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

ZİRKONYUM OKSİT SERAMİK RESTORASYONLARDA FARKLI YÜZEY HAZIRLIKLARININ KOMPOZİT YAPIŞTIRMA SİMANININ BAĞLANMASINA ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Altay ULUDAMAR

Danışman

Prof. Dr. Filiz AYKENT

KONYA - 2007

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ 1
2. LİTERATÜR BİLGİ 3
2.1. Dental Seramikler 3
2.1.1. Dental Seramiğin Bileşimi 3
2.1.1.1. Kaolin 3
2.1.1.2. Kuartz 4
2.1.1.3. Feldspar 4
2.2. Metal Seramikler 5
2.3. Folyo ile güçlendirilmiş porselen kronlar 6
2.4. Tam seramik restorasyonlar 6
2.4.1. Yapım tekniğine göre tam seramik sistemler 6
2.4.1.1. Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri 6
2.4.1.2. Dökülebilir (cam) porselen sistemleri 7
2.4.1.2. A. Dicor 7
2.4.1.2. B Cerapearl 8
2.4.2. Sıcak sıkıştırılıp enjekte edilen porselen sistemleri 8
2.4.2.1. IPS Empress 8
2.4.2.2. IPS Empress II 9
2.4.2.3. IPS e.max 9
2.4.3. Infiltrasyon yöntemiyle yapılan seramik restorasyonlar 10
2.4.3.1. In-Ceram 10
2.5. CAD/CAM sistemleri 11
2.5.1. Cerec 11
2.6. Kopya freze tekniği ile yapılan seramikler 15
2.6.1. Celay sistemi 15
2.7. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu 16
2.7.1. Rezin simanlar 18
2.7.1.1. Kimyasal aktivasyonla sertleşenler (Otopolimerizan) 20
2.7.1.2. Işıkla sertleşenler 20

2.7.1.3. Dual sertleşenler 21
2.8. Simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları 22
2.8.1. Asitle pürüzlendirme 22
2.8.2. Kumlama 23
2.8.3. Elmas döner aletler ile pürüzlendirme 24
2.8.4. Lazerle pürüzlendirme 24
2.9. Dişhekimliğinde lazer 25
2.9.1. Dişhekimliğinde kullanılan lazer cihazları 25
2.9.1.1. Yumuşak doku lazerleri (Karbondioksit, Nd:YAG, Argon ve 25
2.9.1.2. Sert doku lazerleri (Er: YAG, Er: YSGG lazerler)……..…….26
2.10. Bağlanma testleri 27
2.10.1. Mikrotensile testi 27
2.10.2. Kesme (Shear) kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı 28
2.11. Seramik yüzeylerin topografik incelenmesi 29
2.11.1. SEM (Tarama Elektron Mikroskobu) analizi 29
3. MATERYAL VE METOT…….……31
3.1. Zirkon örneklerin hazırlanması 35
3.2. Zirkon örneklerin sinterlenmesi 35
3.3. Zirkon örneklerin yüzey hazırlıklarının yapılması 36
3.3.1. Kontrol grubu 36
3.3.2. Kumlama grubu 36
3.3.3. Elmas frezle pürüzlendirilen grup 36
3.3.4. Lazerle pürüzlendirilen grup 37
3.4. Hazırlanan örnek yüzeylerine rezin simanların yapıştırılması 38
3.4.1. Multilink Automix 39
3.4.2. Multilink Sprint 40
3.5. Bağlanma dayanımının ölçülmesi 41
3.6. Yüzeylerin SEM analizi 42
3.7. İstatistiksel Değerlendirme 44
4. BULGULAR 45
4.1. Shear test bulguları 45

4.2. SEM bulguları 50
5. TARTIŞMA VE SONUÇ 55
6. ÖZET 65
7. YABANCI DİLDE ÖZET 67
8. KAYNAKLAR 69
9. ÖZGEÇMİŞ 82
10. TEŞEKKÜR 83

RESİM LİSTESİ

Resim 2.1. IPS e.max ZirCAD köprü altyapısı 15
Resim 3.1. IPS e.max ZirCAD blok 33
Resim 3.2. Isomet kesme cihazı 33
Resim 3.3a. Örneklerin kesilmesi 34
Resim 3.3b. Örneklerin kesilmesi 34
Resim 3.4. Sinterleme öncesi örnekler 34
Resim 3.5. Sinterleme fırını 35
Resim 3.6. Sinterlenmiş örnekler 35
Resim 3.7. Yüzey pürüzlendirmede kullanılan elmas frez 37
Resim 3.8a. Fotona Fidelis Plus III Lazer 37
Resim 3.8b. Lazer ekranı ve ucu 37
Resim 3.9. Simantasyonda kullanılan plastik kalıp 38
Resim 3.10. Multilink Automix ve zirkonya primer 39
Resim 3.11. Multilink Sprint 40
Resim 3.12. Ağırlıklar ve timer 40
Resim 3.13. Simantasyonu tamamlanmış örnekler 41
Resim 3.14. Üniversal test cihazı 41
Resim 3.15. Kesme testinin uygulanması 42
Resim 3.16. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) 43
Resim 3.17. SEM altın kaplama cihazı 43
Resim 4.1. Kopma yüzeylerinde adeziv başarısızlık 50
Resim 4.2a. Kontrol grubu SEM görüntüsü (x 100) 51
Resim 4.2b. Kontrol grubu SEM görüntüsü (x 500) 51
Resim 4.3a. Kumlama grubu SEM görüntüsü (x 100) 52
Resim 4.3b. Kumlama grubu SEM görüntüsü (x 500) 52
Resim 4.4a. Elmas frez grubu SEM görüntüsü (x 100) 53
Resim 4.4b. Elmas frez grubu SEM görüntüsü (x 500) 53
Resim 4.5a. Lazer grubu SEM görüntüsü (x 100) 54
Resim 4.5b. Lazer grubu SEM görüntüsü (x 500) 54

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1. Klasik ve rezin simanların özelliklerinin karşılaştırılması 17
Tablo.3.1. Çalışmada kullanılan malzemeler 31
Tablo.3.2. IPS e.max ZirCAD bileşimi 31
Tablo 3.3. Multilink Automix bileşimi(ağırlık %) 32
Tablo 3.4. Multilink Sprint bileşimi(ağırlık %) 32
Tablo 3.5. Zirkonya primer bileşimi(ağırlık %) 39
Tablo 4.1. Multilink Automix siman bağlanma dayanım değerleri (MPa) 45
Tablo 4.2. Multilink Sprint siman bağlanma dayanım değerleri (MPa) 45
Tablo 4.3. Gruplar arası varyans analizi 46
Tablo 4.4. Simanların karşılaştırılması 46
Tablo 4.5. Yüzey işlemlerinin Mann-Whitney gruplaması 47
Tablo.4.6. Siman - yüzey işlemlerinin Mann-Whitney gruplaması 48

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 4.1. Farklı yüzeylere rezin simanların bağlanma dayanımı 49

1. GİRİŞ

Kayıp diş ve diş dokularının doğadakine en yakın biyolojik uyuma sahip, estetik ve çiğneme kuvvetlerine dirençli malzemelerle yerine konması dişhekimliği alanında yıllardır süregelen bir arayıştır. Cam seramik restorasyonlarla estetik konusunda önemli bir yol alınmış olmakla beraber, bu restorasyonların nispeten zayıf fiziksel özellikleri çiğneme kuvvetlerine maruz kalan posterior bölgelerde kullanımlarını kısıtlamaktadır.

Metal destekli seramik restorasyonlar, dirençleri ve uzun dönem klinik başarılarından dolayı sabit protetik yaklaşımlarda halen en çok tercih edilen sistemler olarak yerlerini korumaktadırlar. Bununla birlikte, metal seramiklerde karşılaşılan estetik kısıtlamalar seramik teknolojisinde farklı malzeme arayışlarının kaynağını oluşturmaktadır.

Tam seramik restorasyonların estetik ve metal destekli seramik kronların da kırılma direnci avantajını bünyesinde toplayan yttrium oksit ile stabilize edilen zirkonyum tam seramik restorasyonlar çok üyeli posterior köprülerin yapımı için metal alaşımlarına iyi bir alternatif oluşturmaktadırlar. Zirkonyum tam seramik restorasyonlar gösterdikleri yüksek kırılma direnci yanında biyolojik uyumları nedeniyle günümüzde ilgiyi üzerlerine çekmektedirler.

Metal destekli restorasyonlara olan bağımlılığı azaltması, üstün fiziksel özellikleri nedeniyle hem anterior hemde posterior bölgede kullanılabilmesi zirkonyumdan üretilen tam seramik restorasyonların dişhekimliğinde kullanımı ve bu konuda yapılan araştırmaların sayısının her geçen gün artmasına yol açmıştır.

Kısaca CAD/CAM olarak bilinen bilgisayar yardımıyla tasarım ve üretim teknolojisi günümüzde zirkonyum alt yapıların yapımında da kullanılmaya başlanmıştır. Bu alanda ve zirkonyum alt yapı üzerine yığma ve presleme sistemleri ile seramik yapımı konusunda önemli yol alınmış olunmasına rağmen bu

restorasyonların yapıştırılmasına dair bilgilerin eksikliği, nasıl ve ne şekilde yapıştırılacakları konusunda henüz bir fikir birliğinin mevcut olmaması dikkat çekicidir.

Tutuculuk problemi yaşanmayan durumlarda, zirkonyum seramik restorasyonların yapıştırılmasında kompozit esaslı simanların kullanılması gerekli olmasada, yeterli tutuculuğun sağlanamadığı restorasyonların yapıştırılmasında adeziv simantasyon tercih edilmelidir.

Buonocore'un ilk adımını attığı ve akrilik rezinin diş yüzeyine bağlanması konusunda bugün gelinen noktada, araştırmaların yönü daha çok rezin- seramik ara yüzüne ve bu bağlantının nasıl geliştirilebileceği konusunda odaklanmıştır.

Tam seramik restorasyonlar için önerilen yöntem restorasyonun iç yüzeyinin hidroflorik asit(% 5-10) ile pürüzlendirildikten sonra silan uygulanmasıdır. Ancak zirkonyum restorasyonlara rezin adeziv simanların bağlanmasında bu uygulamaların yetersizliği çalışmamızın başlangıç noktasını oluşturmuş ve daha başarılı bir bağlanmanın elde edilmesi konusunda arayışlara yönlendirmiştir.

Bu çalışmanın amacı, yttrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonyumdan hazırlanan örneklerde, simantasyon öncesi farklı yüzey hazırlıklarının iki farklı rezin esaslı yapıştırıcı simanın bağlanma gücüne etkisinin test edilmesidir.

2. LİTERATÜR BİLGİ

Seramik restorasyonlar ve son yıllarda da özellikle tam seramik restorasyonlara karşı duyulan ilgi hem dişhekimleri hem de hastalar arasında her geçen gün katlanarak artmaktadır. Porselen olarak bilinen seramik materyaller dişhekimliğinde özel bir yere sahiptir. Kompozit ve cam iyonomerlerdeki ilerlemelere rağmen seramikler estetik açıdan en tatmin edici materyallerdir. Seramiklerin renk, ışık geçirgenliği ve doğala en yakın görünüm gibi özelliklerine eşdeğer hiçbir materyal henüz geliştirilememiştir (Van Noort 2002).

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiğin Bileşimi

Doğal dişlerinkine kısmen benzer renk ve ışık geçirgenliğine sahip dental porselen ilk kez 1838 de Elias Wildman tarafından yapılmıştır. İlk dental porselenler kaolin, feldspar ve kuartzın bir karışımı şeklinde olup çanak, çömlek ve evde kullanılan porselenlerden oldukça farklı bir yapıdaydı (Van Noort 2002).

2.1.1.1. Kaolin

Çin kili olarak da bilinen kaolin bir aluminyum silikat hidratıdır ($Al_2O_3.2SiO_2.2H_2O$). Porselenin birarada kalmasında ve pişirilmeden önce kolay şekillendirilebilmesinde rol oynar. Ancak opak olmasından dolayı az miktarda dahi olsa kaolin içeren ilk dental porselenlerde yeterli ışık geçirgenliği elde edilememiş ve bu yüzden yerini kristalin içeren feldspatik cama bırakmıştır (Van Noort 2002, Yöndem 2006).

2.1.1.2. Kuartz

Kuartz (SiO_2) porselenin pişirilmesi esnasında değişime uğramaz ve güçlendirici olarak rol oynar. Feldsparın eritilmesi sonucu elde edilen camsı fazda yaygın olarak ince kristalin şeklinde bulunur ve materyale şeffaf bir görünüm kazandırır (McLean 1979, Yücel 2005).

2.1.1.3. Feldspar

Albite olarakda bilinen feldspar, potasyum alumina silikat ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) ve sodyum alumina silikat ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) karışımıdır. Feldsparlar doğada kendiliğinden bulunan maddelerdir bu nedenlede potaş (K_2O) ve soda (Na_2O) oranları bir miktar farklılık gösterebilir (Craig 1989, Van Noort 2002). Bu durum feldsparın özelliklerini etkiler; soda füzyon ısısını düşürürken potaş erimiş camın viskozitesini arttırır. Bu nedenle, porselenin pişirilmesi esnasında piroplastik akış denilen ve dişin formunun porselenin akarak şekil değiştirmesine bağlı bozulmasının önüne geçebilmek için yeterli ve doğru miktarda potaş bulunması çok önemlidir (Zaimoğlu ve ark 1993, McLean 2001, Van Noort 2002, Yöndem 2006,)

Dişhekimliğinde kullanılan porselen tozu yukarıda bahsedilen içeriklerin basit bir karışımı değildir. Bu tozlar önce bir kez fırınlanır, üretici firma bunları belirli oranlarda karıştırır, ilave metal oksitler katar, birleştirir ve erimiş kitleyi suda soğutur. Sonuçta çıkan bu ürün ‘frit’ olarak bilinir. Bu ani soğutmaya bağlı olarak cam içinde önemli bir stres birikimi ve yaygın çatlaklar oluşur. Bu materyal kolayca ezilerek toz haline getirilir ve diş teknisyenleri tarafından kullanılan ince porselen tozu elde edilir (Van Noort 2002).

Metal oksitler porselenin renklendirilmesinde kullanılır. Örneğin demir oksit kahverengi, bakır yeşil pigment, titanyum sarımsı kahverengi ve kobalt porselene

mavi rengi verir (Craig 1989, Phillips 1991, Yavuzyılmaz ve ark 2005a, Yöndem 2006).

Porselen üreticileri florasan özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamışlardır. Bazı modern porselenler ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir floresans özelliğine sahiptirler. Bu özelliğin elde edilmesi uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddelerin ilave edilmesi ile gerçekleştirilmekteydi. Ancak günümüzde bunların zararlı etkileri nedeniyle europinyum, samaryum, uterbiyum gibi lanthanitler, yani dünya elementleri kullanılmaya başlanmıştır (Yavuzyılmaz ve ark 2005a).

2.2. Metal Seramikler

Metal seramik restorasyonların % 11 - % 15 (K_2O) frit içeren porselen tozları kullanılarak yapımı ilk kez 1960'ların başında Weinstein ve arkadaşları tarafından tarif edilmiştir. Porselenin vakum altında pişirilmeye başlanması ve altın alaşımlarına bağlanmasındaki gelişmeler dental estetikteki en önemli ilerlemelerden birisi olarak bilinir. Bu gelişme altın alt yapının estetik olarak porselen ile bağlanarak kapatılmasına ve doğal dişlere benzer seramik restorasyonların yapımına olanak tanımıştır (McLean 2001).

Porselenin metale bağlanmasını mümkün kılan termal genleşme için gerekli temel değişiklik K_2O içeriğinin gerekli seviyeye çıkarılmasıydı.
Metal seramikler için ortalama bir bileşim şu şekilde formüle edilebilir; SiO_2 (% 63.2), Al_2O_3 (% 17.5), CaO (% 0.8), Na_2O (% 5.7), K_2O_3 (% 11.7) ve B_2O (% 1.0) **(**McLean 2001).

Metal seramiklerdeki metal alt yapı ışığın geçişini kısıtladığından dolayı kronun ışık geçirgenliğini azaltıp daha donuk bir görünüm oluşmasına sebep olur. Bu nedenle metal destekli seramik restorasyonlara alternatif daha estetik materyal arayışları başlamıştır.

2.3. Folyo ile güçlendirilmiş porselen kronlar

Folyo ile güçlendirilmiş porselen yapım tekniği, pahalı ekipmana gereksinim olmaksızın özellikle anterior kronlarda çok estetik ve iyi bir uyum sağlayarak başarılı sonuçlar elde edilmesine rağmen hakettiği ilgiyi bulamayan bir tekniktir. İlk ticari olarak uygulanabilir folyo ile güçlendirilmiş porselen kron sistemi McLean ve Sced tarafından 1976'da geliştirilmiştir. Bu sistemde platin folyonun yüzeyi 2 μm ye kadar kalay ile kaplanmış ve bu tabakanın oksidasyonu ile porselene bağlantı sağlanmıştır (McLean ve ark 1994, McLean 2001).

Uzun dönemli çalışmalar folyo kalınlığının en az 0.1 mm olması gerektiğini göstermiştir. Altın folyoların yüzeyinin kalay oksit ile elektroliz yöntemiyle kaplanması gibi farklı tekniklerde ilerleyen yıllarda geliştirilmiştir (Craig 1989, McLean 2001, Wassell ve ark 2002). Bu sistemle iyi bir estetik ve marjinal adaptasyon sağlanabilmekle birlikte kırılma direncinin geleneksel kronlardan daha düşük olması ve çok üyeli restorasyonların yapımında uygun olmaması kullanım alanlarını sınırlamaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005a).

2.4. Tam seramik restorasyonlar

2.4.1. Yapım tekniğine göre tam seramik sistemler:

2.4.1.1. Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri

Klasik metal destekli porselen restorasyonların yapımında kullanılan feldspatik seramiklerin kristalin içeriğinin arttırılarak güçlendirilen porselenlerin ısıya dayanıklı (refractory) day üzerinde hazırlanıp pişirilmesi şeklinde yapılan restorasyonlardır. Optec HSP (Jeneric Pentron) lösit ile güçlendirilmiş feldspatik porselene örnek verilebilir. Diğer üreticiler seramik alt yapıların yapımında

kullanılmak üzere aluminyum oksit içeriğini arttırmışlardır. Hi-Ceram (Vita Zahnfabric) buna örnek verilebilir (Blatz 2002).

2.4.1.2. Dökülebilir (cam) porselen sistemleri

Cam seramikler, camın kontrollü kristalizasyonuyla hazırlanan katı polikristalinlerdir. Orijinal cam seramik tetrasilisik flormika kristalleri içerir ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$). Bunlar arasında en bilineni Dicor'dur (Kelly ve ark 1996).

