prosthet Dent. 1998;80:551-8.
11. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. Üçüncü Baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi, 1990.
12. Akın E. Diş hekimliğinde seramik. Üçüncü baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, 1999.
13. Akın E. Dişhekimliğinde Porselen. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, 1983;18-20.
14. Alaçam T, Naubant L, Alaçam A. Rezin ve seramik esaslı inley-onley sistemleri' ileri restorasyon teknikleri. Ankara, 1998;309-40.
15. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. J Prosthet Dent. 2004;91:349-55.
16. Alison JE, Piddock V, Qualtrough P. Recent advences in ceramic materials and systems for dental restorations. Dent Update. 1999;26:65-72.
17. Alkumru HN, Kedici S. Porselen jaket kron yapımında yeni bir materyal ve teknik; Hi-Ceram. Oral Dergisi. 1988;5:20-24.
18. Altunsoy S. Farklı post-kor materyalleri ve siman renkleri kullanılarak, In-Ceram ve IPS-Empress tam seramik restorasyonlarındaki renk değişikliğinin incelenmesi. Ankara, HÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2001.
19. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. Dent Mater. 2006;22(3):283-90.
20. Anderrson M, Oden A. A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. Acta Odont Scand. 1993;51,59-64.
21. Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. PROCERA: A new way to achieve an all-ceramic Crown. Quintessence Int. 1998;29:285-96.
22. Anusavice KJ. Philips' Science of dental materials. 11th Edi. St. Louis, Missouri, Elsevier Science, 2003.
23. Anusavice KJ. Recent Developments In Restorative Dental Ceramics. Jada. 1993;124:72-84.
24. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater. 2002;18:590-5.
25. Atsu SS, Kılıçarslan MA, Küçükeşmen C, Aka S. Effect of zirconiumoxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Prosthet Dent. 2006;95:430-6.

26. Bahannan S, Lacefield WR. An evaluation of three methods of bonding resin composite to stainless steel. Int J Prosthodont. 1993;6(5):502-5.
27. Bailey LF, Bennet RJ. DICOR surface treatments for enhanced bonding. J Dent Res. 1988;67:925-31.
28. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2005;93(4):346-55.
29. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. J Dent Res. 1990;69(12):1791-9.
30. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Effect of sintering condition, sandblasting and heat treatment on biaxial flexure strength of zirconia. Key Engineer Mater. 2008;779-82:361-3.
31. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive lıting cements. J Oral Rehabil. 2002;29:546-52.
32. Baydas S. Kron- Köprü Protezleri. Birinci baskı. Ankara, Özyurt Matbaacılık, 2005.
33. Bayraktar I, Ersayın S, Gülsoy ÖY, Ekmekçi Z, Can M. Temel Seramik ve Cam Hammaddelerimizdeki (Feldispat, Kuvars ve Kaolin) Kalite Sorunlan ve Çözüm Önerileri. Ş.EndUstriyel Hammaddeler Sempozyumu, 14-15 Ekim 1999, İzmir, Türkiye.
34. Besimo C, Gachter M, Jahn M, Hassell TJ. Clinical performance of resinbonded fixed partial dentures and extracoronal attachments for removable prostheses. J Prosthet Dent. 1997;78(5):465-71.
35. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of allceramic crowns and fixed partial dentures. Int J Comput Dent. 2001;4:243-62.
36. Betz U. Sturm A, Löffler JF, Wagner W, Wiedenmann A, Hahn H. Microstructural development during final-stage sintering of nanostructured zirconia based ceramics. Mater. Sci. Eng: A. 2000;281:68–74.
37. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. Quintessence Int. 2007;38:745-53.
38. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resinceramic bonding: A review of the literature. J Prosthet Dent. 2003;89:268-74.
39. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. J Prosthet Dent. 2004;91:356-62.
40. Blatz MB. Long-term clinical success of all ceramic posterior restorations. Quintessence Int. 2002;3:415-26.
41. Bonfante EA, Coelho PG, Guess PC, Thompson VP, Silva NRFA. Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. J Dent. 2010;38:318-24.
42. Bourauel C, Frıes T, Drescher D, Plıetsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. Eur J Orthod. 1998;20:79–92.
43. Bultan Ö. Metal-pres seramik uyumunun araştırılması. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tez, 2006.
44. Butler EP. Transformation toughned zirconia ceramics. Mat Sci Tech. 1985;1:417-32.
45. Callister WD. Materials Science and Engineering. John Willey & Sons. 1997;4:372-433.
46. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M. Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Ankara, Güneş Kitabevi, 2004.
47. Cercon Ceram Press ürün katoloğu, 2006.
48. Cercon Smart Ceramics, Processing Instructions Guide Book, Degussa Dental, 2009.
49. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. J Dent. 1998;26:53-8.
50. Chiche GJ, Pinault A. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. 1st ed. Quintessence Publishing Co Inc, 1994.
51. Choi B, Han J, Yang J, Lee J, Kim S. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. J Adv Prosthodont. 2009;1:129-35.
52. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. Bioceramics: material charateristics versus in vivo behavior. Ann NY Acad Sci. 1988;523:236-56.
53. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxidepartially- stabilized zirconia. J Biomed Mater Res. 1989;23:45–61.

