

**ZİRKONYUM OKSİT ESASLI ALT YAPILARA
UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN
DEĞİŞİK ÜST YAPI PORSELENLERİNİN BAĞLANMA
DAYANIMLARINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Bilal HOLOĞLU
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Doktora Tezi - 2011

T. C.

ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

ANABİLİM DALI

**ZİRKONYUM OKSİT ESASLI ALT YAPILARA UYGULANAN FARKLI
YÜZEY İŞLEMLERİNİN DEĞİŞİK ÜST YAPI PORSELENLERİNİN
BAĞLANMA DAYANIMLARINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Bilal HOLOĞLU

**Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSU**

Doktora Tezi

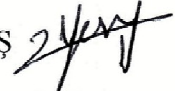
2011

T. C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Programı

**ZİRKONYUM OKSİT ESASLI ALT YAPILARA UYGULANAN FARKLI
YÜZEY İŞLEMLERİNİN DEĞİŞİK ÜST YAPI PORSELENLERİNİN
BAĞLANMA DAYANIMLARINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

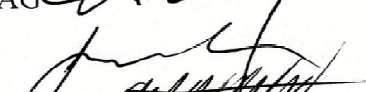
Dt. Bilal HOLOĞLU

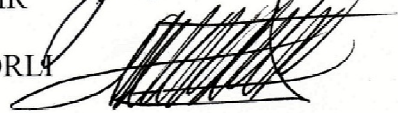
Tez Savunma Tarihi: 23.12.2011

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ 

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Birgül ÖZPINAR 

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ 

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Funda BAYINDIR 

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Abubekir HARORLI 

Prof.Dr. İsmail CEYLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR	IV
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	V
ŞEKİLLER DİZİNİ	VI
TABLolar DİZİNİ	IX
ÖZGEÇMİŞ	X
ÖZET	XI
ABSTRACT	XIII
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Seramiğin tarihçesi	3
2.2. Dental seramiğin yapısı	5
2.3. Dental porselenin özellikleri	7
2.4. Porselenlerin sınıflandırılması	7
2.5. Geleneksel metal destekli porselenler	9
2.6. Tam seramik restorasyonlar	9
2.6.1. Tam seramiklerin geliştirilmesi	10
2.6.2. Tam seramik sistemlerin sınıflandırılması	11
2.7. Zirkonyum	25
2.7.1. Zirkonyumun mikroyapısı	26
2.7.2. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)	27
2.7.3. Zirkonyumun mekanik ve fiziksel özellikleri	29

2.7.4. Zirkonyumun mekanik özelliklerini etkileyen faktörler	32
2.7.5. Zirkonyumun biyouyumluluğu	36
2.7.6. Zirkonya seramiklerin üretimi	36
2.7.7. Zirkonyum oksit alt yapıların üretimi	38
2.7.7.1. CAD/CAM Sistemleri	39
2.7.7.2. MAD/MAM Sistemleri	40
2.8. Zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porselenlerinin bağlanma mekanizması	41
2.8.1. Zirkonyum Oksit Alt yapı ile Veneer Porseleni Arasındaki Bağlantıyı Artırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri	43
2.8.1.1. Kumlama (Sandblasting)	43
2.8.1.2. Aşındırma (Grinding)	44
2.8.1.3. Asitle pürüzlendirme (Etching)	45
2.8.1.4. Lazerle pürüzlendirme	45
2.9. Termal Siklus Uygulaması	46
2.10. Makaslama Bağlantı Kuvveti Testi	47
2.11. Taramalı Elektron Mikroskobu	48
3. GEREÇ ve YÖNTEM	50
3.1. Zirkonyum Oksit Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması	50
3.2. Uygulanan Yüzey İşlemleri	54
3.3. Yüzey Uygulamaları Yapılan Örneklerin SEM Analizi	57
3.4. Veneer Porselenlerinin Uygulanması	59
3.5. Termal Siklus Uygulaması	67
3.6. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi	68

3.7. Kopma Şekillerinin İncelenmesi	70
3.8. İstatiksel Değerlendirme	71
4. BULGULAR	72
4.1. Örneklerin SEM Görüntüleri	72
4.2. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi	79
4.3. Kopma Şekillerinin Değerlendirilmesi	88
5. TARTIŞMA	90
6. SONUÇLAR	107
7. KAYNAKLAR	108

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimi ile bana destek olan ve tez yazımı aşamasında olağanüstü yardımlarını benden esirgemeyen tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ' a,

Bilgi ve tecrübelerinden yaralandığım bölümümün öğretim üyeleri ve çalışma arkadaşlarıma,

Bu günlere gelmemde sonsuz emeği olan babam Yrd. Doç. Dr. Hasan ŞAHİN' e ve canım anneme,

Hayatıma kattığı tüm güzelliklerle bu süreçte de desteğiyle her an yanımda olan sevgili eşime ve biricik uşağıma,

SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ZrO₂: Zirkonyum dioksit

Y-TZP: Yttrium-Tetragonal Zirkonyum Polikristali

3Y-TZP: %3 mol Yttrium Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali

PSZ: Parsiyel Stabilize Zirkonyum

SiO₄: Silisyum tetrahedron

N: Newton

MPa: Mega Paskal

LTD: Low Temperature Degradation (Düşük Isıda Bozunma)

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

MAD: Manuel Aided Design (Manuel Destekli Tasarım)

MAM: Manuel Aided Manufacturing (Manuel Destekli Üretim)

SEM: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

Er:YAG: Erbium: yttrium-aluminium garnet

°C: Santigrat derece

mm: Milimetre

μ: Mikron

nm: Nanometre

mJ: Milijoule

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Zirkonyumun faz değişim sıcaklıkları

Şekil 2.2. Transformasyon-sertleşme mekanizmasının şematik çizimi

Şekil 2.3. Y-TZP'nin kompozisyonu ve üretim sıcaklıklarının faz ilişkisi

Şekil 2.4. Tetragonal fazın retansiyonu; kritik gren boyunun tetragonal zirkonyanın yttrium içeriğine karşı grafiği

Şekil 3.1.a. Alt yapıların hazırlandığı zirkonyum blok

b. Kesim hattının şematik görüntüsü

Şekil 3.2. Alt yapıların hazırlandığı model kesme makinesi

Şekil 3.3.a. Sinterleme öncesi alt yapı örnekler

b,c. Sinterleme öncesi örnek boyutları

Şekil 3.4. Zirkonzahn Keramikofen 1500 sinterleme fırını

Şekil 3.5.a.Sinterlenmiş altyapı örnekler

b,c. Sinterleme sonrası örnek boyutları

Şekil 3.6.a. Kumlama cihazı

b. 50 µm alüminyum oksit tozu.

Şekil 3.7.a.Kullanılan elmas frezler

b. Aşındırma işleminin uygulama şekli

Şekil 3.8. Uygulanan %9,6'lık hidroflorik asit

Şekil 3.9. Uygulamanın yapıldığı lazer cihazı

Şekil 3.10. SEM cihazı

Şekil 3.11. Polaron altın kaplama cihazı

Şekil 3.12. a. Noritake CZR veneer porseleni

b. VITA VM9 veneer porseleni

Şekil 3.13. Veneer porselenlerinin uygulanmasında kullanılan metal kalıbın genel görüntüsü

Şekil 3.14. Metal kalıbı oluşturan tabakaların genel görüntüsü

Şekil 3.15. Metal kalıbın alt ve orta tabakaları

Şekil 3.16. Metal kalıbın orta tabakasına yerleştirilen zirkonyum oksit alt yapılar

Şekil 3.17. Kondensasyon tekniği ile uygulanan veneer porselenlerinin fırınlama öncesi kalıp içindeki görüntüsü

Şekil 3.18. Metal kalıbın üst parçasının iki yönlü ayrılması

Şekil 3.19. Veneer porselenlerin fırımlandığı Programat P300 fırını

Şekil 3.20. Fırınlama sonrası örnekler

Şekil 3.21. Termal siklus cihazı

Şekil 3.22. Universal Test cihazı

Şekil 3.23. a. Soğuk akrilik bloğa yerleştirilen örnek

b. Hazırlanan metal kalıp

Şekil 3.24. Veneer porseleni - zirkonyum oksit alt yapı ara yüzeyine uygulanan kesme (shear) testi

Şekil 3.25. Kopma şekillerinin incelendiği optik mikroskop

Şekil 4.1. Yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubu zirkonyum oksit alt yapı örneklerinin x500 büyütmedeki görüntüsü

Şekil 4.2. Yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubu zirkonyum oksit alt yapı örneklerinin x1000 büyütmedeki görüntüsü

Şekil 4.3. Kumlama uygulanan zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x500 büyütmedeki görüntüsü

Şekil 4.4. Kumlama uygulanan zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x1000 büyütmedeki görüntüsü

Şekil 4.5. Elmas frezle pürüzlendirilen zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x500 büyütmedeki görüntüsü

Şekil 4.6. Elmas frezle pürüzlendirilen zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x1000 büyütmedeki görüntüsü

Şekil 4.7. Asit uygulanan zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x500 büyütmedeki görüntüsü

Şekil 4.8. Asit uygulanan zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x1000 büyütmedeki görüntüsü

Şekil 4.9. Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen zirkonyum alt yapı örneklerin x500 büyütmedeki görüntüsü

Şekil 4.10. Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen zirkonyum alt yapı örneklerin x1000 büyütmedeki görüntüsü

Şekil 4.11. Veneer porselenlerinin farklı yüzey uygulamalarına göre bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması.

Şekil 4.12. Veneer porselenlerinin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması

Şekil 4.13. Termal siklus uygulamasının bağlanma dayanımı üzerine etkisi

Şekil 4.14. Yüzey işlemlerinin karşılaştırılmasını gösteren grafik

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1. Y-TZP'nin mekanik ve kimyasal özellikleri

Tablo 2.2. Üretim şekline göre dental zirkonya sistemlerinin gruplandırılması

Tablo 2.3. Ülkemizde zirkonya blokların işlendiği CAD/CAM ve MAD/MAM sistemleri

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan zirkonyum oksit esaslı alt yapının özellikleri

Tablo 3.2. Veneer porselenlerinin pişirme ısı ve süreleri

Tablo 3.3. Oluşturulan deney grupları

Tablo 4.1. Deney gruplarına ait bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama ve standart sapma sonuçları

Tablo 4.2. Yüzey işlemleri arasındaki çoklu karşılaştırma (Duncan) testi sonuçları

Tablo 4.3. 3-Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Tablo 4.4. Kopma şekillerinin üst yapı porselen çeşidi ve yüzey uygulamalarına göre dağılımı

ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Trabzon ili Of ilçesinde doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Erzurum'da tamamladı. 2002 yılında başladığı Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinden 2007 yılında mezun oldu. Aynı yıl içerisinde Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora eğitimine başladı. 2009 yılında aynı birimde Araştırma Görevlisi kadrosuna atandı. Halen Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır. Yabancı dili İngilizcedir. Evli ve bir çocuk babasıdır.

ÖZET

Zirkonyum Oksit Esaslı Alt Yapılara Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin Değişik Üst Yapı Porselenlerinin Bağlanma Dayanımlarına Etkisinin İncelenmesi

Zirkonyum oksit esaslı seramikler estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi ve yüksek mekanik özellikleri ile kuron ve sabit bölümlü protezlerin yapımında alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Zirkonya, gerçek diş kadar translusens olmadığından restorasyonların estetiğini artırmak için zirkonyum oksit alt yapılar üzerine veneer porselenleri uygulanmaktadır. Zirkonyum oksit alt yapıların kırık oluşmasına karşı oldukça dirençli olmalarına karşın, veneer porseleninin kırılması ve tabakalar halinde alt yapıdan ayrılması zirkonyum oksit alt yapıları tam seramik restorasyonlarda en sık karşılaşılan problemlerdir.

Bu in-vitro çalışmada zirkonyum oksit alt yapıları, uygulanan farklı yüzey işlemleri ve termal siklus uygulamasının, iki değişik üst yapı porseleninin bağlanma dayanımına etkisi incelenmiştir. Kontrol grubu örnekleri herhangi bir yüzey işlemi uygulanmazken, yüzey pürüzlendirme işlemi için; kumlama, aşındırma, asit ve lazer uygulamaları yapılmıştır. 20 deney grubunun her birinde 10 adet olmak üzere toplam 200 adet örnek değerlendirilmiştir. Bağlanma dayanımı testi öncesi örneklerin SEM görüntüleri alınmıştır. Her bir örnek için bağlanma kuvveti Newton cinsinden ölçüldükten sonra bağlanma yüzeyinin alanı olan $12,57 \text{ mm}^2$ 'ye bölünerek MPa'a çevrilmiştir. Bağlanma dayanımı testi sonrası kopma şekilleri optik mikroskop altında incelenmiştir.

Elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmesi; üç yönlü varyans analizi (Three-way ANOVA) kullanılarak yapılmıştır. Ortalama ve standart sapmalar hesaplanmış, çoklu karşılaştırmalar için Duncan testi kullanılmıştır.

Yapılan varyans analizi sonucunda; uygulanan yüzey işlemleri ($p<0.01$) ve kullanılan veneer porseleni çeşidinin ($p<0.01$) anlamlı olduğu, termal siklus uygulamasının ise anlamlı olmadığı ($p>0.05$) istatistiksel olarak tespit edilmiştir.

Herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubu örnekleri (25,94 MPa) ile karşılaştırıldığında; kumlama (28,15 MPa) ve elmas frezle aşındırma (28,28 MPa) işlemlerinin bağlanma dayanımı değerlerini artırırken, asit (26,15 MPa) ve lazer (26,44 MPa) uygulamalarının ise etkilemediği istatistiksel olarak saptanmıştır.

Veneer porselenlerin bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında; Vita VM9 (28,17 MPa) üst yapı porseleni uygulanan örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinin Noritake CZR (25,86 MPa) üst yapı porseleni uygulanan örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinden daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Termal siklus uygulaması veneer porselen ile zirkonyum oksit alt yapı arasındaki bağlanma dayanımını etkilememektedir.

Anahtar Kelimeler: Zirkonyum Oksit, Yüzey İşlemleri, Üst Yapı Porselenleri, Termal Siklus

ABSTRACT

Investigation of the Effect on the Shear Bond Strength of Several Veneering Porcelains to Zirconium Oxide Based Substructures Treated with Different Surface Treatments

Zirconium oxide based ceramics are used as the core material for crown and fixed partial prosthesis due to their esthetics, biocompatibility, color stability and superior mechanical properties. To improve the esthetic appearance of restorations, zirconium oxide cores are layering with veneer porcelain because zirconia is not translucent as nature teeth. The chipping and delamination of the veneer porcelains is the most common failure of zirconium oxide based all ceramic restorations although zirconium oxide cores are resistant to crack formation.

In this in-vitro study, the effects of different surface treatments and thermocycling applications on the shear bond strength of two different veneering porcelains to zirconium oxide substructures were investigated. Sandblasting, grinding, etching and laser applications were used for roughening of surface, and control specimens were not treated with any surface treatment method. The 200 specimens divided into 20 sub-groups that each group has 10 specimens were evaluated. SEM evaluation was performed on one specimen of each surface treatment group before applying veneer porcelain. The data as Newton obtained after shear bond strength test were transformed to MPa, dividing to bonding surface area (12,57 mm²). Failure type was evaluated with optical microscope after shear bond strength test.

Three way analysis of variance (ANOVA) test were used to analyze the data. Means and standard deviations were calculated and Duncan's test was used as multiple comparisons test. The results of three-way ANOVA showed that there were statistically

significant differences between surface treatment methods ($p<0.01$) and between types of veneering porcelain ($p<0.001$), there was no significant differences between the groups concerning thermocycling application ($p>0.05$).

It was determined that the sandblasting (28,15 MPa) and the grinding (28,28 MPa) increased the shear bond strength, but the etching (26,15 MPa) and laser applications didn't influence the shear bond strength compared with control group (25,94 MPa).

When the bonding strength of veneer porcelains compared, it was determined that the Vita VM9 veneering porcelain (28,17 MPa) had higher bond strength than Noritake CZR veneering porcelain (25,82 MPa).

The thermocycling didn't affect the bond strength between the veneer porcelain and zirconia.

Key Words: Zirconium Oxide, Surface Treatments, Veneering Porcelains, Thermocycle

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Kayıp diş ve diş dokularının, biyolojik uyuma sahip, estetik ve çiğneme kuvvetlerine dirençli malzemelerle restore edilmesi, diş hekimliğinde yıllardır süre gelen bir arayış olmuştur. Sabit protetik restorasyonlar, diş hekimliğinde önemli bir yer tutmaktadır. Günümüzde metal destekli porselenler, dirençleri ve uzun dönem klinik başarılarından dolayı sabit protetik restorasyonlarda en çok tercih edilen sistemler olmasına karşın, estetik beklentilerin artması ve bazı alışımlara karşı gelişen toksik ve alerjik reaksiyonlar nedeniyle, hastalar ve hekimler tarafından metal içermeyen diş renginde alternatif restorasyonların kullanımı tercih edilmeye başlanmıştır.

Cam seramik restorasyonlarla estetik konusunda önemli aşama kat edilmiş olmakla beraber yapılan restorasyonların yeterli dirence sahip olmaması, özellikle çiğneme kuvvetlerine yoğun olarak maruz kalan posterior bölgede kullanımlarını kısıtlamıştır. Seramik alt yapılar; cam infiltrasyonu, lösit veya lityum disilikat kristallerinin kullanımı, kontrollü kristalizasyon ile alüminyumun dağıtılması gibi değişik teknikler ile kuvvetlendirilmeye çalışılmışsada, üretilen seramikler ile sadece ön bölgede tek kuronlarda sınırlı bir başarıya ulaşılmıştır.¹⁻³ Yttrium oksit ile stabilize edilen zirkonyum oksit esaslı tam seramik restorasyonlar, arzu edilen estetiği sağlamaları ve yüksek kırılma dirençleri ile çok üyeli posterior köprülerin yapımında metal alaşımlarına alternatif durumuna gelmiştir.⁴

Tam seramik sistemlerin başarısı; alt yapının dayanıklılığına ve alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlanma kuvvetine bağlıdır.⁵ Başarılı bir ara yüzey bağlantısının oluşabilmesi için alt yapı ve veneer porseleninin mekanik özelliklerinin belli ölçülerde birbirlerine uygun olması gerekmektedir.⁶

Veneer porselenindeki minör kırıklar ve veneer porseleninin alt yapıdan ayrılması, zirkonyum oksit alt yapıli restorasyonlarda en sık karşılaşılan başarısızlıklardır.⁶⁻⁸ Yapılan çalışmaları sonucunda zirkonyum oksit alt yapı seramiklerinde kırılma olayı bildirilmemiştir.^{9,10}

Zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlanma dayanımını; üst yapıda kullanılan porselen çeşidinin ve alt yapı üzerine uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerinin etkilediğini bildiren çalışmalar mevcuttur.^{5,6,8,11} Zirkonyum oksit alt yapı ve veneer porseleni arasındaki bağlantıya etki eden bu faktörlerin bilinmesine karşı ara yüzeydeki bağlantı net bir şekilde açıklanamamıştır.