2.4.1.2.A. Dicor

Dicor 1980'lerin başında piyasaya sunulmuştur ve esas olarak mika kristalleri içeren cam seramikten oluşur (hacimsel olarak % 45 cam ve % 55 tetrasilik mika kristalleri) (Kelly ve ark 1996). Dicor restorasyonun yapımında mum model fosfat bağlı revetmana alınır ve 1370 °C de santrifüj tekniğiyle dökülür. Daha sonra uygulanan ısısal işlem seramiğin kontrollü kristalizasyonunu sağlar (Schillingburg ve ark 1997, Qualtrough ve Piddock 1997).

Dicor porselenin avantajı, kristal yapının fazlalığından dolayı iyi bir ışık dağılımı sağlayarak bukalemun etkisi göstermesidir. Kron özellikleri yüzey glazürü ve boyama ile verilir. Ancak zaman içinde bu yüzey özelliklerinin erozyona uğraması dezavantajıdır. Bu problemi çözmek için Dicor döküm alt yapı kullanılmakta ve özel hazırlanan aluminöz porselen bu alt yapı üzerine yığılarak restorasyon hazırlanmaktadır. İnce kopinglerde (1 mm den ince) muhtemelen yığma porseleni ile koping yapısının termal özelliklerindeki uyumsuzluklardan dolayı kırılma, çatlama problemleri gözlenmiştir (McLean 2001, Wassell ve ark 2002, Yavuzyılmaz ve ark 2005b).

2.4.1.2.B. Cerapearl

Döküm apatit porselen olarak bilinen Cerapearl esas olarak hidroksiapatit ve deneysel lityum esaslı materyallerden oluşur ve ilk kez Hobo ve Iwata tarafından geliştirilmiştir. Yapım tekniği Dicor porselenlerin yapımına benzerdir. Bu porselenlerin kırılma direnci düşük olduğu için restorasyonların adeziv simantasyon yöntemiyle yapıştırılması tavsiye edilir (McLean 2001, Wassell ve ark 2002, Yavuzyılmaz ve ark 2005b).

2.4.2. Sıcak sıkıştırılıp enjekte edilen porselen sistemleri

2.4.2.1. IPS Empress

Kayıp mum tekniğinin kullanıldığı bu metot ilk olarak Wohlewend ve Scharer tarafından 1990 yılında Zürih Üniversitesinde tarif edilmiş ve 1991 yılında IPS Empress seramik adıyla Ivoclar Vivadent tarafından piyasaya sunulmuşturtur (Qualtrough ve Piddock 1999, McLean 2001).

IPS Empress lösit içeren bir porselendir ve dökülebilir seramiklerdeki gibi öncelikle hazırlanan mum model fosfat bağlı revetmana alınır. Ancak, sinterlenmiş seramikten yapılan ingotlar bu sistemde eritilmez yumuşatılır ve 1150 °C de atılan mumdan kalan boşluğa özel fırınında 20 dakika boyunca preslenerek restorasyon elde edilir. Bu 20 dakikalık süre boyunca tetragonal lösit kristalleri restorasyonun içinde yayılarak hacimsel olarak % 40 lık bir konsantrasyona ulaşır. IPS Empress seramiğin dayanıklılığının özellikle presleme işlemi sonrası ve takip eden porselen yığma ve pişirme sırasında arttığı belirtilmiştir (Kelly ve ark 1996).

İngotun rengi temel bir renk verir daha sonra glazür veya yığma porseleni ile modifikasyonlar yapılabilir. Yığma porseleniyle uyumlu olabilmesi açısından ingotlar glazürlenen materyalden daha düşük termal genleşme katsayısına sahiptir (McLean 2001, Wassell ve ark 2002).

Doğal dişinkine yakın ışık geçirgenliği, florasans ve renk özellikleri gösteren bu materyalin mekanik özellikleri köprü yapımına izin vermemekte ancak lamina vener, inley, onley ve kronların yapımına imkan tanımaktaydı (Holland ve ark 2000). Bu materyalin dayanıklılığı yaklaşık olarak 180 MPa'dır (McLean 2001).

2.4.2.2. IPS Empress II

IPS Empress'in dayanıklılığını arttırmak için çalışmalar firmanın IPS Empress II' yi geliştirmesiyle sonuçlanmıştır. IPS Empress II sisteminde lityum disilikat cam alt yapı kullanılır. Bu alt yapı, ya kayıp mum tekniği ve ısıyla presleme ya da fabrikasyon blokların freze tekniği ile işlenmesiyle hazırlanır. Bu alt yapının bükülme direnci ortalama 300-400 MPa'dır. Karşıt doğal diş aşınmasının daha az olması, optik özellikleri ve ışık geçirgenliği açısından diğer tüm seramiklerden daha avantajlıdır (Holland ve ark 2000, Oktay 2002).

Sistem ikinci premolara kadar bölgedeki tek diş eksikliğinde üç üyeli köprülerin yapılmasına olanak tanımaktadır. Ancak bu restorasyonların klinik ömrünü ve dayanıklılığını arttırmak için seramik yüzeyinin pürüzlendirilip adeziv simantasyon tekniği ile yapıştırılması önerilir (Sorensen 1999, Raigrodski 2004) .

2.4.2.3. IPS e.max

2005 yılının sonunda firma IPS Empress II'nin bir sonraki jenerasyonu olarak IPS e.max sistemini piyasaya sunmuştur. IPS e.max, IPS Empress II gibi lityum disilikat cam yapısındadır. Materyalin yapısındaki değişikliklerle farklı derecelerde opasitede ingotlar üretilmiş ve dayanıklılığı arttırılmıştır (400 MPa). Bu sayede IPS e.max anterior ve posterior bölgede hem tek kron hemde tek diş eksikliği durumunda 3 üyeli köprülerin yapımında kullanılabilmektedir **(**Ivoclar Vivadent, Product Information 2005b).

2.4.3. İnfiltrasyon yöntemiyle yapılan seramik restorasyonlar

2.4.3.1. In-Ceram

'Slip casting' kısaca kapiller kuvvetlerle likit fazdaki maddenin pöröz bir yapının yüzeyinde sertleşerek bir tabaka oluşturması şeklinde ifade edilebilir. Sadoun, hafifçe sinterlenmiş alumina tozunun düşük pişirme ısısında sodyum lanthanum cam ile birleştirilebileceğini göstermiş ve buna dayanarak Vita firması tarafından geliştirilen ürün In-ceram adıyla piyasaya sunulmuştur (Qualtrough ve Piddock 1999, McLean 2001, Blatz 2002).

In-ceram seramik, iki 3-boyutlu birbirine nüfuz eden faz içerir; alumina (aluminyum oksit) ve cam. Slip diye tarif edilen, alumina tozların sulu çözeltisi alçı model üzerine uygulanır. Kapiller basınç ile alçıya doğru hareket eden su nedeniyle alumina partikülleri alçı day üzerinde yoğunlaşır (Kelly ve ark 1996).

Yukarıda anlatıldığı biçimde slip-casting işlemi tamamlanan In-ceram (Vita, Zahnfabric) sistemde ikinci aşamada bu pöröz alumina alt yapıya, erimiş lanthanum aluminosilika cam infiltre edilir (Qualtrough ve Piddock 1999, Blatz 2002). Cam infiltrasyonu için distile su ile karıştırılmış lanthanum aluminosilika cam tozu, fırınlanmış olan aluminyum oksit alt yapı üzerine tatbik edilir. Alt yapı 4 saat süre ile 1100 °C'de fırınlanır. Son olarak alt yapı 960 °C'de 10 dakika kadar bekletilerek işlem tamamlanır (Taşveren ve Özdemir 2005). In-ceram restorasyonlar % 72 alumina oranı ile, 630 MPa gibi yüksek bir dayanıklılığa sahiptir. Hazırlanan alt yapının üzerine kendisiyle uyumlu bir feldspatik porselen ile yığma işlemi yapılır (McLean 2001).

In-ceram Spinell kor yapısında magnezyum oksit ve aluminyum oksit içerir. Alumina kor'dan % 25 daha zayıf ancak ışık geçirgenliği daha fazladır. Estetik

açıdan tek üniteli anterior restorasyonların yapımında kullanılması önerilir (Blatz 2002).

En son gelişme In-ceram zirkonyum'dur. Kısmen stabilize edilmiş zirkonyum ilavesi, materyalin bükülme, kırılma dayanımını ve yorgunluk direncini arttırarak posterior bölgede kullanımına olanak vermiştir (Blatz 2002). Dayanıklılıkta önemli ilerleme kaydedilirken bu malzeme opak yapısı nedeniyle estetik olarak aynı başarıyı gösterememektedir (Taşveren ve Özdemir 2005).

2.5. CAD/CAM sistemleri

Son yıllarda teknolojik gelişmelerin ışığında, seramik blokların kesilerek işlenmesini sağlayan pekçok sistem dişhekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Bunlardan bir kısmı bilgisayar yardımıyla tasarım ve bunu takiben freze tekniğiyle üretim yaparken (CAD/CAM) bir kısmıda aynen anahtar çoğaltmakta kullanılan sisteme benzer bir mekanizma ile blokların freze tekniğiyle işlenmesini sağlamaktadır. Bu cihazlar ilk etapta inley ve onley yapımı için geliştirilmişken bugün gelinen noktada çok üyeli köprülerin yapımı bile mümkün olmaktadır **(**Bindl ve Mörmann 2005).

2.5.1. Cerec

En çok bilinen CAD/CAM sistemlerinden birisi Cerec (Siemens) olup ilk zamanlarda yaşanan yetersiz marjinal uyum ve okluzal morfolojinin tam verilememesi gibi problemler son dönemlerde geliştirilen yeni yazılım programları ile aşılmaya çalışılmaktadır (Anusavice 1993, Denry 1996, Qualtrough ve Piddock 1999, Qualtrough ve Piddock 2001, Bindl ve Mörmann 2005).

Cerec sistemi üzerine yapılan klinik çalışmalar konusundaki literatürün sistematik analizi büyük oranda başarıya işaret etmektedir. Cerec teknolojisi çağdaş,

koruyucu kavite preparasyon tasarımı ile uyumludur. Komplike restoratif işlemlerin tek seansta tamamlanmasına olanak vererek olası pulpal travma riskini minimuma indirger (Jedynakiewicz 2001).

Cerec 2, 1994 yılında Siemens firması tarafından geliştirilmiştir ve ilk sistemdeki kesici bölümü 3 aksdan 6 aksa çıkarılmıştır. Yine okluzal yüz kesimleri için yazılım programı yükseltilmiştir (Mörmann ve Bindl 1996).

Cerec 3, 2000 yılında Sirona firması tarafından üretilmiştir. Bu sistemde Windows NT programı kullanılmıştır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler bu cihazın kullanımındaki sınırlamaları önemli ölçüde ortadan kaldırmıştır. Üretim işlemi çabuklaştırılmış, görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri önemli derecede hızlandırılmıştır (Mörmann ve Bindl 1996, Yücel 2005, Yöndem 2006).

Dicor MGC, Vita Mark II, Vita Celay ve IPS e.max CAD gibi bu cihazlarda kullanılmak üzere üretilen seramik bloklar dental laboratuvarlarda klasik yöntemlerle yapılan seramiklere nazaran daha yüksek dayanım gücüne sahiptir. Ancak freze işlemi sırasında oluşabilecek yüzey hatalarının bu dayanıklılığı azaltabileceği gerçeği göz ardı edilmemelidir (Wassell ve ark 2002, Yavuzyılmaz ve ark 2005b).

CAD/CAM sistemiyle tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan en yeni alt yapı malzemesi yttrium tetragonal zirkonya polikristallerinden esas alan materyallerdir. Bu maddenin biyomedikal kullanımı, mükemmel mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu nedeniyle ilk olarak ortopedi alanında kalça çıkıklarında femur başı için kullanılmasıyla başlamıştır. Yttrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonyumun dişhekimliğinde yerini alması ise ilk kez 1990'ların başında endodontik post ve implantlarda kullanılmasıyla başlamıştır. Yttrium oksit saf zirkonyumu oda ısısında stabilize etmek ve çok fazlı bir materyal oluşturmak için ilave edilmiştir.

Y-TZP'nin (Yttrium-stabilized tetragonal zirconium phase) yüksek başlangıç dayanıklığı ve kırılma direnci, kısmen stabilize edilmiş zirkonyumun fiziksel özelliklerinden kaynaklanır. Seramiklerin uzun dönemli stabiliteleri tükrükteki suyun camla reaksiyona girerek cam yapının bozulması sonucu çatlak oluşumuna önemli derecede bağlıdır. Yttrium oksit ile stabilize edilmiş alt yapılarda cam bulunmaması ve mikro yapısında polikristalin olması nedeniyle bu sorun gözlenmez. Bu özellik Y-TZP alt yapıların uzun dönemli stabilitesini olumlu yönde etkileyebilir. In vitro çalışmalarda Y-TZP örneklerde esneme direnci 900-1200 MPa ölçülmüştür (Raigrodski 2004, Raigrodski ve ark 2006).

Yttrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonyum yüksek dayanım gücü, biyolojik uyumu ve renk avantajıyla özellikle çok üniteli posterior köprülerde metal alaşımlarına önemli bir alternatif oluşturmaktadır. Feldspatik porselene göre yaklaşık 6 kat, kırılma ve esneme direnci bakımından ise aluminadan yaklaşık iki kat daha güçlüdür. CAD/CAM sistemleri ile zirkonyum restorasyonların hazırlanmasında, zirkonyumun sinterleme öncesindeki daha yumuşak işlenebilir blokları kullanılabildiği gibi bazı sistemlerde ise sinterleme sonrası freze işlemi yapılmaktadır (Raigrodski 2004, Raigrodski ve ark 2006).

Sinterleme sonrası farklı marka bloklar için farklı değerlerde olmakla beraber yaklaşık % 20-25 arasında bir büzülme görülmektedir. Bu büzülme freze işleminde modelin bu oranda daha büyük kesilmesi ile dengelenmektedir. Sinterleme öncesi blokların freze işlemine tabi tutulduğu sistemlerde alt yapının hazırlanması için gereken süre oldukça azalırken sinterlenmiş blokları kesen sistemlerde bu süre uzayacak ve aynı zamanda kesim için kullanılan aletlerdeki aşınma payıda artacaktır. Bu sistemler içerisinde en bilinenlerinden Cercon sisteminde alt yapının hazırlanmasında öncelikle klasik mum modelaj yapılıp sonra bu mum modelaj taranarak bilgisayar destekli üretim (CAM) işlemine geçilirken, Lava sisteminde ise direkt model üzerinden bilgisayar yardımıyla alt yapının tasarımı (CAD) yapılmaktadır (Ferro ve ark 1994, Raigrodski 2004, Ivoclar Vivadent, Product Information 2005, Yavuzyılmaz ve ark 2005b).

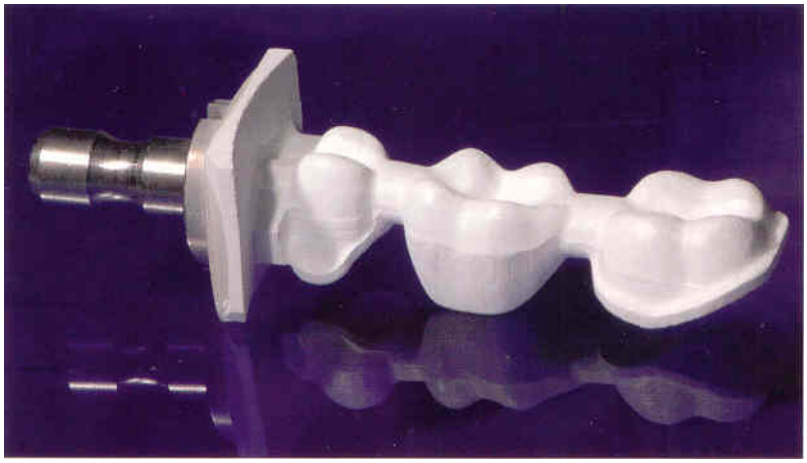
Zirkonyum, kristalin tetragonal formunda bulunur. Materyale dışarıdan bir enerji uygulandığında bir değişim fazına girerek zirkonyumun monoklinik formuna dönüşür. Kristalin bu monoklinik formu % 3 ile % 5 civarında daha büyüktür. Mikroskopik kırıkkların olduğu bölgelerde bu işlem kırıkların örtülmesine sebep olabilir (Denry 1996, McLaren 1998).

Dental uygulamalarda kullanılan 3 çeşit zirkonyum içeren seramik sistemi mevcuttur. Bunlar, yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP), magnezyum kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (ZTA) şeklinde sınıfladırılırlar. Mg-PSZ nispeten daha büyük gren boyutu (30-60 μ) nedeniyle pöröz bir yapıdadır ve biyomedikal uygulamalarda aşınma problemi sebebiyle tercih edilmez.

ZTA biyoseramik olarak kullanımı son zamanlarda artan bir materyaldir. Bu materyale örnek olarak In-ceram zirkonya verilebilir. Pörözitesi sinterlenmiş 3Y-TZP'den daha fazladır. Bu da In-ceram zirkonyanın mekanik özelliklerinin, 3Y-TZP'den daha düşük olmasını kısmen açıklamaktadır (Denry ve Kelly 2007).

3Y- TZP genellikle stabilize edici olarak 3 mol yttrium oksit (Y_2O_3) içerir. Üstün mekanik özellikleri büyük ölçüde yaklaşık 1 μ olan gren boyutuna bağlıdır. Sinterleme öncesi yumuşak bloklardan veya sinterlenmiş bloklardan işlenerek kron ve sabit parsiyel protezlerin yapılmasında kullanılırlar (Denry ve Kelly 2007).

3Y- TZP yapısındaki seramiklere örnek olarak IPS e.max ZirCAD seramik blokları verilebilir (Resim 2.1).



Resim 2.1. *IPS e.max ZirCAD köprü altyapısı*

2.6. Kopya freze tekniği ile yapılan seramikler

Anahtar çoğaltmakta kullanılan sisteme benzer bir mekanizma ile blokların freze tekniğiyle işlenmesi esasına dayanan bir sistemdir. Bunlar içerisinde en bilineni Celay sistemidir.

2.6.1. Celay sistemi

Bu sistem ilk olarak 1991 yılında Mikrona firması tarafından porselen bloklardan inley yapımı için dişhekimliğinde kullanıma sunulmuştur (Rinke ve Hülls 1996, Hickel ve ark 1997, Qualtrough ve Piddock 1999).

Restorasyon yapımında öncelikle day üzerinde rezin örnek hazırlanır. Bu rezin örnek cihazın kopyalama bölümüne yerleştirilir. Cihazın kesici bölümünede seramik blok yerleştirilir. Kesici ünitin iki tarafı birbirine geometrik transfer mekanizması ile bağlı olup bu kopya aleti ve kesici ucun üç boyutlu haraketine izin vermektedir. Restorasyon alt yapısının freze tekniği ile hazırlanması yaklaşık 15 dakika sürer. Bu alt yapı üzerine klasik yöntemlerle vener porselen uygulanır ve restorasyon bitirilir (Denry 1996, Rinke ve Hülls 1996,Yücel 2005)

2.7. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu

Sabit protetik restorasyonların başarısında simantasyon işlemi ve kullanılan yapıştırma simanı önemli rol oynar. Simantasyon işlemine bağlı kron retansiyonunun kaybı sabit protetik restorasyonların başarısızlık nedenlerinin değerlendirildiği çalışmalarda en önde gelen sebeplerden birisi olarak belirtilmiştir (Walton ve ark 1986).