54. Claus H, Rauter H. The Structure and Microstructure of Dental Porcelain in Relationship to the Firing Conditions. Int J Prosthodont. 1989;2:376-84.
55. Coornaert J, Adrıans P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. Prosthet Dent. 1984;51:338.
56. Coşar M. Islık çalan seramikler ve yeni önermeler. Çanakkale. Çanakkale Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü Seramik Ana Sanat Dalı, Doktora tezi, 2008.
57. Coşkun A. Farklı metal desteksiz porselen sistemlerinin kenar uyumu ve mikrosızıntıya etkisi ile eğilme dayanıklılıklarının incelenmesi. Sivas, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2002.
58. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials: properties and manipulation. St Louis Mosby. 2004;8:578-80.
59. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th edi. St. Luis, Mosby, 2002.
60. Craig RG. Restorative Dental Materials. Ninth Ed. Mosby Year Book Inc. St. Louis, 1993.
61. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques. Tokyo, Quintessence Pub Co, Inc, 1994.
62. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. Dent Mater. 2005;21:242-51.
63. de Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. J Oral Rehabil. 2007;34(11):841-7.
64. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. Dent Mater. 2003;19:693-9.
65. Della Bona A, Von Noort R. Shear vs. Tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. J Dent Res. 1995;74:1591-6.
66. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater. 2008;24(3):299-307.
67. Denry IL, Lejus AM, Théry J, Masse M. Preparation and characterization of a new lithium-containing glass-ceramic. Pergamon Materials Research Bulletin. 1999;34:1615-27.
68. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont. 2000;13:131-5.
69. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont. 2001;13:131-5.
70. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. Dental Mater. 2005;21:1158-62.
71. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. Int J Prosthodont. 1992;5:9-16.
72. Donovan TE. Metal-free dentistry. J Esthet Restor Dent. 2005;17(3):141-3.
73. Dröge GG. The porcelain press technique. J Prosthet Dent. 1972;28:209-14.
74. Drummond JI, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. Dent Mater. 2000;16(3):226-33.
75. Dündar M, Özcan M, Çömlekoğlu E, Güngör MA. Bond strengths of veneering ceramic to reinforced ceramic core materials. Int J Prosthodont. 2005;18:71-72.
76. Dündar M, Özcan M, Gökçe B, Cömlekoğlu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. Dent Mater. 2007;23:630-6.
77. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. Int J Periodontics Restorative Dent. 2002;22:241-9.
78. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. Int J Prosthodont. 1994;7(2):134-42.
79. Ein VM. Night alltaglicher Fall-Mit In-Ceram Gelöst (II). Quintessenz Zahntechnik. 1997;23:327-40.
80. Eismann RM. Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures. Toronto: Mosby Company.1980.
81. El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. J Dent Res. 2004;83:420-4.
82. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPSEmpress restorations. Evidence-Based Dentistry. 2004;5(3):73.
83. Erçoban E. İki farklı kor yapım tekniğine sahip In-Ceram IPS Empress tam porselen sistemlerinin farklı dentin kalınlıkları ve farklı fırınlama sayılarına gösterdikleri renk değişikliklerinin

incelenmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 1998.
84. Erpenstein H, Borchard R, Kerschbaun T, Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. Long-term clinical result of galvano-ceramic and glass-ceramic individual crown. J Prosthet Dent. 2000;83:530-34.
85. Evli D. Zirkonyum esaslı seramiklerin bağlantı dirençlerinin değerlendirilmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tezi, 2008.
86. Fahmi M, Pober R, Giordano R. Effect of surface treatment on porcelain bond strength to zirconia. Back to the Dental Materials: III - Ceramics and Cements Program. Back to the IADR/AADR/CADR 85th General Session and Exhibition. 2007,21-4.
87. Fairhurst CW, Hashinger DT, Twigs SW. The Effect of Thermal History on Porcelain Expansion Behavior. J Dent Res. 1989;68:1313-18.
88. Ferracane JL. Materials in dentistry. 2nd edi. Philadelphia, Lippincott Williams & Williams, 2001.
89. Ferrando JM, Graser GN, Tallents RH, Jarvis RH. Tensile strength and microleakage of porcelain repair materials. J Prosthet Dent. 1983;50:44-50.
90. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. Dent Mater J. 2008;27:448-54.
91. Fischer J, Stawarczyk B, Sailer I, Hammerle CH. Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/ alumina. J Prosthet Dent. 2010;103:267-74.
92. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CH. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. Dent Mater. 2009;25:326-30.
93. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al2O3 nanocomposite and a veneering ceramic. Dent Mater. 2007;23:1500-5.
94. Fischer J. Esthtetics and Prosthetics, An Interdisciplinary Consideration of the State of the Art. Quintessence Publishing Co Inc, 1999;1:207.
95. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five year follow-up with Procera all-ceramic crowns. Quintessence Int. 2005;36:105-113.
96. Freidlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ. The effect of tooth preparationdesign on the breaking strength of Dicor crowns. Int J Prosthodont. 1990;3:159-168.
97. Fritzsche J. Zirconium oxide restorations with the DCS precident system. Int J Comput Dent. 2003;6:193-201.
98. Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness Parameters. Journal of Materials Processing Technology. 2002;123:133-45.
99. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel?. Nature.1975;258:703-4.
100. Geçkinli EA. İleri Teknoloji Malzemeleri. İstanbul. İstanbul Teknik Üniversitesi Matbaası. 1991;1-10.
101. Geçkinli EA. İleri teknoloji malzemeleri.İstanbul, İstanbul Teknik Üniversitesi Matbaası, 1992.
102. Giannetopoulos S, van Noort R, Tsitrou E. Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. J Dent. 2010;38(12):980-6.
103. Giordano R. Materials for Chairside CAD/CAM produced restorations. DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil. 2005;32:180-7.
104. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. Compendium. 1996;17:779-794.
105. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. Dentiss. 2007;3:34-8.
106. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. Int J Prosthodont. 2004;17:285-90.
107. Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. J Prosthet Dent. 2005;93:143-7.
108. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of Two Heat-Pressed All-Ceramic Dental Materials. Dent Mater. 2000;16:389-95.
109. Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. Gülhane Tıp Derg. 2002;44:457-63.
110. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomaterials. 2004;25:5045-52.

111. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. J Dent. 2005;33(1): 9-18.
112. Guess PC, Kuli A, Witkowskia S, Wolkewitzb M, Zhangc Y, Strubа JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. Dent mater. 2008;24:1556–67.
113. Guess PC. Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. Eur J Esthet Dent. 2009;4:262-76.
114. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconiacontaining ceramics. J Am Ceram Soc. 2000;83:461-87.
115. Hegenbarth EA. Estetik ve zirkonyum dioksit çelişki mi? Quintessence Int. 2007;1:53-66.
116. Heıkkınen TT, Matınlınna JP, Vallıttu PK, Lassıla LVJ. Effect of primers and resins on the shear bond strength of resin composite to zirconia. SRX Dentistry. 2010:1-7
117. Helmer JD, Driskell TD. Research on bioceramics. Symp. On Use of Ceramics as Surgical Implants. South Carolina (USA): Clemson University, 1969.
118. Helvey GA. Press-to-zirconia: a case study utilizing cad/cam technology and the wax injection method. Pract Proced Aesthet Dent. 2006;18(9):547-53.
119. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. J Prosthodont. 2009;18:645-8.
120. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent. 1992;67:859-65.
121. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A Comparison of the Microstructure and Properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress Glass-Ceramics. J Biomed Mater Res. 2000;53:297-303.
122. Höland W. Materials science fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic. Ivoclar-Vivadent-Report. 1998;12.
123. Hsueh C, Luttrell CR, Becher RF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. Dent Mater. 2005;22:460-9.
124. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. Mater Sci Eng: A. 2003;345(1):155-63.
125. Human Zirconium Technology. ICE Zirconia Ceramics. 2009.
126. Hummel S, Seger J. The compatible all-ceramic systems: Ivoclar Vivadent introduces a new all-ceramic system at IDS 2005, IPS e-max Dental Technology. 2005;9-11.
127. Iıjıma H, Hakamatsuka Y, Ito S, Hata Y. Clinical application and evaluation of olympus castable ceramics (OCC). IADR abstract no:142. J Dent Res. 1990;70:757.
128. International Organization for Standardization, ISO 9693. Metal-ceramic dental restorative systems, 1999.
129. International Organization for Standardization, ISO/TS 11405. Dental materials-testing of adhesion to tooth structure, 2003.
130. IPS e-max. IPS e-max Scientific Documentation. Schaan/Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent AG, 2005.
131. IPS Empress 2. Ivoclar report. Schaan/Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent AG. 1998; 12.
132. IPS Empress. IPS Empress and IPS Empress 2 Instructions for use. Schaan/Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent AG, 1999.
133. Isgro G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The Influence of Multiple Firing on Thermal Contraction of Ceramic Materials Used for the Fabrication of Layered All-Ceramic Dental Restorations. Dent Mater. 2005;21: 557-64.
134. Isgrò G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. Thermal dimensional behavior of dental ceramics. Biomaterials. 2004;25(12):2447-53.
135. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to highnoble alloy and zirconia cores. J Prosthet Dent. 2011;105:29-37.
136. Ivoclar ürün katologu: IPS e.max Ceram 2009.
137. Ivoclar ürün kataloğu: IPS e-max CAD-on 2010.
138. Jochen DG, Caputo AA. Composite resin repair of porcelain denture teeth. J Prosthet Dent. 1977;38:673-9.
139. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dent Clin North Am. 1985;9:621-64.
140. Kao HC, Ho FY, Yang CC, Wei WJ. Surface machining of fine-grain Y-TZP. J Europ Ceram Soc. 2000;20(14-15):2447-55.
141. Kappert HF. Dental materials: new ceramic systems. Trans. Acad. Dent Mater. 1996;9:180.