Bu çalışma, zirkonyum oksit esaslı alt yapılara uygulanan değişik yüzey pürüzlendirme işlemlerinin 2 farklı veneer porseleninin bağlanma dayanımına etkisini incelemek amacıyla yapılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramiğin Tarihçesi

Seramik, insanoğlunun suni olarak yaptığı ilk materyaldir¹² ve Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen ‘keramikos’ kelimesinden türetilmiştir.¹³ İlk kullanımı taş devrine kadar uzanan seramik,¹⁴ daha sonra Mezopotamya uygarlığında ve Asurlarda yapı malzemesi olarak, M.Ö. 50 yıllarında ise Çinliler tarafından geliştirilerek kiremit, tuğla, fayans yapımında ve Çin porseleni adıyla sanat eserlerinde kullanılmıştır. 18. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir.^{13,14}

Seramik ifadesi daha kapsamlı bir anlamda kullanılırken, porselen terimi bunun daha alt gruplarını ifade etmekte¹⁵ ve Ortaçağ İtalyancasındaki küçük deniz kabuğu anlamına gelen porcella’dan gelmektedir. İlk örnekleri bin yıl kadar eski olan porselenin dental materyal olarak kullanımı, 1700’lü yıllara dayanmaktadır.¹³ Yapısında porselen kullanılan protez, ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı olan Duchateau tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır.¹ Duchateau ve diş hekimi Nicolas Dubois de Chenant birlikte çalışarak, 1789 yılında ilk porselen diş materyalinin patentini almışlardır.¹² Platin pinler veya çerçeve ile proteze sabitlenen ilk kişisel porselen dişler 1808 yılında İtalyan diş hekimi Giusseppangelo Fonzi tarafından yapılmıştır.¹⁶ Bu dişlerin opaklık ve kırılma gibi dezavantajları olduğu görülmüştür.¹² Porselen dişler 1817 yılında Amerika’da tanıtılmış, 1825 yılında ise ticari üretimine başlanmıştır. Porselenin platin bir post ile kaynaştığı Richmond kuron 1855 yılında tanıtılmış ve 1873 yılında tam porselen kuron fikri ortaya atılmıştır.¹⁴ Platin yaprak üzerinde pişirilen ilk feldspatik porselen türü 1903 yılında Dr. Chatles Lans tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır.¹³ Bu porselenin estetik görüntüsünün çok iyi olmasına karşın, bükülme dayanıklılığının az olması yüksek oranda başarısızlık göstermesine sebep olmuştur. İlk metal-porselen restorasyonun

patenti 1962 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde alınmıştır ve Vita Firması (Vita Zahnfabrik, Almanya) tarafından 1963 yılında ilk ticari porselenin üretimine başlanmıştır.¹³ İngiltere'de Mc Lean ve Huges¹⁷,in 1965 yılında porselene güçlendirici olarak alüminyum oksit ilave etmeleriyle %40-50 oranında alüminyum oksit içeren kor seramiği geliştirilmiştir. Porselenin içindeki alümina kristallerinin artması ise fazla opak bir görünüme neden olmuş ve üst yapı materyali olarak feldspatik porselen kullanılma ihtiyacını doğurmuştur.¹ Alüminyum porselen kuronların 131 Mpa civarında olan düşük bükülme dirençleri sadece ön bölgede kullanılmalarını mümkün kılmıştır.^{14,18}

Tam seramik sistemlerdeki gelişmeler, 1984 yılında ilk dökülebilir cam seramik olan Dicor'un ve aynı yıllarda yeni bir refrakter day (ısıya dayanıklı day) metodu olan %70 alümina içeren Hi-Ceram'ın geliştirmesiyle hız kazanmıştır.¹⁹ Fransa'da 'slip casting' yöntemi ile elde edilen alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği ve alümina içeriği %90'nın üzerinde olan yeni bir kor sistemi 1988 yılında geliştirilmiş ve Vita firmasının In-ceram adıyla piyasaya sürülmüştür.²⁰ IPS-Empress sistemi 1990 yılında geliştirilmiştir. Yüksek kırılma dayanıklılığı gösteren IPS-Empress 2 1998 yılında piyasaya sunulmuş¹⁴ takip eden dönemlerde çok yüksek miktarda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize alt yapı seramiği olan Procera All Ceram üretilmiştir.²¹⁻²³

Günümüzde seramiklerin gelişim sürecinde yapısı ve pişirilme teknikleri ile ilgili çok önemli adımlar atılmış estetik, biyolojik uyum ve yüksek mekanik dayanıklılık gibi özellikleri bir arada bulunduran materyallerin üretilmesi hedeflenmiştir. Zirkonyum oksit, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacı ile yapıya ilave edilen son malzemelerden birisi olmuştur. Zirkonyanın, alüminanın kırılma problemi çözme ve implantların potansiyel başarısızlıklarını ortadan kaldırmak amacı ile implant

materyali olarak ortopedide kullanılmasına 20 yıl önce başlanmıştır.²⁴ Son yıllarda ise prefabrike kanal postları, ortodontik braketler, implant destekler ve yaygın olarak sabit protetik restorasyonların alt yapılarının oluşturulmasında kullanılmaktadır.²⁵ Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP), son derece stabil, sert ve dental restorasyonların hazırlanması için mükemmel bir materyal olarak, tam seramik restorasyonlarda ideal alt yapı arayışında günümüzde geline son noktadır.

2.2. Dental Seramiğin Yapısı

Protez Terimleri Sözlüğüne göre seramik, birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı bileşimdir.²⁶ Bir başka tanıma göre ise seramik; metal oksitler, bor içeren bileşikler, karbitler, nitritler gibi materyallerin kompleks karışımları ile ortaya çıkan inorganik bir materyaldir.²⁷

Diş hekimliğinde kullanılan porselen, dört oksijen (O) atomunun merkezde yer alan bir silisyum (Si^{4+}) ile kimyasal bağlar yaparak oluşturduğu silisyum tetrahedron (SiO_4) yapısında bir birleşim olup, felspar, kuartz ve kaolin olmak üzere 3 ana maddeden meydana gelmiştir.^{1,28} Bu üç ana maddenin dışında akışkanlık vericiler veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştıran veya parlaklık (luminisans) özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da üretim sırasında bileşime ilave edilmiştir.²⁹

2.2.1. Feldspar

Potasyum alüminyum silikat ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$) ve sodyum alumina silikat'ın ($\text{Na}_2\text{O}_2\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$) karışımı olan feldspar, dental porselenlere saydamlığını veren ve ana yapıyı oluşturan maddedir. Erime derecesi 1100°C – 1300°C arasında olup, porselenin yapısına %70-85 oranında katılmaktadır. Eritici ve birleştirici olarak rol oynayıp,²⁸ birleştirici özelliği ile fırınlama sırasında kaolin ve kuartzı sararak kitlenin

bütünlüğünü sağlamaktadır. Feldsparın yapısında ayrıca değişik oranlarda soda (Na_2O) ve potas (K_2O) bulunmaktadır. Soda ergime sıcaklığını düşürürken, potas ergimiş malzemenin viskozitesini artırıp fırınlama sırasında akmayı azaltarak kenarların yuvarlaklaşmasını sağlamakta, dış şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önlemekte ve restorasyona doğal görüntü vermeye yardımcı olmaktadır.¹⁴ Dış hekimliğinde genellikle potas içeriği fazla olan feldspar tercih edilmektedir.³⁰

2.2.2. Kuartz

Silika yapısında olan kuartz (Si_2O), porselenin içeriğindeki diğer maddelere oranla daha yüksek erime derecesine (yaklaşık 1700°C) sahiptir ve yapıya %10-30 oranında ilave edilir, doldurucu olarak görev yapar. Kuartz, porselenin pişirilmesi sırasında değişime uğramaz, fırınlama işlemi sırasında oluşan büzülmeyi önler, yüksek sıcaklıklarda kitleyi stabilize eder, dış formunun ve detayların kaybolmasını engeller ve termal genleşme katsayısını kontrol ederek porselenin dayanıklılığını artırır.^{18,30}

2.2.3. Kaolin

Çin kili olarak da bilinen ve bir alüminyum silikat hidrat ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) olan kaolinin erime derecesi 1300°C 'dir. Yapıya %1-5 oranında katılan kaolin, kitleyi bir arada tutarak porselenin modelajını kolaylaştırmakta ve diğer elemanların yapıya bağlanmasına yardımcı olmaktadır. Opak yapıda olduğu için porselen hamuru içine çok az miktarda ilave edilmektedir.^{12,23,28,31}

2.3. Dental Porselenin Özellikleri

Sert, rijit ve kırılgan bir yapıya sahip olan porselen, cam yapısından dolayı vitrifikasyondan sonra tamamen kırılganlaşır. Yüzey mikro çatlaklarına oldukça hassas olan camların direnebileceği maksimum gerilme %0,1'den daha azdır. Porselenler temel olarak camdan oluşmaktadır ve materyal içinde bulunan çatlak, porozite ve düzensizlikler düz hattan sapan çatlaklara neden olabilmektedir. Bu çatlaklar gerilim yoğunlaşmasından kaynaklanmaktadır. Metallerde bu gerilim plastik deformasyon ile giderilebilirken, porselenler son derece kırılgan materyaller olduğundan gerilim boşalması mümkün değildir. Gerilme stresi uygulandığında küçük yarıklar açılmakta ve çatlak ilerlemektedir (crack propagation theory). Çatlağın derinliğine paralel olarak artan gerilim yoğunluğu kırılgan bir yapı meydana getirmekte ve bu olay dental porselenlerin kullanımında büyük bir dezavantaj oluşturmaktadır.^{1,29,32,33} Dental porselenlerin baskı dayanıklılığının (350-550 MPa) yüksek olmasına karşın, çekme dayanıklılığının (20-60 MPa) düşük olduğu bilinmektedir.

Isı iletkenliği düşük olan porselenin ısısal genleşme katsayısı $14 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ olup mine ve dentininkine benzemektedir.³³ Porselenin biyolojik uyumunun iyi olması, diş hekimliğinde çok kullanılan malzemelerden biri olmasını sağlamıştır. Porselenler, yüksek derecede okside olmuş, korozyona dayanıklı, genelde alerjik ve toksik reaksiyon oluşturmayan materyallerdir.³⁴ Glazürlü porselen, bakteri plağının kolaylıkla uzaklaştırılabildiği tek restoratif materyaldir.³²

2.4. Porselenlerin Sınıflandırılması

Dental porselenler, aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilirler:

2.4.1. İçeriklerine Göre

2.4.1.1. Feldspatik

2.4.1.2. Alüminöz

2.4.1.3. Metale bağlanan.^{27,28}

2.4.2. Erime Isılarına Göre

2.4.2.1. Yüksek ısı (1315°C-1370°C)

2.4.2.2. Orta ısı (1090°C-1260°C)

2.4.2.3. Düşük ısı (870°C-1090°C)

2.4.2.4. Ultra-düşük ısı (650°C-870°C).^{1,27,28}

2.4.3. Şekillendirme Türlerine Göre

2.4.3.1. Fırınlanan porselenler

2.4.3.2. Dökülebilir porselenler.²⁸

2.4.4. Uygulama Alanlarına Göre

2.4.4.1. Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler

2.4.4.2. Full porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu venerlerde uygulanan porselenler

2.4.4.3. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler.^{1,29}

2.4.5. Yapım Tekniklerine Göre

2.4.5.1. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar

2.4.5.1.1. Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar

2.4.5.1.2. Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar

2.4.5.1.3. Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar.^{29,35,36}

2.4.5.2. Tam seramik restorasyonlar

2.4.5.2.1. Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler

2.4.5.2.2. Dökülebilir seramikler

2.4.5.2.3. Presleme ile hazırlanan seramikler

2.4.5.2.4. İnfiltrasyon seramikler

2.4.5.2.5. Frezeleme ile üretilen seramikler^{29,35,36}

2.5. Geleneksel Metal Destekli Porselenler

Metallerin çekme dayanıklılığın porselenlerden daha yüksek olması, porselenlerin metal alt yapıyla desteklenmesi fikrinin ortaya atılmasına sebep olmuştur. Metal alt yapı çekme gerilimlerinin oluşmasını engelleyerek, yüzeydeki çatlakların yayılmasını önlemektedir. Metalin dayanıklılığı ile porselenin estetiğini birleştiren metal-porselen restorasyonlar kuron-köprü protezleri için beklenen gereksinimleri büyük ölçüde karşılamış ve uzun yıllar başarıyla kullanılmıştır.^{14,16,32}

Metal-porselen restorasyonların geniş kullanım alanı bulmalarına karşın, metal alt yapının ışık geçirgenliğini azaltması, marjinal kısımlarda metalin görünmesi, porselenin metalden dolayı renk değiştirmesi, metal ile porselen arasındaki bağlantı başarısızlıkları, kullanılan metalin allerjik ve toksik özelliklere sahip olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu olumsuzluklar nedeniyle metal-porselen restorasyonlara alternatif sistemler araştırılmaya başlanmıştır.^{16,18,37,38}

2.6. Tam Seramik Restorasyonlar

Tam seramik restorasyonlar, metal destekli porselenlerde görülen dezavantajları ortadan kaldırmak amacı ile geliştirilmiştir. Metal-porselen restorasyonlara göre, tam seramik restorasyonlar gelişmiş ışık geçirgenliklerine bağlı olarak yüksek estetik potansiyele sahiptirler.³⁹ Ayrıca mükemmel biyouyumlulukları, korozyona dirençli

yapıları, düşük plak tutunumları, düşük ısı ve elektrik iletkenliğine sahip olmaları tam seramik restorasyonları ideal dental materyal haline getirmiştir.⁴⁰

2.6.1. Tam Seramiklerin Geliştirilmesi

Tam seramik restorasyonların kullanımlarındaki temel problem seramiklerin kırılğan yapılarıdır. İlk tam seramik jaket kuron 1903 yılında Dr. Charles Land tarafından yapılmıştır.¹⁸ Bu restorasyonun dayanıklılığının az olması nedeniyle seramiği güçlendirme çalışmaları hız kazanmıştır. Mc Lean ve Hughes,¹⁷ 1965 yılında seramiğe kristalin fazında alüminyum kristalleri ekleyerek kompozisyon değişikliği meydana getirmiş ve ilk dirençli seramiği elde etmişlerdir. %40-50 oranında alümina içeren seramiğin bir platin yaprak üzerinde pişirilmesi ile gerilme direnci, feldspatik seramiklere oranla 2 kat artırılmıştır.⁴¹ Mc Lean ve arkadaşları,⁴² 1977 yılında çift platin folyo tekniği ile platin folyonun bir tabakasını kuronun iç yüzünde bırakarak dayanıklılığın %20 artmasını sağlamışlardır. Ancak platin folyonun seramiğin içinde kalması ışık geçirgenliğini azaltarak gri renklenmeye neden olmuştur.⁴³

Fransa'da 'slip casting' yöntemi ile elde edilen alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği ve alümina içeriği % 99,6 olan yeni bir kor sistemi 1988 yılında geliştirilmiş ve Vita firmasınca In-ceram adıyla piyasaya sürülmüştür.²⁰ Alümina, seramiği güçlendirmek için uygun kristalin yapıyı sağlasa da, sahip olduğu yüksek opasite nedeniyle sadece alt yapıda kullanılmıştır.^{1,14} Gerilme direnci 450 Mpa'a kadar yükselen alt yapının üzerine dentin ve mine porselenleri işlenerek bitirilen restorasyonlar, ön bölge üç üyeli köprü restorasyonları için gerekli olan gerilme direncini sağlamaktadır.^{22,44}

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyali ilk olarak 1990 yılında geliştirilmiş ve Ivoclar firması tarafından IPS Empress adıyla piyasaya sürülmüştür.¹⁴ Mineye yakın

aşınma direnci ve ışık geçirgenliği gösteren ve gerilme dayanıklılığı 160-180 MPa olan sistem,¹⁴ tüm dişlerde tek kuron, inley, onley ve laminate veneer restorasyonların yapımında kullanılabilir. ⁴⁵ Tam seramik restorasyonlarda, güçlendirilmiş kor yapımında kullanılan materyallerden biri de hacimce %70 oranında lityum disilikat içeren cam seramiktir. IPS Empress 2 adıyla 1998 yılında piyasaya sürülen bu sistem, yaklaşık 350 MPa gerilme direncine sahiptir^{14,22} ve gerekli konnektör alanı sağlandığında molar bölgeye uygulanan köprü protezlerinde başarılı sonuçlar elde edilebilmektedir.⁴⁶ Vita firması tarafından %33-35 oranında zirkonyum oksit ilave edilerek güçlendirilen yarı stabilize seramik olan In-ceram Zirconia, cam infiltre alümina kor materyalinin dayanıklılığını artırmak amacı ile üretilmiştir.⁴⁷ Sistem, 700 MPa'lık gerilim direncine sahip dayanıklı bir kor yapıdan oluşmaktadır ve opasitesi nedeniyle daha çok posterior bölgedeki kuronlarda ya da sabit bölümlü protezlerin alt yapısının hazırlanmasında kullanılmaktadır.^{48,49}

Dental seramiklerde en yüksek gerilim değerlerine, yttrium ile stabilize edilen zirkonyum oksit kristallerinin kullanımı ile erişilmiştir. 900 MPa gerilim direncine sahip olan bu seramik, yapısındaki zirkonyum oksitten dolayı opak bir görünüm sergilemekte ve arka bölgelerdeki tam seramik kuron ve köprü restorasyonların yapımında kullanılabilir.⁴⁴

2.6.2. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Literatürde farklı sınıflamalar mevcuttur. Conrad ve arkadaşlarının⁵⁰ yaptığı sınıflandırmaya göre alt yapı materyalleri içeriklerine göre aşağıdaki şekilde 3 ana grupta toplanabilir.