Yapıştırma simanları sabit restorasyonlarla diş arasında mikrobiyal sızıntıya engel olmalı, diş ve restorasyon arasındaki yüzeyi mekanik, kimyasal veya bu ikisinin kombinasyonu bir mekanizma ile tamamen örtmelidir. İdeal bir dental adeziv;

- Farklı materyaller arasında kalıcı bir bağlantı sağlamalı
- Gerekli sıkışma ve gerilme direncine sahip olmalı
- Yeterli kırılma direnci göstermeli
- Diş ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmeli
- Uygun film tabakası ve viskoziteye sahip olmalı
- Ağız içinde çözülmemeli
- Doku uyumu olmalı
- Yeterli sertleşme ve çalışma süresi olmalıdır

(Diaz-Arnold ve ark 1999).

Tam seramik restorasyonlardan In-ceram ve zirkonyum oksit benzeri yüksek dayanıklılığa sahip restorasyonların yapıştırılmasında klasik simanlardan yararlanılabilir. Cam iyonomer simanlarla klinik olarak başarılı sonuçlar alınmıştır. Cam iyonomer simanların fiziksel özellikleri optimum toz/likit oranına çok hassastır. Bu orandaki küçük değişiklikler dahi bu maddelerin klinik performansını önemli derecede etkilemektedir. Cam iyonomer simanların su ve nem ile sertleşmeden önceki erken temasıda önemli sorunlar yaratabilmektedir. Bu nedenle iyi bir tükrük kontrolü şarttır. Eğer kullanılacaksa dozu önceden ayarlanmış kapsül

şeklindeki formunun seçilmesi karıştırma nedeniyle yaşanabilecek problemlerin önüne geçebilir (Mount 1994).

Tablo 2.1. *Klasik ve rezin simanların özelliklerinin karşılaştırılması*

	Klasik simanlar	**Rezin simanlar**
Avantajları	- kolay uygulama - fazlalıkların kolay uzaklaştırılması - restorasyonun gerektiğinde kolay çıkarılması	- minimal invaziv preparasyon - dişe mükemmel adezyon - stabilite - ağız içinde düşük çözünürlük - düşük abrazyon - estetik
Dezavantajları	- retantiv preparasyon - suda çözünürlük - diş yapısına kısıtlı adezyon - yüksek abrazyon - yetersiz estetik	- fazlalıklar güç uzaklaştırılır - ihtiyaç duyulduğunda restorasyonun çıkarılması zor

Çinko fosfat simanların kullanımındaki yaklaşım ise, yüksek oranda mikrosızıntı göstermesi ve marjinlerdeki renklenmeler sebebiyle kullanılmaması yönündedir. Polikarboksilat simanların kullanımıda keza yetersiz fiziksel özellikleri nedeniyle önerilmemektedir (McLaren 1998). Tablo 2.1'de klasik yapıştırma simanları ile rezin simanlar avantaj ve dezavantajları yönünden karşılaştırılmıştır.

Poliasit modifiye rezin simanlar (kompomerler), rezin ve cam iyonomer simanların üstün özelliklerini birleştirmek amacıyla geliştirilmişlerdir. Ancak, kompomerlerin tam seramik restorasyonlarda kırıkların oluşmasında rol oynadığı yönünde çalışmalar mevcuttur. Bu simanlarda yüksek oranda hidroksietilmetakrilat (HEMA) bulunmaktadır ve HEMA su ile temas ettiğinde önemli ölçüde genişlemektedir. Bu genişlemenin tam seramik restorasyonlarda mikro çatlakların oluşmasına yol açabileceği düşünülmektedir (Duke 1999, Öztürk 2001). Bu konuda yapılan bir araştırmada kompomerlerin klasik simanlara ve tamamen rezin

simanlara göre 5 kat daha fazla doğrusal genişleme gösterdiği ve bu nedenlede tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılmaması gerektiği belirtilmiştir (McLaren 1998, Rosenstiel ve ark 1998).

Tam seramik restorasyonların klinik başarısı büyük ölçüde kompozit rezin yapıştırma simanına ve simantasyon işlemine bağlıdır (Li ve ark 1999, Kumbuloğlu ve ark 2005). Tam seramik restorasyonların kırılmaya direncini belirleyen faktörler uygun preparasyon ve restorasyonun uyumudur. Asitle pürüzlendirme tekniği ile rezin simanlar kullanıldığında restorasyonun altındaki ince rezin siman tabakası streslerin dağılmasına ve kırılma riskinin azalmasına yardımcı olur (Rosenstiel ve ark 1998, McLean 2001).

Simantasyonda göz önünde bulundurulması gereken en önemli konulardan biriside yapıştırma simanının optik özellikleridir. Özellikle anterior bölgede uygulanan tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında bu konu ön plana çıkar. Klasik simanlar yeterince güçlü olsa dahi bu simanların nispeten opak olmaları sebebiyle restorasyonun optik özelliklerini olumsuz etkileyecekleri göz önünde bulundurulmalıdır. Tam seramik restorasyonların yapımındaki temel sebeplerden birisi optimum estetik ve doğala en yakın görünüm olduğuna göre doğal ışık geçişine imkan veren rezin simanların kullanılmasıda kaçınılmaz olmaktadır (Mc Laren 1998).

2.7.1. Rezin simanlar

Rezin simanlar, diş dokuları olan mine, dentin ve porselen yüzeyi gibi farklı yapıdaki maddelere kuvvetle bağlanabilme özelliğine sahiptir. Bu simanlar yüksek dayanım, ağız ortamında düşük çözünürlük, renk uyumundaki üstünlük gibi özelliklerinden dolayı, inley, onley, lamina ve kron-köprü uygulamaları gibi tam seramik sabit protetik restorasyonlar ile indirekt rezin kompozit restorasyonların

simantasyonunda tercih edilirler. Başarıları çok aşamalı işlemler gerektirmelerinden dolayı kullanım tekniğine doğrudan bağlıdır (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Dişhekimliğinde kullanılan rezinler polimerlerdir ve polimerler küçük moleküllü monomerlerin oluşturduğu çok daha büyük bir molekül olarak tarif edilebilir. Dental polimerler kullanılan rezin tipine, içine katılan dolduruculara ve sertleşme mekanizmasına göre farklılıklar gösterirler (Roulet 1987). Rezinlerin polimerizasyonu esnasında kaçınılmaz olarak bir büzülme gözlenir. Bu büzülmeyi azaltmak için rezinlerin içerisine farklı inorganik doldurucular ve bir ön polimerizasyon işlemine tabi tutulup sonra toz haline getirilen polimer tozları ilave edilir (Philips 1991).

Kompozit kimyasal olarak en azından iki farklı materyalin; monomer ve inorganik doldurucunun kombinasyonudur ve yapıyı oluşturan materyallerin tek başlarına göstermedikleri özelliklere sahiptir. Monomer ve doldurucu arasındaki kimyasal bağlantı γ-metakriloksipropil trimetoksisilan denilen organik silanize edici bir ajan tarafından sağlanır (Magne ve Belser 2002).

Rezin simanlar, büyük ölçüde doldurucu içeren BIS-GMA rezin ve bu rezinin içine ilave edilen ve karışımın pasta veya likit şeklinde kullanımını sağlayan diğer metakrilatların (TEDGMA, UDMA) varyasyonları şeklinde bulunurlar (Blatz ve ark 2003). Rezin simanlarda dahil olmak üzere tüm kompozitlerin mekanik özellikleri kullanılan bu maddelerle doğrudan ilişkilidir. Polimerizasyon reaksiyonu temelde 3 aşamadan oluşur; başlangıç, ilerleme ve bitim (Roulet 1987).

Reaksiyon; ısı, UV ışık ve peroksitler ile hızlandırılabilir. Her durumda reaksiyon; ısı, kimyasal veya fotokimyasal reaksiyonlarla oluşturulabilen serbest radikallerin açığa çıkarılması ile başlar. Serbest radikaller monomer molekülündeki doymamış çift bağı açarak molekülü aktive eder diğer monomerlerle birleşerek polimer zincirleri oluşturur. Bu işlem ortamda serbest radikal kalmayana kadar devam eder (Roulet 1987).

Sertleşme mekanizmalarına göre rezin simanlar 3 grup altında toplanabilirler.

- Kimyasal sertleşen rezin simanlar
- Işıkla sertleşen rezin simanlar
- Hem ışık hem kimyasal sertleşen (dual) rezin simanlar

(Öztürk ve Uludağ 2002)

2.7.1.1. Kimyasal aktivasyonla sertleşenler (Otopolimerizan)

Genellikle, karıştırılmaya hazır iki pat halinde bulunurlar. Kimyasal polimerizasyon reaksiyonu benzol peroksit benzeri bir peroksitin reaksiyon hızlandırıcı (akseleratör) olan tersiyer amin ile reaksiyonu sonucu ortaya çıkan serbest radikallerin etkisiyle başlar. Polimerizasyonun başlama hızı büyük ölçüde aktivatör ve akseleratör oranına bağlıdır (Roulet 1987).

Bu yapıştırma simanlarının içersindeki amin grubu zaman içerisinde renklenmeye sebep olabilmektedir. Otopolimerizan rezin simanların belirli bir sertleşme süresi vardır. Metal, metal-seramik veya opak yüksek dirençli tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılırlar (Blatz ve ark 2003).

2.7.1.2. Işıkla sertleşenler

Monomerler direkt olarak halojen, plazma ark, lazer veya LED (Light Emitting Diod) ışık kaynakları ile aktive edilerek polimerize olabilirler. Bu reaksiyonda ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı kamforkinon veya luserin gibi reaksiyon başlatıcıların yapısının bozulup serbest radikaller oluşturulması prensibiyle polimerizasyon reaksiyonu başlar (Roulet 1987, Davidson 2006).

Işıkla sertleşen rezin simanlardan farklı kıvam ve renk seçenekleri sunması, uzun çalışma süresi ve renk stabilitesi dolayısıyla özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda büyük ölçüde yararlanılmaktadır (Ferrari ve ark,

2006). Bu materyallerin dezavantajı aradaki restorasyonun kalınlığının fazla olduğu durumlarda polimerizasyon derinliğinin yetersiz olmasıdır (Allen ve ark 2000, Üşümez 2001).

2.7.1.3. Dual sertleşenler

Işıkla polimerize olan yapıştırma simanlarında, restorasyonun altında tam polimerizasyon sağlanamama olasılığı nedeniyle geliştirilmiş olan yapıştırma simanlarıdır. Baz ve katalist olmak üzere iki kısımdan oluşurlar. Baz yapının içerisinde ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforkinon, katalistin içerisinde ise amin/peroksit vardır. Baz tek başına ışıkla sertleştirilerek kullanılabileceği gibi katalist ile karıştırılarakda kullanılabilir. Işık derinliğinin yada geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda, tam polimerize olamayan yapının kimyasal olarak polimerizasyonunun tamamlanmasına olanak tanır ve bunun için geçen süre yaklaşık 24 saattir. Hem kimyasal hemde ışıkla polimerize olan rezin simanların çoğu sertleşme reaksiyonu için hala büyük ölçüde ışığa bağımlıdırlar ve ışık kullanılmadığı durumlarda mekanik özelliklerinde düşme gözlenir (Blatz ve ark 2003).

İki dental materyalin fizikokimyasal olarak yapışmasını ifade eden adezyon kavramı dişhekimliğinde büyük önem taşır. Esas olarak adezyon, birbiriyle sıkı temasa getirilen iki cismin yapışmasına neden olan kuvvettir. Bir maddenin molekülleri diğerinin moleküllerine doğru çekilir ve yapışır. Bu çekim kuvveti farklı moleküller arasında ise adezyon aynı tür moleküller arasında ise kohezyon olarak tanımlanır. Dental uygulamalarda adezyon 2 kısımda incelenebilir. Bunlardan ilki mine dentin veya sement gibi dental dokulara adezyon diğeri ise restoratif materyalleredir (Kahvecioğlu 2006).

Adeziv tekniklerdeki gelişmeler sayesinde simanın dişe bağlanması konusundaki problemler en aza indirgenmiştir. Ancak çeşitli restoratif materyaller ve rezinler arasındaki adezyonu arttırmaya yönelik çabalara rağmen yapışmama

veya kırıklarda halen adeziv ve/veya koheziv başarısızlıklar görülmektedir (Kahvecioğlu 2006). Restorasyonun yapışma yüzeyine simanın yeterli adezyonunu sağlamak amacıyla farklı yüzey hazırlık yöntemleri kullanılmaktadır.

2.8. Simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları

Rezinin sıkı bir şekilde seramik yüzeye yapışması, mikromekanik bir yüzey kilitlenmesine ve seramik yüzeyin aktivasyonu ile kimyasal bağlantı sağlanabilmesine bağlıdır (Blatz ve ark 2003).

Kullanılan yüzey pürüzlendirme yöntemleri;

- asitle pürüzlendirme
- aluminyum oksit ile kumlama
- elmas döner aletler ile pürüzlendirme ve bunların kombinasyonları şeklinde özetlenebilir (Blatz ve ark 2003).
- lazerle pürüzlendirme (Üşümez ve ark 2004).

2.8.1. Asitle pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme işleminde elde edilen olumlu sonuçlara bağlı olarak feldspatik ve cam seramikler gibi klasik porselenlere rezin simanın bağlantısı konusunda önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Hidroflorik asit seramiğin cam matriksini çözerek lösit kristalleri çevresinde mikroandırkatların oluşmasına olanak tanımaktadır. Akışkanlığı yüksek rezin simanlar bu boşlukları doldurarak güçlü bir mikromekanik bağlantı oluşturmaktadırlar. Klasik seramiklerin asitle pürüzlendirilebilmesi ve adeziv olarak yapıştırılabilmesi bu restorasyonların klinik güvenilirliklerini ve başarılarını önemli ölçüde arttırmıştır (Anusavice 1993) .

Feldspatik porselenlerin yapıştırılmasında rezin yapıştırma simanı ile seramik yüzey arasında en kuvvetli bağlantı hidroflorik asitle pürüzlendirme ve silan ajanı uygulamasıyla elde edilir (Magne ve Belser 2002). Çalışmalar

pürüzlendirilen yüzeydeki kristalin artıklarının uzaklaştırılmasında suyun yetersiz kaldığını ve ultrasonik temizleyicilerin kullanılması gerektiğine dikkat çekmektedirler (Magne ve Belser 2002).

Hidroflorik asitle pürüzlendirme işlemi, in-ceram, procera gibi kristalin oranı yüksek seramiklerde tutucu bir yüzey oluşturmakta yetersizken (Magne ve Belser 2002), zirkonyum oksit seramiklerde ise hiçbir etkisi yoktur (Blatz ve ark 2003).

2.8.2.Kumlama

Kumlama yöntemi ile oksitler ve yağsı materyaller porselen yüzeyinden uzaklaştırılarak rezin ile arasındaki tutuculuk arttırılır. Seramik veya metal yüzeye aluminyum oksit uygulandığında daha güçlü kompozit rezin bağlantısı sağlayan temizlenmiş pürüzlendirilmiş yüzeyler elde edilir. Bu konuda yapılan araştırmalarda en çok 50 μ veya 110 μ Al_2O_3, 2.5 veya 2.8 bar basınç altında yaklaşık 10 mm. mesafeden uygulanmıştır (Piwowarczyk ve ark 2004, Wolfart ve ark 2007).

Al_2O_3 içeren tanaciklerin yüzeye hızla çarpması sonucunda belirli elementlerin yüzeyden uzaklaşması veya birikimi ile karmaşık reaksiyonların oluştuğu ve yüzey enerjisinin aktive olduğu belirtilmiştir.

Restorasyon yüzeyi ile rezin arasında adeziv bağlantı sağlayan tekniklerin çoğunda bağlantı dayanıklılığını arttırmak için kimyasal bağlantı ajanı yüzeye uygulanmadan önce yüzeyin kumlanması gerektiği vurgulanmaktadır (Kern ve Thompson 1993).

Silika esaslı seramiklerde yüzeye silan uygulanması rezin simanın kimyasal olarak seramik yüzeyine bağlanmasını arttırır. Silan molekülü iki fonksiyonludur. Hidroksil grubu ile seramik yüzeyindeki silikon dioksitlere, diğer fonksiyonal grubu

ile de rezin organik matrikse bağlanarak ko-polimer oluşturur (Kumbuloğlu ve ark 2005).

Silanizasyon cam infiltre aluminyum oksit seramiklerde kimyasal bir bağlantı oluşturmaz fakat kumlama sonrası yüzeyin ıslatılmasına yardımcı olur (Magne ve Belser 2002). Kumlama ve silan uygulanan örneklere klasik Bis-GMA rezin simanlar başlangıçta yeterli bağlanma gücü gösterirken bu bağlantının zaman içerisinde ve termosiklus sonrası klinik olarak kabul edilebilir seviyelerin aşağısına indiği gösterilmiştir (Kern ve Thompson 1995).

Kompozite ve silana kimyasal bağlanmaya olanak tanıyan tribokimyasal silika kaplama işlemi aluminyum oksit esaslı tam seramiklerde önerilmektedir. Rocatec sistemi (3M ESPE) bu konuda etkili ve kullanımı kolay bir sistemdir. İki aşamalı kumlama ve silan (ESPE-Sil) uygulanması şeklindedir (Özcan ve Vallittu 2003) .

2.8.3. Elmas döner aletler ile pürüzlendirme

Bazı araştırıcılar (Awliya ve ark 1998, Kosmac ve ark 1999, Derand ve Derand 2000, Blatz ve ark 2003), seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kalın grenli elmas frezleri kullanmışlardır. Elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre daha pürüzlü yüzeyler elde edilmiştir. Bunun sonucunda rezin siman-seramik bağlantısının arttığını bildirmişlerdir (Derand ve Derand 2000).

2.8.4. Lazerle pürüzlendirme

Son yıllarda Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler kullanılarak mine ve dentin yüzeyinde pürüzlendirme işlemlerinin, çeşitli asitlerle yapılan pürüzlendirme işlemleriyle karşılaştırıldığı ve bunun rezin simanların bağlanma gücüne etkisi pekçok araştırmaya konu olmuştur (Üçümez ve Aykent 2003, van Meerbeek ve ark 2003)

2.9. Dişhekimliğinde lazer

Lazer(laser), ingilizcede Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation ifadesinin başharflerinin alınmasıyla oluşturulan ve 1917 yılında Albert Einstein tarafından ortaya atılan lazer ışığının elde ediliş teorisini tanımlamaktadır.