142.Karakoca S, Yılmaz H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2006;36-44.
143.Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. J Oral Rehabil. 2000;27:103-10.
144.Kavo Everest. CAD/CAM System and Everest Elements brochure, 2009.
145.Kedici S. Diş hekimliginde apatit seramik teknolojisi. HÜ Diş Hek Fak Derg. 1985;9:261-69.
146.Kedici S. Tam seramikler. TDB Derg. 2002;71:70-80.
147.Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. Dent Mater. 2008;24(3):289-98.
148.Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. J Prosthet Dent. 1996;75:18-30.
149.Kelly JR. Perspectives on strength. Dent Mater. 1995;11(2):103-10.
150.Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. Dent Mater. 1993;9:151-61.
151.Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermomechanical fatigue in the dual-axis chewing simülatör.J Oral Rehabil. 2001;28:361-9.
152.Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. J Prosthet Dent. 2011;105:315-22.
153.Kim S T, Cho H J, Lee YK, Choic SH, Moon HS. Bond strength of Y-TZP–zirconia ceramics subjected to various surface roughening methods and layering porcelain. Surf Interface Anal. 2010;42:576–80.
154.Kosmac T, Dakskobler A, Oblak C, Jevnikar P. The strength and hydrothermal stability of y-tzp ceramics for dental applications. Int J Ceram Technol. 2007;4(2):164-74.
155.Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater. 1999;15:426-33.
156.Kou W, Molin M, Sjögren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. J Oral Rehabil. 2006;33(2):117-24.
157.Kwon JE. Lee SH, Lim HN, Kim HS. Bonding characteristics between zirconia core and veneering porcelain. Dent Mater. 2009;25(5):42.
158.Lacy AM, Laluz J, Watanabe LG, Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. J Prosthet Dent. 1988;60:288-91.
159.LAVA-technical product profile. All Ceramic System. 3M ESPE
160.Leinfelder K, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: A CAD-CAM system. J Am Dent Assoc. 1989;118:703-7.
161.Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. J Am Dent Assoc. 2000;131:47-51.
162.Lenz J, Thies M, Wollwage P, Schweizerhof K. A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain. Dent Mater. 2002;18:558-60.
163.Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. Dent Mater. 2002;18(3):189- 96.
164.Liao TW, Li K, Breder K. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. J Mater Process Tech. 1997;70(1):198-206.
165.Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent. 2005;26(7):507-12.
166.López-Mollá MV, Martínez-González MA, Mañes-Ferrer JF, Amigó-Borrás V, Bouazza-Juanes K. Bond strength evaluation of the veneering-core ceramics bonds. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2010;15(6):919-23.
167.Lorente MC, Scherrer SS, Richard J, Demellayer R, Amezdroz M, Wiskott HWA. Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet Sand. Dent Mater. 2010;26:1035-42.
168.Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater. 2004;20(7):655-62.
169.Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and Alumina-Advanced technologies for the manufacturing of single crowns. Eur J Prosthodont Rest Dent. 1999;7:113-19.
170.Mackert JR, Williams AL, Ergle JW, Russel CM. Waterenhanced crystallization of leucite in dental porcelain. Dent Mater. 2000;16:426-31.
171.Magne P, Belser U. Bonded Porcelain Restorations in The Anterior Dentition. A Biomimetic Approach. Chicago: Quintessence Publishing Co, 2002;7.