2.6.2.1.Cam Seramikler

2.6.2.1.1. L  sit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress
- Optimal Pressable Ceramic
- IPS ProCAD

2.6.2.1.2. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress 2
- IPS e.max Press

2.6.2.1.3. Feldspatik seramikler

- Vitablocks Mark II
- Vita TriLuxe Bloc
- Vitablocs Esthetic Line

2.6.2.2. Alümina Esaslı Seramikler

- In-Ceram Alumina
- In-Ceram Spinell
- In-Ceram Zirconia
- Synthoceram
- Procera AllCeram

2.6.2.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler

- Lava
- Cercon
- DC-Zirkon
- Denzir
- Procera AllZirkon

- Celay
- Cerec in Lab
- Zeno Tec
- Everest
- Zirkonzahn

2.6.2.1. Cam Seramikler

2.6.2.1.1. L s t Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler

Yapılarında %68 kuartz ve %18 oranında alüminyum oksit bulunmaktadır. Bu seramiklerde, basıncı ile şekillendirme işleminin sonucunda porozite azaltılmış, hassas ve tekrar edilebilen uyum sağlanmıştır. Cam matrikse uygulanan basıncın ardından meydana gelen soğuma esnasında, yapıyı güçlendirmek amacı ile kullanılan l s t kristallerin gözlemlenebilen mükemmel dağılımı, translusensini azaltmadan direncin artmasını sağlamaktadır.⁵¹ Bükülme direnci 120-160 MPa arasında olan materyalin, aşınma katsayısı ve ışık geçirgenliği mineye benzemekte ve yarı şeffaf özelliği sayesinde yüksek estetik özelliğe sahip restorasyonlar  retilenmektedir.²¹ Ancak ışık geçirgenliğinin fazla olması sebebiyle destek dişte renklenme ya da kor bulunması durumunda estetik problemler oluşabilmektedir.^{48,49}

L s t kristalleri ile güçlendirilmiş seramiklerin uygulama alanları; inley, onley, laminate veneer ve tek kuronların yapımı ile sınırlı kalmıştır. IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Optec OPC (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn), IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent Schaan, Lihtenştayn) ve Mirage (Chameleon Dental Products Inc., Kansas) bu grup içinde yer almaktadır.^{22,23}

2.6.2.1.2. Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Seramikler

%57-80 kuartz, %11-19 lityum oksit ve %0-5 oranında alüminyum oksitten oluşan seramiklerdir. Materyalin %60'ını oluşturan kristal partiküllerinin yoğun ve homojen bir şekilde birbirine bağlanmış yapısı sayesinde, bükülme direnci 320-450 MPa' a kadar yükselmiştir.⁵¹

Restorasyonun kor yapısı kayıp mum tekniği ile elde edilmekte, lityum disilikat cam porselen tabletleri, visköz akma özelliğine ulaştıktan sonra basınçla revetman boşluğunun içine yollanmaktadır. Lityum disilikat seramik kor yapıların hazırlanmasında kullanılan diğer bir yöntem de hazır blokların bilgisayar kontrollü makine ile şekillendirilmesidir. Daha sonra elde edilen kor yapı üzerine, tabakalama tekniği ile florapatit yapıda cam seramik uygulanmaktadır.⁵²

IPS Empress 2 ve Style-Press bu özellikleri taşıyan ürünlerdir. Sistem, ön ve arka grup dişlerde tek kuron ve 3 üyeli köprü yapımında kullanılmaktadır. Arka grup dişlerde 3 üyeli köprü yapımında kullanılabilmesi için en distal destek ikinci premolar diş olmalı ve gövde bir premolar genişliğinden (7-8 mm) daha büyük olmamalıdır. Bağlantı bölgelerinin boyutları oklüzogingival olarak 4-5 mm ve bukkolingual olarak 3-4 mm den az olmamalıdır.⁴⁵

2005 yılında piyasaya sunulan IPS e-max, daha estetik ve daha dirençli restorasyonların yapılabilmesi için homojenize edilmiş lityum disilikat cam seramik şeklinde üretilmiştir. Firma, materyali 2 farklı şekilde kullanıma sunmuştur. IPS emax CAD (Computer Aided Design) bloklar CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) tekniği ile, IPS e-max Press ingotlar ise basınç altında enjeksiyonla altyapıların hazırlanmasında kullanılırlar. IPS e-max seramik materyali florapatit kristallerinin farklı konsantrasyonlarını içermektedir. Bu apatit kristallerin,

cam seramik restorasyonun ışık geçirgenliğini ve translusensliği arttırarak daha doğal bir görünüm sağladığı belirtilmektedir. Bükülme direnci 360-400 MPa olan IPS e-max alt yapılarla, anterior ve posterior bölgede tek kuron ve köprüler yapılabilir.⁵³⁻⁵⁵

2.6.2.1.3. Feldspatik Seramikler

Vitablocks Mark I ve daha sonra üretilen Vitablocks Mark II feldspatik seramiklere örnek olarak verilebilir. Vitablocks Mark II, 1991 yılında Cerec I sistemi için üretilmiştir. Vitablocks Mark I ile karşılaştırıldığında dayanıklılığı daha fazla ve tanecik boyutu küçüktür. %60-64 SiO₂ ve %20-23 Al₂O₃ içermektedir. Hidroflorik asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlanır ve adeziv simantasyon yapılır. Klasik Vita renk skalasındaki renk alternatifleri mevcuttur, ancak monokromatik olması yani tek renk içermesi dezavantajdır. Monokromatik restorasyonun estetik dezavantajını ortadan kaldırmak için Vita Triluxe Block üretilmiştir. Bu bloklar 3 tabaka halindedir. En içteki tabaka koyu opak alt yapıyı, ortadaki tabaka nötral zonu (bu tabaka standart bloklar ile aynı renktedir), en dış tabaka ise daha translusent üst yapıyı temsil etmektedir. Vitablocks Triluxe kullanımı ile doğal dişlerin optik karakteri taklit edilebilir.⁵⁶⁻⁵⁸

2.6.2.2. Alümina Esaslı Seramikler

2.6.2.2.1. In-Ceram Alumina

In- Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 1989 yılında tanıtılan anterior bölgede üç üyeli sabit bölümlü protez yapımına olanak sağlayan ilk tam seramik sistemdir.⁵⁹ Ağırlıkça %70-80 oranında alüminyum oksit içeren karışım, refrakter model üzerine uygulanır ve 1120°C'de 10 saat süre ile fırınlanır. Su kapiller basınçla refrakter modele geçer ve model üzerinde alümina partikülleri birikir. Bu tekniğe '*slip casting*' denir. Oluşan bu alümina iskeletinin pöröz yapısının azaltılıp daha

dayanıklı bir hal alabilmesi için alt yapı üzerine ince bir tabaka halinde lanthanum cam sürülüp 1100°C'de 4 saat tekrar fırınlanması gerekmektedir. Alümina ve camın termal genişleme katsayıları farkından dolayı kompresif stresler oluşur ve bu stresler dayanıklılığı artırır. Cam infiltrasyonu ile malzemedeki boşluklar doldurulur. Tamamlanan alt yapı üzerine klasik üst yapı veneer porseleninin pişirilmesi ile restorasyon tamamlanır. Alt yapı, slip casting tekniği dışında parsiyel sinterlenmiş prefabrike blokların frezeleme tekniği ile de üretilebilir.^{58,60,61}

Bükülme direnci 236-600 MPa'dır ve anterior, posterior kuronlarda ve üç üyeli anterior köprülerde endikedir.⁶² Konnektör çapı, okluzogingival olarak minimum 4 mm., bukkolingual olarak minimum 3 mm. olacak şekilde hazırlanmalıdır.⁶³ Yarı opak görünümünden dolayı ışığın tam transmisyonuna izin vermez, bu nedenle sınırlı estetik sağlanabilir.^{48,49}

2.6.2.2.2. In-Ceram Spinell

In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), 1994 yılında opak alt yapıya sahip olan In-Ceram Alüminaya alternatif olarak üretilmiştir.⁴⁸ Üretim tekniği klasik In-Ceram sistemi ile aynıdır. Klasik In-Ceram tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine magnezyum alüminyum oksit kullanılması sinterleme işleminden sonra gözenekli bir yapının oluşmasını sağlamaktadır. Gözenekli olan ve "spinell" olarak adlandırılan bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliğini sağlayan cam infiltre edilmekte ve üst yapı porseleni işlenerek uygun form verilmektedir.¹⁶ Bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan yaklaşık %25 daha düşük ve 283-377 MPa arasında olduğu bildirilmiştir.⁶³ Transluserliği ise 2 kat daha fazladır. Işık geçirgenliğinin iyi olması nedeni ile estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölgeye uygulanacak restorasyonlarda kullanılabilir.⁶⁴

2.6.2.2.3. In-Ceram Zirconia

In-Ceram Alümina ve In-Ceram Spinell'den sonra alt yapıyı oluşturmak için zirkonyum oksit kullanılarak In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) geliştirilmiştir. In-Ceram Zirconia, seramiğin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla %35 oranında parsiyel stabilize zirkonyum oksit ilave edilmesiyle elde edilen In-Ceram Alumina sisteminin bir modifikasyonudur.⁴⁷ In-Ceram Zirconia seramik korlar, ya klasik In-ceram tekniğinde olduğu gibi slip-cast yöntemiyle ya da zirkonya blokların frezelenmesi ile elde edilirler. Elde edilen alt yapı üzerine feldspatik porselen yerleştirilerek restorasyon tamamlanır. Bükülme direnci 421-800 MPa olan In-Ceram Zirconia, kor yapıdaki opasiteden kaynaklanan estetik sınırlamalardan dolayı arka bölgeye uygulanan kuron ve köprü restorasyonları için tavsiye edilmektedir.^{48,49} Konnektörlerin okluzogingival yüksekliği minimum 4 mm., bukkolingual genişliği minimum 3 mm. olmalıdır.⁶⁵

2.6.2.2.4. Synthoceram

CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction)'nun teknik konsepti ilk olarak Danissen ve arkadaşları⁶⁶ tarafından tanımlanmıştır. Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoom, Hollanda), CICERO teknolojisiyle üretilen, yüksek dayanıma sahip cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramiktir.^{67,68} İnley, onley, kuron ve köprü yapımı için geliştirilmiştir. Alt yapılar, lazerle tarama, bilgisayar destekli frezeleme ve sinterleme ile üretilmektedir. Kesimi yapılan diş bölgesi, komşu ve antagonist dişler, lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak dijitalize edilir. Bilgisayarda dizayn edilen alt yapılar, alüminyum oksit bloklardan frezelenerek üretilir ve daha sonra sinterlenir.⁶⁹ Hazırlanan alt yapı, üst yapı porseleni ile veneerlenerek restorasyon tamamlanır.⁷⁰

2.6.2.2.5. Procera AllCeram

Yüksek saflıkta alüminyum oksit seramik olarak bilinen Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç), Andersson ve Oden⁷¹ tarafından 1993 yılında geliştirilmiştir.²⁰ Tam seramik restorasyonlar için alt yapı malzemesi olarak %99,9 oranında Al_2O_3 kristali içeren seramik yoğun olarak sinterize edilerek kullanılır.⁷¹ 500-600 MPa'lık bükülme direnci ile zirkonyadan sonra alumina esaslı materyaller arasında en yüksek dayanıklılığa sahiptir.⁶⁴ Preparasyon verileri bilgisayara transfer edilerek, monitörde görüntülenir. Alüminyum oksitin fırınlama esnasında %15-20 oranında büzüleceği hesaplanarak büyütülmüş daylı modeller, CAM (Computer Aided Manufacturing) teknolojisi ile oluşturulur. %99'dan daha saf alüminyum oksit içeren toz, yüksek basınç uygulanarak dublike edilen büyütülmüş daylara preslenir. Bu işlem sonucu oluşan homojen ve yoğun kütlenin dış yüzeyi, kalınlığı 0,5 mm olacak şekilde CAD teknolojisi ile bilgisayarda tasarlanarak, CAM teknolojisi ile frezelenir ve sinterize edilmek üzere 1600°C'de fırınlanır. Sinterizasyon işlemi ile büzülen kor yapı orijinal boyutuna döner.⁷² Alt yapı, termal genleşme kat sayısı alüminyum oksit ile uyumlu bir düşük ısı feldspatik porseleniyle veneerlenir.⁵⁶

2.6.2.3. Zirkonyum Oksit Esaslı Seramikler

2.6.2.3.1. Lava

Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya) sistemi; tarayıcı, bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi ve sinterleme fırınına içeren ünitelerden oluşan, CAD/CAM teknolojisini kullanan bir sistemdir.^{22,73} 2003 yılında kullanıma sunulan Lava sisteminde, sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanılır ve bu durum blokların işlenmesini kolaylaştırır.⁵⁰ Sinterizasyon sonrası oluşan büzülmeyi tolere etmek için CAD sisteminde, restorasyonun dizaynı gerçek boyutundan %20 daha büyük

hazırlanır.⁷⁴ Laboratuarda model elde edildikten sonra optik tarayıcı ile model taranır. Bu işlem tek kuronda 3 dakika, üç üyeli sabit bölümlü restorasyonların alt yapılarında 12 dakika zaman almaktadır. Daha sonra özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon ekranda dizayn edilir. Bu bilgiler Lava Form frezeleme makinesine aktarılır. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan geniş bir şekilde aşındırılır ve Lava Therm sinterleme fırınında, 1500°C’de 11 saat sinterlenir. Alt yapı 7 farklı renkle renklendirilebilir. Sinterlenen alt yapı daha sonra veneer porseleni (Lava Ceram) ile kaplanır. Üstün mekanik ve optik özelliklere sahip olması nedeni ile Lava, hem ön hem de arka bölgeye yapılacak restorasyonlarda kullanılabilir.⁷⁵

2.6.2.3.2. Cercon

Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya) sisteminde bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Alt yapı, konvansiyonel mum modelaj tekniği ile hazırlanır. Mum modelaj, gümüş tozlarıyla kaplandıktan sonra Cercon Brain ünitesindeki lazer tarayıcı ile taranır. Elde edilen bilgiler freze ünitesine aktarılır ve ‘Cercon base’ adı verilen bloklardan alt yapı frezelenir. Frezeleme işlemi bir kuron için yaklaşık 35 dakika, 4 üyeli sabit bölümlü protez için 80 dakika zaman alır. %25-30’luk sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde büyük hazırlanan alt yapıların sinterleme işlemi sisteme ait olan ‘Cercon heat’ fırınında 1350°C’de 6 saatte yapılmaktadır. Sinterleme işlemi tamamlanan alt yapılar, sistemin kendine uygun üst yapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) ile kaplanır ve restorasyonun son şekli verilir.¹⁴ Tek kuron, 3-5 üyeli köprü ya da implant üstü kuron köprü protezlerinde kullanılabilir. Son zamanlarda daha büyük bloklarında üretilmesiyle birlikte sistem, 6 üyeli restorasyonların yapılabilmesine olanak vermiştir.^{22,76}

2.6.2.3.3. DC-Zirkon

1990 yılında piyasaya çıkan DCS Precident (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre) sistemi; Preciscan (tarayıcı), Precismart (bilgisayar yazılımı) ve Precimill (frezeleme ünitesi)'den oluşmaktadır. Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek güdükleri tarayarak yaklaşık 300 000 noktadan ölçüm yapmaktadır. Ölçüm tamamlandıktan sonra toplanan bilgiler, dizayn yapılmak üzere bilgisayara aktarılır. Yazılım programı alt yapı için gerekli olan konnektör ve gövde boyutlarını belirler. Daha sonra bu bilgiler frezeleme makinesine transfer edilir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezelenir. Zirkonya bloklar, tam sinterlendiğinden oldukça serttir. Bu yüzden tek bir kuronun frezeleme işlemi 2 saat sürmektedir. Bununla beraber sinterleme aşaması yoktur. Bazı üretici firmalar, tam sinterlenmiş blokların frezlenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia ederken, bazı firmalar ise bu sistemde büzülme meydana gelmemesinden dolayı çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedirler.⁷⁶⁻⁷⁸

2.6.2.3.4. Denzir

Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç) sistemi ilk olarak 1995 yılında inley restorasyonlarla tanıtılmıştır. Bu sistemde ölçü işlemi Decim Reader ile gerçekleştirilmektedir. Restorasyonun dizaynı bilgisayarda Decim Designer denilen yazılım ile yapılmaktadır. CAM ünitesinde ölçümler Decim Calculator ile yapıldıktan sonra üretim Decim Producer tarafından gerçekleştirilmektedir. Bu üniteler lokal bilgisayar ile birbirine bağlıdır. Bu sistemde kullanılan bloklar tam sinterlenmiştir ve sıcak izostatik presleme prosedürü ile sıkıştırılarak oluşturulmaktadır. Bu işlem zirkonyum seramik içindeki parçacık yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400-1500°C'de

yüksek basınç altında gerçekleştirilir. Decim sistemi ile seramik restorasyonlar üretilmektedir. Ayrıca Decim sistemi yttrium-stabilize zirkonya bloklardan inley üretebilen tek sistemdir.^{47,79}

2.6.2.3.5. Procera AllZirkon

Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak Procera AllTitan, Procera AllCeram ve Procera AllZirkon blokları işlenebilmektedir. Procera AllZirkon blokları 2001 yılında üretilmeye başlamıştır. Procera sistemine ait CAD ünitesi hekimin bireysel olarak çalıştığı laboratuarda bulunurken; CAM üniteleri, biri İsveç diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunmaktadır. Alt yapılar bu iki merkez laboratuvarlardan birinde hazırlanır. Data transferi internet aracılığı ile yapılmaktadır. Merkez laboratuardan gelen zirkonyum alt yapı üzerine, zirkonyum alt yapılar için özel olarak üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel Rondo) yerleştirilerek restorasyon bitirilir. Tarayıcısı karmaşık şekilleri tarayamadığından bu sistem ile sadece tek kuron taranabilir. Yapılan kuronların uyumu, geliştirilen son sistemler ile hazırlananlar kadar iyi değildir.⁸⁰⁻⁸²

2.6.2.3.6. Celay

Celay (Vita, Bad Säckingen, Almanya) sistemi, bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif olarak 1987 yılında kopyalama tekniği esaslı ile çalışmak üzere geliştirilmiştir. Sistemde hazır seramik bloklar kullanılır ve restorasyon herhangi bir bilgisayar desteği olmaksızın kopya freze tekniği ile elde edilir. Vita firması tarafından üretilen feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks), alümina bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) kullanılabilir. Ölçüsü alınan dişin modeli üzerine diş teknisyeni tarafından özel bir kompozit malzemesi kullanılarak alt yapı işlenir. Bu alt yapı, iki

bölmeye sahip olan cihazın sol taraftaki bölmesine yerleştirilir. Bu bölmede kompozit modelasyon üzerinde dolaştırılarak alt yapıyı tanıyan ve aşındırıcı özelliği olmayan tarayıcı uçlar bulunur. Cihazın sağ taraftaki bölmesine de aşındırılması istenilen blok yerleştirilir. Restorasyonun yapımı yaklaşık 15 dakika sürer. Restorasyonun iç yüzeylerinin kesimi rond, dış yüzeylerinin kesimi ise disk şeklindeki frez yardımı ile yapılır. Aşındırılmış zirkonya alt yapı 1120°C’de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140°C’de tekrar fırınlanır. Veneer materyali olarak Vitadur Alpha porseleni kullanılarak restorasyonun son şekli verilir.^{83,84}

2.6.2.3.7. Cerec in Lab

Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics kelimelerinin baş harflerinden oluşan CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya), bilgisayar teknolojisi ile dizayn ve üretimi yapılan dental restorasyonların hazırlanmasında en yaygın olarak kullanılan sistemdir.⁸⁵ Mormann ve Brandestini⁸⁶ tarafından ilk kez 1984 yılında çalışılan bu sistem, 1992 yılında Cerec 1, 1994 yılında Cerec 2, 2000 yılında Cerec 3 ve 2005 yılında da in-EOS (ExtraOral-Scanner) olarak geliştirilmiştir. İlk zamanlarda yaşanan yetersiz marjinal uyum ve oklüzal morfolojinin tam verilememesi gibi problemler son dönemlerde geliştirilen yeni yazılım programları ile aşılmaya çalışılmaktadır.^{23,87}

Bu sistemde, bilgisayar desteği ile kullanılan ve ağız içinden kayıt alabilen özel bir kamera ile preparasyonun optik olarak ölçüsü alınmaktadır. Cihaz, alınan optik ölçünün aktarıldığı dizayn ünitesi ile freze işleminin gerçekleştirildiği üretim ünitesinden oluşmaktadır. Bilgisayar desteği ile restorasyonun tasarımı yapıldıktan sonra, seramik blok freze yoluyla şekillendirilmektedir.^{27,88} Zirkonya blokta, sinterleme sonrası yaklaşık olarak %20 oranında büzülme meydana geleceği için alt yapı, freze cihazında

final boyutundan %20 daha büyük hazırlanmalıdır. Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, Cerec ProCAD, Cerec Vitablocks InCeram-Alumina ve Cerec Vitablocks InCeram-Zirkonya bu sistemde bulunan ürünlerdir. Diğer sistemlerle kıyaslandığında; daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan farklı blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 adet renk seçeneği ile renklendirebilmesi gibi avantajları vardır. Ancak Cerec InLab ile 3 üyeden daha uzun köprüler yapılamamakta ve sistemin oklüzal yüzeyi şekillendirebilmesi yetersiz kalmaktadır.⁷³

2.6.2.3.8. Zeno Tec

Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya) sistemi; tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), CAM ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırınından (ZENO Fire) oluşur. Ölçü alındıktan sonra hazırlanan modeller, lazer kesit alma tekniği ile taranır. Bir kuronun görüntüsü 45-60 saniyede elde edilebilmektedir. CAM ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar, normal boyutlarından ortalama %20 daha büyük hazırlanır. Sinterleme işlemi için ZENO Fire sinterleme fırını kullanılır. Zirkonya bloklarda, alt yapının istenilen renkte üretilmesi için ZENO Color Zr renklendirici ve bu renkleri sabitleyici ZENO Color Fix sıvıları kullanılmaktadır. Alt yapı, 12 saatlik sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Piyasada, zirkonya bloklar dışında alumina diskler, titanyum diskler, polimetil metakrilat diskler ve immediat restorasyonların hazırlanması için akrilik polimer diskler mevcuttur.⁸⁹

2.6.2.3.9. Everest

Everest, Kavo firması (Kavo, Biberach, Almanya) tarafından üretilen anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek kuron ve köprü protezlerinin altyapısının hazırlanması için kullanılan bir CAD/CAM sistemdir. Temel olarak; tarayıcı ünite

(Everest scan), aşındırıcı ünite (Everest engine) ve sinterleme fırınından (Everest therm) oluşmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranır ve alt yapı, aynı tarama ünitesinde sanal ortamda dizayn edilir. Tek kuronun dizaynı 10 dakika sürmektedir. Sistemin, hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank) hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) bulunmaktadır. Alt yapının tasarımı yapıldıktan sonra istenilen blok seçilerek frezeleme işlemine geçilir. Alt yapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından elde edilmiş ise Vita renklendirme likidiyle 5 farklı tonda renklendirilebilir ve Everest Therm fırınında 1500°C’de sinterlenir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanan alt yapılar ise renklendirilmez ve sinterlenmez. Zirkonya dışında, lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklar (Kavo Everest G-Blank) ve titanyum bloklar (Kavo Everest T-Blank) da bu sistemde işlenebilmektedir.^{73,90}

2.6.2.3.10. Zirkonzahn

Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya) sistemi ile hem CAD/CAM hem de MAD/MAM (Manuel Aided Design/ Manuel Aided Manufacturing) yöntemiyle üretim yapılabilmektedir. MAD/MAM yönteminde, alçı model üzerinde restorasyon yapılacak diş ya da dişlerin alt yapı tasarımı, firmanın kendi ürettiği ışıkla sertleşen kompozit rezin ile yapılır. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit dizayn, makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. Okuyucu frez, teknisyen tarafından hazırlanan kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, kesici frez, zirkonya blok üzerinde susuz ortamda restorasyonu şekillendirir. Hacim olarak %20 daha büyük hazırlanan restorasyon, istenilen rengin elde edilebilmesi için renklendirici solüsyonlar ile renklendirildikten sonra yaklaşık 1500°C’de 16 saat süre ile sinterlenir ve orijinal boyutuna ulaşır. CAD/CAM sisteminde ise restorasyonu yapılacak alt yapının modeli

optik olarak Optical Scanner S 600'de taranır, bilgisayar yazılımıyla alt yapı tasarımı yapılır ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonya bloktan alt yapı frezelenerek hazırlanır. ZirkonZahn, maliyetinin düşük olması sebebiyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir. Alt yapı dizayn edilirken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmez. Bu nedenle andırkat bulunan ve paralel olmayan kesimlerde, diğer sistemlere göre daha rahat restorasyon hazırlanabilir.