Lazer ışığı elde ediliş biçiminden kaynaklanan bazı özellikleri ile diğer ışıklardan ayrılır. Bu özellikler tek renkli olması (monokromatik), doğrusal olması (collimated) ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması (koherans) şeklinde özetlenebilir. Tüm bu özelliklerin getirdiği sonuç ise güçlü ve kontrol edilebilir bir ışıktır. Tıpta ve dişhekimliğinde kullanılan esas özelliği ise tek renkli olmasıdır. Bu özellik sayesinde lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken çevre doku tahribatı minimum düzeyde olmaktadır. Buna lazerin doku seçici özelliği denir. Lazer ışığı tek renkli olup rengi elde edildiği maddeye bağlıdır. Lazerler elde edildikleri maddelerin adlarıyla anılırlar (Atalı 2007).

2.9.1. Dişhekimliğinde kullanılan lazer cihazları

2.9.1.1. Yumuşak doku lazerleri (Karbondioksit, Nd:YAG, Argon ve Diyot lazerler)

Yumuşak doku lazerleri her türlü yumuşak doku kesimi, kanın koagulasyonu, kanal içi veya dişeti cebinin dezenfeksiyonu amacıyla kullanılbilmektedir. Tarihsel gelişim sürecinde en eski yumuşak doku lazerleri karbondioksit (1975 ve sonrası) lazerlerdir ve FDA tarafından kullanımı onaylanan bu ilk dental lazerler gingivektomi, frenektomi gibi yumuşak doku cerrahisinde başarı ile kullanılmışlardır (Miller ve Truhe 1993).

1983 ve sonrasında ise Nd:YAG lazerler geliştirilmişlerdir. Nd:YAG lazerlerde bir fiberoptik iletim sistemi kullanılır ve ıslak dokulara CO_2 lazerlerden daha kolay penetre olurlar. Nd:YAG lazerlerin kompozitin dentine bağlanmasının

sağlanması için mineralize dokular üzerinde kullanımına yönelik çalışmalar olmakla birlikte bu lazerler sert doku uygulamaları için hala yeterli değillerdir (White ve ark 1991, Dunn ve ark 2005).

Argon lazerler yumuşak doku işlemlerinde kullanılabildikleri gibi ışıkla aktive olan materyallerin polimerizasyonunda da kullanılırlar (Blankenau ve ark 1991, St Georges ve ark 2002).

1990'lı yılların sonlarında geliştirilen yüksek güçlü diyot lazerlerin pazara girmesiyle diğer tüm cerrahi branşlar gibi dişhekimliğinde de yumuşak doku cerrahisinde tercih edilen lazerler diyot lazerler olmuştur. Yarı iletken diyot lazerler, CO_2 ve Nd:YAG lazerler ile yapılan tüm yumuşak doku işlemlerini yapar ve ayrıca renklenmiş dişlerin beyazlatılmasında da kullanılabilirler (Judy ve ark 1993, Dunn ve ark 2005).

Diyot lazerlerin boyut ve ağırlıklarının küçük olması, daha uzun ömürlü ve ekonomik olmaları öne çıkan özellikleridir. Diyot lazerlerin çeşitli dalga boylarından farklı amaçlarla yararlanılmaktadır. Örneğin diyot lazerlerin 810 nm dalga boyunda olanları, çok düşük güç seviyelerinde ağrı tedavisi ve yara iyileştirmek için kullanılmaktadır (Göknar 2007).

2.9.1.2. Sert doku lazerleri (Er:YAG, Er:YSGG lazerler)

Sert doku lazerleri mine ve dentinin aşındırılması ve kemik operasyonları için etkin bir şekilde kullanılabilmektedir. Her türlü kavite hazırlanması, kanal genişletme, apikal rezeksiyon, gömülü 20 yaş diş çekimi ve yüzey pürüzlendirmesi gibi alanlarda kullanılmaktadır. Sert doku lazerleri hava ve su ile birlikte kullanıldığından dolayı termal etki oluşturmazlar (Lin ve ark 1999).

Erbiyum YAG (Er:YAG) lazer, ilk kez Zharikov ve arkadaşları tarafından 1975 yılında geliştirilmiş ve 1997 yılında FDA tarafından çürük temizlenmesi,

kavite preparasyonlarının şekillendirilmesi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi öncesinde modifikasyonu için kullanımı onaylanmıştır (Dunn ve ark 2005, Bader ve Krejci 2006). Er:YAG lazer, erbiyum (Er 3+) iyonları ile katkılandırılmış, YAG ana kristallerinden oluşmaktadır. YAG içinde olduğunda erbiyum iyonları 2936 nm dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirir. Erbiyum iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG (yttrium scandium galyum garnet) ana kristalinin içinede katkılandırılabilir. Bu yolla üretilen lazer erbiyum, krom YSGG (Er, Cr: YSGG) lazeri olarak bilinir (Sung ve ark 2005). YSGG içinde olunca erbiyum iyonlarının emisyonu 2790 nm dalga boyuna çıkar. Er:YAG lazerler günümüz dişhekimliğinde en yaygın olarak kullanılan lazer sistemidir (Göknar 2007).

İlk Er:YAG lazerlerinin darbe frekansı 10 Hz. veya altında çalışırken bugün darbe frekansı 50 Hz. olabilmektedir. Son yıllarda dişhekimliğinde kullanılan Er:YAG lazerler serbest çalışan darbeli emisyon modunda çalışır. Darbe aralığı yaklaşık 200 mikrosaniyedir. 5000 yada 10000 watt gücündeki lazerlerle 1 joule veya daha yüksek darbe enerjisi elde etmek mümkündür. Lazerlerden ortalama 20-30 Watt güç elde edilebilmesine rağmen FDA bu lazerlerin dişhekimliğinde 5-10 Watt güç ile kullanılmasını önermektedir (Göknar 2007).

2.10. Bağlanma Testleri

2.10.1. Mikrotensile testi

Mikrotensile testi için öncelikle yapıştırılmış test örneklerinden su soğutması altında ince kesitler alınması gerekir. Bu kesit alınımı iki şekilde olabilir:

1- Örneklerden vertikal yönde 1 mm kalınlığında kesitler alınır. Daha sonra da bağlantı bölgesine, bağlantı yüzeyi 1.6 mm^2 - 1.8 mm^2 olacak şekilde , kum saati şekli verilir (Pashley ve ark 1995, Shono ve ark 1999, Üşümez 2001).

2- Örneklerden 1x1 mm'lik kesitler alınır. Elde edilen kesit çubuklarına başka bir işlem yapılmadan teste tabi tutulur (Shono ve ark 1999, Üşümez 2001)

Yukarıda belirtilen iki yöntemden biri kullanılarak hazırlanan örneklere çekme testi uygulanır. Çekme kuvveti uygulanırken yük hızı genellikle 1 mm/dak'dır (Pashley 1995).

2.10.2. Kesme (Shear) kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı

Herhangi bir cisime dışarıdan kuvvet uygulandığında cismin iç yapısında moleküler düzeyde bir kuvvet oluşur. Bir dış kuvvete karşı mukavemet gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir. Kuvvetin birimleri pound veya kilogram'dır. Bilimsel çalışmalarda ise en çok tercih edilen kuvvet birimi Newton, gerilim birimi ise N/mm^2 = MPa (Megapaskal)'dır (Caputo ve Standlee 1987, Philips 1991, Bidez ve Misch 1992, McNeill 1997, Yöndem 2006).

Gerilim, bir yük uygulandığında cismin atomları arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler olarak tanımlanabilir. Yönlerine göre tüm gerilmeler üç tiptir.

1. Çekme gerilimi (Tensile stress): Bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir.
2. Basma gerilimi (Compressive stress): Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir.
3. Makaslama gerilimi (Shear stress): Bir yapının bir kısmının diğer kısmına paralel ancak ters yönlerde kaydırılarak deforme edildiğinde ortaya çıkan gerilimdir.

Çekme uygulandığında, cismi oluşturan moleküller çekilmeye karşı direnmek zorunda kalır, basma uygulandığında, birarada daha yakın durmaya sıkışmaya karşı direnç oluşur ve makaslama geriliminin uygulanması durumunda

ise cismin bir kısmı diğerinin üzerinden kayarak geçmeye karşı direnmek durumunda kalır (Philips 1991).

Yapıştırma sistemlerinin kesme kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, genellikle sabit bir medyuma gömülmüş örneğe bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu yük tespit edilir. Kuvvetin uygulandığı uçlar çeşitlidir; dikdörtgen veya keski şeklinde olabilir. Kesme kuvveti uygulanacağı zaman keski şeklindeki uç tercih edilmelidir. Çünkü dikdörtgen tabanlı uçlar desteksiz kuvvet uygularken keski şeklindeki uçlar örneği yüzeyden ayırıcı kuvvet uygular.

Kesme kuvveti uygulandığında sonuç değerleri etkileyen diğer bir parametre, yükün uygulanma hızıdır. Kırılgan materyallere yük uygulama hızı, elastik materyallere uygulanandan düşük olmalıdır. Bağlantı testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0.5 mm/dakikadır.

Bağlantı dayanımı, uygulanan kuvvetin birim alana bölünmesi ile pound / inch², kg/cm², MN/m² veya N/mm² (Megapaskal, MPa) olarak ifade edilebilir (Retief 1991, Üşümez 2001).

2.11. Seramik yüzeylerin topografik incelenmesi

2.11.1. SEM (Tarama Elektron Mikroskobu) analizi

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesini sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. Ayırım gücü, odak derinliği vede görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı tarama elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM) araştırmalarda kullanılır (Yöndem 2006).

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 2002, Van Meerbeck ve ark 2003).

Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur (Üşümez 2001). Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir (Bancroft ve Stevens 1996). Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölge görüntüsü karanlık alınır. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir (Watt 1996).

Yüzey analiz tekniklerinden olan tarama elektron mikroskopisi ile bu çalışmada uygulanan farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin etkisini ve yapıştırma simanının bağlantısının incelenmesi mümkündür.

3. MATERYAL VE METOT

Zirkonyum seramik yüzeylerinin farklı yüzey hazırlıkları uygulandıktan sonra iki farklı adeziv rezin simanın bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı bu çalışmada kullanılan materyal ve üretici firma detayları Tablo 3.1.'de verilmiştir. Tablo 3.2'de IPS e.max ZirCAD blokların kimyasal içeriği, Tablo 3.3'de Multilink Automix'in bileşimi ve Tablo 3.4'de ise Multilink Sprint'in içerikleri sunulmuştur.

Tablo.3.1. *Çalışmada kullanılan malzemeler*

Çalışmada kullanılan malzemeler	Üretici Firma
ZirCAD® Bloklar	Ivoclar Vivadent AG, Bendererstr2 Schaan, Liechtenstein
Multilink® Automix	Ivoclar Vivadent AG, Bendererstr2 Schaan, Liechtenstein
Multilink® Sprint	Ivoclar Vivadent AG, Bendererstr2 Schaan, Liechtenstein

Tablo.3.2. *IPS e.max ZirCAD bileşimi*

IPS e.max ZirCAD (Yitrium ile stabilize zirkonyum oksit blok)	
ZrO_2	87-95 (% ağırlık)
Diğer	HfO_2 , Al_2O_3 , Y_2O_3 ve diğer oksitler

Tablo 3.3. *Multilink Automix bileşimi (ağırlık %)*

	Baz	**Katalizör**
Dimetakrilatlar ve HEMA	31.6	31.2
Adeziv monomer		5.0
Baryum cam doldurucular	39.4	39.4
Ytterbiyum triflorit	23.0	23.0
Silikon dioksit doldurucu	5.1	5.1
Reaksiyon başlatıcı ve stabilizörler	0.9	1.3
Pigment	< 0.01	< 0.01

Tablo 3.4. *Multilink Sprint bileşimi (ağırlık %)*

	Baz	**Katalizör**
Dimetakrilatlar	24.2	21.1
Adeziv monomer		5.0
İnorganik doldurucular	75	73.2
Reaksiyon başlatıcı ve stabilizörler	0.8	0.7

Çalışma aşağıdaki aşamalarda gerçekleştirilmiştir:

- Zirkonyum örneklerin hazırlaması
- Zirkonyum örneklerin sinterlenmesi
- Zirkonyum örneklerin yüzey hazırlıklarının yapılması
- Hazırlanan örnek yüzeylerine rezin simanların yapıştırılması
- Bağlanma dayanımının ölçülmesi
- Yüzeylerin SEM analizi

3.1. Zirkon örneklerin hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan zirkonyum örnekler prefabrik IPS e.max ZirCAD bloklardan elde edilmiştir (Resim 3.1).

Örnekler, S.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuarında, Isomet♠ hassas kesme cihazında özel elmas disk♣ kullanılarak sulu soğutma sistemiyle 2 mm kalınlığında kesilerek hazırlanmışlardır (Resim 3.2).



Resim 3.1. *IPS e.max ZirCAD blok*



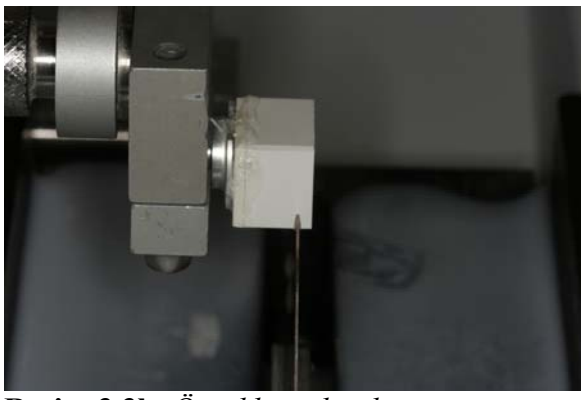
Resim 3.2. *Isomet kesme cihazı*

♠*ISOMET: Low Speed Saw, Buehler lake Bluff, IL USA*
♣*Diamond Wafering Blade Series 15 HC Diamond No. 11-4244,IL USA*

Zirkonyum örneklerin kesilmesi esnasında bloklar metal tutamaçlarından isomet cihazının metal kavrayıcı kısmına yerleştirilmiş, sıkıştırılmış ve elmas diskin dönme hızı 200 devire ayarlanarak kesme işlemi yapılmıştır (Resim 3.3.a ve 3.3.b)

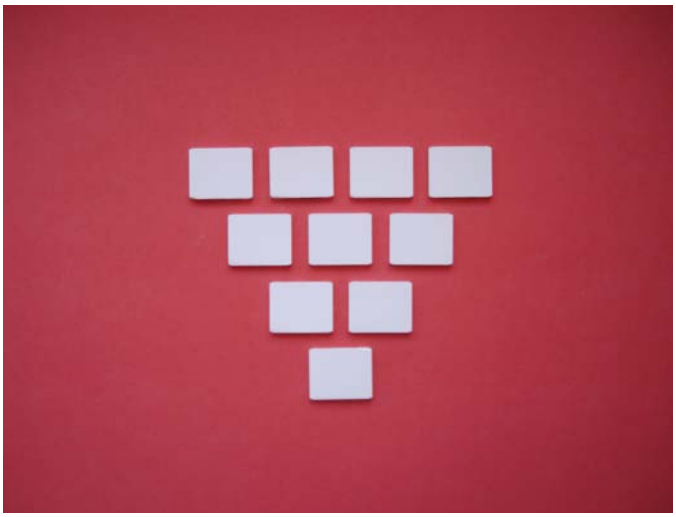


Resim 3.3a. *Örneklerin kesilmesi*



Resim 3.3b. *Örneklerin kesilmesi*

Resim 3.4'de kesim işlemi tamamlanmış ve sinterlenmeye hazırlanmış 10 adet örnek görülmektedir.



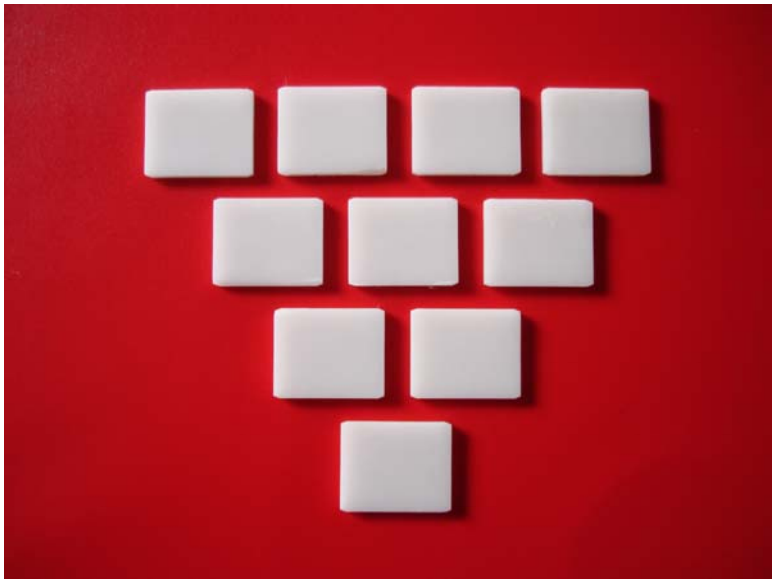
Resim 3.4. *Sinterleme öncesi örnekler*

3.2. Zirkon örneklerin sinterlenmesi

Örnekler kenarlarındaki çapakların düzeltilmesinden sonra Zirconzahn♥ sinterleme fırınında (Resim 3.5), 1500 °C de 8 saat süreyle üretici firma önerisi doğrultusunda sinterlendiler (Resim 3.6). Sinterleme sonrası örnekler % 20 oranında boyutsal değişiklik göstermişlerdir. Dikdörtgen şeklindeki örneklerin son boyutları 15 x 12 x 1.6 mm olarak ölçülmüştür.



Resim 3.5. *Sinterleme fırını*



Resim 3.6. *Sinterlenmiş örnekler*

♥ *Sinter Furnace, Zirkonzahn, Bruneck, Italy.*

3.3. Zirkon örneklerin yüzey hazırlıklarının yapılması

Elde edilen toplam 80 adet örnek farklı yüzey hazırlıklarına tabi tutulmak üzere rastgele 20'şerli 4 gruba ayrılmışlardır.

3.3.1. Kontrol grubu

İlk gruptaki 20 adet örnek hiçbir yüzey hazırlığına tabi tutulmamış ve Isomet kesme cihazından çıktığı şekilde sinterleme işlemi sonrası kontrol grubu olarak bırakılmışlardır.

3.3.2. Kumlama grubu

İkinci gruptaki örnekler ince kalem uçlu kumlama cihazıyla♦ partikül büyüklüğü 110 μ olan Al_2O_3 kum▲ ile 2.8 atmosfer hava basıncı altında yaklaşık 1 cm mesafeden 60 saniye süreyle kumlandılar. Kumlama işlemi aynı kişi tarafından farklı yönlerde tüm yüzey taranacak şekilde yapılmıştır.

3.3.3. Elmas frezle pürüzlendirilen grup

Üçüncü grubu oluşturan 20 adet örnek orta grenli aynı tipte elmas porselen bitirme frezi■ (Resim 3.7) ile 15000 devir hızda dönen mikromotor piyasemeni kullanılarak aynı araştırıcı tarafından çeşitli yönlerde pürüzlendirilmiştir.