172. Magne P, Gallucci GO, Belser UC. Anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in white subjects. J Prosthet Dent. 2003;89(5):453-61.
173. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. J Dent.2007;35:819-26.
174. Markus B. Blatz, Avishani Sadan, Matthias Kern. Resin-ceramic bonding: a review of the literatüre. J Prosthet Dent. 2003;89:268-74.
175. Marx R, Fisher H, Weber M, Jungwirth F. Rissparameter und wiebullmodule: Unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien, Dtsch. Zahnärztl. Z. 2001;56:90-8.
176. McCabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials. Blackwell Science. 8th ed. Oxford. 1998.
177. McCabe JF. Anderson's Applied Dental Materials. 6. Baskı. Londra, Blackwell Scientific Publications, 1985.
178. McLaren EA, Giordano RA. Zirconia-Based Ceramics: Material Properties, Esthetics, and Layering Techniques of a New Veneering Porcelain, VM9. QDT. 2005;99-111
179. McLean JW, Odont D. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. J Prothet Dent. 2001,85:61-6.
180. McLean JW. Hıgh-strength ceramics. Quintessence int. 1987;18(2):97-106
181. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics, Volume 1, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. Illionis. Quintessence Publishing Co Inc. 1979;34-49.
182. McLean, J.W. The Science and Art of Dental Ceramics. Volume II. Chicago, Berlin. Quintessence Publishing Co Inc. 1980.
183. McPhee ER. Hot-pressed porcelain process for porcelain-fused-to-metal restorations. J Prosthet Dent. 1975;33:577-81.
184. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. Int J Comput Dent. 1999;2:9-35.
185. Memikoğlu MM. Tam Seramik Posterior Sabit Parsiyel Restorasyonların In Vitro ve In Vivo Uygulanabilirliği ve Sınırlamaları Yönünden incelenmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilimn Dalı, Doktora Tezi. 1997.
186. Messer PP, Piddock W, Lloyd CH. The Strength of Dental ceramics. J Dent Res. 1991;19:51-55.
187. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. J Esthet Dent. 1995;7(2):73-80.
188. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. Int J Prosthodont. 2008;21(3):223-7.
189. Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. J Adv Prosthodont. 2011;3:221-8.
190. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computeraided design/computer-aided machining restorations. Dent Clin North Am. 2002;46(2):405-26.
191. Mörmann WH, Bindl A. The new creavity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. Quintessence Int. 1996);27:821-8.
192. Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. J Oral Rehabil. 2004;31(8):785-9.
193. Nakamura T, Wakabayashi K, Zaima C, H Nishida H, Kinuta S, Yatani H. Tensile bond strength between tooth-colored porcelain and sandblasted zirconia framework. J Prosthodont Res. 2009;53:116–19.
194. Naylor WP. Introduction to Metal Ceramic Technology. Illınois: Quintessence Publishing Co Inc, 1992.
195. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd ed. Canada, Quint Pub Co Inc, 2002.
196. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd edi. Quintessence Publishing Co Inc, 1997.
197. O'Brien WJ, Groh CL, Boenke KM, Mora GP, Tien TY. The strengthening mechanism of a magnesia core ceramic. Dent Mater. 1993;9:242–5.
198. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent. 1998;80:450-6.
199. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. Int J Prosthodont. 2001;14:504-9.
200. Oktay HG. Tüm Seramik Sistemler. E Ü Diş Hek Fak Derg. 2003;24:11-16.
201. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. Int J Periodontics Restorative Dent. 2000;20(2):151-61.