Bu sistemde, Y-TZP blok olarak ICE Zirconia'nın dışında, Prettau Zirconia adında yeni bir zirkonya blok daha piyasaya sürülmüştür. Bu bloğun amacı, restorasyonun tamamının ya da bir kısmının bu bloktan üretilmesi ve minimal üst yapı porseleni kullanılarak ya da üst yapı porselenine ihtiyaç duyulmaksızın renklendirici solüsyonlarla uygun estetiğin sağlanabilmesidir.^{73,91}

2.7. Zirkonyum

Zirkonyum, periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91,22 olan, metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Zirkonyum oksit, 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth'un, oksit üretmek için zirkon taşlarını alkaliler ile reaksiyona soktuğu çalışmadan sonra keşfedilmiş ve Arapça'da altın renkli anlamında gelen 'Zargun' (Zargon- Farsca'da Zar altın, Gun renk anlamında kullanılmaktadır) olarak adlandırılmıştır.⁹²

Doğada saf halde bulunmayan zirkonyum, silikat oksit, badeleyit gibi mineraller ile birlikte bulunur.⁹³ Diş hekimliğinde kullanıma uygun olmayan bu minerallerin uzun ve karmaşık işlemler sonucunda ayrıştırılması ile saf zirkonya tozu elde edilir. Ancak bu saflaştırma işleminden sonra zirkonya biyomateryal olarak kullanılabilir.^{92,93}

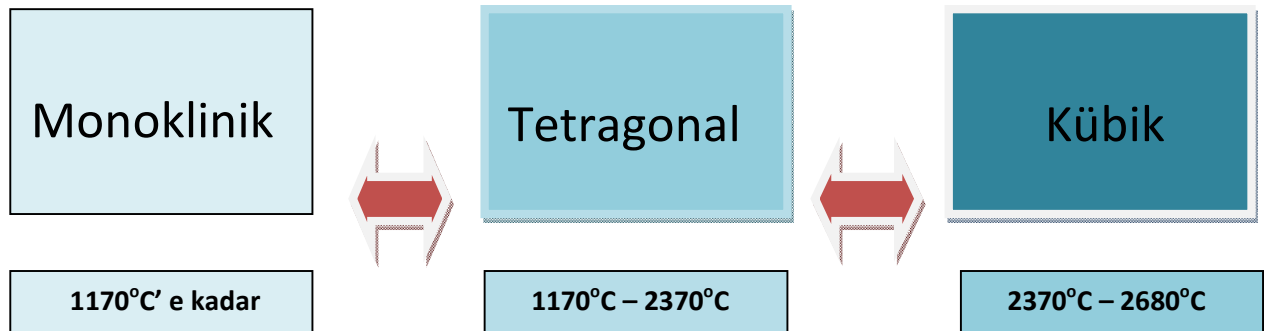
Metal olarak zirkon, telsiz lambalarında, elektrotlarda, aydınlatma fişeklerinde, kesici aletlerin yapımında ve çelik endüstrisinde kullanılmaktadır. Yüksek aşınma

direnci, erime noktası, ağır nötronları absorbe edebilme kabiliyeti ile zirkonya, nükleer reaktör tasarımlarında aranılan bir materyaldir.⁹⁴ Uzun yıllar diğer metal oksitlerle birlikte seramikte renklendirici olarak kullanılan zirkonyum oksitin, sahip olduğu kimyasal özellikler ve boyutsal stabilite, mekanik direnç, sertlik, paslanmaz çelik alaşımlarına benzer Young modülü sebebi ile 1960'lı yılların sonlarında biyomateryal olarak kullanımı gündeme gelmiştir. Zirkonyum oksit, ilk kez tıbbi amaçla 1969 yılında ortopedi alanında kalça protezlerinde titanyum veya alüminyumun yerine yeni bir materyal olarak kullanılmıştır.^{92,95} 1990'ların başında restoratif materyal olarak önem kazanan zirkonya; başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali haline gelmiştir.^{25,44,96,97}

2.7.1. Zirkonyumun Mikroyapısı

Zirkonya polimorfik bir malzemedir ve kristalleri aşağıdaki fazlara sahiptir.

- 1) Kübik faz (C): 2370°C ile 2680°C arasında stabil faz
- 2) Tetragonal faz (T): 1170°C ve 2370°C arasında stabil faz
- 3) Monoklinik faz (M): Oda sıcaklığında stabil faz



Şekil 2.1. Zirkonyumun faz değişim sıcaklıkları

Sinterleme işlemi sonrası soğuyan zirkonyum oksitte, 100°C ile 1170°C arasında tetragonal-monoklinik (T-M) transformasyon meydana gelir. Kontrolsüz gerçekleşen bu faz değişimi ile birlikte yüksek internal streslere neden olabilecek %1-5'lik hacimsel bir artış oluşmaktadır. Bu olay, materyalin soğuması sırasında küçük parçalara ayrılmasına neden olduğundan istenmeyen bir durumdur. Zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi için, saf zirkonyuma kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium ve seryum gibi metal oksitler ilave edilir.⁹² Bu metal oksitlerin ilave edilmesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrollü olarak sağlanır. Zirkonyuma, kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium ve seryum gibi metal oksitler ilave edilerek hazırlanan karışımlar biyomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece zirkonya-yttrium seramiklerin biyomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür.^{98,99} Bunun yanında kalsiyum, magnezyum, alüminyum ilaveleri ile karma fazlar elde edilirken, yttrium ile stabilize edilen zirkonyanın oda sıcaklığında sadece tetragonal fazda kalması sağlanmıştır.⁹²

2.7.2. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Yttrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklığında stabilize etmek ve multifazlı parsiyel stabilize zirkonyayı elde etmek amacı ile yapıya ilave edilen stabilize edici bir oksittir.¹⁰⁰ Tetragonal zirkonya polikristali (TZP) oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edici oksit olarak %2-3 oranında Y_2O_3 içerir. Tetragonal tanecikler metastabil yapıdadır. Yttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristalinin tanecik büyüklüğü içeriğindeki yttrium konsantrasyonuna bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Tanecik yapısının belirli bir büyüklüğün üzerinde olması, t→m faz dönüşümüne neden olmaktadır. Oda sıcaklığında metastabil bir yapı elde etmek için tanecik büyüklüğünün

0,8 μm 'den küçük olması gerekmektedir. Ancak tanecikler çok ince yapıda olduğunda $t \rightarrow m$ faz dönüşümü inhibe edilebilmektedir.⁹²

Y-TZP esaslı restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillendirilmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterleme ile veya tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (hard machining) ile üretilmektedir.¹⁰¹

2.7.2.1. Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları

1. Anterior ve posterior bölge tek kuronlar,
2. Üç-dört üniteli köprüler.^{44,65,102,103}

2.7.2.2. Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

1. Örtülü kapanış vakalarında,
2. Yetersiz oklüzal mesafe,
3. Yetersiz destek diş kuron boyu,
4. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar,
5. Kanatlı köprü (kantilever) kullanımı tasarlandığında,
6. Yetersiz periodontal destek.^{44,65,102,103}

2.7.2.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir,
2. Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkiler görülmez,
3. İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmektedir,
4. Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir,
5. Isısal iletkenliğin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemektedir,
6. Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmektedir,
7. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlamaktadır,

8. Simantasyonu için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel teknikler de kullanılabilir. ^{22,44,49,65,104,105}

2.7.2.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları

1. Görünümleri opaktır,
2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır,
3. Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kuronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır,
4. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılması gerekir, lehimlenmeleri mümkün değildir. ^{22,44,49,65,104,105}

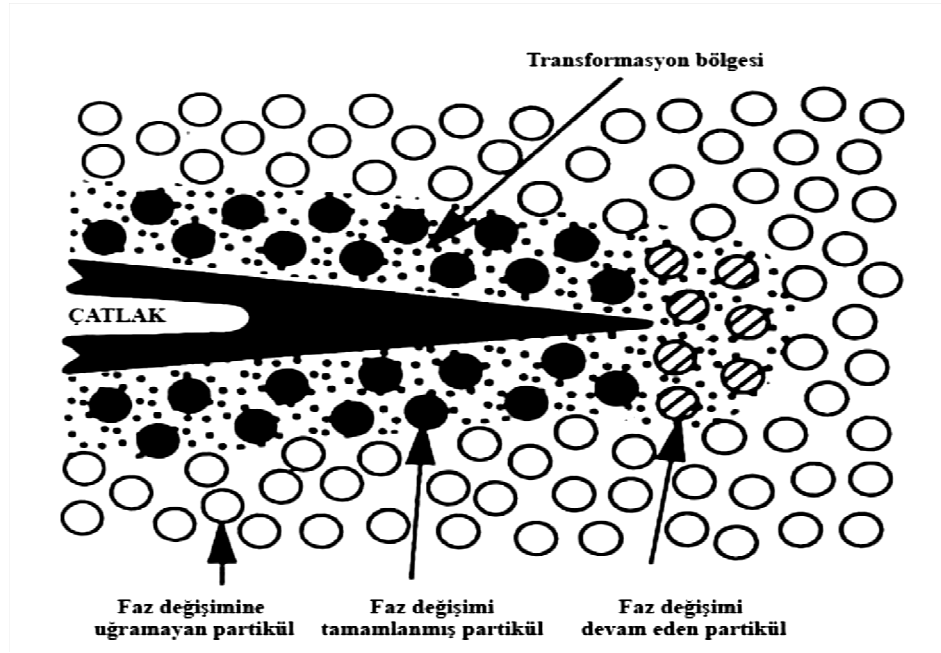
2.7.3. Zirkonyumun Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

Zirkonya, paslanmaz çeliğe benzer mekanik özelliklere sahiptir. Bükülme dayanımı 900-1200 MPa, ^{77,106} kırılma dayanımı 7-10 MPa, elastiklik modülü yaklaşık 200 MPa ve Vicker's sertliği ise dental alaşımların 4-5 katı olarak saptanmıştır. ⁹²

Zirkonyum oksit yapının kuvvetler karşısında dayanıklılığı ile ilgili iki teori vardır:

1. Termal genleşme katsayısı farkı: Zirkonyumun içindeki tetragonal fazın termal genleşme katsayısı 6,5°C iken, kübik fazın termal genleşme katsayısı ise 10,5°C'dir. İki faz arasında bulunan termal genleşme katsayısı farkı, ısı işlemler sırasında yapı içinde mikroçatlakların oluşmasına neden olur. Bu mikroçatlaklar, yapı içinde bir iç basınç meydana getirerek ileride oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır ve çatlak ilerlemesini engelleyici etki gösterir. ⁹²
2. İç stres oluşumu: Parsiyel stabilize zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyon, ağız içine uygulanıp fonksiyona girdiği zaman, yapı içerisindeki kübik matriks üzerine bir

baskı uygulanmaya başlar ve bu baskı sonucunda kübik matriks içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu faz değişimi, kristallerde %3-5 oranında hacim artışı oluşturarak kübik matriks içerisinde baskı kuvvetleri ile bir iç stres meydana getirir. Bu stres alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici etki gösterir ve böylece ZrO₂ seramiklerinin mekanik özellikleri artırılmış olur. Zirkonyuma dayanıklılığını veren '*transformasyon sertleşmesi*' adı verilen bu özelliğidir (Şekil 2.2).^{92,107}



Şekil 2.2. Transformasyon-sertleşme mekanizmasının şematik çizimi

Tükürük içindeki su, cam içerikli tam seramiklerde, cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini arttırır. Bu olay seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Zirkonya esaslı seramikler ise cam içermediğinden bu fenomeni göstermezler ve uzun dönem stabiliteleri daha fazladır. Ancak zirkonya, özellikle suyun

varlığında daha da dramatikleşen, ‘düşük ısılarda bozulma’ (low temperature degradation) fenomenine sahiptir. 900-1000°C’deki 1 dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün ($m \rightarrow t$) tetiklendiği belirtilmektedir. Özellikle veneer porselen fırınlanması sırasındaki olası $m \rightarrow t$ dönüşümü ile kompresif stresler serbestleşir ve dayanıklılık azalır.^{47,104,108}

Tablo 2.1. Y-TZP’nin mekanik ve kimyasal özellikleri

Özellik	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	ZrO ₂ +3mol% Y ₂ O ₃
Yoğunluk	>6 g /cm ³
Porozite	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m ^{1/2}
Termal genleşme katsayısı	10x10 ⁻⁶ K
Termal iletkenlik	2 W m K ⁻¹

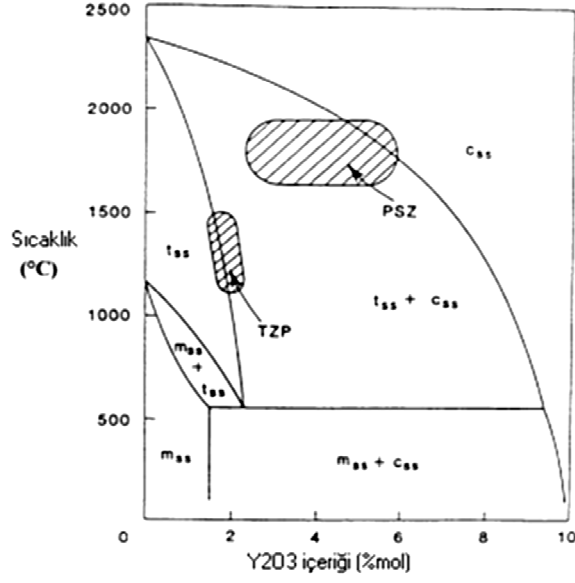
2.7.4. Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Y-TZP nin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler aşağıda belirtilmiştir:

1. Stabilize edici oksidin miktarı
2. Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
3. Sıcaklık
4. Nem
5. Zaman

2.7.4.1. Stabilize Edici Oksidin Miktarı

Stabilizatör oksitin gren büyüklüğünün ve oranının artması faz değişimini hızlandıran bir faktördür. ZrO_2 'nin mekanik özelliklerini arttırmak amacı ile yapıya düşük oranda CaO , MgO , Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitler ilave edilmeli ve bu oksitlerin ZrO_2 içinde homojen olarak dağılımı sağlanmalıdır. Yapılan çalışmalar sonucunda en iyi mekanik özelliklerin, yapının içerisine %2 oranında Y_2O_3 ilave edilmesi ile elde edildiği belirlenmiştir. Yttriyum oksit oranının artırılması durumunda; tetragonal fazın oranı azalır, gren boyutu artar ve bunun sonucunda yapının stabilitesi bozulur. Aynı zamanda yttrium oksit oranının artırılması sinterlenme ısını düşürür. Sinterlemenin düşük ısıda yapılması ise yapı içindeki porozite miktarını artırarak kırılma dayanıklılığında azalmaya neden olur (Şekil 2.3).^{92,109,110}

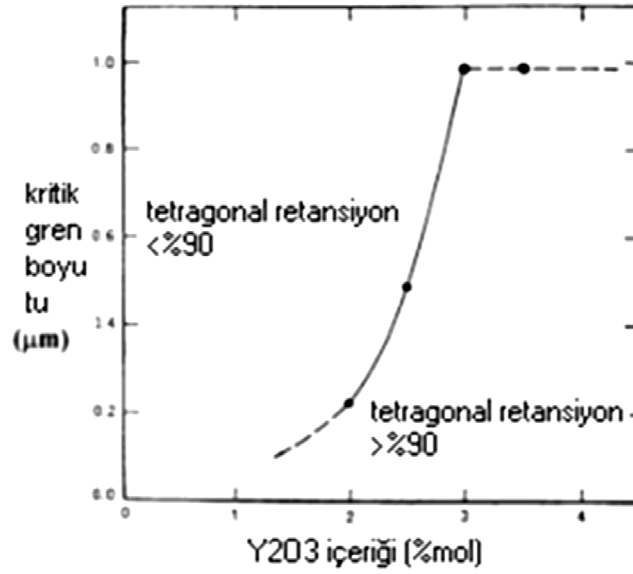


Şekil 2.3. Y-TZP'nin kompozisyonu ve üretim sıcaklıklarının faz ilişkisi

2.7.4.2. Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli de mekanik özellikleri etkilemektedir. İdeal kırılma dayanıklılığı için, materyalin partikül boyutunun $0,3 \mu\text{m}$ olması gerektiği bildirilmiştir. Yapı içerisindeki partikül içeriğinin artması sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özelliklerini azaltmaktadır. Stabilizatör miktarının %1 oranında artırılması, yani % 3 Y_2O_3 ilave edilmesi, partikül boyutunun $1 \mu\text{m}$ 'a ulaşmasına ve malzemenin mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur.¹¹¹ Partikül boyutunun artması durumunda ise, spontan olarak tetragonal-monoklinik faz değişimi meydana gelir. Bu değişim; yapının içindeki partikül dağılımının ince taneli ve homojen olmasıyla önlenabilir (Şekil 2.4).⁹² Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve faz değişim sertleşmesi mekanizmasını aktive edebilmek için %2 oranında Y_2O_3 ilave edilmesi ve $0,3 \mu\text{m}$ gren boyutu idealdir.⁷⁴