♠ *Easy Blast BEGO, Wilhelm – Herbest – Strabe 1D-28359 Bremen, Germany*
▲*BEGO, Wilhelm – Herbest – Strabe 1D-28359 Bremen, Germany*
■ *Edenta AG, Dental Produkte St., St.Gallen, Switzerland*



Resim 3.7. *Yüzey pürüzlendirmede kullanılan elmas frez*

3.3.4. Lazerle pürüzlendirilen grup

Dördüncü grubu oluşturan 20 adet zirkonyum örnek İstanbul'da Fotona yetkili temsilciliğinde, Fotona Fidelis Plus III Er:YAG lazer cihazıyla* pürüzlendirildiler (Resim 3.8 a ve b). Pürüzlendirme işlemi Dünya Lazer Federasyonu seçilmiş başkanı Prof. Dr. Norbert Gutknect'in önerisi doğrultusunda pulsasyon sıklığı 10 Hz ve pulsasyon enerjisi 150 mJ olacak şekilde ayarlanmış ve su spreyi altında 100 mikrosaniye atış süresinde 60 saniye pürüzlendirme işlemi yapılmıştır.



Resim 3.8a. *Fotona Fidelis Plus III Lazer*



Resim 3.8b. *Lazer ekranı ve ucu*

**Fotona Fidelis Plus 3 Lazer, Fotona d.d. Stegne 71210, Ljubljana,Slovenia*

Cihazın dalga boyu 2940 nanometre, fokal spot büyüklüğü 0,8 mm'dir. Pürüzlendirme işlemi lazer ucunun yüzeye uzaklığı yaklaşık 8-10 mm olacak şekilde tüm yüzey 60 saniye boyunca taranacak şekilde yapılmıştır.

Yüzey işlemleri tamamlanan her gruptaki 20 adet örnek ayrı ayrı ultrasonik temizleyicide♪ 10 dk süreyle temizlendikten sonra bunu durulama ve hava ile kurutma işlemleri takip etmiştir. Daha sonra her gruptaki 20 adet örnek Multilink Automix ve Multilink Sprint ile yapıştırılmak üzere 10 örnek içeren gruplara ayrılmışlardır.

3.4. Hazırlanan örnek yüzeylerine rezin simanların yapıştırılması

Rezin simanların zirkonyum örneklere yapıştırılma işlemininin standardizasyonu için özel olarak hazırlanan, iç boşluk çapı 5 mm yüksekliği 2 mm olan halka şeklinde plastik kalıplar kullanılmıştır (Resim 3.9).



Resim 3.9. *Simantasyonda kullanılan plastik kalıp*

♪ *Biosonic JR, Whaledent Int. NY, USA*

3.4.1. Multilink Automix

Yapıştırma işlemi öncesinde üretici firma önerileri doğrultusunda örneklerin yüzeyine zirkonya primeri sürülmüş ve 180 saniye beklenmiştir (Resim 3.10) , (Tablo 3.5). Daha sonra, Multilink Automix homojen bir karışıma imkan veren otomatik karıştırma ucu vasıtasıyla şırıngadan plastik halkanın içerisine uygulanmıştır. Halkanın üzerine selüloz bir bant kapatılıp örnek üzerine 400 g standart ağırlık tatbik edilmiştir. Simanın kendiliğinde sertleşmesi için oda ısısında 10 dakika beklenmiştir.



Resim 3.10. *Multilink Automix ve zirkonya primer*

Tablo 3.5. *Zirkonya primer bileşimi (ağırlık %)*

Metal/Zirkonya Primer	
Çözücü	87.9
Fosfonik asit akrilat	5.0
Etoksile BIS-EMA	5.0
Reaksiyon başlatıcı	2.0
Stabilize edici	0.1

3.4.2. Multilink Sprint

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda örneklerin yüzeyine herhangi bir işlem yapılmadan Multilink Sprint (Resim 3.11) homojen bir karışıma imkan veren otomatik karıştırma ucu vasıtasıyla şırıngadan plastik halkanın içerisine uygulanmıştır.



Resim 3.11. *Multilink Sprint*

Halkanın üzerine selüloz bir bant kapatılıp örnek üzerine 400 g standart ağırlık tatbik edilmiş ve simanın kendiliğinden sertleşmesi için yine oda ısısında 10 dakika beklenmiştir (Resim 3.12).



Resim 3.12. *Ağırlıklar ve timer*

Örnekler simantasyon sonrasında (Resim 3.13) bağlanma dayanımı ölçülmeden önce 37 ºC de disitile su içerisinde 24 saat süreyle bekletilmişlerdir.



Resim 3.13. *Simantasyonu tamamlanmış örnekler*

3.5. Bağlanma dayanımının ölçülmesi

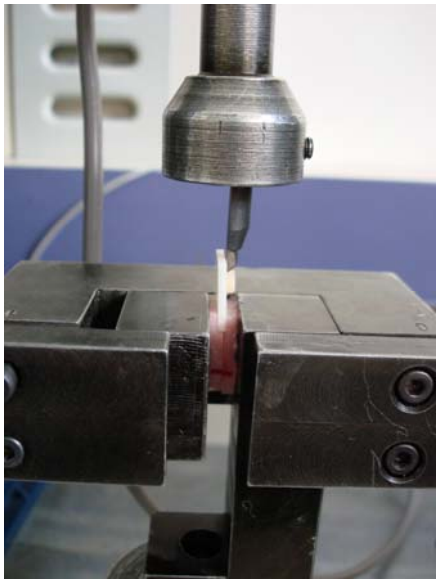
Bağlanma dayanımının ölçülmesi işlemi, S.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuarında bulunan üniversal test cihazı◘ kullanılarak yapılmıştır (Resim 3.14).



Resim 3.14. *Üniversal test cihazı*

◘ *TSTM 02500, Elista Ltd Şti., İstanbul, Türkiye*

Örnekler ölçüm öncesinde özel hazırlanan akril bloklarda sabitlenmiş ve bu akril blok yardımıyla test cihazının bir ucuna yerleştirilmişlerdir. Test cihazının diğer ucunada bıçak sırtı (knife-edge) şeklinde sonlanan uç yerleştirilmiştir. Kesme kuvveti dakikada 0.5 mm olacak şekilde siman-zirkonyum ara yüzeyine uygulanmıştır (Resim 3.15). Ayrılmanın gerçekleştiği noktadaki kuvvet değeri Newton cinsinden kaydedilmiştir.



Resim 3.15. *Kesme testinin uygulanması*

Test sonrasında kopma yüzeyleri makroskopik olarak adeziv, koheziv başarısızlık yönünden değerlendirilmiştir

3.6. Yüzeylerin SEM analizi

Çalışmanın SEM analizleri G.Ü. Fen Fakültesi Araştırma Laboratuarında bulunan taramalı elektron mikroskobu[đ] ile yapılmıştır. (Resim 3.16).

[đ] *JEOL JSM-6060LV Scanning Electron Microscope, Akishima-Shi, Tokyo, JAPAN.*



Resim 3.16. *Taramalı Elektron Mikroskobu*

SEM analizi öncesi örnekler kurutulup aluminyum blok özerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlendiler. Bir püskürtme cihazı[Ω] yardımıyla örneklerin yüzeyi 200 Aº kalınlığında altın ile kaplandı. Farklı büyütmelerde yüzey görüntüleri alındı.



Resim 3.17. *SEM altın kaplama cihazı*

Ω *Polaron SC 502 Sputter Coater*

3.7. İstatistiksel değerlendirme

Kesme testi sonucunda elde edilen değerler iki yönlü varyans analizi, non-parametrik istatistiksel analiz olan Kruskal-Wallis testi ile Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U istatistiksel testleri kullanılarak değerlendirilmişlerdir. İstatistiksel analizler Windows XP ortamında çalışan SPSS 13.0 paket programı kullanılarak yapılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Shear test bulguları

İki farklı adeziv rezin simanın 4 farklı yüzey işlemi uygulanmış seramik yüzeyine bağlanma kuvveti Newton cinsinden kaydedildi. Elde edilen bu değerler yapışma yüzeyinin alanı olan 19.625 mm^2 ye bölünerek MPa'a çevirilmiştir. Tablo 4.1. de Multilink Automix rezin simanın bağlanma dayanım değerleri, Tablo 4.2'de de Multilink Sprint rezin simanın bağlanma dayanım değerleri verilmiştir.

Tablo 4.1. *Multilink Automix siman bağlanma dayanım değerleri (MPa)*

Örnek No	Kontrol	Kumlama	Elmas Frez	Lazer
1	2.66	4.88	3.02	1.94
2	2.18	3.98	5.06	2.46
3	2.51	4.67	4.30	2.29
4	2.49	7.49	2.99	2.82
5	2.89	4.47	3.16	1.94
6	2.04	4.11	2.99	2.59
7	2.85	6.62	3.35	2.04
8	2.72	4.83	2.93	3.07
9	2.34	6.07	4.35	2.01
10	2.03	7.10	5.14	2.54

Tablo 4.2. *Multilink Sprint siman bağlanma dayanım değerleri (MPa)*

Örnek No	Kontrol	Kumlama	Elmas Frez	Lazer
1	2.17	4.92	2.32	1.98
2	1.87	5.71	4.60	2.10
3	1.70	4.38	2.60	1.83
4	1.90	3.56	2.57	2.18
5	1.97	4.36	4.41	1.31
6	1.36	3.59	4.32	1.63
7	1.86	3.52	3.17	1.36
8	1.94	4.58	3.74	1.50
9	1.48	4.89	2.64	1.90
10	2.21	3.99	2.44	1.70

Elde edilen ölçüm değerlerine göre gruplar arasında fark olup olmadığını anlamak için 2 yönlü varyans analizi (2-way ANOVA) yapılmıştır. İki yönlü varyans analizine göre kullanılan simanlar, yüzey işlemleri arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunmuştur ($p< 0.05$). Ancak siman tipiyle yüzey işlemleri arasındaki etkileşim önemli bulunmamıştır ($F= 0.68$, $p >0.05$), (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. *Gruplar arası varyans analizi*

Varyasyon Kaynağı	SD	KT	KO	F	P
Model	7	116,87	16,69	31,91	,000
Etkileşim	1	794,93	794,93	1519,31	,000
Siman	1	9,56	9,56	18,27	,000
Yüzey İşlemi	3	106,23	35,41	67,68	,000
Siman x Yüzey	3	1,06	0,35	0,68	,567
Hata	72	37,67	0,52		
Toplam	80	949,47			

Not: *SD = serbestlik derecesi, KT = kareler toplamı, KO =kareler ortalaması*

Multilink Automix ve Multilink Sprint simanları arasında yapılan karşılaştırmada Multilink Automix simanın bağlanma dayanımı, Multilink Sprint'ten istatistiksel açıdan önemli düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$), (Tablo 4.4.)

Tablo 4.4. *Simanların karşılaştırılması*

Gruplar	N	Ort.	SS	SH	Min	Max
M. Automix	40	3,49	1,47	0,23	1,94	7,49
M. Sprint	40	2,80	1,23	0,19	1,31	5,71

Not: *SS: Standart sapma, SH: Standart hata.*

Yüzey işlemleri arasındaki farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu ortaya çıkarmak içinde dağılım homojen olmadığından dolayı non-parametrik istatistiksel analiz olan Kruskal-Wallis testi ile Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testleri yapıldı.

Bu analizler sonucunda, kumlama ve elmas frezle pürüzlendirme yapılan gruplar hiçbir yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubundan istatistiksel açıdan önemli ölçüde yüksek bağlanma değeri göstermişlerdir ($p<0.05$), (Tablo 4.5.)

Ancak lazer uygulanan grup ile kontrol grubu arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunmamıştır ($p =0.461$). Kumlama ile yapılan yüzey pürüzlendirme işlemi, elmas frezle yapılan pürüzlendirmeye göre istatistiksel açıdan önemli ölçüde bağlanma dayanımını yükseltmiştir ($p<0.05$), (Tablo 4.5.)

Tablo 4.5. *Yüzey işlemlerinin Mann-Whitney gruplaması*

Gruplar	Ort.	SS	SH	Min	Max	Mann-Whitney
Kontrol	2,15	0,42	0,09	1,36	2,89	A
Kumlama	4,88	1,15	0,25	3,52	7,49	B
Elmas frez	3,50	0,90	0,20	2,32	5,14	C
Lazer	2,05	0,46	0,10	1,31	3,07	A

Not: SS: Standart sapma, SH: Standart hata (N= 20).
Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, ayrı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir.

Kullanılan simanlardan hangisinin yüzey işlemlerinden hangisine en yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini ortaya çıkarmak içinde yine Kruskal-Wallis testi ile Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testleri yapıldı. P değeri olarak 0.001 (0.05/29) değeri alınmıştır.

Bu analizler sonucundada en yüksek bağlanma değeri Multilink Automix (MA) – kumlama grubunda bulunmuş bunu sırasıyla Multilink Sprint (MS) – kumlama ve MA – frez grupları izlemiştir. Bu 3 grup arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli olmamıştır (p >0.001), (Tablo 4.6.). Bu üç grubu 3,28 MPa ve 2,47 MPa bağlanma dayanımı değerleri ile MS frez ve MA kontrol grupları izlemiştir. MS – frez grubunun bağlanma değeri MA – frez grubunun bağlanma değeri ile istatistiksel açıdan benzer iken yine MA kontrol grubu ile istatistiksel açıdan benzer bulunmuştur (p >0.001), (Tablo 4.6.).

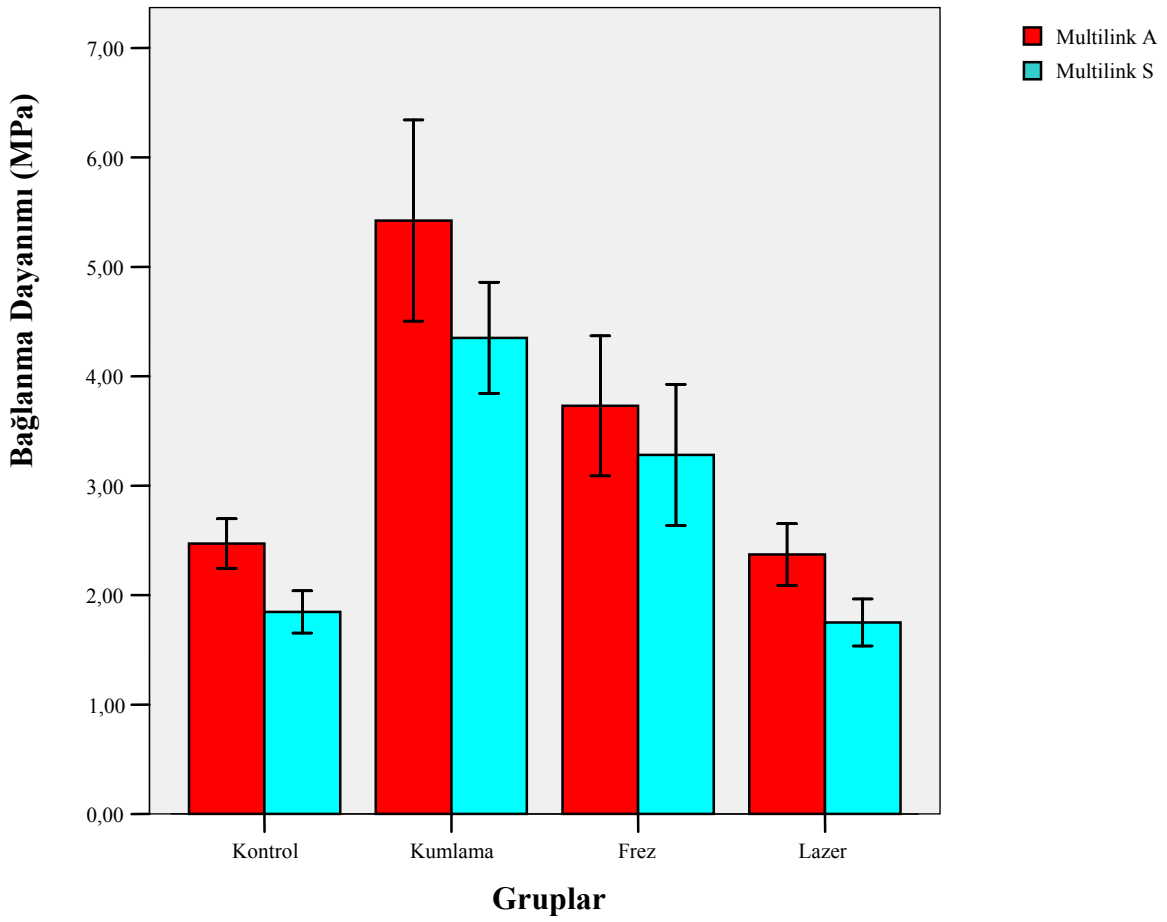
Tablo.4.6. *Siman - yüzey işlemlerinin Mann-Whitney gruplaması*

Gruplar	Ort.	SS	SH	Min	Max	Mann-Whitney
MA Kontrol	2,47	0,31	0,10	2,03	2,89	A
MS Kontrol	1,84	0,27	0,08	1,36	2,21	B
MA Kumlama	5,42	1,28	0,40	3,98	7,49	C
MS Kumlama	4,35	0,71	0,22	3,52	5,71	DC
MA Frez	3,72	0,89	0,28	2,93	5,14	EC
MS Frez	3,28	0,90	0,28	2,32	4,60	ADE
MA Lazer	2,37	0,39	0,12	1,94	3,07	AB
MS Lazer	1,74	0,30	0,09	1,31	2,18	FB

Not: SS: Standart sapma, SH: Standart hata (N= 10).

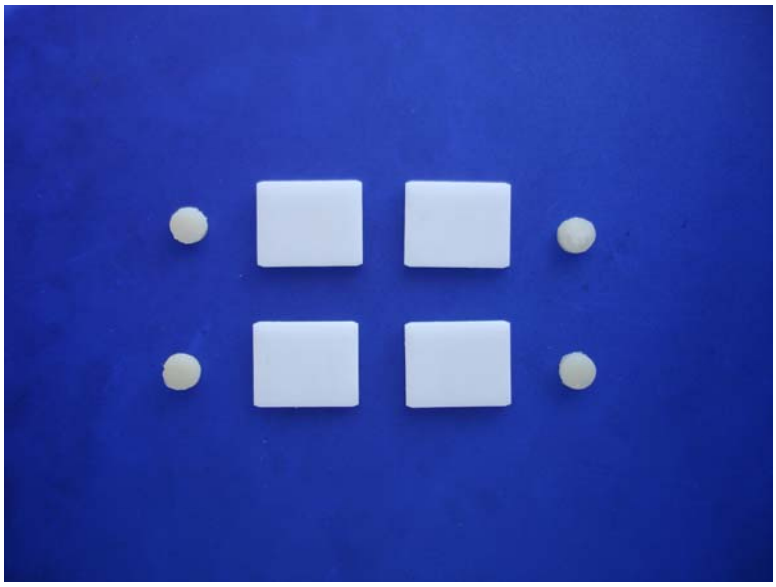
Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, ayrı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir.