202. Oura K, Lifshits VG, Saranin AA, Zotov AV, Katayama MI. Surface Science: An Introduction. Berlin, Springer-Verlag, 2003.
203. Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered. Dent Mater. 2009;25:392-9.
204. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cements to ceramics. Dent Mater. 2003;19:825–31.
205. Özel Bektaş O, Eren D, Hergüner Siso S, Akın GE. Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur laser treated composite resin. Laser Med Sci. 2011.
206. Özkan P, Yüksel G, Çekiç C. Metal desteksiz porselen sistemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg. 2000;10(2):79-88.
207. Özkurt Z, Kazazoğlu E, Ünal A. In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. Dent Mater. 2010;29(2):138–46.
208. Özkurt Z. Farklı Zirkonya esaslı alt yapılara bağlanan veneer seramiklerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençlerinin karşılaştırılması. İstanbul, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Proteik Diş Tedavisi Anabilim dalı, Doktora Tezi, 2008.
209. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N, The effect of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two allceramic systems. J Prosthet Dent. 2005;93:459-66.
210. Papacchini F, Goraccia C, Sadeka FT, Francesca Monticellia F, Godoyc FG, Ferraria M. Microtensile bond strength to ground enamel by glass-ionomers, resin-modified glass-ionomers, and resin composites used as pit and fissure sealants. J Dent. 2005;33:459–67.
211. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A. Hydrolytic stability of composite repair bond. Eur J Oral Sci. 2007;115(5):417-24.
212. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. J Adhes Dent. 1999;1:299-309.
213. Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual-cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Ankara, Hacettepe Ünviversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi. 2005.
214. Peutzfeldt A. Indirect Resin and Ceramic Systems. Oper Dent Supplement. 2001;6:153–76.
215. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. Dent Mater. 1998;14(3):212-21.
216. Piconi C, Maccauro G, Pilloni L, Burger W, Muratori F, Richter HG. On the fracture of a zirconia ball head. J Mater Sci Mater Med. 2006;17(3):289-300.
217. Piconni C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomater. 1999;20:1-25.
218. Piddock V, Qualtough AJE. Dental ceramics-an update. J Dent. 1990;18:227-35.
219. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. Prosthet Dent. 2004;92:265-73.
220. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. J Prosthodont. 2005;14:39- 45.
221. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. 12th ed. USA, Mosby Co Inc, 2006.
222. Powers JM, Wataha JC. Dental materials properties and manipulation. 9th Ed.St Louis: Mosby Elsevier, 2008:186-95.
223. Probster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 1992;5:409-14.
224. Probster L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. J Oral Rehabil. 1996;23:147-51.
225. Qilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. Dent Mater. 2008;24(4):471-5.
226. Qualtrough AJ, Piddock V. Dental ceramics: What's new?. Dent Update. 2002;29:25-33.
227. Quınn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture thougness of dental ceramics. Dent Mater. 2003;19:603-11.
228. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S. The efficacy of posterior three-unit zirconium- oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent. 2006;96:237–44.
229. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am. 2004;48:531-44.
230. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Ercelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. J Prosthet Dent. 2000;84:303-8.

231. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, Von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. J Prosthet Dent. 2004;91(5):441-6.
232. Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R. Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO2- stabilised zirconia under uniaxial loading. J Eur Ceram Soc. 2001;21:2229-41.
233. Richard MP. Use of Zirconia in Restorative Dentistry. Dentistry Today. 2007;114-9.
234. Rosellini E, Watanabe I, Yoshida K. Effect of zirconia surface treatments on bond strength of porcelain. IADR/AADR/CADR 87th general session and exhibition. 2009:1-4.
235. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128:297-307.
236. Rosenstiel SF, Jonston WM. The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. J Prothet Dent. 1988;60:297-303.
237. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. CAD/CAM- Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. Dtsch Zahnarztl Z. 2003;58:559-69.
238. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. J Prosthet Dent. 2006;96:433–442.
239. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont. 2007;20(4):383-8.
240. Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Scharer P. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures:3-year follow-up. Quinressence Int. 2006;37:685-93.
241. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. J Prosthet Dent. 2010;104:247-57.
242. Sanches RP, Otani C, Damiao AJ, Miyakawa W. Afm characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. Micron. 2009;40:502-6.
243. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strengthevaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater. 1994;10:236–40.
244. Sato T, Tsuji K, Kawashima N, Sato H, Nakamura Y. Effect of defect size on fracture strength of dental low fusion porcelain. Colloids Surf B Biointerfaces. 2004;38(1-2):77-82.
245. Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. J Oral Rehabil. 2003;30(7):758-64.
246. Schweiger M, Nöland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS-Empress 2: A new pressable high strength glass ceramic for esthetic allceramic restorations. Quintessence Dent Technol. 1999;22:143-51.
247. Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G. Shear bond strength of resin luting cement to glass-infltrated porous aluminium oxides cores. J Prosthet Dent. 2000;83:210-15.
248. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 9th edd. Chicago, Quintessence Publishing Co, 1997.
249. Shimoe S, Tanoue N, Yanagida H, Atsuta M, Koizumi H, Matsumura H. Comparative strength of metal-ceramic and metal-composite bonds after extended thermocycling. J Oral Rehabil. 2004;31(7):689-94.
250. Shree Lakshmi Dental Laboratory. Mumbai, Maharashtra, India. Manufacturer, Service Provider, Supplier, 2000.
251. Sinmazişik G, Oveçoğlu ML. Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. Dent Mater. 2006;22(8):735-45.
252. Sorensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. Int J Prosthodont. 1991;4:17-23.
253. Sorensen JA. The IPS-Empress 2 System: Defining the possibilities. Quintessence Dent Techno. 1999;22:153-63.
254. Soykan HŞ, Karakaş Y. MgO ile kismen stabilize edilmiş ZrO2'da x-ışınları difraksiyon yöntemiyle kantitatif faz analizi. Turk J Engin Environ Sci. 2001;25:191-7.
255. Steven Judd Sadowsky. An overview of treatment considerations for esthetic restorations. A review of the literatüre. J Prosthet Dent. 2006;96:433-42.
256. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations—Current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc. 2006;137:1289-96.
257. Strub R, Beschnidt M. Fracture strenght of 5 different all-ceramic crown systems. Int Journal of Prostodontics 1998;11(6):602-9.

258. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for allceramic dental bridges. Dent Mater. 2007;23:115-23.
259. Subbarao EC. Zirconia - an overview Advances in Ceramics. Indian Academy of Sciences. 1981;1:1-24.
260. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with phase stabilizers and quality of sintering. Dent Mater. 2006;22:778-84.
261. Sun-Nyo Kang, Young-Chan Jeon, Chang-Mo Jeong, Mi-Jung Yun. A study on the shear bond strengths of veneering ceramics to the colored zirconia core. J Korean Acad Prosthodont. 2009;47(3):312-319.
262. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA-the system for all-ceramic ZRO2 crown and bridge frameworks. Int J Comput Dent. 2001;4:243-62.
263. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. Int J Comput Dent. 2004;7(1): 67-76.
264. Swain MV, Hannink RHJ. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria-zirconia alloy: Grinding studies. J Am Ceram Soc. 1989;72(8):1358-64.
265. Şahin E. Synthesis and characterization of hydroxyapatite-alümina-zırconia biocomposites. İzmir. A Thesis Submitted to the Graduate School of Engineering and Sciences of Izmir Institute of Technology, Doktora tezi, 2006.
266. Tagami J, Ikeda M, Nikaido T. Dental restoration and method for producing the same, and porcelain paste for dental restoration. Patent application publication, 2009.
267. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systemic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2004;15:654-66.
268. Tan PL, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. J Prosthet Dent. 2004;91(3):215-8.
269. Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. J Prosthet Dent 1995;74(4):345-9.
270. Tanrıkulu S. Zirkonyum oksit alt yapılar üzerine uygulanan farklı üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılmalı olarak incelenmesi. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2007.
271. Teıxerıa ECN, Thompson JI, Pıascık JR, Thompson JY. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. J Esthet Restor Dent. 2005;17: 172–82.
272. The Voice of Techno-Clinical Dentistry, interview by Ettori Palmeri, Editor. Spectrum, Canadian, 2004.
273. Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. J Mater Sci. 1992;27:4429-38.
274. Tholey MJ, Berthold C, Swain MV, Thiel N. XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. Dent Mater. 2010;26(6):545-52.
275. Tholt B, Mıranda-junıor WG, Prıolı R, Thompson J. Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. OperDent. 2006;31:442–9.
276. Thompson JY, Stoner BR, Pıascık JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? Dent Mater. 2011;27:71-82.
277. Tinschert J, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont. 2001;14:231-38.
278. Tinschert J, Natt G, Latzke P. All-ceramic FPDs made of DC-Zirkon-a clinical concept with success?. DZZ. 2005;60:435–45.
279. Toksavul S, Ulusoy M, Toman M. Clinical application of all-ceramic fixed partial dentures and crowns. Quintessence Int. 2004;35(3):185-8.
280. Tosun T. Zirkonyum Nedir? Zirkonyum oksit seramikleri ve diş hekimliğinde kullanım alanları. 2007. http://www.tavsiyeediyorum.com/makale_224.htm.
281. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dent Mater. 2008;24(3):308-18.
282. Üşümez A, İnan Ö, Aykent F. Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004;71(1):196-200.

283. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. J Prosthet Dent. 2005;93:253-9.
284. Valderhaug J. A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. Acta Odontol Scand. 1991;49:35–40.
285. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. 2nd ed. Mosby Yearbook St Louis, 2002;3-4.
286. Vita In-Ceram Spinell, 2006.
287. Vveltzler M. Ein Nicht alltaglicher Fall-Mit In-Ceram Gelöst (II). Ouintessenz Zahntechnik.1997;23:327-40.
288. Wall GJ, Cipra LD. Alternative crown systems. Dent Clin North Am. 1992;36:765-81.
289. Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single unit metal-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 1999;12:519-26.
290. Wassel RW, Walls AWG, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. Br Dent J. 2002;192:199-211.
291. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. Dent Mater. 1992;8(3):181-4.
292. White SN, Miklus VG, McLaren EA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J Prosthet Dent. 2005;94:125-31.
293. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. J Prosthet Dent. 2004;91:136-43.
294. Xie C, Han Y, Zhao XY, Wang ZY, He HM. Microtensile bond strength of one- and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling. Oper Dent. 2010;35:547-55.
295. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. Dent Mater. 2006;22(1):45-56.
296. Yang B, Scharnberg M, Wolfart S, Quaas AC, Ludwig K, Adelung R. Influence of contamination on bonding to zirconia ceramic. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2007;81(2):283-90.
297. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Kurt E, Baybek B. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniv Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2005;22(1):41-60.
298. Yavuzyılmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. Ankara, G. Ü. İletişim Fakültesi Basımevi, 1996:231-33.
299. Yılmaz Ş. YSZ esaslı mühendislik seramiklerinin enjeksiyon döküm yöntemiyle üretim süreçlerinin incelenmesi. İstanbul. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek lisans tezi. 2000; 69-73.
300. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent. 2007;98(2):120-8.
301. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. Wear. 2003;255(9-10):975-89.
302. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Konya, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2006.
303. Yücel MT. Farklı tip tam seramik kronlarının marjinal uyumlarının in vitro olarak değerlendirilmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2005.
304. Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. Braz Oral Res. 2011;25(3):261-6.
305. Yüksel E. Farklı yüzey özelliklerine sahip zirkonyum oksit ve farklı fabrikasyon yöntemleri ile üretilen veneer seramikleri arasındaki bağlantı direncinin fizik yeterliliğinin değerlendirilmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tezi, 2011.
306. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal destyeksiz porselen sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2000;10(2):79-88.
307. Zaimoglu A, Can G. Sabit Protezler 1. baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Dis Hekimligi Fakültesi yayınları, 2004.
308. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara, A.Ü. Basımevi, 1993;411-65.
309. Zawta C. Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report. Quint Int. 2001;32:351-59.

310. Zeno-TEC technical product profile, 2007.
311. Zhang B, Zheng XL, Tokura H, Yoshikawa. Grinding induced damage in ceramics. J Mater Process Tech. 2003;132(1):353-64.
312. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramcis. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004;15:381-86.
313. Zirkonzahn. Keramik Ice Information for dentist. 2006.

9. EKLER

EK-A: Etik kurul kararı

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Toplantı sayısı : 2010/03	Toplantı tarihi : 02.11.2010

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu Prof.Dr.Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ'nin başkanlığında 02.11.2010 tarihinde Dekanlık toplantı salonunda saat 14:30 da toplandı.

Girişimsel olmayan Kinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonunda aşağıdaki karar alındı.

1- Proje yürüttücüsü Atilla Gökhan ÖZYEŞİL ve Daime UYAR tarafından hazırlanan **" Farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramiklerin makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi"** konu başlıklı projenin bilimsel etik açısından sakıncası olmadığına, oy birliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ
Başkan

Prof.Dr.Mihtikar GÜRSEL
Üye

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Üye

Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ
Üye - katılmadı

Prof.Dr.Duygu FINDIK
Üye - katılmadı

Prof.Dr.Nilgün ÖZTÜRK
Üye

Doç.Dr.Yasemin ŞENER
Üye

Doç.Dr.Abdullah DEMİR
Üye

Doç.Dr.Ender ERDOĞAN
Üye

Doç.Dr.Funda KONT ÇOBANKARA
Üye

Yrd.Doç.Dr.Füsun YAŞAR
Raportör - katılmadı

Yrd.Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV
Üye

Yrd.Doç.Dr.Fatih KARA
Üye

10. ÖZGEÇMİŞ

1981’de Konya’da doğdu. İlkokulu ve ortaokulu Mustafa Karacığan İlköğretim Okulu’nda, liseyi Selçuklu Lisesi’nde tamamladı. 2000 yılında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde lisans öğrenimine başladı ve 2005 yılında mezun oldu. 2007 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı’nda doktora eğitimine başladı. 2011 yılında araştırma görevlisi kadrosuna atandı. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır. Yabancı dili İngilizcedir.