Eşit partikül miktarına sahip iki materyalin kırılma ve bükülmeye dayanıklılığı, poroziteye bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Porozite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zayıflamaktadır. Porozite miktarı, yapı içindeki çatlakların ilerleyişini de değiştirmektedir.²⁵ Eğer materyal fazla miktarda poroziteye sahipse, çatlak ilerleyişi küçük grenler arasındaki boşluklardan yani intergranuler şekilde olacaktır. İntergranuler çatlak ilerleyişi, malzemenin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir.¹¹²



Şekil 2.4. Tetragonal fazın retansiyonu; kritik gren boyunun tetragonal zirkonyanın yttrium içeriğine karşı grafiği

2.7.4.3. Sıcaklık

Sıcaklık artışı Y-TZP' nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bunun nedeni, tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçiş olması ve malzemenin

yarı-stabil özelliğini kaybetmesidir. Bu faz değişiminin ortaya çıkması için 200-300°C'lik kritik bir ısı aralığı gerekmektedir. Malzemenin 100-400°C'de uzun süre tutulması sonucu ortaya çıkan faz değişimine 'low-temperature degradation' (LTD; düşük ısıda bozunma) denir.¹¹³ Ortamda nemin de var olması durumunda faz değişim miktarı artacak ve materyalin yarı stabil özelliğini kaybetmesinden dolayı mekanik özellikleri bozulacaktır.^{92,111}

2.7.4.4. Nem

Nemin tek başına sinterlenmiş zirkonyanın mekanik direncini etkileyen bir faktör olmadığı, ancak yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiği zaman faz değişim hızının arttığı bildirilmiştir. Nemin düşük ısıda bozunma olayına etkisinin, birçok araştırmacı tarafından net bir şekilde açıklanamamasına karşın, yapılan bir çalışmada, zirkonya yüzeyindeki ZrO₂ tarafından suyun absorbe edilmesine bağlı olarak yüzeyde enerji biriktiği ve spontan tetragonal-monoklinik faz değişiminin oluştuğu bildirilmiştir.¹¹¹

2.7.4.5. Zaman

Geleneksel porselenlerde görülen yorgunluk olayı, zirkonyanın yapısal farklılığı nedeniyle Y-TZP içeren seramiklerde görülmemektedir. Ancak Y-TZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla kendini gösteren bir yaşlanma olayı söz konusudur. Yaşlanma olayı sonucunda materyalin, yarı stabil özelliğini kaybetmesine bağlı olarak mekanik özellikleri bozulur.^{92,114}

Yaşlanma olayı ile ilgili olarak aşağıdakiler söylenebilir;

1. Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü materyalin yüzeyinde başlayıp gövdenin içine doğru devam eder,
2. Yaşlandırma sonucunda materyalin yapısı, yoğunluğu ve direnci değişmektedir,

3. Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü buharın veya suyun içinde gelişir,
4. En kritik sıcaklık 200°C–300°C arasındır,
5. Stabilize edici oksitin konsantrasyonunun artması veya tane boyutunun azalması transformasyon oranını düşürür,
6. Mekanik özelliklerdeki bozulma, materyaldeki mikro ve makro çatlaklarla ve tetragonal-monoklinik faz geçişiyle birlikte meydana gelir.¹¹³

2.7.5. Zirkonyumun Biyouyumluluğu

Yapılan in-vivo ve in-vitro çalışmalar sonucunda, radyoaktif içeriğinden arındırılmış saf zirkonya tozlarının biyouyumluluklarının oldukça yüksek olduğu, hiçbir lokal veya sistemik reaksiyon oluşturmadıkları tespit edilmiştir.¹¹⁵ Saflaştırılmış ve saflaştırılmamış tozdan elde edilen zirkonya seramiklerinin mutajenik ve karsinojenik etkilerinin araştırıldığı bir çalışma sonucunda, Y-TZP'nin hücre ile uyumlu olduğu, mutajenik ve karsinojenik etkisinin olmadığı belirlenmiştir.⁹⁹ Yapılan son çalışmalarda Y-TZP'nin bakteriyel tutulumunun titanyumdan daha az olduğu ifade edilmiştir.¹⁰⁵

2.7.6. Zirkonya Seramiklerin Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya blokların aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına karşın, bloğun elde ediliş şekline bağlı olarak direnç ve ışık geçirgenliği açısından farklılıklar bulunmaktadır.

Üretim şekline göre yttrium içeren zirkonya bloklar; Green Stage Zirkonya, Pre-sinterize Zirkonya ve Sinterize Zirkonya olmak üzere üçe ayrılmaktadır.

2.7.6.1. Green Stage Zirkonya Blok

Seramik tozlarının özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan preslenmesi ile hazırlanan bu bloklar tebeşir kadar yumuşak ve en kolay işlenebilen bloklardır. Kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle şekillendirilirler. Sinterleme esnasında oluşabilecek

büzülmeyi kompanse etmek için normal boyutlarından %20-25 daha büyük hazırlanırlar. Sinterleme işleminden sonra sinterlenmemiş poröz zirkonya, yaklaşık %20-30 oranında bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.^{22,44,116}

2.7.6.2. Pre-Sinterize Zirkonya Blok

Pre-sinterize zirkonya bloklar, green zirkonyanın, 500°C’de yaklaşık olarak 30 dakika fırınlanması ile elde edilir. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak elmas ve karpit frezler ile su soğutmalı ortamda ‘green machining’ olarak adlandırılan ‘ham şekillendirme’ işlemine tabi tutulur. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapılar, basınçsız olarak 1350°C-1500°C arasında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık %20-30 oranında bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.

2.7.6.3. Sinterize Zirkonya Blok

Sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır ve doğrudan aşındırma işlemine tabi tutulurlar. Sinterize zirkonya bloklar elde edilirken öncelikle materyal, yaklaşık olarak 1300°C de sinterlenir. Daha sonra partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla, isostatik ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak), 1000 bardan daha yüksek bir basınç altında 1400-1500°C’lik bir ısı ile ısıtılır. Ardından beyazlaşmaya kadar açık havada ısıtma işlemine devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kalarak gri-siyah bir renk alan Y-TZP’nin oksitlenerek beyaz bir renk alması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekmektedir. Bu materyalin, non-HIP bloklara göre daha geçirgen ve yoğun bir yapıya sahip olması ve direncinin %20 oranında yüksek olması gibi avantajları bulunmasına karşın, şekillendirme sırasında daha fazla zaman harcanması ve kullanılan elmas frezlerin aşınması (ekonomik açıdan sorun yaratmakta) gibi dezavantajları

bulunmaktadır. Bu bloklardan hazırlanan restorasyonlar direkt olarak gerçek boyutunda şekillendirilirler.⁹²

Tablo 2.2. Üretim şekline göre dental zirkonya sistemlerinin gruplandırılması

Zirkonyum Tipi	Üretici firma
Green Stage Zirkonya	• Cercon base, Cercon (Degudent, Frankfurt, Almanya) • Lava Frame, Lava (3M ESPE, Seefeld, Almanya) • Hint-Els Zirkon TPZ-G, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya) • ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, İtalya) • Xavex G 100 Zirkon, Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Almanya)
Pre-sinterize Zirkonya	• In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Almanya) • ZS-Blanks, Everest (Kavo, Leutkirch, Almanya) • Hint-Els Zirkon TZP-W, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya) • DC-Shrink, Precident DCS (DCS, Allschwill, İsviçre) • IPS e.max ZirCAD (Ivoclar, Schaan, Almanya)
Sinterize Zirkon	• DC-Zirkon, Precident DCS (DCS, Allschwill, İsviçre) • Z-Blanks, Everest (Kavo, Leutkirch, Almanya) • Zirkon TM, Pro 50, Cynovad (Cynovad, Montreal, Canada) • Hint-Els Zirkon TZP-HIP, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya) • HIPZirkon, Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Almanya)

2.7.7. Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi

Alt yapılar, üretilen zirkonya bloklardan, makinelerle veya manuel olarak aşağıdaki sistemlerle elde edilirler.

- 1) CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing)
- 2) MAD/MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing)

2.7.7.1. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sisteminde, prepare edilen dişin görüntüsü optik olarak taranarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve bilgisayar programı kullanılarak restorasyonun tasarımı (CAD) yapılmaktadır. Tasarlanan restorasyon, önceden üretilen seramik blokların bilgisayar ile uyumlu çalışan bir makinede şekillendirilmesi ile elde edilmektedir.^{22,117}

CAD/CAM sistemi, ilk olarak 1985 yılında Zürih Üniversitesi'nde, bir inley restorasyonun yapımında kullanılmıştır. Kullanılan ilk CAD/CAM sistemlerinde, blok şekillendirilirken aşındırmanın iki ekseninde yapılmasından dolayı diş ile restorasyon arasında iyi bir uyum sağlanamamıştır. Yapılan çalışmalar sonucunda günümüzde altı ekseninde aşındırma yapabilen sistemler geliştirilmiştir.⁸⁷

CAD/CAM sistemleri üç parçadan oluşmaktadır:

2.7.7.1.1. Tarayıcı (Scanner):

Komşu dişleri, diş hekiminin yaptığı preparasyonları ve oklüzyondaki dişlerin geometrisini intraoral yada ekstraoral olarak taramaktadır. Dental amaçlı üç tip 3-D tarayıcı kullanılmaktadır.

1. Mekanik Tarayıcı: Bir iğne ucu veya pin aracılığı ile güdük üzerinden tarama yapar,
2. İntraoral Tarayıcı: Prepare edilmiş ve komşu dişlerin, anatomik yapıların görüntüsü kaydedilerek dijital bir görüntü elde edilir,
3. Optik Tarayıcı: Güdük yüzeyini renkli veya beyaz ışık ile optik olarak tarar.¹¹⁷

2.7.7.1.2. Yazılım (Software):

Restorasyonun bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımının ve planlamasının yapılabilmesini sağlar. Çeşitli dental restorasyonların farklı tasarımları için firmalar

tarafından üretilen özel yazılımlar mevcuttur. Bazı sistemlerde, kuron ve sabit bölümlü protez alt yapıları için yazılım üretilirken bazı sistemlerde ise bunların yanında tam kuron, bölümlü kuron, inley, inley tutuculu sabit bölümlü protez, hatta adeziv sabit bölümlü protez ve teleskop primer kuronların tasarımı yapılabilir. CAD/CAM sistemlerinin yazılımı her geçen gün daha da geliştirilmektedir.¹¹⁶

2.7.7.1.3. Donanım (Hardware):

Donanım, bilgisayar kontrolündeki frezeleme ve aşındırma cihazlarından meydana gelir. Prefabrike metal yada seramik bloklar frezelenerek restorasyon elde edilir. CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, cilalama, restorasyonun renklendirilmesi ve veneerlenmesi gibi işlemler diş teknisyeni tarafından yapılmaktadır.^{117,118}

2.7.7.2. MAD/MAM Sistemleri

MAD/MAM sistemleri; zirkonyumdan yapılan sinterlenmemiş pöröz yapıdaki bloklardan alt yapıların, sinterleme sonrası boyutlarından daha büyük olarak şekillendirilmesi esasına dayanmaktadır. Bu teknik, zirkonyum alt yapıli restorasyonların yapımının kolay, hızlı ve güvenilir olmasını sağlamakta, şekillendirme sonrası tüm kitle sinterlenmekte ve homojen bir büzülme elde edilmektedir.

Sistemin işleyişi, restorasyonun tasarımı aşamasında CAD/CAM tekniğinden farklılık göstermektedir. Prepare edilen dişe yapılacak restorasyonun alt yapısının modelajı refrakter model üzerinde, rezin esaslı bir materyal ile yapılmaktadır. Cihaza taşınan modelin tüm yüzeyleri mekanik bir sensör veya lazer ile taranmaktadır. Yüzeye ait veriler sinterleme büzülmesini karşılayacak miktarda büyük işlenmektedir. Hesaplanan yeni veriler aşındırma cihazına iletilmekte ve blok bu ölçülerde şekillendirilmektedir. Kitle sinterizasyondan sonra gerçek boyutlarına ulaşmaktadır.⁵²

Tablo 2.3. Ülkemizde zirkonya blokların işlendiği CAD/CAM ve MAD/MAM sistemleri

Üretim Sistemi	Üretici Firma
CAD/CAM	• Everest (Kavo, Biberach, Almanya) • Cerec in Lab (Sirona Bensheim, Almanya) • Lava (3EM ESPE, St. Paul, Minn) • Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya) • Precident System (DCS Dental, Allschwil, Almanya) • Procera AllZirkon (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) • ZenoTech-Wieland (Wieland, Pforzheim, Almanya) • Hint-ELs DentaCAD (Hint-ELS, Griesheim. Almanya)
MAD/MAM	• Zirkonzahn (ZirkonZahn (Steger, Ahrntal, İtalya) • Ceramill (AMANN GİRRBACH GmbH, Österreich, Avusturya)

2.8. Zirkonyum Oksit Alt Yapı ile Veneer Porselenlerinin Bağlanma Mekanizması

Gelişmiş mekaniksel özelliklerine rağmen, zirkonyum oksit alt yapılar doğal diş kadar saydam değildir.¹¹⁹ Günümüzdeki teknoloji ile zirkonya esaslı alt yapılar doğal dişe benzer translusentlikte üretilemediğinden, restorasyonun estetiğinin artırılması için alt yapıların, feldspatik porselenlerle ya da zirkonya için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üst yapı porselenleri ile veneerlenmesi gerekmektedir.^{8,47,119} Yüksek dayanımlı zirkonya materyali ile estetik veneer porseleni birlikte olduğunda daha biyouyumlu ve güvenilir restorasyonlar yapılabilir. Veneer porseleninde oluşan stresler, restorasyonun kullanım süresini etkileyebilmektedir.¹²⁰

Tam seramik restorasyonlarda görülen ortak başarısızlık, veneer porseleninin, güçlendirilmiş alt yapıdan tamamen ya da tabakalar halinde ayrılmasıdır.^{6,7,121} Zirkonyum oksit esaslı restorasyonlarda en zayıf bölgenin, alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlantı bölgesi olduğu ve uzun dönem klinik başarıda önemli rol oynadığı belirtilmektedir.¹²² Veneer porselenin çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olması, alt yapı seramiği ile iyi bir bağlantısının bulunması ayrılmalara ve üst yapıda kırık oluşumuna engel olmaktadır.⁸

Alt yapı materyaliyle veneer porseleni arasındaki bağlantı direncini etkileyen faktörler şunlardır:

- 1) Mekaniksel retansiyonu etkileyen alt yapının yüzey özellikleri,
- 2) Uygunsuz termal büzülme katsayısının sebep olduğu reziduel stresler,
- 3) Alt yapı ile üst yapı bağlantı arayüzünde oluşan yapısal kusur ve çatlaklar,
- 4) Alt yapı ile üst yapı bağlantı bölgesinde, zirkonyum oksit kristallerinin ısı etkilere veya stres yüklemelerine bağlı olarak faz dönüşümü gerçekleştirmesi,
- 5) Veneer porseleninin ıslatma özellikleri,
- 6) Veneer porseleninin hacimsel büzülmesidir.⁵

Farklı alt yapı (çekirdek) seramikleri ile veneer porselenleri arasında oluşan bağlantı kuvvetlerinin araştırıldığı bir çalışmada; Cercon, Empress 2 ve Vita alt yapı materyallerine üretici firmaların tavsiye ettiği veneer porseleni uygulanarak, alt yapı ve veneer porseleni arasındaki bağlantı kuvveti değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgular sonucunda alt yapı ile veneer materyali arasındaki bağlantı direncinin, alt yapı materyalinin kırılma direncinden çok daha düşük olduğu belirtilmiştir.⁸ Yapılan bir çalışmada, restorasyonun en zayıf noktasını homojen olmayan seramik yüzeyinin oluşturduğu ifade edilmiştir.¹²²

Yüzey pürüzlendirme işlemlerinin kullanılan alt yapı çeşidine göre bağlanma dayanımını etkilediği ve buna ilave olarak farklı alt yapı renklerinin de bu bağlanma dayanımında etkili olabileceği saptanmıştır.¹¹

Farklı yüzey uygulamalarının, üst yapı porseleninin zirkonya alt yapıya bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada; 120 grenli elmas disk ile yüzey aşındırmasının ve yüzey aşındırma işleminden sonra 1000°C’de 15 dk ısı uygulamasının bağlanma dayanımını artırdığı belirtilmiştir.¹²³

2.8.1. Zirkonyum Oksit Alt yapı ile Veneer Porseleni Arasındaki Bağlantıyı Artırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri

2.8.1.1. Kumlama (Sandblasting)

Kumlama; materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi, mikro retantif yapıların ve yüzey alanlarının artırılması için uygulanan bir işlemdir.¹²⁴ Laboratuvar aşamasında mikro mekanik retansiyon sağlamak amacı ile konvansiyonel olarak uygulanan kumlama işlemi, pek çok seramik tipinde kullanılabilir.¹²⁵ Genellikle 50–250 µm’lik alüminyum oksit (Al_2O_3) tozları kullanılarak, 4–6 atmosfer basınç altında kumlama cihazında gerçekleştirilen bu işlem sonucunda mekanik retansiyon için çentikler oluşturulmaktadır.²⁸ Kumlama işlemi sonucu meydana gelen mikroçatlaklar, Al_2O_3 tozlarından etkilenmiş tabakada tetragonal fazdan monoklinik faz dönüşümüne ve sıkıştırıcı streslerin oluşmasına sebep olmaktadır. İşlem sırasında meydana gelen yüzey kusurlarının derinliği sıkıştırıcı yüzey tabakasının kalınlığını geçmemekte ve bu durum materyalin direncini artırmaktadır.^{126,127}

Kumlama işlemi ile ilgili araştırmalarda sadece kumun tane büyüklüğü değil, basınç, kumlama yoğunluğu ve süresi gibi kumlama cihazına ait değişkenlerin de belirlenmesi gerekmektedir.¹²⁸

Zirkonyum oksit yüzeylerin direncini arttırmak için kumlama işlemi önerilmektedir.¹⁰⁶ Kumlanma işlemi sonrasında zirkonyum oksit seramiklerin yüzeyinde belirgin pürüzlülük meydana gelmekte fakat metal yüzeylerinin kumlanması ile kıyaslandığında daha az miktarda girinti çıkıntılara rastlanmaktadır.²⁵

İç yüzeyin kumlanması işlemi, tam seramik restorasyonlarda çoğunlukla uygulanan bir yöntemdir. Böylece pürüzlendirilmiş yüzey, rezin siman ile güçlü bir mekanik bağ sağlamaktadır.¹²⁹

2.8.1.2. Aşındırma (Grinding)

Aşındırma işlemi, tam porselenlerin alt yapısının işlenmesi ve uyumlandırılması sırasında teknisyen, hasta üzerinde kontroller sırasında ise diş hekimi tarafından sıklıkla uygulanmaktadır. Mekanik bağlantı, porselen yüzeyinin elmas frezlerle aşındırılması ile sağlanmakta ve elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre gözle görülebilir şekilde daha pürüzlü yüzeyler elde edilmektedir. Aşındırma işlemi sonucunda rezin siman-porselen bağlantısının arttığı bildirilmiştir.¹³⁰

Zirkonyaya, aşındırma ve kumlama gibi eksternal kuvvetler uygulandığında tetragonal tanecikler monoklinik taneciklere dönüşürler.¹²⁷ Aşındırmanın iki şekilde etkisi olabilir: Birincisi yüzeyde rezidüel baskı stresleri oluşabilir ve bunlar zirkonya destekli seramiklerin bükme dayanımını artırabilir. İkincisi de aşındırma sonucunda yüzeyde derin çatlaklar oluşur ve bunlar materyaldeki stresi artırır. Bu çatlakların derinliği, yüzeyde aşınma sonucu oluşan baskı tabakasını aşarsa dayanıklılık azalır.¹⁰⁶