MA – kontrol grubunu MA – lazer, MS – kontrol grupları izlemiştir. MA – kontrol ile MA – lazer grupları arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli değilken ($p > 0.001$), MS – kontrol ile önemli bulunmuştur ($p<0.001$). En düşük bağlanma değeride 1.74 MPa ile MS – lazer grubu göstermiştir. Bu grubun MA – lazer ve MS – kontrol ile arasındaki fark önemli bulunmamıştır ($p > 0.001$). Ancak diğer tüm gruplar ile arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($p<0.001$), (Tablo 4.6.), (Grafik 4.1).



Grafik 4.1. *Farklı yüzeylere rezin simanların bağlanma dayanımı*

Araştırmamızda kesme testi sonrasında kopma yüzeylerinin makroskopik incelenmesinde, her iki rezin siman ve tüm yüzey işlemlerinde adeziv tipte başarısızlık gözlenmiştir (Resim 4.1).

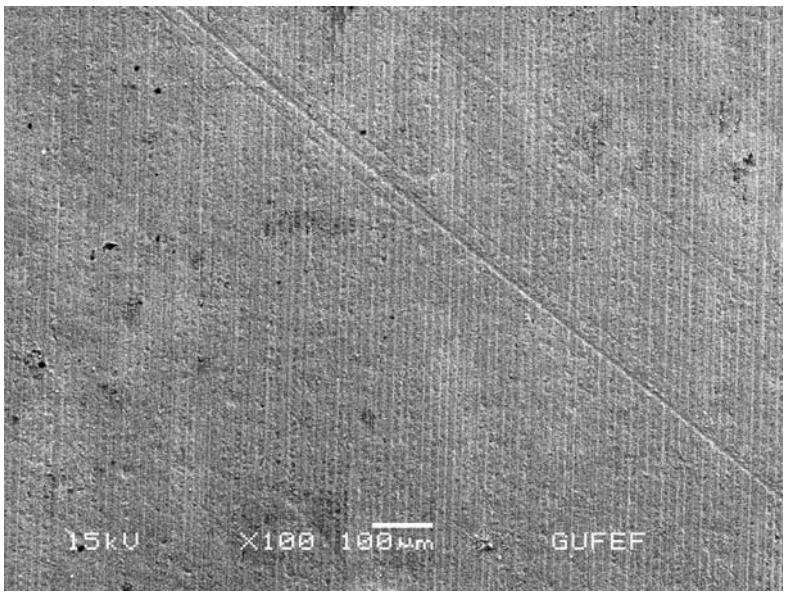


Resim 4.1. *Kopma yüzeylerinde adeziv başarısızlık*

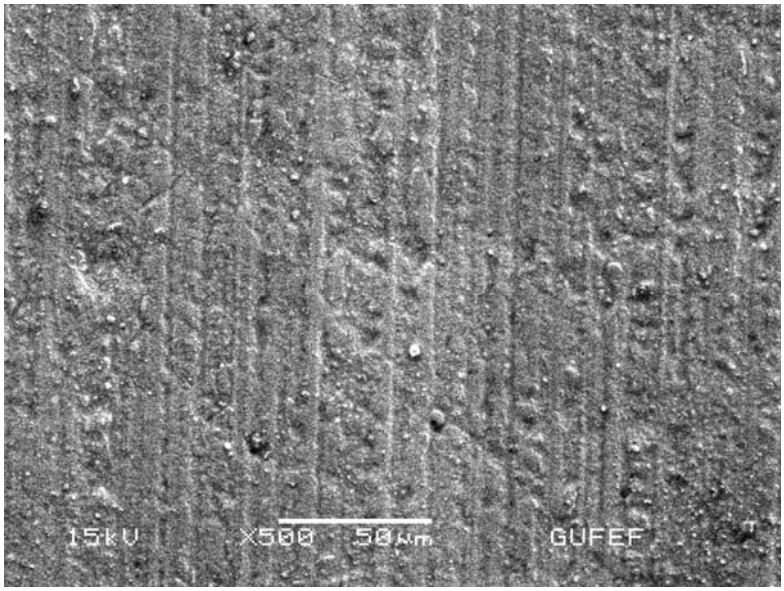
4.2. SEM bulguları

Dört farklı yüzey işlemi uygulanan gruplardan herbirinden birer örnek olmak üzere yüzey topografisi 50-5000 büyütme arasında SEM ile incelenmiştir. Daha tanımlayıcı olmaları sebebiyle x 100 ve x 500 büyütmelerdeki gürüntüler bu çalışmada kullanılmıştır.

Resim 4.2 a ve b, kontrol grubundan alınan ve yüzeyine hiçbir işlem yapılmamış, İsomet cihazında kesildikten sonra olduğu gibi bırakılan zirkonyum örneğin x 100 ve x 500 büyütmelerdeki SEM görüntüleridir.



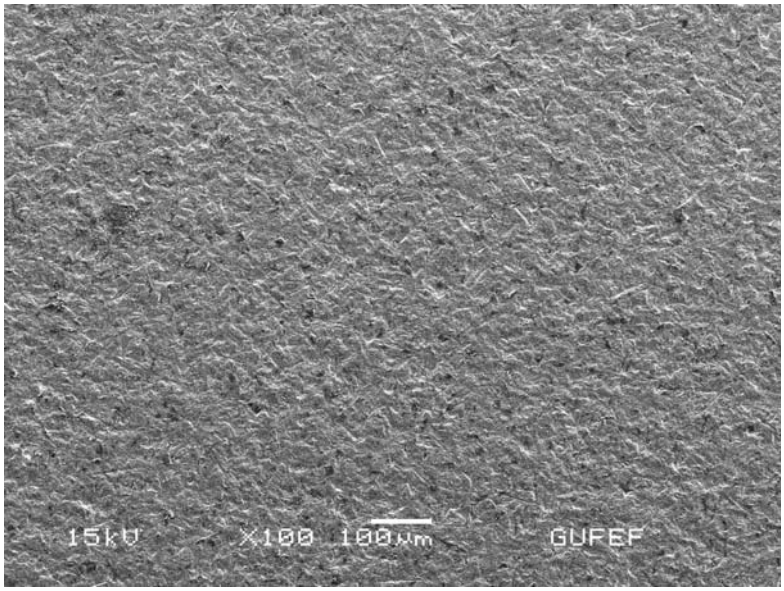
Resim 4.2a. *Kontrol grubu SEM görüntüsü (x 100)*



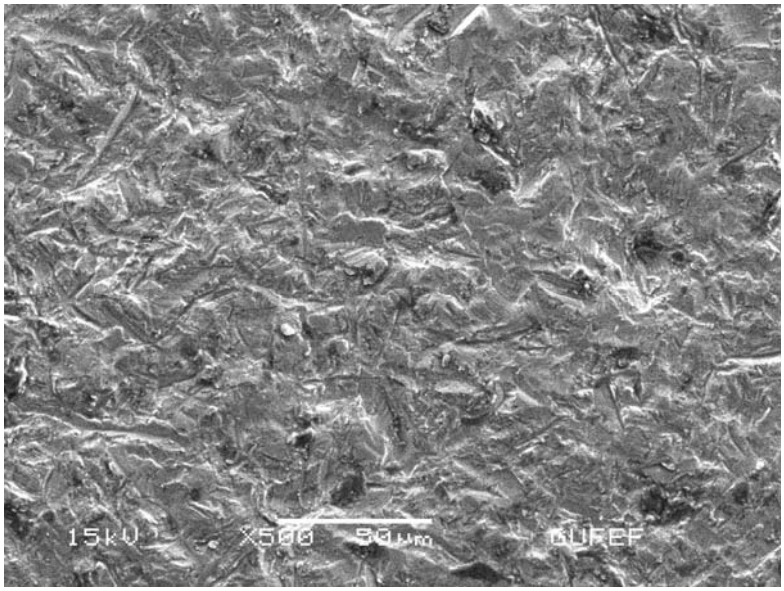
Resim 4.2b. *Kontrol grubu SEM görüntüsü (x 500)*

Bu görüntülerde yüzeyin oldukça düz olduğu, sadece elmas diskin oluşturduğu çizgiler göze çarpmaktadır.

Resim 4.3a ve b, 110 μ Al_2O_3 ile kumlama yapılan zirkonyum yüzeylerin x 100 ve x 500 büyütmelerdeki SEM görüntüleridir.



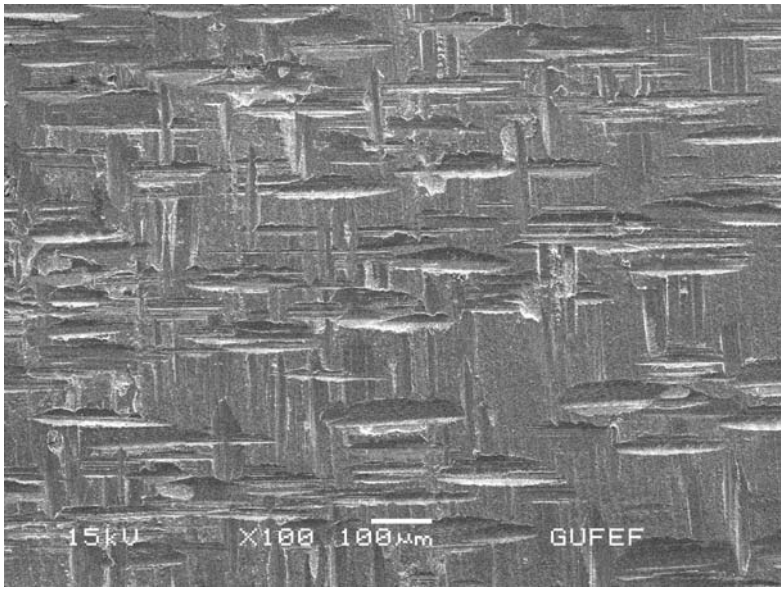
Resim 4.3a. *Kumlama grubu SEM görüntüsü (x 100)*



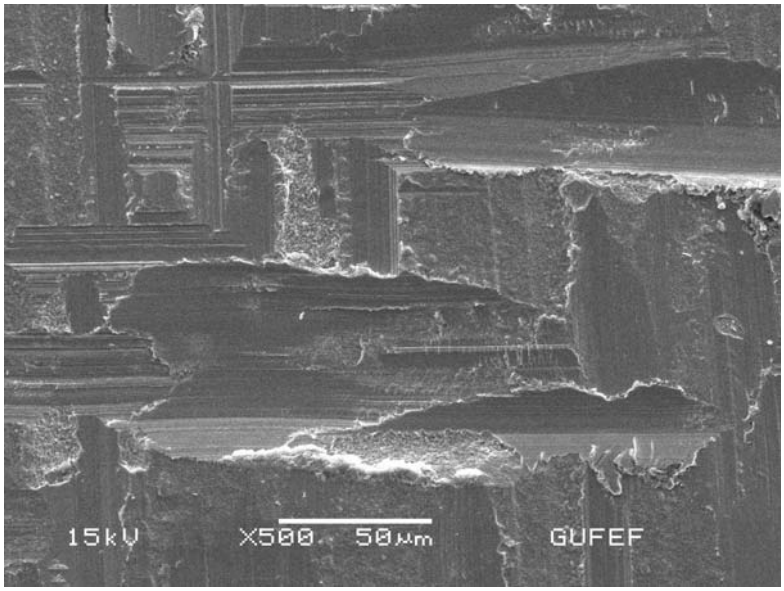
Resim 4.3b. *Kumlama grubu SEM görüntüsü (x 500)*

Kumlama yapılan yüzeylerde kontrol grubundaki zirkonyum yüzeylerinden tamamen farklı bir yüzey yapısı gözlenmiştir. Düzenli yapının bozularak oldukça girinti ve çıkıntılı bir yüzeyin oluştuğu gözlenmektedir.

Resim 4.4 a ve b, elmas frez ile pürüzlendirilen zirkonyum yüzeylerin x 100 ve x 500 büyütmelerdeki SEM görüntüleridir.



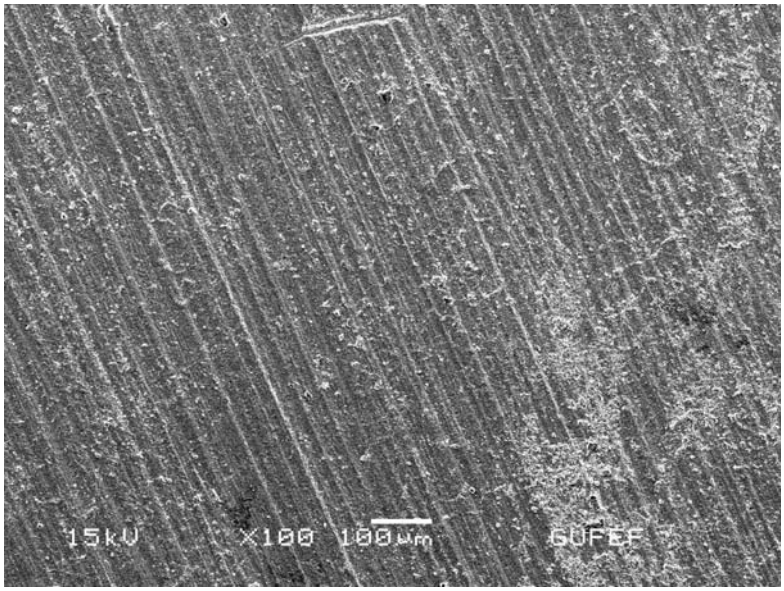
Resim 4.4a. *Elmas frez grubu SEM görüntüsü (x 100)*



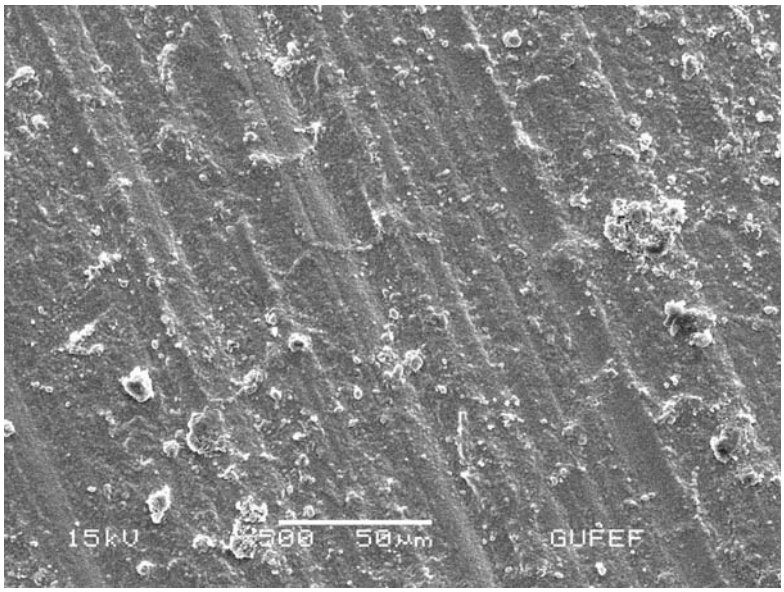
Resim 4.4b. *Elmas frez grubu SEM görüntüsü (x 500)*

Bu gruptada kontrol grubundaki düzenli yüzey yapısının bozulduğu izlenmektedir. Zirkonyum yüzeyinde frezin yönüne bağlı olarak oluşan simetrik izler gözlenmektedir.

Resim 4.5 a ve b, son grup olan lazer ile pürüzlendirilen zirkonyum yüzeylerin x 100 ve x 500 büyütmelerdeki SEM görüntüleridir.



Resim 4.5a. *Lazer grubu SEM görüntüsü (x 100)*



Resim 4.5b. *Lazer grubu SEM görüntüsü (x 500)*

Bu görüntülerde kontrol grubunda izlenen yüzeyin fazla değişmediği, elmas diskin oluşturduğu çizgiler dahil benzer yapının korunduğu dikkati çekmektedir.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Metal destekli porselen restorasyonlar klinik olarak uzun yıllardan beri başarıyla kullanılmalarına rağmen porselen ile kaplanmak zorunda olan metal alt yapı özellikle marjinlerde gri renkte hoş olmayan bir görüntüye sebep olabilmektedir. Bu problemin çözümü için çok sayıda tam porselen sistemi metal destekli porselenlere alternatif olarak geliştirilmişlerdir. Bunlardan In-ceram alt yapıların bükülme direnci pekçok tam seramik sistemden üstündür ve ışık geçirgen estetik porselenlerle kaplanarak, anterior kron ve 3 üye sabit parsiyel protezlerin hazırlanmasına izin verirler (Madani ve ark 2000).

Alumina alt yapıların klinik olarak başarıyla kullanılmasını takiben son zamanlarda zirkonyum oksit alt yapıların kullanımıda bunlara eklenmiştir. Klinikte zirkonyum oksitin kor materyali olarak kullanımı tatminkar optik özellikler, 1000 MPa'ı geçen yüksek bükülme direnci ve biyouyumluluk gibi avantajlar sunmaktadır (Blatz ve ark 2004).

Aluminyum oksit seramiklere göre daha dirençli olmaları ve posterior bölgelerde çok üyeli sabit parsiyel protezlerin yapımına olanak tanımaları zirkonyum oksit tam seramik restorasyonların kullanımlarını hergeçen gün arttırmaktadır (Tinschert ve ark 2001, Derand ve ark 2005).

Bunlardan klinik uygulamaları en yaygın olanı yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit polikristalleridir. Sinterleme sonrasında çok sert olan bu materyallerin yapımındaki güçlükleri aşmak için sinterleme öncesi daha yumuşak ve işlenebilir haldeki bloklardan alt yapılar CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanmaktadır (Øilo ve ark 2007).

Tam seramik restorasyonların uzun dönem ağız ortamında başarıyla hizmet verebilmeleri seramik, yapıştırma ajanı ve diş yapıları arasındaki bağlanmanın başarısına bağlıdır. Zirkonyum restorasyonların simantasyonu çinko fosfat yada

modifiye cam iyanomer simanlarla yapılabilir. Fakat marjinal açıklıkları daha iyi kapatmaları, tutuculuklarının daha fazla olması ve restorasyonun kırılma direncini arttırmaları gibi avantajlarından dolayı rezin yapıştırma simanlarının kullanımı tercih edilmektedir (Derand ve ark 2005).

Yapılan çalışmalarda klinik başarısızlıkların büyük bölümünün simantasyon veya restorasyonun iç yüzeyindeki problemlerden kaynaklandığı bildirilmiştir. Yüksek dayanımlı seramiklerde kırılmaya bağlı başarısızlık oranı % 2.3 - 8 arasındadır. Bu nedenle yapıştırma simanının seramik yüzeyi ile tam bir bağlantı oluşturması restorasyonun başarısında çok önemli bir etkendir (Libby ve ark 1997) .

Ancak rezin simanlar ile bu tip yüksek dayanımdaki seramikler arasında güvenilir bir bağlanma elde edilmesindeki problemler halen devam etmektedir. Hangi yöntemlerle daha iyi bir bağlantı elde edilebileceği konusunda yeterli bilgi henüz mevcut değildir. Bu nedenle, bu çalışmada farklı yüzey hazırlıklarının, kullanımları gittikçe yaygınlaşan yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum restorasyonlara rezin simanın bağlanma dayanımını nasıl etkileyeceği araştırılmıştır.

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda kimyasal, ışıkla yada dual polimerize olan rezin simanlar kullanılmaktadır. Işıkla polimerize olan rezin simanlar, kimyasal sertleşen rezin simanlara göre daha iyi renk stabilitesine, yüksek mekanik özelliklere sahiptir ve çalışma süreleri daha uzundur (Ernst ve ark 2005, Ferrari ve ark 2006).

Ancak yapılan araştırmalar (Blackman ve ark 1990, Warren 1990, Hasegawa 1991) ışıkla yada dual polimerize olan simanlarda ışığın yeterince gitmediği bölgelerin hiçbir zaman kimyasal sertleşen simanlar kadar tam sertliğe ulaşamadığını göstermiştir. Yetersiz polimerizasyon, kompozitin renk stabilitesi, su emilimi, sertlik ve dayanıklılık gibi fiziksel özelliklerinin azalmasına neden olur.

Tam seramik restoratif materyallerin ışık geçirgenliği üzerine yapılan çalışmalarda zirkonyum alt yapıların ışık geçirgenliğinin, test edilen tüm alt yapılar içinde en düşük olduğu bildirilmiştir (Haffernan ve ark 2002a, Haffernan ve ark 2002b). Yine araştırmada bu alt yapılar üzerine dentin ve mine porselenlerinin ilave edilmesi ile ışık geçirgenliğinin daha da azaldığı, opasitenin arttığı belirtilmiştir (Haffernan ve ark 2002b).

Bu nedenle çalışmamızda kullanılan simanların opsiyonel olarak ışıkla polimerizasyon mekanizmasına sahip olmalarına rağmen, zirkonyum alt yapıların ışık geçirgenliğinin çok düşük olmasından dolayı ışık uygulanmadan kimyasal yolla sertleşmeleri tercih edilmiştir. Ancak, yapılan testler sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin ışıkla polimerizasyon yapılmış olması durumunda daha farklı olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Hem ışık hemde kimyasal olarak polimerize olan simanlarda ışığın yeterince ulaşamadığı bölgelerde polimerizasyonun tamamlanması için gerekli olan süre yaklaşık 24 saattir (Blatz ve ark 2003). Bu nedenle bizimde çalışmamızda örnekler simantasyon sonrasında, kesme testi uygulamadan önce diğer çalışmalarda (Lu ve ark 2001, van Meerbeek ve ark 2003, El Zohairy ve ark 2003) olduğu gibi 24 saat disitile suda bekletildi.

Kullanılan restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek veya piyasaya sürülen yeni bir adeziv sistemin ağız içindeki durumunu önceden tahmin edebilmek için, laboratuvar koşullarında gerçekleştirilen adezyon testleri uygulanır (Yatmaz 1996, Kahvecioğlu 2006).

Seramiklere rezin bağlantısı konusundaki klinik tavsiyeler ve malzeme seçimi materyal ve metot konusunda önemli farklılıklar gösteren mekanik laboratuvar testlerine dayanmaktadır. Tercih edilen bağlanma dayanımı testleri 3-nokta bükme testi, çekme, mikroçekme, kesme ve mikrokesme testleridir. Øilo (1993), farklı test metotlarının klinik önemi ve doğruluğunu tartışmıştır. En yaygın

test metodu kesme (shear) dayanımı testidir (Begazo ve ark 2004). Ancak bazı araştırıcılar klasik çekme ve kesme testlerinde görülen uniform olmayan arayüz streslerinin oluşmasını önlemek amacıyla modifiye çekme testlerini tercih etmektedirler. Bunun sonucundaki tipik kırılma şekli seramikte koheziv başarısızlığa işaret edebilir ve gerçek bulguların hatalı ifade edilmesine sebep olabilir (Blatz ve ark 2003).

Porselen yüzeyine rezin simanların bağlantısının araştırıldığı literatürdeki pekçok çalışmada (Madani ve ark 2000, Kussano ve ark 2003, Nakamura ve ark 2004, Blatz ve ark 2004) bağlantı dayanımının ölçülmesinde kesme testi kullanılmıştır. Bundan dolayı iki rezin simanın (Multilink Automix ve Multilink Sprint) farklı şekillerde pürüzlendirilmiş zirkonyum yüzeylere bağlanma dayanımının ölçülmesinde kesme testi tercih edilmiştir.

Bağlanma dayanımının ölçüldüğü çalışmamızda kesme testinin sonuçlarına göre Multilink Automix'in zirkonyum yüzeylere bağlanma dayanımı Multilink Sprint'den istatistiksel açıdan önemli ölçüde yüksek bulunmuştur. Multilink Automix uygulanmadan önce zirkonyum primerin kullanılmasını bunun nedeni olarak düşünmekteyiz. Multilink Automix uygulanmadan önce üretici firma önerisi doğrultusunda yüzeylerde zirkonya primeri kullanılmıştır. Ancak etch ve adeziv sistemlerini kendi içeriğinde bulunduran yeni jenerasyon Multilink Sprint uygulanmadan önce ise herhangi bir zirkonyum primeri uygulanmamıştır.

Daha önceki çalışmalarda fosfat esaslı monomer içeren rezin simanların kullanımının zirkonyum yüzeylere bağlanmayı arttırdığı rapor edilmiştir (Kern ve Wegner 1998, Wegner ve ark 2002).

Çalışmamızda kullandığımız Multilink Automix'in zirkonyum primerindeki fosfat içeren metakrilat (Tablo 3.5), benzer şekilde zirkonyum yüzeylere bağlanma dayanımını arttırmıştır. Bu artışa, primer içerisindeki fosfat içeren metakrilatın,

zirkonyum ile tuz benzeri bir bağlanma oluşturmasının neden olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda yttrium ile stabilize edilen zirkonyum porselen yüzeye rezin simanın bağlanmasında en yüksek değerler kumlama ile hazırlanan yüzeylerde elde edilmiştir. Kumlama grubunu, elmasla pürüzlendirilen zirkonyum yüzeylerdeki bağlanma dayanımı izlemiştir. Bu sonuç Awliya ve ark (1998) ile Derand ve Derand'ın (2000) buldukları sonuçlara benzerlik göstermektedir. Awliya ve ark (1998) sinterlenmiş yüksek oranda alumina içeren porselen yüzeylerde en iyi bağlanma dayanımını kumlama yapılan yüzeylerde bulurken bunu elmas frezle pürüzlendirme yapılan yüzeyler takip etmiştir. En düşük bağlanma dayanımını ise hiçbir işleme tabi tutulmayan kontrol grubu ve % 9,6'lık hidroflorik asitle pürüzlendirdikleri örneklerde elde etmişlerdir.

Diğer çalışmalarda da belirtildiği (Amaral ve ark 2005, Wolfart 2006) ve bizimde SEM görüntülerinde tespit ettiğimiz gibi, kumlamayla girintili çıkıntılı bir yüzey oluşmaktadır (Resim 4.3b). Bu çalışmada kumlama sonucu bağlanma dayanımının en yüksek bulunmasının nedeninin, artan bağlanma yüzeyi olduğunu düşünmekteyiz.

Derand ve Derand (2000) üç farklı rezin simanın (Panavia 21, Twinlook ve Superbond c&b) bağlanma dayanımı, 5 farklı yüzey işlemi uygulamış zirkonyum oksit seramik yüzeylerde incelemişlerdir. Bunlar hiçbir yüzey işlemi yapılmadan bırakılıp Rocatec ile silanlanan kontrol grubu, 50 ve 250 µ'luk Al_2O_3 ile kumlama yapılan gruplar, 50 µ'luk Al_2O_3 ile kumlanıp % 38'lik hidroflorik asit uygulanan grup ve elmas frezle pürüzlendirme yapılan gruplardır. Çalışma sonucunda yüzey işlemlerinden ziyade kullanılan rezin simanın bağlanma dayanımında daha önemli olduğunu ancak en pürüzlü yüzeylerin (SEM görüntülerinde) elmas frezle elde edildiğini ve bunun bağlanma direncini bir miktar arttırdığını belirtmişlerdir. Bizde çalışmamızın SEM görüntülerinde en pürüzlü yüzeyleri, kumlama ve elmas frezle hazırlanan yüzeylerde gözlemledik.

Çalışmamızda en düşük bağlanma dayanımı her iki rezin simanda da kontrol grubu ve lazerle pürüzlendirilen örneklerde elde edilmiştir. Bu grupların SEM görüntülerinde, birbirine benzer ancak diğer iki grupla karşılaştırıldığında çok daha düz bir yüzey görünümü izlenmiştir.

Yüksek dayanıklılıktaki seramik materyallerde yüzey pürüzlülüğünün arttırılması yüzey enerjisini arttırmakta ve dolayısıyla ıslanabilirliği arttırarak rezin simanın bağlanma dayanımını yükseltmektedir (Blatz ve ark 2003, Blatz ve ark 2004).

Benzer şekilde Amaral ve ark (2005), artan yüzey pürüzlülüğünün bağlanma yüzeyini arttırdığını, ancak bunun pürüzlü yüzeylere adezyonun genel özellliklerinin sadece bir kısmını açıkladığını ifade etmişlerdir. Bunun yanında, fiziksel ve kimyasal değişikliklerin yüzeyin enerjisi ve ıslatılabilirliğine etki ederek bağlantı dayanımını arttırabileceğini belirtmişlerdir.

Porselen yüzeylerin simantasyondan önce pürüzlendirilmesinde 50, 100, 110 yada 250 μ partikül büyüklüğünde kum kullanılabilmekle beraber, daha önceki çalışmalarda (Kern ve Wegner 1998, Wegner ve ark 2002, Özcan ve Vallittu 2003, Piwowarczyk ve ark 2004, Nakamura ve ark 2004) çoğunlukla porselen yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde 110 μ'luk Al_2O_3 kullanılmıştır. Bu nedenle bizim çalışmamızda da zirkonyum yüzeylerin kumlanmasında 110 μ'luk Al_2O_3 tercih edilmiştir.

Tutuculuğu arttırmakla birlikte yüzey pürüzlülüğünü arttıran metotların seramik yapısında çatlak oluşumuna yol açarak porselenin zayıflamasına neden olabileceği bildirilmektedir (Kosmac ve ark 1999, Blatz ve ark 2004, Guazzato ve ark 2005). Yine yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum restorasyonlarda CAD/CAM cihazında kullanılan elmas frezlerin yüzeyde mikro çatlaklar

oluşmasına sebep olabileceği ve bunun restorasyonun kırılma direncini olumsuz etkileyebileceği rapor edilmiştir (Luthardt ve ark 2004).

Yapısında cam içermeyen, yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum seramiklerin yüzeylerine hidroflorik asitin bir etkisinin olmadığı önceki pekçok çalışmada belitilmiştir (Derand ve Derand 2000, Borges ve ark 2003, Bottino ve ark 2005). Bu nedenle, araştırmamızda pürüzlendirme işleminde hidroflorik asit kullanılmamıştır.

Dişhekimliğinde kullanım alanları her geçen gün artan ve diş yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde kullanımı üzerine araştırmalar yapılan lazerlerin (Üşümez ve Aykent 2003, van Meerbeek 2003, Bader ve Krejci 2006), zirkonyum seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesi üzerine etkileri konusunda fazla bir bilgi yoktur.

Bu amaçla, Er:YAG lazerle pürüzlendirme, çalışmamızda yüzey pürüzlendirme yöntemlerinden birisi olarak seçilmiştir. Er:YAG lazerler sert doku lazerleri arasında dişhekimliğinde en yaygın olarak kullanılan lazer sistemi (Göknar 2007) olmasından dolayı bu çalışmada kullanılmıştır.

Van Meerbeek ve ark (2003) mine ve dentini pürüzlendirmek için elmasla abrazyon, kumlama ve lazer kullanmışlardır. Çalışmalarında bizim çalışmamızda olduğu gibi Er:YAG (Fotona) lazer cihazını, benzer ayarlarda (pulsasyon sıklığı 10 Hz, pulsasyon enerjisi 120 mJ ve pulsasyon süresi 250 μs) kullanarak, mine yüzeyine en düşük bağlanmayı lazerle pürüzlendirme yönteminde bulmuşlardır.

Yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit örneklerin sinterleme sonrası son derece sert bir hal almaları nedeniyle lazer uygulaması yeterli bir pürüzlendirmeye el vermemiştir. Ancak sinterleme işlemi öncesi veya sonrasında farklı güç ve pulsasyon ayarları kullanılarak bu konuda daha fazla çalışmalara ihtiyaç bulunmaktadır.

Ağız içerisindeki kimyasal, termal ve mekanik faktörler rezin siman-seramik ara yüzündeki adezyonu etkiliyebilmektedir. Uzun süre suda bekletme ve termosiklus bu nedenle rezin bağlantısının dayanıklılığını klinik açıdan test etmede en sık kullanılan yöntemlerdir (Lu ve ark 2001, Lüthy ve ark 2005).

Literatürde termosiklusun etkisi üzerine birbiriyle çelişen ifadeler olmakla birlikte (Amaral ve ark 2005), termosiklus yapılmaması bu çalışmanın sınırlamalarından birisi olarak değerlendirilebilir.

Çalışmamızda kopma yüzeylerinin makroskopik incelenmesinde tüm örneklerde başarısızlığın rezin siman-seramik ara yüzünde olduğu görülmüştür. Derand ve Derand (2000) yaptıları araştırmalarında, 5 farklı yüzey pürüzlendirme işleminin rezin yapıştırma simanlarının zirkonyum seramiklere yapışmasına etkilerini incelemişlerdir. Kesme (shear) test uygulanan bu çalışmada, tüm örneklerde kopmalar bizim çalışmamızdakine benzer şekilde siman-seramik arayüzünde görülmüştür.

Literatürdeki çalışmalarda, zirkonyum esaslı seramikler gibi silika içermeyen seramiklere silan uygulanmasının, kompozitin seramiğe bağlanmasına katkısı olmadığı ortaya konmuştur (Derand ve Derand 2000, Oh ve Shen 2003, Lüthy ve ark 2005, Derand ve ark 2005).

Bundan dolayı ve çalışmamızdaki asıl amacın, zirkonyum yüzeylere rezin simanın bağlantısına yüzey topografisinin etkisini incelemek olduğu için örnek yüzeylerine silan uygulaması yapılmamıştır.

Tüm in-vitro çalışmaların sonuçları belirli kriterler göz önünde bulundurularak değerlendirilmelidir. Bu konuda asıl belirleyici olan klinik çalışmaların sonuçları olmalıdır. İn vitro çalışmalarda genellikle göz önüne alınamayan preparasyon dizaynı ve restorasyonun 3 boyutlu geometrisi gibi pekçok faktör rezin simanlarla yapıştırılan tam seramik restorasyonların uzun dönem klinik

başarısını etkileyelebilir. Hipotez üzerine kurulan ve dar bir çerçevede belirlenen parametrelerle ağız içindeki durum yeterince taklit edilemeyebilir (Blatz ve ark 2004).

Bizimde çalışmamızda örneklerin, restorasyonların geometrik formunu taklit etmeyen düz bir yüzey olarak hazırlanması ve rezin simanların bu yüzeylere bağlanma dayanımlarının ölçülmesi çalışmanın sınırlamalarındandır.

Yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit örneklerde uygulanan farklı yüzey hazırlıklarının, rezin siman bağlanma dayanımına etkilerinin araştırıldığı çalışmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir;

1- Uygulanan yüzey pürüzlendirme yöntemleri arasında 110 μ Al_2O_3 ile kumlanmış örneklere rezin simanın bağlanma dayanımı en yüksek bulunmuştur. Elmas frez ile pürüzlendirilen örneklere rezin simanın bağlanma dayanımı bu grubu izlemiş, en düşük bağlanma dayanımı ise her iki rezin simanda da kontrol grubu ve lazerle pürüzlendirilen örneklerde elde edilmiştir.

2- Kullanılan rezin simanlardan Multilink Automix farklı yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin uygulandığı tüm gruplarda Multilink Sprint'e göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

3- SEM bulguları ışığında kumlama ve elmas frezle pürüzlendirme, bağlantı yüzeyini en fazla arttıran yüzey hazırlık işlemleri olarak bulunmuştur. En girintili çıkıntılı yüzey yapısı kumlama yapılan yüzeylerde görülmüş bunu elmas frez grubu takip etmiştir. Lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerin SEM görüntüleri, hiçbir işlem yapılmayan kontrol grubu görüntülerine benzerlik göstermiştir. Bu çalışmada, lazer ile yapılan pürüzlendirme zirkonyum porselen yüzey yapısını değiştirmede etkili olmamıştır.

4- Kırılmaların büyük çoğunlukla adeziv başarısızlık sonucu oluşması, rezin siman ve yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit örnekler arasında gerçek anlamda kimyasal bir bağlantının sağlanamadığına işaret etmektedir.

6. ÖZET

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
DOKTORA TEZİ / KONYA-2007
Altay ULUDAMAR
Danışman
Prof.Dr. Filiz Aykent

ZİRKONYUM OKSİT SERAMİK RESTORASYONLARDA FARKLI YÜZEY HAZIRLIKLARININ KOMPOZİT YAPIŞTIRMA SİMANININ BAĞLANMASINA ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Bu çalışmada yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit örneklerde yapılan farklı yüzey hazırlıklarının, iki rezin simanın bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada kullanılan örnekleri hazırlamak için prefabrik IPS e.max ZirCAD bloklar İsomet kesme cihazında 2 mm kalınlığında kesilmişlerdir. Seksen adet kesilen örnek sinterize edildikten sonra farklı yüzey işlemleri yapılmak üzere rasgele 4 gruba ayrılmışlardır. Birinci grup örnekler hiçbir yüzey işlemine tabi tutulnadan kontrol grubu olarak bırakılmışlardır. İkinci gruptaki örnekler 110µ Al_2O_3 ile kumlanmışlardır. Üçüncü grubu oluşturan örnekler ise orta grenli elmas frezle pürüzlendirilmişlerdir. Son gruptaki örneklerde Er:YAG lazer cihazı kullanılarak pürüzlendirilmişlerdir.

Yüzey işlemleri tamamlanan örnekler çalışmada kullanılan iki farklı rezin simanla (Multilink Automix ve Multilink Sprint) yapıştırılmak üzere 10'arlı gruplara ayrılmışlardır. Yapıştırma işlemini takiben örnekler 24 saat distile su içerisinde bekletilmiş ve daha sonra kesme testine tabi tutulmuşlardır. Kopmanın gerçekleştiği kuvvet değerleri Newton cinsinden kaydedilmiştir. Elde edilen

değerler yüzey alanına bölünerek MPa'a çevrilmiş ve daha sonra değerler iki yönlü varyans analizi (2-way ANOVA), Kruskal-Wallis testi ve Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U istatistiksel testleri kullanılarak değerlendirilmişlerdir. Farklı yüzey işlemleri uygulanan her gruptan örneklerin bağlanma yüzeyleri SEM'de incelenmiştir.