Aşındırmanın etkisi diskteki elmas grenlerin sayısı ve büyüklüğü ile ilişkilidir. Her bir çentik, hacmi kadar materyali uzaklaştırırken sıkıştırıcı stres oluşturmaktadır. Bu stresler, yüzeyin altında birkaç mikron derinliğinde gerilim oluştururken daha derine indikçe sifıra yaklaşır. Yüzeye yakın bölgelerdeki sıkıştırıcı stresler, aynı zamanda

materyalin bükülme direncini artırmaktadır. Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde genellikle kalın grenli elmas frezler kullanılmaktadır.^{106,130,131}

2.8.1.3. Asitle Pürüzlendirme (Etching)

Tam seramik restorasyonların yüzeyinin pürüzlendirilmesi için tavsiye edilen değişik asit türleri bulunmaktadır. En başarılı yüzey pürüzlülüğü %2,5'dan %10'a kadar değişen oranlarda hidroflorik asidin (HF) 2–3 dakika uygulanması ile sağlanmaktadır. Pürüzlülüğün başarısındaki önemli olan faktörler, seramiğin içerisindeki lōsit kristallerinin sayısı, büyüklüğü ve dağılımıdır. HF asit uygulamaları, IPS-Empress gibi cam içerikli seramiklerde başarılı olmaktadır. Fakat yoğun kristal yapıdaki zirkonya seramikler üzerinde pürüzlendirici etkisinin bulunmadığı bildirilmektedir.¹³¹

2.8.1.4. Lazerle Pürüzlendirme

İlk defa Maiman tarafından 1960 yılında geliştirilmiş olan lazer (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) 0,694 Zm dalga boyunda ışık yayan Ruby lazeridir. 1961 yılında ise Snitzer, neodmiyum lazeri geliştirmiştir.¹³²

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. Bu özellikler, lazer ışığını güçlü ve kontrol edilebilir bir hale getirir.¹³²

Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmasına sebep olan esas özelliği ise tek renkli olmasıdır. Bu özellik sayesinde lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken çevre doku tahribatı ise minimum düzeyde olmaktadır. Buna lazerin doku seçici özelliği denir.¹³³

Lazerler elde edildikleri maddelerin adıyla anılırlar. Zharikov ve arkadaşları tarafından 1975 yılında geliştirilmiş olan Er:YAG (Erbium-doped Yttrium Aluminium Garnet) lazerin, 1997 yılında FDA tarafından çürük temizlenmesi, kavite

preparasyonlarının şekillendirilmesi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesinden önce modifikasyonu için kullanımı onaylanmıştır.¹³⁴ Er:YAG lazer, erbiyum (Er 3+) iyonları ile birleştirilen, YAG (yttrium alüminyum garnet) ana kristallerinden oluşmaktadır. YAG ana kristalleri içinde olduğunda erbiyum iyonları 2936 nm dalga boyunda lazer ışınları yayabilir. Erbiyum iyonları, aynı zamanda krom sentezli YSGG (Yttrium Scandium Galyum Garnet) ana kristaliyle de birleştirilebilir. Bu yolla üretilen lazer; erbiyum, krom yttrium scandium galyum garnet (Er, Cr: YSGG) lazeri olarak bilinir.¹³⁵ YSGG ana kristalleri ile birleştirilen erbiyum iyonlarının yayılımı 2790 nm dalga boyuna çıkar. Er:YAG lazer, günümüz diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan lazer sistemidir.¹³⁶

Zirkonyum oksit alt yapıların lazerle pürüzlendirilmesini içeren çalışmaların geçmişi çok eski değildir. Akın ve arkadaşlarının¹³⁷ yttrium stabilize zirkonyum oksit alt yapılar üzerine 2,94 μm dalga boyu 150 μJ pulsasyon enerjisi 10 Hz pulsasyon sıklığı 1W çıkış gücünde 20 sn. süresince Er:YAG lazer uyguladıkları çalışmalarının sonucunda, lazerin bağlantıyı anlamlı şekilde artırdığını belirtmişlerdir. Aynı çalışmada, seramik yüzeyine Er:YAG lazer uygulamasının bağlantı ara yüzeyinde mikrosızıntıyı azalttığı da vurgulanmıştır.

2.9. Termal Siklus Uygulaması

Dental restoratif materyaller, ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerinden sürekli olarak etkilenmektedirler. Yemek, içmek ve nefes almak ağız içi ısı değişikliklerine sebep olur. Ancak yeme ve içme alışkanlıkları kişiden kişiye oldukça farklılık gösterir ve ağızın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimine neden olmaz. Ağızdan nefes alınmadığında ve termal bir yükleme yapılmadığında ağız içi sıcaklığı ortalama 35°C olarak belirlenirken, nefes alındığı sırada havanın sıcaklığı, nemi ve hızı ağız ısısında

radikal değişikliklere neden olabilir. Aynı şekilde buzlu bir suyun ısısı 0°C'ye yakinken, sıcak bir çay ya da çorbanın ısısı 60°C'ye ulaşabilir.¹³⁸

Dental restoratif materyaller, diş dokusundan farklı ısısal genleşme katsayılarına sahiptirler. Bu nedenle in-vitro deneylerin in-vivo çalışmalara uygunluk sağlayabilmesi için ağız içindeki ısı değişikliklerinin taklit edilmesi gerekmektedir. Bu amaç doğrultusunda, restorasyonları in-vitro şartlara benzer şekilde test edebilmek için termal siklus yöntemi kullanılır.¹³⁹

Termal siklus testleri, en düşük 5°C ve en yüksek 55°C aralığında, ortalama 30 saniye bekletme süresinde gerçekleştirilmektedir. Ağız içerisindeki siklus sayısı ile ilgili çok kesin bilgi olmadığı için günde 20-50 siklus olabileceği düşünülerek 10 000 siklusun 1 seneye karşılık gelebileceği bildirilmiştir.¹⁴⁰

2.10. Makaslama Bağlantı Kuvveti Testi

Dayanıklılık, dental restorasyonların klinik başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Seramiklerin, kırılğan yapılarından dolayı dayanıklılık testlerine tabi tutulması çok önemlidir. Deneysel şartların neden olduğu zorluklardan dolayı, bir porselen restorasyonun dayanıklılığının ağız içinde veya laboratuvar şartlarında test edilmesi güçtür.¹⁴¹

Günümüze kadar yapılmış olan materyallerle ilgili çalışmalarda, genellikle klinik başarıyı etkileyecek mekaniksel laboratuvar testleri üzerinde durulmuştur. Farklı tam seramik sistemlerde, alt yapı materyali ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantı direncinin araştırılmasında kullanılan en temel testlerden biri makaslama bağlantı kuvveti testidir.⁵ Makaslama bağlantı kuvveti testi, bir adesiv yardımı ile birbirine bağlanan iki materyalin arasındaki ayrılma gerçekleşene kadar kesme kuvvetinin uygulanması şeklinde tanımlanır. Bu test oldukça basit, uygulaması kolay ve hızlı sonuç

alınabilen bir testtir. Diğer yandan adesiv materyallerin klinik performansının tespit edilmesi için in vitro metodun kullanımındaki bazı kritik durumların dikkate alınması gerekmektedir.

Makaslama bağlantı testi sonuçlarının klinikte uygulanabilmesi için; substratın tipi, saklama koşulları, örneğin hazırlanması, yükleme uygulama oranı, kesitsel yüzey alanı ve araştırmacıların deneyimleri gibi faktörlerin standardize edilmelisi gerekmektedir. Bu konuların bazıları için gerekli parametreler, 1994' de ISO standartları tarafından belirlenmiştir.⁶ Makaslama bağlantı testinde kullanılan diğer bir parametre, kuvvetin uygulanma hızıdır. Kırılgan materyallerde uygulanan hız, elastik materyallere uygulanandan düşük olmalıdır. Bağlantı testlerinde kuvvet uygulama hızı, genellikle 0.5 mm/dakika olarak tercih edilmektedir.¹⁴²

Makaslama bağlantı testinde, örneğe bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu kuvvet tespit edilir. Bu testte kuvvetin, keski ya da dikdörtgen şekillerde çeşitli uçlarla uygulanabilmesine karşın, örneğe yüzeyden ayırıcı kuvvet uygulayan keski şeklindeki uç tercih edilmelidir. Bağlantı dayanımı, uygulanan kuvvetin birim alana bölünmesi ile pound / inch², kg/cm², MN/m² veya N/mm² (Megapaskal, MPa) olarak ifade edilebilir.¹⁴²

2.11. Taramalı Elektron Mikroskobu

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesine imkan veren aygıtlar geliştirilmiştir. Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM); ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı araştırmalarda kullanılmaktadır.

SEM'de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir prosedüre göre hazırlanması

gerekmektedir. Örnekler kakodilat buffer solusyonunda %2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra kontrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanır.^{143,144} Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise o kadar karanlık olur. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir.¹⁴⁵

Bu çalışma, zirkonyum oksit esaslı alt yapılara uygulanan değişik yüzey işlemlerinin 2 farklı veneer porseleninin bağlanma dayanımına etkisini incelemek amacıyla yapılmıştır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

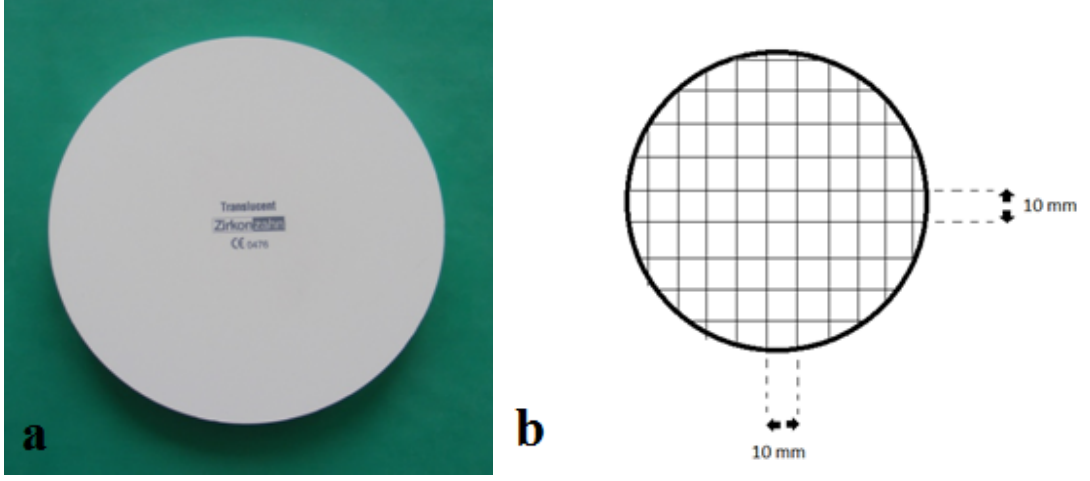
Bu çalışmada, zirkonyum oksit alt yapılar üzerine uygulanan farklı iki üst yapı porseleninin bağlantı direnci üzerine, dört değişik yüzey işleminin ve termal siklus uygulamasının etkisi incelenmiştir.

3.6. Zirkonyum Oksit Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan zirkonyum oksit alt yapı örnekler, fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo 3.1’de verilen prefabrik ICE ZIRCON Translucent (ZirkonZahn Steger, Ahrntal, İtalya) bloklardan elde edilmiştir (Şekil 3.1a).

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan zirkonyum oksit esaslı alt yapının özellikleri

	ICE ZIRCON Translucent (ZirkonZahn Steger, Ahrntal, İtalya)
ZrO ₂ içeriği	%95
Y ₂ O ₃ içeriği	%4-6
Al ₂ O ₃ içeriği	%0,15-0,35
Na ₂ O içeriği	Maks %0,04
Yoğunluk	6,05 g/cm ³
Vickers sertliği	1250 HV
Bükülme direnci	1200 Mpa
Baskı dayanımı	2000 Mpa
Elastik modülü	210 Gpa
Kırılma dayanımı	9-10 MPa m ^{1/2}
Sinterlenme dereceleri	1500 °C
Sinterlenme süreleri	6 saat
Termal genleşme katsayısı	10 x10 ⁻⁶ /K ⁻¹



Şekil 3.1. a. Alt yapıların hazırlandığı zirkonya blok

b. Kesim hattının şematik görüntüsü

Zirkonyum oksit alt yapı örnekler, geometrik şekilde hazırlandıklarından şekillendirilme işleminde CAD/CAM cihazı kullanılmamıştır. Sinterlenmemiş zirkonyum oksit prefabrik bloklardan 10x10x5 mm boyutlarında örnekler elde etmek için dijital mikrometre ile ölçüm yapılarak rehber kesim yerleri işaret kalemi ile işaretlenmiş (Şekil 3.1b), daha sonra model kesme makinesi (Rotaks-Dent, İstanbul, Türkiye) kullanılarak 10x10x5 mm boyutlarında 200 adet alt yapı örneği hazırlanmıştır (Şekil 3.2, 3.3 a,b,c). Kesme işlemi sırasında üretici firmanın önerileri doğrultusunda hareket edilerek su kullanılmamıştır.



Şekil 3.2. Alt yapıların hazırlandığı model kesme makinesi



Şekil 3.3. a.Sinterleme öncesi alt yapı örnekler

b,c. Sinterleme öncesi örnek boyutları

Hazırlanan örneklerde standart bir yüzey oluşturabilmek için, ISO TR 11405 spesifikasyonu doğrultusunda hareket edilerek, sıra ile 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit kâğıt zımpara (English abrasives, London, England) ile zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Almanya) su altında 15 saniye süreyle 300 devir/dakika zımparalama işlemi uygulanmıştır.

Zımparalama işlemi tamamlanan örneklerin her biri, Zirkonzahn firmasının ürettiği uygun renklendici solüsyonlara 3'er saniye süre ile daldırılıp çıkartılmış ve aynı firmanın üretmiş olduğu ışık kaynağı altında ön kurutma işlemi için 30 dakika bekletilmiştir. Ön kurutma işlemi tamamlanan örnekler, üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygun programlar kullanılarak, Zirkonzahn Keramikofen 1500 (ZirkonZahn Steger, Ahrntal, İtalya) sinterleme fırınında 1500°C'de 16 saat süre ile sinterlenmiştir (Şekil 3.4). Sinterleme sonrası %20 oranında hacimsel azalma gösteren örneklerin, 8x8x4 mm'lik son boyutlarına ulaştığı tesbit edilmiştir (Şekil 3.5. a,b,c).



Şekil 3.4. Zirkonzahn Keramikofen 1500 sinterleme fırını



Şekil 3.5. a.Sinterlenmiş alt yapı örnekler

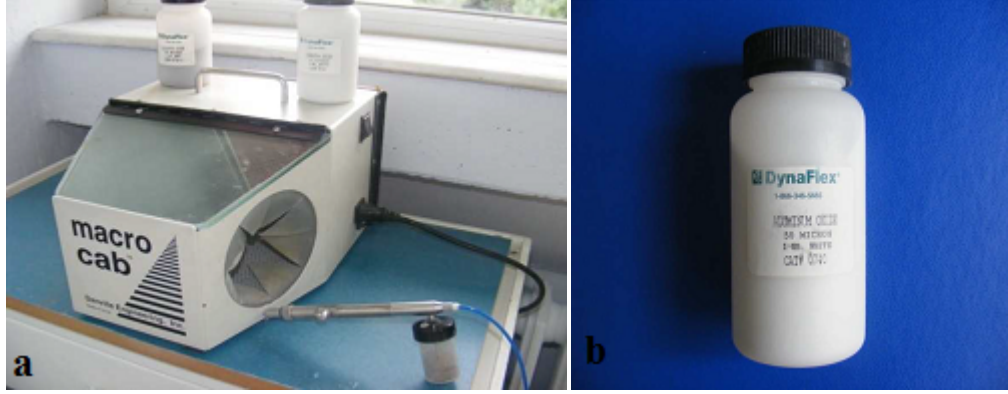
b,c. Sinterleme sonrası örnek boyutları

3.2. Uygulanan Yüzey İşlemleri

Hazırlanan toplam 200 adet örnek aşağıdaki şekilde 5 gruba (her grupta 40 örnek) ayrılmıştır.

1. Grup (Kontrol): Kontrol grubundaki örnekler sinterleme sonrası herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır.

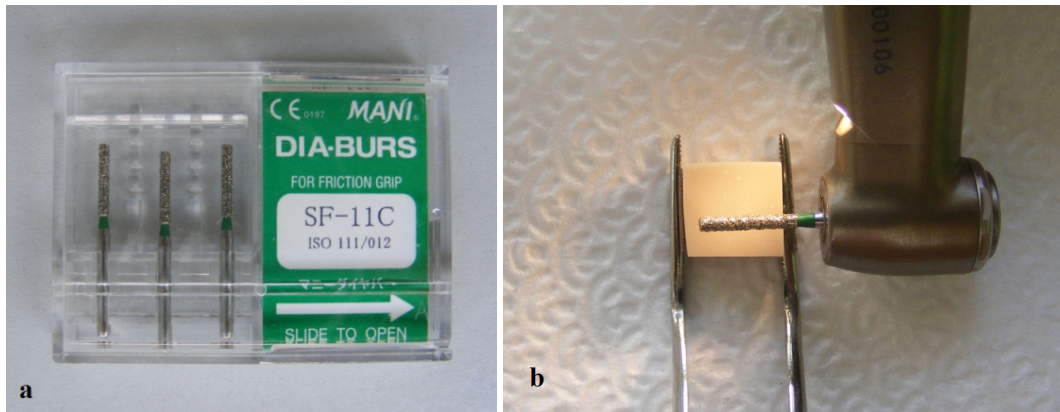
2. Grup (Kumlama): Örnekler, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda bulunan ince kalem uçlu kumlama cihazıyla (Macro cab, Danville Engineering, Inc. USA) (Şekil 3.6a) partikül büyüklüğü $50\ \mu\text{m}$ olan Al_2O_3 kum (DynaFlex, St.Louis, USA) (Şekil 3.6b) ile 4 MPa basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden 20 saniye süreyle kumlanmıştır. Kumlama işlemi aynı araştırmacı tarafından farklı yönlerde tüm yüzey taranacak şekilde yapılmıştır.



Şekil 3.6. a. Kumlama cihazı

b. 50 µm alüminyum oksit tozu

3.Grup (Elmas Frezle Aşındırma): Aşındırma işlemi için kalın grenli elmas frez (Dia-Burs, SF-11C, ISO 111-012, Mani Inc., Japonya) kullanılmıştır (Şekil 3.7a,b). İşlem, su soğutması altında, 40 000 rpm hızda parmak basıncıyla kontrollü bir şekilde aynı kişi tarafından gerçekleştirilmiştir. Her örnekten sonra frez değiştirilip yeni frez kullanılarak bütün örneklerin yüzeyi 5 kez yukarıdan aşağıya, 5 kez de sağdan sola olmak üzere 10 kez aşındırılmıştır.



Şekil 3.7. a. Kullanılan elmas frezler

b. Aşındırma işleminin uygulama şekli

4. Grup (Asit Uygulama): Örnek yüzeyleri, %9,6'lık hidroflorik asit (Porcelain Etch, Ultradent Products Inc., Utah, USA) ile 60 saniye süreyle asitlenmiş (Şekil 3.8) daha sonra hava ve su spreyi altında ön temizleme işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.8. Uygulanan %9,6'lık hidroflorik asit

5. Grup (Lazer Uygulama): Zirkonyum oksit altyapı örnekler, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Çene ve Yüz Cerrahisi Anabilim Dalı'nda bulunan Er:YAG lazer cihazıyla (Doctor Smile Erbium & Diode Laser, Lambda Scientifia, S.r.l, Vicenza, İtalya) pürüzlendirilmiştir (Şekil 3.9). Pürüzlendirme işlemi, Dünya Lazer Federasyonu seçilmiş başkanı Prof. Dr. Norbert Gutknecht'in bildirdiği şekilde pulsasyon sıklığı 10 Hz ve pulsasyon enerjisi 150 mJ olacak şekilde ve su spreyi altında

100 mikro saniye atış süresince lazer ucunun yüzeye uzaklığı yaklaşık 8–10 mm olacak şekilde 60 saniye süreyle yapılmıştır. Cihazın dalga boyu 2940 nanometre, fokal spot büyüklüğü 0,8 mm'dir.



Şekil 3.9. Uygulamanın yapıldığı lazer cihazı

3.3. Yüzey Uygulamaları Yapılan Örneklerin SEM Analizi

SEM analizleri Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu (JEOL/JSM, 5600 Tokyo, Japonya) ile yapılmıştır (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. SEM cihazı

SEM analizi yapılmadan önce, örnekler kurutulup alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlenmiştir. Altın kaplama cihazı (Polaron Coating Sysyems, Polaron Instruments Inc., Hatfield, USA) (Şekil 3.11) kullanılarak örneklerin yüzeyi 200 Å kalınlığında altın ile kaplanmış, 500 ve 1000 olmak üzere 2 farklı büyütmede yüzey görüntüleri alınmıştır.



Şekil 3.11. Polaron altın kaplama cihazı

3.4. Veneer Porselenlerinin Uygulanması

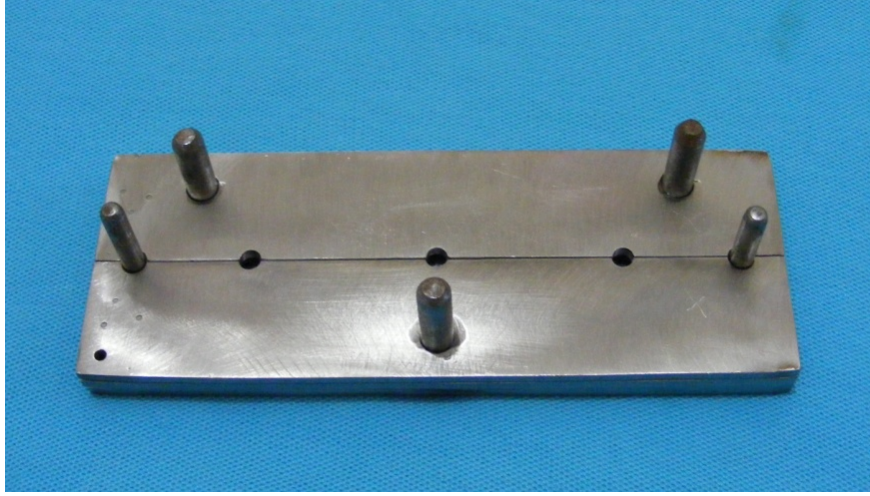
Değişik yüzey işlemi yapılan ve yapılmayan (kontrol grubu) SEM görüntüleri tespit edilen örneklerin yarısına Noritake CZR (Noritake Dental Supply Co, Ltd, Nagoya, Japonya), diğer yarısına ise VITA VM9 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) veneer porseleni uygulanmıştır (Şekil 3.12. a,b).



Şekil 3.12. a. Noritake CZR veneer porseleni

b. VITA VM9 veneer porseleni

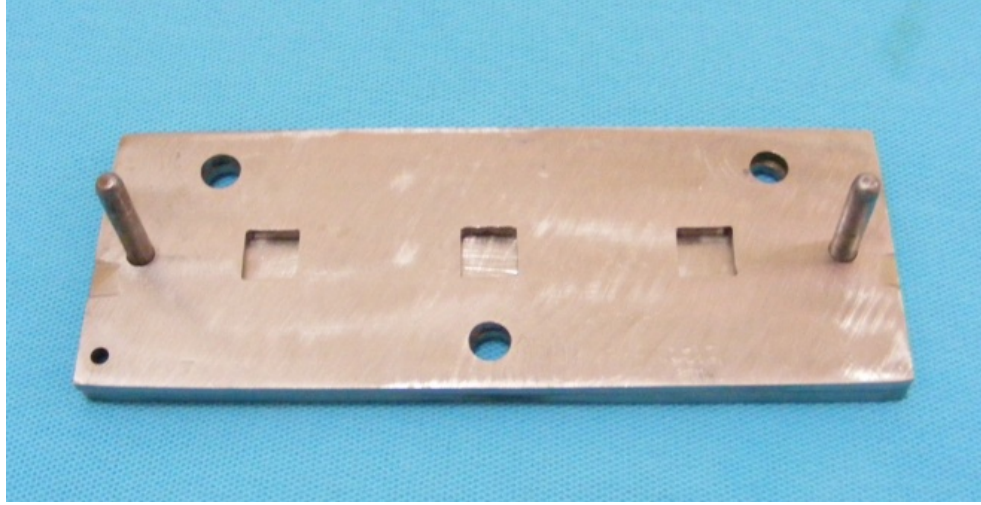
Zirkonyum oksit alt yapıların üzerine veneer porselenlerin standart olarak uygulanabilmesi amacıyla; Atatürk Üniversitesi Meslek Yüksek Okulu Makine ve Metal Teknolojileri Bölümünde, paslanmaz çelikten 3 kademeli metal kalıp hazırlanmıştır. Hazırlanan metal kalıp; alt tabaka, üzerinde zirkonyum alt yapıların yer alacağı 8x8x4 mm boyutlarında 3 adet kare kesitli delik bulunan orta tabaka ve üzerinde veneer porselenin uygulanabilmesi için 4 mm çap ve 3 mm yüksekliğinde dairesel delik bulunan en üst tabakadan oluşmaktadır (Şekil 3.13-15).



Şekil 3.13. Veneer porselenlerinin uygulanmasında kullanılan metal kalıbın genel görüntüsü

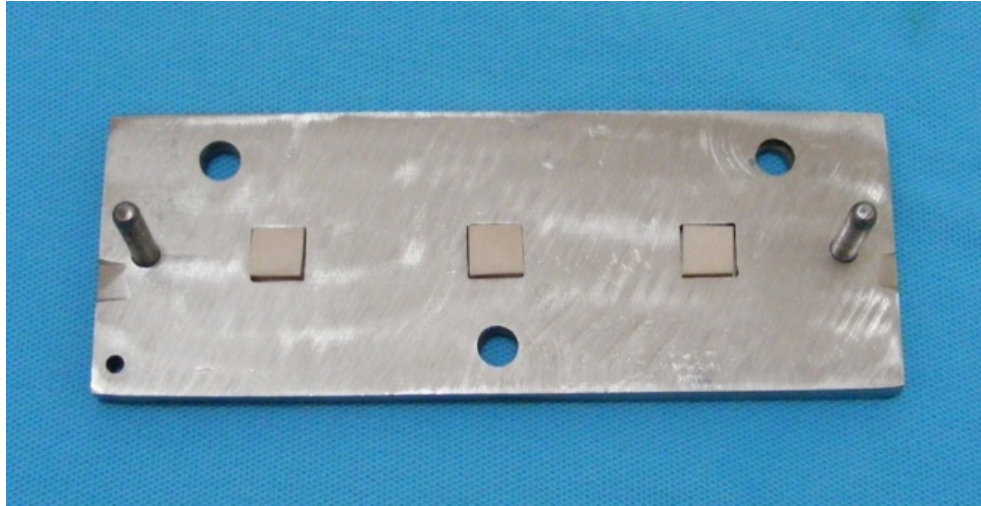


Şekil 3.14. Metal kalıbı oluşturan tabakaların genel görüntüsü



Şekil 3.15. Metal kalıbın alt ve orta tabakaları

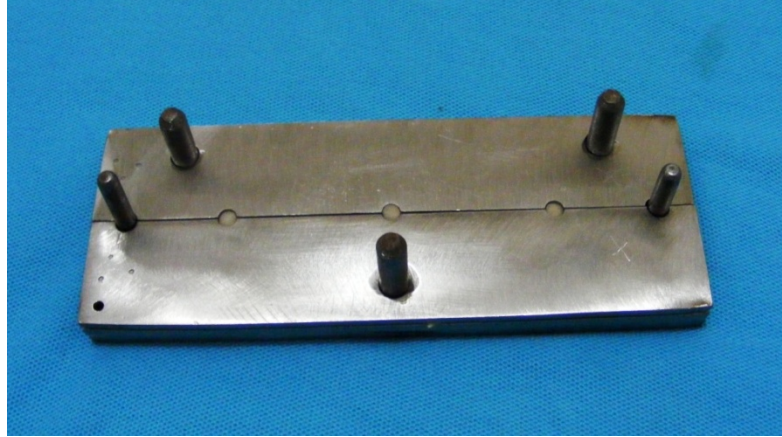
Hazırlanan zirkonyum oksit alt yapılar, kalıbın orta kısmında bulunan kare şeklindeki boşluklara yerleştirilmiştir (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Metal kalıbın orta tabakasına yerleştirilen zirkonyum oksit alt yapılar

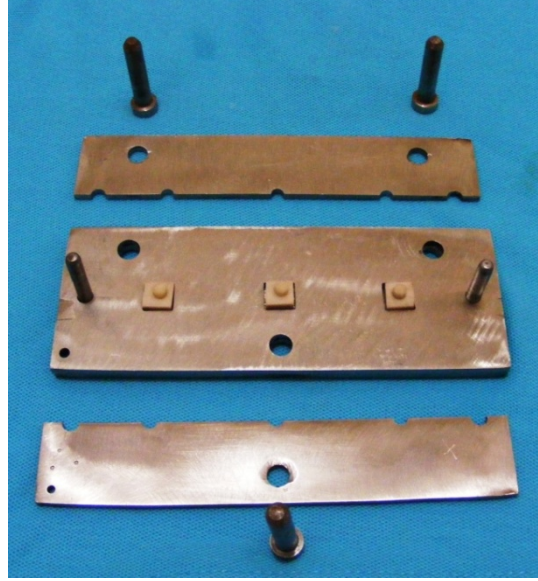
Veneer porseleninin, fırınlama sırasında metal kalıba yapışmasını engellemek için kalıp üzerindeki boşluk bölgeleri izolasyon likidi (IPS Ceramic Separating Liquide; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) ile izole edilmiştir. Metal kalıba zirkonyum oksit alt yapılar yerleştirildikten sonra, tabakalama tekniği ile veneer porselenlerinin uygulanabilmesi için kalıbın üst parçası da birleştirilmiş ve hareketin sabit bir düzlemde sağlanabilmesi için kalıbın düzlemsel çubukları yerleştirilmiştir.

Tabakalama tekniği ile uygulanan her iki veneer porseleni üretici firmaların önerileri doğrultusunda kendi toz ve likitleri ile karıştırılmıştır. Hazırlanan porselen hamuru, poroziteyi minimuma indirecek şekilde kondensasyon tekniği ile uygulanmış ve kondensasyon sırasında açığa çıkan likit, kağıt mendil ile ortamdan uzaklaştırılmıştır (Şekil 3.17).



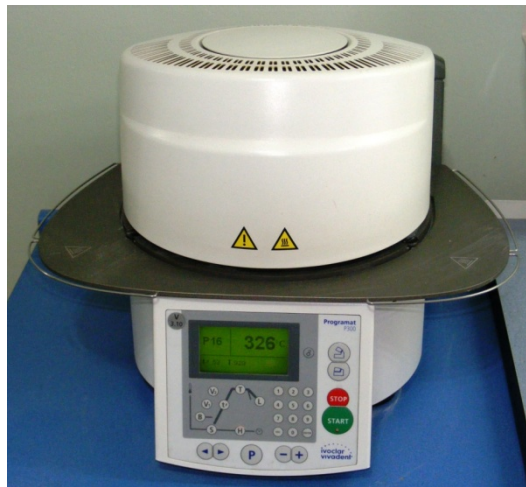
Şekil 3.17. Kondensasyon tekniği ile uygulanan veneer porselenlerinin fırınlama öncesi kalıp içindeki görüntüsü

Veneer porselenlerinin kalıp içindeki şekillendirilmesi bittikten sonra metal kalıbın üst parçası iki yönlü ayrılarak örnekler yerlerinden çıkarılmıştır (Şekil 3.18).



Şekil 3.18. Metal kalıbın üst parçasının iki yönlü ayrılması

Kalıp içinden çıkarılan modeller, Programat P300 porselen fırınında (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Jagst, Almanya) (Şekil 3.19) üretici firmaların belirttiği ısı ve sürelerde (Tablo 3.2) pişirilmiştir.



Şekil 3.19. Veneer porselenlerin fırınladığı Programat P300 fırını

Tablo 3.2. Veneer porselenlerinin pişirme ısı ve süreleri

Veneer Porseleni		<u>Ön Kurutma</u>		Pişirme Süresi (°C/Dk)	Pişirme Derecesi (°C)	Kalınan Süre (Dk)
		<i>Sıcaklık(°C)</i>	<i>Süre (Dk)</i>			
Cerabien ZR	<i>Liner</i>	700	2	65	1090	1
	<i>Dentin</i>	600	5	45	930	1
VM 9	<i>Liner</i>	500	6	55	930	1
	<i>Dentin</i>	500	6	55	910	1

Fırından çıkarılan örneklerde meydana gelebilecek büzülmeyi telafi etmek için metal kalıba yerleştirilen örneklere, tekrar veneer porseleni uygulanmış ve fırınlama işlemi tekrarlanmıştır (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. Fırınlama sonrası örnekler

Değişik yüzey işlemi uygulanan ve uygulanmayan iki farklı veneer porseleni ile veneerlenen örneklerin yarısına termal siklus uygulanmış diğer yarısına ise herhangi bir işlem uygulanmamıştır. Çalışmada oluşturulan gruplar aşağıda Tablo 3.3’de verilmiştir.

Tablo 3.3. Oluşturulan deney grupları

	TERMAL SİKLUS UYGULANMAYAN	TERMAL SİKLUS UYGULANAN
N	Örnek Sayısı	Örnek Sayısı
O	KONTROL 10	KONTROL 10
R		
İ	KUMLAMA 10	KUMLAMA 10
T		
A	ELMAS FREZ 10	ELMAS FREZ 10
K		
E	ASİT 10	ASİT 10
CZR	Er:YAG LAZER 10	Er:YAG LAZER 10
V	KONTROL 10	KONTROL 10
I		
T	KUMLAMA 10	KUMLAMA 10
A		
ELMAS FREZ	10	10
ASİT	10	10
Er:YAG LAZER	10	10

3.5. Termal Siklus Uygulaması

Termal siklus cihazı; 5°C ve 55°C sıcaklıktaki iki adet distile su haznesine ve bu hazneler arasında örnekleri taşıyan hareketli bir düzeneğe sahiptir (Şekil 3.21).

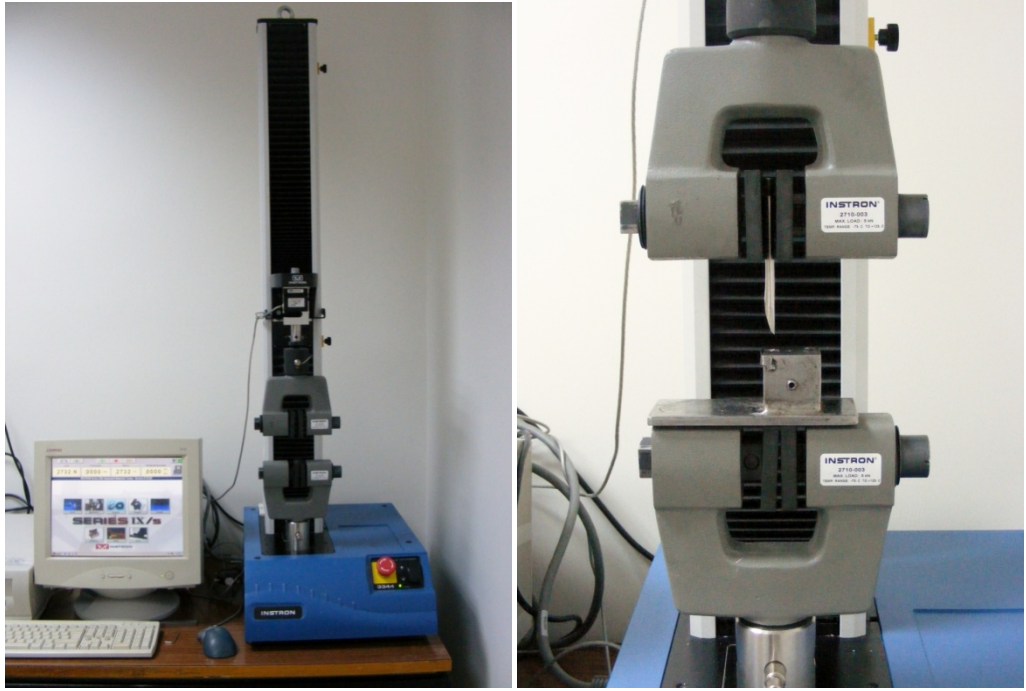


Şekil 3.21. Termal siklus cihazı

Çalışmada termal siklus uygulaması, örneklerin bu cihazın her bir haznesinde 20 saniye bekletilerek toplam 10 000 defa tekrarlanması ile gerçekleştirilmiştir. Termal siklus uygulaması sırasında özellikle 55°C'deki su haznesinde buharlaşma ile meydana gelen su kaybını önlemek için su ilavesi gerekmektedir. Örnekler uygulanan suyun sıcaklığının değişmemesi için söz konusu ilave küçük miktarlarda yapılmıştır.

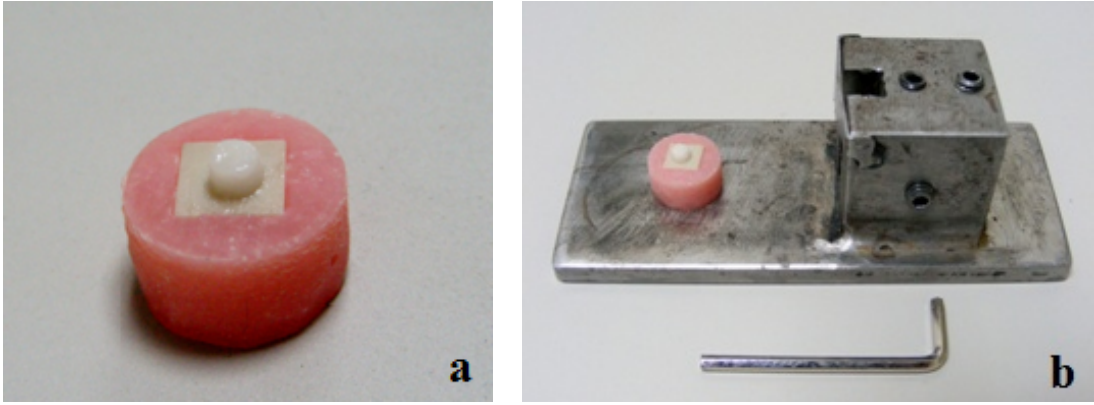
3.6. Bağlanma Dayanımının Öölölmesi

Bağlanma dayanımının öölölmesi işleml, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı araştırmal laboratuvarında bulunan Instron Universal test cihazı (Instron Corp, USA) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3.22).



Şekil 3.22. Universal Test cihazı

Bağlantı testi sırasında örneklerrn sabitlenmesi için metal bir kalıp hazırlanmıştır. Metal kalıba sabitleme işleminden önce hazırlanan zirkonyum oksit alt yapılar, silindirik silikon bir kalıp kullanılarak akrilik bloklara yerleştirilmiştir (Şekil 3.23.a,b).