Varyans analizi sonucunda simanlar ve yüzey işlemleri arasında önemli fark bulunurken ($p<0.05$), yüzey işlemleri ile simanların etkileşimleri arasındaki fark önemli bulunmamıştır ($p >0.05$).
Multilink Automix zirkonyum oksit seramik yüzeylere Multilink Sprint'e göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Yüzey işlemlerinden kumlama yapılan zirkonyum yüzeylere her iki simanın da bağlanma dayanımı en yüksek bulunmuştur. Bunu elmas frezle pürüzlendirme yapılan grup izlemiştir. En düşük bağlanma dayanımlarını ise lazerle pürüzlendirilen grup ile kontrol grubu göstermiştir.

Bağlanma yüzeylerinin SEM analizinde kumlama yapılan yüzeylerde kontrol grubundan tamamen farklı oldukça girintili çıkıntılı bir yüzey gözlenirken, elmas frezle pürüzlendirilen yüzeylerde, yine kontrol grubundan farklı, frezin yönüne bağlı simetrik izler görülmüştür. Lazerle pürüzlendirilen yüzeylerin SEM görüntülerinde ise yüzeyin fazla değişmediği ve kontrol grubunda izlenen düz yapının korunduğu tespit edilmiştir.

7. SUMMARY

THE EFFECT OF DIFFERENT SURFACE PREPARATION METHODS ON THE BOND STRENGTH OF COMPOSITE RESIN CEMENTS IN ZIRCONIUM OXIDE CERAMIC RESTORATIONS

The purpose of this in vitro study was to evaluate the influence of different surface preparation methods on the bond strength of two composite resins to yttrium stabilized zirconium oxide ceramic restorations.

Rectangle shape test samples were cut out of IPS e.max ZirCAD blocks in 2 mm thickness, using Isomet slow speed diamond saw. Following the sintering procedure, eighty test specimens were divided randomly into 4 groups of 20 each. Specimens in the first group were left as received to serve as a control group. In the second group, specimens treated by use of airborne particle abrasion with 110 μ Al_2O_3 . Roughening the surfaces with diamond burs were applied on the specimens of the third group. Er:YAG laser irradiation was the choice of surface treatment for the last group.

For the second phase of this experiment, specimens were divided into subgroups of 10 for each surface treatment protocol followed by the application of two resin cements (Multilink Automix and Multilink Sprint). Once the resin cement completed its initial setting, test samples were stored in distilled water for 24 hours before the shear test. Values of load at the time of fracture were recorded as Newton and converted to MPa by dividing the imposed force (in N) to bond area (in mm^2).

Statistical analyses of the results were evaluated by means of 2-way ANOVA, Kruskal-Wallis analysis and Mann-Whitney U tests with Bonferroni correction. Selected specimens for each surface treatment protocol were examined in a scanning electron microscope (SEM) for determination of surface morphology.

Two-way ANOVA showed statistically significant difference amongst the resin cements and surface treatment methods ($p<0.05$).

However, there was no significant difference between surface treatment and the resin cement interaction ($p > 0.05$).

Bond strength of Multilink Automix on zirconium oxide ceramic surfaces found to be higher than Multilink Sprint. Bond strengths of both resin cements were the highest on sandblasted surfaces of zirconium oxide samples. This was followed by diamond abrasion group. Lowest bond strength values were encountered in laser irradiation and control groups.

The SEM examination of the various surface preparation methods revealed that sandblasting caused a rough surface texture in comparison to control group. The ground surfaces with a medium grit diamond bur showed regular surface grazes on the direction of diamond bur used. SEM analysis of laser irradiated surfaces illustrated rather plain surface morphology, very similar to the control group.

8. KAYNAKLAR

Allen EP, Bayne SC, Becker IM, Donovan TE, Hume WR, Kois JC (1999) *Annual review of selected dental literature: report of committee on scientific investigation of the American Academy of restorative dentistry*, J Prosthet Dent, 82: 27-66.

Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandrao LF (2005) *Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning*, Dent Mater, xx, 1-8

Anusavice KJ (1993) *Recent Developments in Restorative Dental Ceramics*, JADA, Vol. 124, February: 72-84.

Atalı E (2007), *Lazer nedir*, Dentiss, Cilt 1, Sayı 2, 22-25.

Awliya W, Oden A, Yaman P, Dennison JB and Razzoog ME (1998) *Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions*, Acta Odontol Scand, 56: 9-13.

Bader C and Krejci I (2006) *Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry*, Am J Dent, 19(3): 178-186.

Bancroft JD, Stevens A (1996) *Theory and practice of histological techniques*, Churchill Livingstone, New York.

Begazo CC, de Boer HD, Kleverlaan CJ, van Waas MAJ, Feilzer AJ (2004) *Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide-reinforced glass ceramic core material*, Dent Mater, 20: 901-907.

Blackman R, Barghi N and Duke E (1990) *Influence of ceramic thickness on the polimerization of light-cured resin cements*, J Prosthet Dent, 63: 295-300

Blatz M (2002), *Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations*, Quintessence Int. 33: 415-426.

Blatz MB, Sadan A, Kern M (2003) *Resin-ceramic bonding: a review of literature, J Prosthet Dent*, 89: 268-274.

Blatz MB, Sadan A, Martin J (2004) *In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered hıgh purity zirconium oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling,* J Prosthet Dent, 91: 356-362.

Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT (1991) *Degree of composite resin polimerization with visible light and argon laser*, Am J Dent, 4(1): 40-42.

Bidez MW and Misch CE (1992) *Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles*, J Oral Implantology, 18(3), 648-653.

Bindl A, Mörmann H (2005) *Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations*, J Oral Rehabil, 32: 441-447

Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN (2003) *Effect of etching and airborn particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics*, J Prosthet Dent, 89: 479-488

Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L (2005) *Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic*, Int J Prosthodont, 18: 60-65.

Craig R (1989), *Restorative Dental Materials,* 8th Edition , The CV Mosby Company, Chapter 17.

Caputo A and Standlee JP (1987), *Biomechanics in clinical dentistry*, Quintessence Pub CoInc, Chicago.

Davidson CL (2006), *Operatif dişhekimliğinde gelişmeler: geleceğe meydan okumak*, Quintessence yayıncılık, cilt:2, 10. bölüm, 161-172.

Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JAA (2002) *Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement*, Int J Prosthodont, 15: 248-253

Denry IL (1996), *Recent Advances in Ceramics for Dentistry*, Crit Rev Oral Biol Med, 7(2): 134-143.

Denry I and Kelly JR (2007) *State of the art of zirconia for dental applications***,** Dental Mater, in press.

Derand P and Derand T (2000) *Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics*, Int J Prosthodont, 13: 131-135.

Derand T, Molin M and Kvam K (2005) *Bond strength of composite luting cements to zirconium oxide ceramics*, Dent Mater, 21: 1158-1162

Diaz-Arnold AM,Vargas MA, Haselton DR (1999) *Current status of luting agents for fixed prosthodontics*, J Prosthet Dent, 81(2): 135-141.

Dunn WJ, Davis JT, Bush AC (2005) *Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to ErYAG laser prepared dentin and enamel*, Dent Mater, 21, 616-624.

El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ (2003) *Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks*, Dent Mater, 19: 575-583.

Ernst C-P, Cohnen U, Stender E, Willershausen B (2005) *In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents*, J Prosthet Dent, 93: 551-558

Ferrari M, Vichi A, Feilzer A (2006) *Operatif dişhekimliğinde gelişmeler: güncel pratik uygulamalar*, Quintessence yayıncılık, cilt 1, bölüm 8: 95-107.

Ferro KJ, Myers ML, Graser GN (1994) *Fracture Strength of Full-Contoured Ceramic Crowns and Porcelain-veneered Crowns of Ceramic Copings*, J Prosthet Dent, 71:462-467.

Göknar Y (2007), *Dişhekimliğinde lazer uygulamaları*, Dentiss, Cilt 1, Sayı 2, 28-32.

Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV (2005) *Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic*, Dent Mater, 21: 454-463.

Haffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CS and Vargas MA (2002a) *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials*, J Prosthet Dent, 88: 4-9

Haffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CS and Vargas MA (2002b) *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials*, J Prosthet Dent, 88: 10-15

Hasegawa EA, Boyer DB and Chan DCN (1991) *Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays*, J Prosthet Dent, 66: 187-192

Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L (1997), *CAD/CAM Fillings of the future,* Int Dent J, 47, 247-258.

Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V, *A comparison of micro structure and properties of IPS Empress II and IPS Empress glass ceramic*, J Biomed Mater Res, 53: 297-303.

Ivoclar Vivadent, Product Information (2005 a) *Cementation (Recommendtions for Zirconia)*, Research & Development Scientific Services.

Ivoclar Vivadent, Product Information (2005 b) *The compatible all-ceramic system*, Research & Development Scientific Services.

Jedynakiewicz NM (2001), *Cerec: Science, Research, and Clinical Application*, Compendium, Vol. 22, No.6(Suppl), 7-13.

Judy MM, Mathews JL, Aranoff BL, Hults DF (1993) *Soft tissue studies with 805 nm diode laser radiation: termal effects of 1064 nm Nd:YAG laser radiation*, Laser Surg Med, 13(5): 528-536.

Kahvecioğlu S (2006) *Bir rezin simanın dört farklı metal alaşımına bağlanma dayanımına metal primerlerin etkisi*, Doktora tezi, Konya.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996) *Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives*, J Prosthet Dent, 75(1): 18-31.

Kern M, Thompson VP (1993) *Sandblasting and silika-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition*, Dent Mater, 9: 155-161

Kern M, Thompson VP (1995) *Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability*, J Prosthet Dent, 73: 240-249.

Kern M, Wegner SM (1998) *Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability*, Dent Mater, 14: 64-71.

Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L (1999) *The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic*, Dent Mater, 15: 426-433.

Kumbuloğlu O, Lassila LVJ, User A, Toksavul S and Vallittu PK (2005) *Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics*, Journal of Oral Rehabilitation, 32: 128-133.

Kussano CM, Bonfante G, Batista JG, Pinto JHN (2003) *Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment*, Braz Dent J, 14: 132-135

Li ZC and White SN (1999) *Mechanical properties of dental luting cements*, J Prosthet Dent, 81: 597-609.

Libby G, Arcuri MR, La Velle WE, Hel L (1997) *Longevity of fixed partial dentures*, J Prosthet Dent, 78: 127-131

Lin S, Caputo AA, Eversole LR, Rizoiu I (1999) *Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with laser-powered hydrokinetic system*, J Prosthet Dent, 82: 451-455.

Lu YC, Tseng H, Shih YH and Lee SY (2001) *Effects of surface treatments on bond strength of glass infiltrated ceramic*, J oral Rehabil, 28: 805-813.

Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH (2004) *CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia*, Dent Mater, 20: 655-662

Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CHF (2005) *Effect of termocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic*, Dent Mater, xx: 1-6

Madani M, Chu FCS, McDonald AV, Smales RJ (2000) *Effects of surface treatments on shear bond strength between a resin cement an alumina core*, J Prosthet Dent, 83: 644-647.

Magne P and Belser U, *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*, Quintessence Publishing Co. Inc, Chapter 8.

McLaren EA (1998) *All-Ceramic Alternatives to Conventional Metal Ceramic Restorations*, Compend Contin Educ Dent, 19, 307-326.

McLean JW, Jeansonne EE, Chiche G, Pinault A (1994) *Chapter 5, All-Ceramic Crowns and Foil Crowns*, Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontic,.

McLean JW (1979) *The Science and Art of Dental Ceramics,* 1st Edition Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago.

McLean JW (2001) *Evolution of Dental Ceramics in the Twentieth Century*, J Prosthet Dent, 85, 61-66.

McNeill C (1997), *Fundemental occlusal therapy considerations science and practice of occlusion*, Quintessence Publishing Co. Inc. Chapter 31.

Miller M and Truhe T (1993) *Lasers in Dentistry: an overview*, J Am Dent Assoc, 124, 32-34.

Mount GJ (1994) *Glass-ionomer cements: past, present and future*, Oper Dent, 19: 82-90.

Mörmann WH and Bindl A (1996), *The new creativity in ceramic restorations: Dental CAD/CIM*, Quintessence Int, 27: 821-828.

Nakamura S, Yoshida K, Kamada K and Atsuta M (2004) *Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent*, J Oral Rehabil, 31: 785-789.

Oh W and Shen C (2003) *Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic*, J Prosthet Dent, 90: 241-246

Øilo G (1993) *Bond strength testing-what does it mean*, Int Dent J, 43: 492-498.

Øilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM (2007) *The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic*, Dent Mater, (proof)

Oktay HG (2003), *Tüm Seramik Sistemler*, EÜ Dişhek Fak Derg, 24: 11-16.

Özcan M, Vallittu PK (2003) *Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics*, Dent Mater, 19: 725-731

Öztürk AN (2001) *Farklı seramik inleylerin direkt, indirekt ve klasik tekniklerle dentine bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması*, Doktora tezi, Konya.

Öztürk Ö, Uludağ B (2002) *Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği*, TDB dergisi, 66: 33-39

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM (1995) *Adhesion testing of dentin bonding agents: A review*, Dent Mater, 11: 117-125.

Phillips RW (1991), *Skinner's Science of Dental Materials*, W.B. Saunders Company, 9th Edition, Philadelphia.

Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA (2004) *In vitro shear bond strength of cementing agent to fixed prosthodontic restorative materials*, J Prosthet Dent, 92: 265-273

Raigrodski AJ (2004), *Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature,* J Prosthet Dent, 92, 557-562.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Biliot S, Mercante DE (2006), *The efficacy of posterior three-unit zirconium oxide based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study*, J Prosthet Dent, 96: 237-244.

Rinke S and Hüls A (1996), *Copy-milled aluminous core ceramic crowns: A clinical report*, J Prosthet Dent, 76, 343-346.

Rosenstiel SF, Land MF, *Crispin BJ (1998)* *Dental luting agents: A review of the current literature*, J Prosthet Dent, 80: 280-301

Roulet J-F (1987), *Degradation of Dental Polymers*, Karger Publications, Basel; New York.

Schillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE (1997), *Fundementals of fixed prosthodontics,* 3rd edition, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago Illinois.

Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH (1999) *Regional measurement of resin-dentin bonding as an array*, J Dent Res, 78(2): 699-705.

Sorensen JA (1999), *The IPS Empress II system: defining the posibilities*, Quintessence Dent Technol, 22: 153-163.

St Georges AJ, Swift EJ, Thompson JY Jr., Hegmann HO (2002) *Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites*, Operative Dent, 27: 410-417.

Sung EC, Chenard T, Caputo AA, Amodea M, Chung EW, Rizoiu IM (2005) *Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr: YSGG laser*, J Clin Pediatr Dent, 30(1): 45-50.

Taşveren S ve Özveren AK (2005), *Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri*, Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi,Cilt:8, Sayı:2, 128-132.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H (2001) *Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia - based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study*, Int J Prosthodont, 14: 231-238.

Qualtrough AJE and Piddock V (1997), *Ceramics Update*, J. Dent., 25: 91-95.

Qualtrough AJE and Piddock V (1999), *Recent Advances in Ceramic Materials and Systems for Dental Restorations*, Dent Update, 26: 65-72.

Qualtrough AJE and Piddock V (2002), *Dental Ceramics: What's New?*, Dent Update, 29: 25-33.

Üşümez A (2001) *Farklı asitler ve Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması*, Doktora Tezi, Konya.

Üşümez A, Aykent F (2003) Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching, J Prosthet Dent. 90:24 30.

Üşümez A, İnan Ö, Aykent F (2004) *Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin*, J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 71: 196-200

Van Meerbeck B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P (2003) *Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment*, Operative Dentistry, 28-5, 647-660.

Van Noort R (2002) *Introduction to Dental Materials*, 2. Edition.

Walton JN, Gardner FM, Agar JR (1986) *A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement*, J Prosthet Dent, 56:416-421.

Warren K (1990) *An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thicknesses of porcelain*, J Oral Rehabil, 17.: 327-334

Wassell RW, Walls AWG, Steele JG (2002) *Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection,* British Dental Journal, 192: 199-211.

Watt IM (1996) *The principles and practice of electron microscopy*, Cambridge University press, UK.

Wegner SM, Gerdes W, Kern M (2002) *Effect of different artificial aging conditions on ceramic composite bond strength*, Int J Prosthodont, 15: 267-272

White JM, Goodis HE, Rose CM, Khosrivi PM, Hornberger B (1991) *Shear bond strength of Nd:YAG laser treated dentine*, J Dent Res, 70 (397) 48.

Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M (2006) *Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods*, Dental Mater, 23: 45-50.

Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M (2007) *Fracture strength of all-ceramic posterior inlay retained fixed partial dentures*, Dental Mater, in press.

Yatmaz P (1996) *İki adeziv sistemin metal rezin bağlanma dirençlerinin in-vitro koşullarda incelenmesi*, Doktora Tezi, Konya.

Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005 a), *Tam Porselen Sistemleri I*, GÜ Dişhek Fak Derg, 22(1) : 41-48.

Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005 b), *Tam Porselen Sistemleri II*, GÜ Dişhek Fak Derg, 22(1) : 49-60.

Yöndem İ (2006) *Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerinin Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlülüğü ve Kırılma Dayanımları Üzerindeki Etkisinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi*, Doktora Tezi, Konya.

Yücel MT (2005) *Farklı Tip Tam Seramik Kronların Marjinal Uyumlarının İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Konya.

9. ÖZGEÇMİŞ

1966 Ankara doğumludur. İlk, orta ve lise öğrenimini Ankara'da tamamladıktan sonra, 1983 yılında girdiği Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden 1988 yılında mezun oldu.

1989 yılında Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora programına başladı. Yeterlilik sonrasında 1992 yılında Londra Üniversitesi, Eastman Dental Hospital'da Protetik Diş Tedavisi Bölümünde başladığı Master programını 1993 sonunda tamamladı.

1994 yılında geri döndüğü Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndan kişisel nedenlerle 1996 yılında ayrıldı. Yarım kalan doktora programını tamamlamak üzere 2005 yılında tekrar kayıt yaptırdı ve halen eğitimine devam etmektedir.

Yabancı dili İngilizcedir.

10. TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince her türlü destek ve katkılarından dolayı danışmanım Sayın Prof. Dr. Filiz AYKENT'e, Sayın Yrd. Doç. Dr. Atilla ÖZYEŞİL ve ailesine, istatistiksel değerlendirmelerdeki katkılarından dolayı Sayın Doç. Dr. Bora Öztürk, testlerin yapılması sırasındaki yardımlarından dolayı Sayın Dr. İsa YÖNDEM ve laboratuvar sorumlusu Sayın Niyazi Dündar'a,

Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ndeki yardımlarını esirgemeyen tüm arkadaşlarıma ve çalışanlara,

Her zaman beni destekleyen aileme sonsuz teşekkür ederim.