Şekil 3.23.a. Soğuk akrilik bloğa yerleştirilen örnek

b. Hazırlanan metal kalıp

Hazırlanan metal kalıp test cihazının bir bölümüne, bıçak sırtı (knife edge) şeklinde sonlanan uç ise diğer bölümüne yerleştirilmiştir. Başlık hızı 0,5 mm/dk olacak şekilde, zirkonyum oksit alt yapı ve veneer porseleni arasındaki bağlantı arayüzeyine 90°'lik bir açı ile kesme kuvveti uygulanmıştır (Şekil 3.24).



Şekil 3.24. Veneer porseleni - zirkonyum oksit alt yapı ara yüzeyine uygulanan kesme (shear) testi

Kopma sırasında meydana gelen kuvvet, Newton (N) olarak ölçülmüş ve birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapaskal (MPa) değerlerine çevrilmiştir.

$$\text{Kesme (Shear) direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan (mm}^2\text{)} = \pi \times r^2$$

$$r = \text{Bağlanma yüzeyinin yarı çapı}$$

3.7. Kopma Şekillerinin İncelenmesi

Tüm örneklerin kesme deneyi sonrasındaki kopma şekilleri, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı araştırma laboratuvarında bulunan optik mikroskopta (Novex RZ-Range, Novex Inc., Amhem, Hollanda) incelenmiştir (Şekil 3.25). Kopma şekilleri; veneer porseleninin zirkonyum oksit alt yapıdan tamamen ayrıldığı adeziv kopma, veneer porseleninin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv kopma ve her iki kırılma tipinin de gözlemlendiği kombine kopma (adeziv + koheziv) olarak 3 gruba ayrılarak değerlendirilmiştir.



Şekil 3.25. Kopma şekillerinin incelendiği optik mikroskop

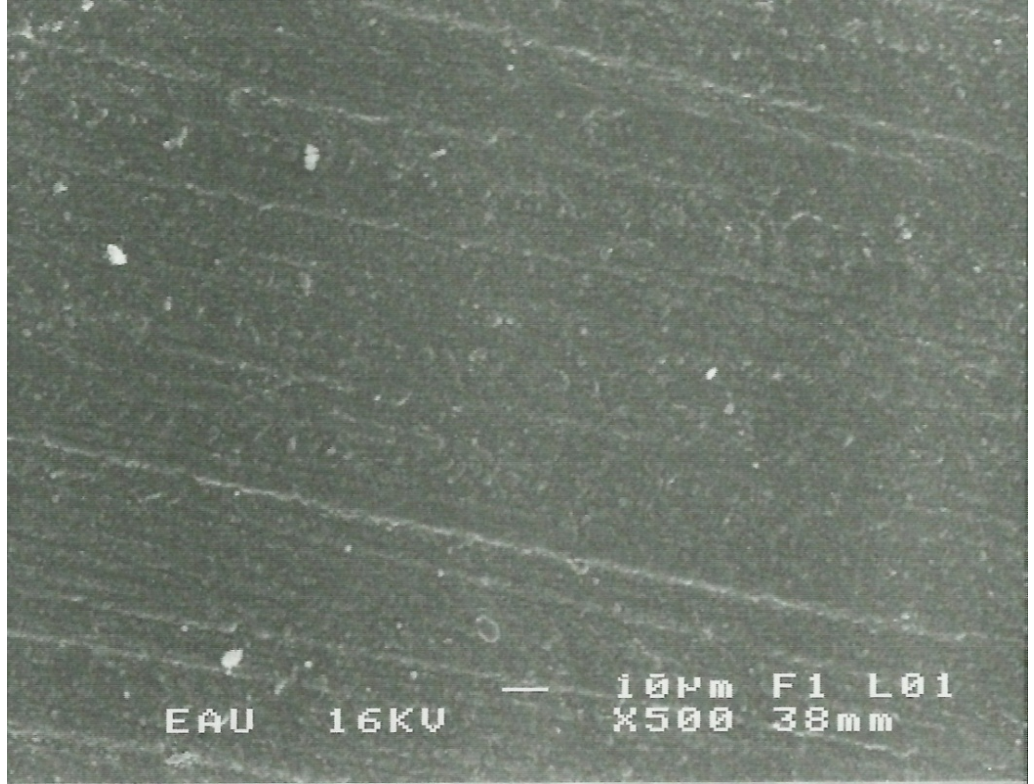
3.8. İstatiksel Değerlendirme

Verilerin analizi SPSS 16 (Statistical Package for Social Science: SPSS Inc., Chicago, USA) paket programında 3-Yönlü Varyans Analizi (Three-Way ANOVA) kullanılarak yapılmıştır. Ortalama ve standart sapmalar hesaplanmış, çoklu karşılaştırmalar için Duncan testi kullanılmıştır.

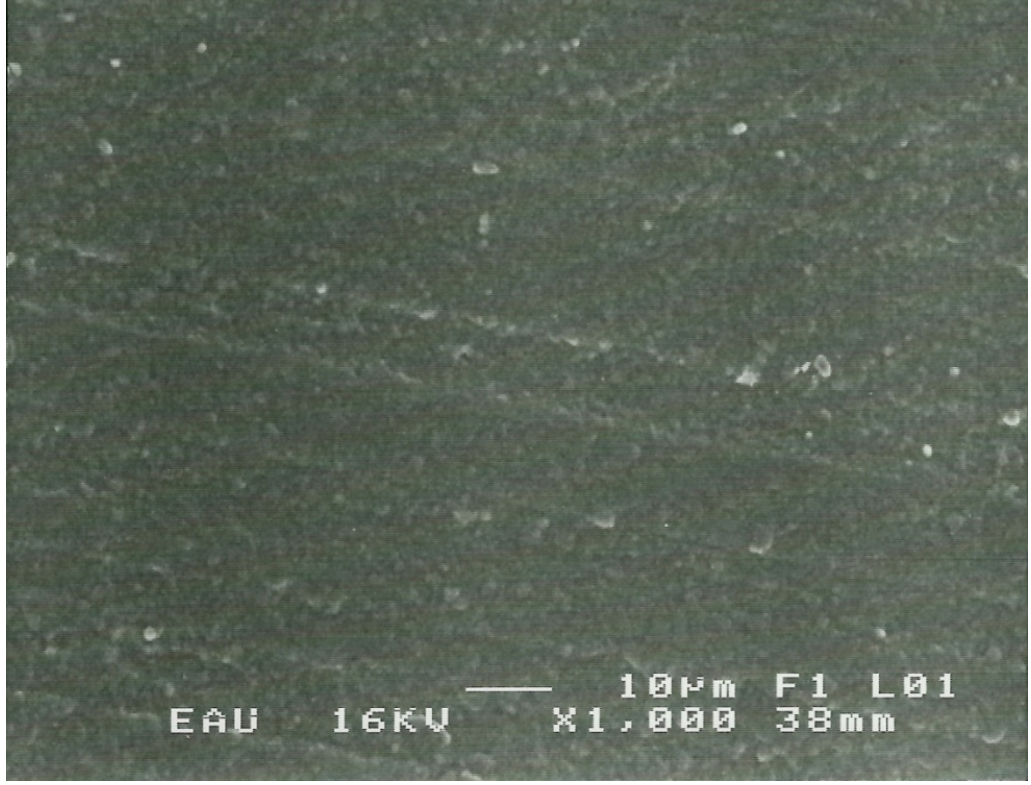
4. BULGULAR

4.1. Örneklerin SEM Görüntüleri

Dört farklı yüzey işlemi uygulanan ve uygulanmayan (kontrol) grupların her birinden alınan bir örneğin yüzey topografisi, 50-2000 arasında büyütülerek SEM ile incelenmiştir. Çalışmada, daha tanımlayıcı olmaları sebebiyle x500 ve x1000 büyütmelerdeki görüntüler kullanılmış elde edilen SEM fotoğrafları Şekil 4.1–4.10’da verilmiştir.

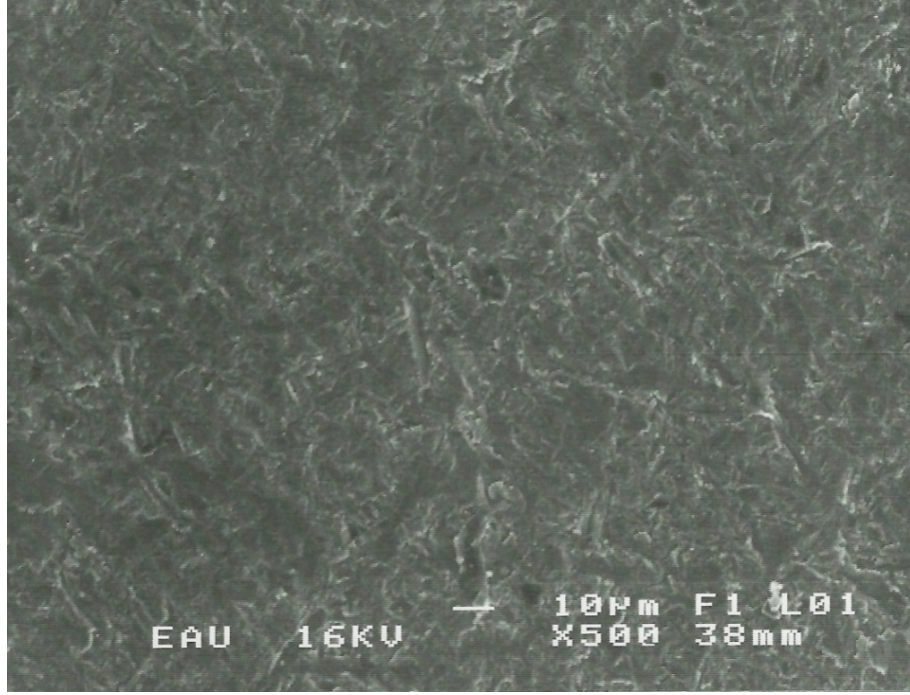


Şekil 4.1. Yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x500 büyütmedeki görüntüsü

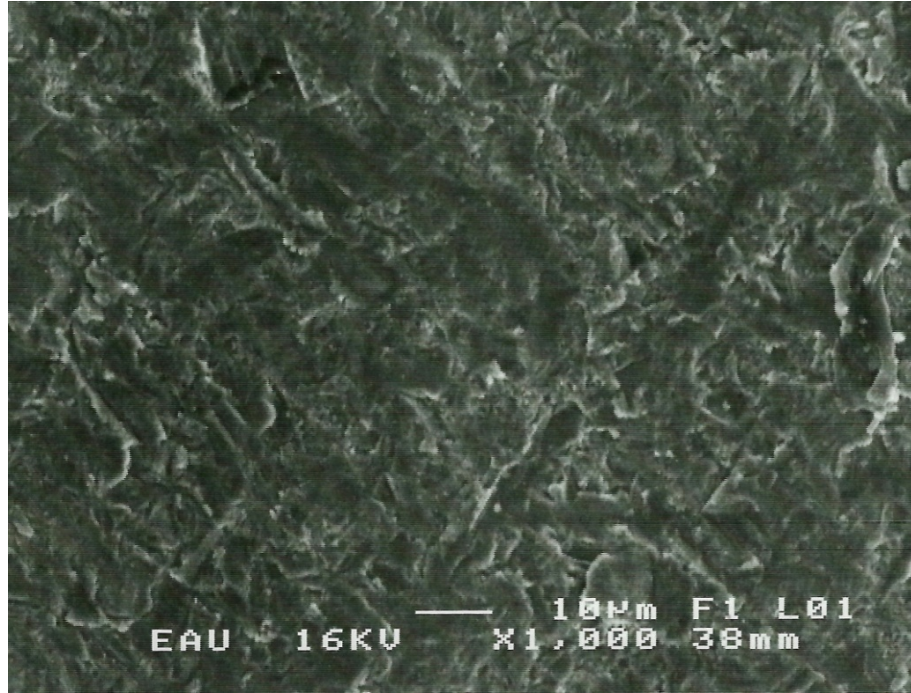


Şekil 4.2. Yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu zirkonyum oksit alt yapı örneklerinin x1000 büyütmedeki görüntüsü

Yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu zirkonyum oksit alt yapı örneklerin SEM görüntülerinde, yüzey standardizasyonu amacıyla uygulanan zımparalama işlemine bağlı olarak meydana gelen yüzeysel çizgiler gözlenmiştir.

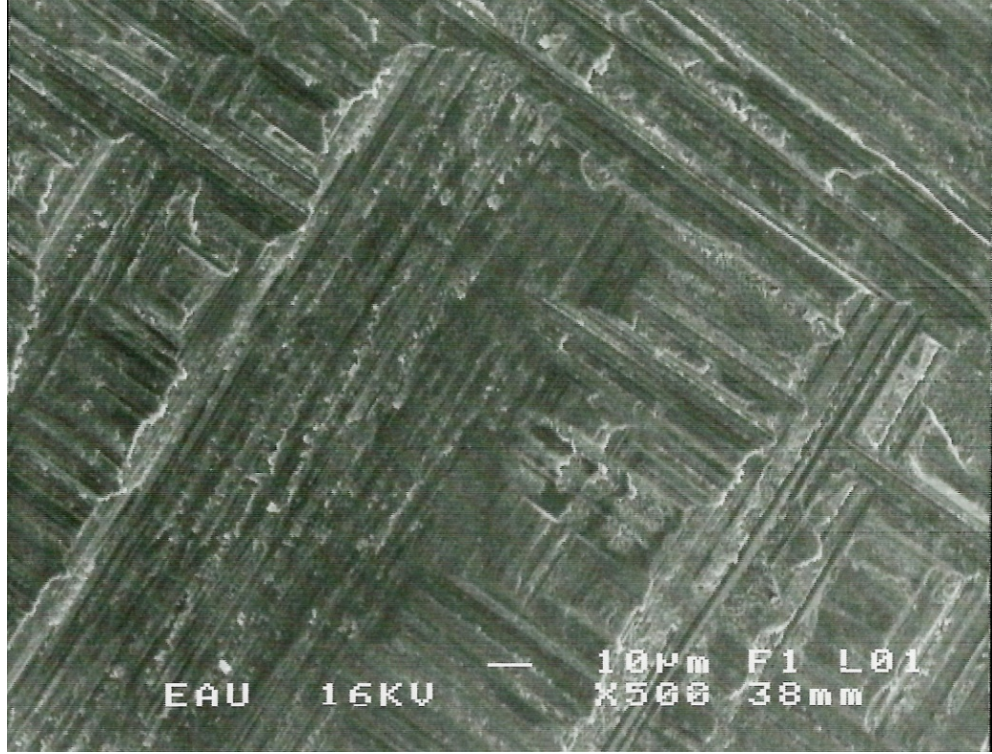


Şekil 4.3. Kumlama uygulanan zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x500 büyütmedeki görüntüsü

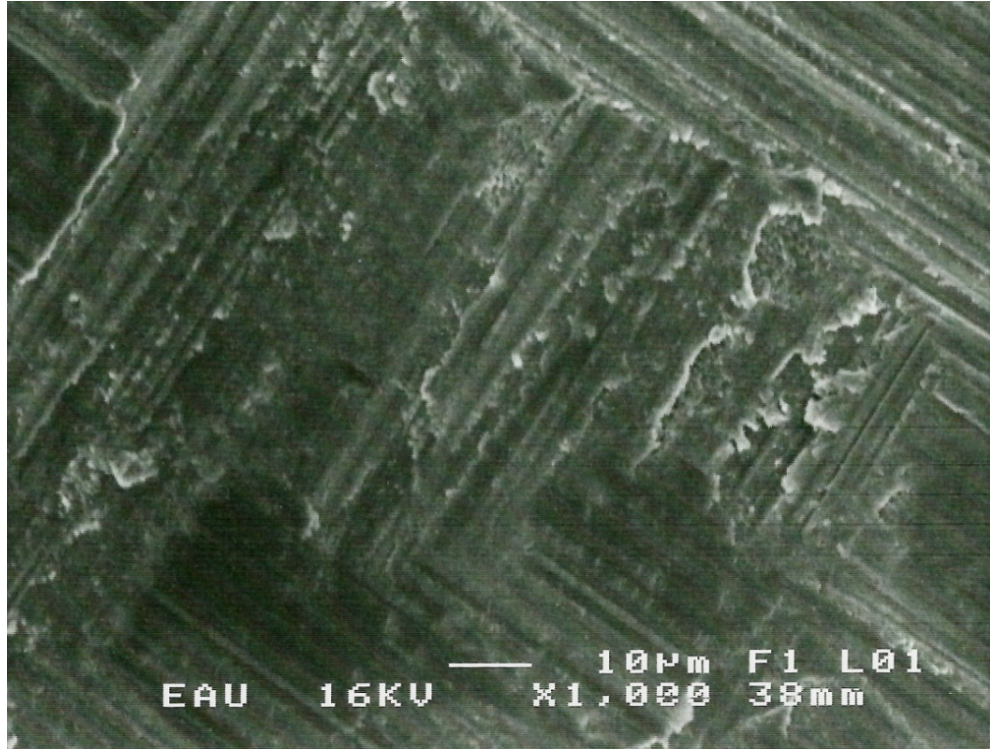


Şekil 4.4. Kumlama uygulanan zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x1000 büyütmedeki görüntüsü

Kumlama uygulanan zirkonyum oksit alt yapı örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde; yüzey yapısının kontrol grubu örneklerden oldukça farklı olduğu, zımpara çizgilerinin tamamen kaybolduğu, alüminyum oksit partiküllerinin yüzeye çarpması sonucu yüzeyden parçaların koptuğu ve kumlamaya özgü girintilerin oluştuğu tespit edilmiştir.

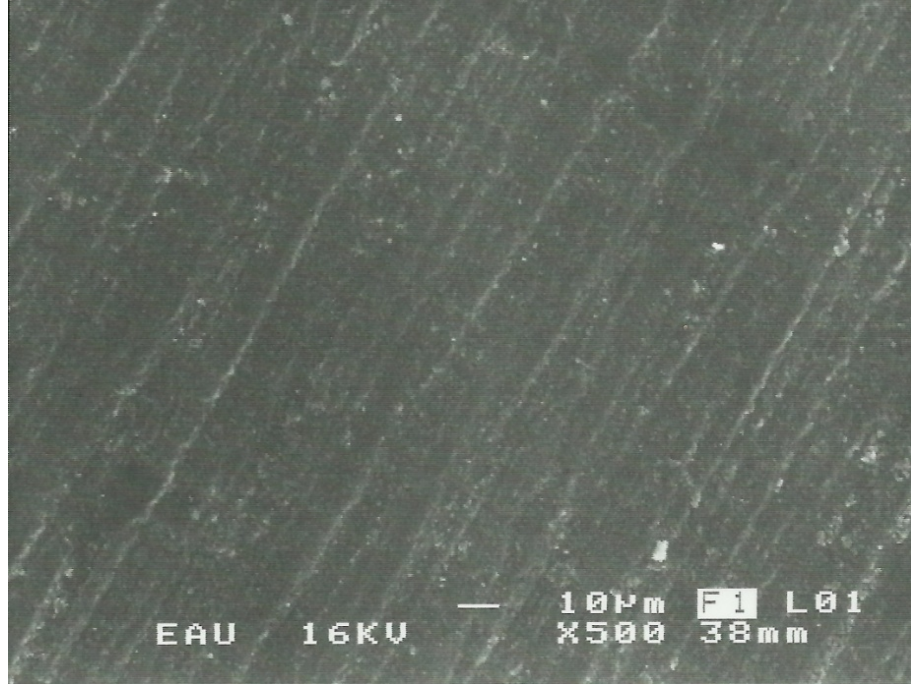


Şekil 4.5. Elmas frezle pürüzlendirilen zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x500 büyütmedeki görüntüsü

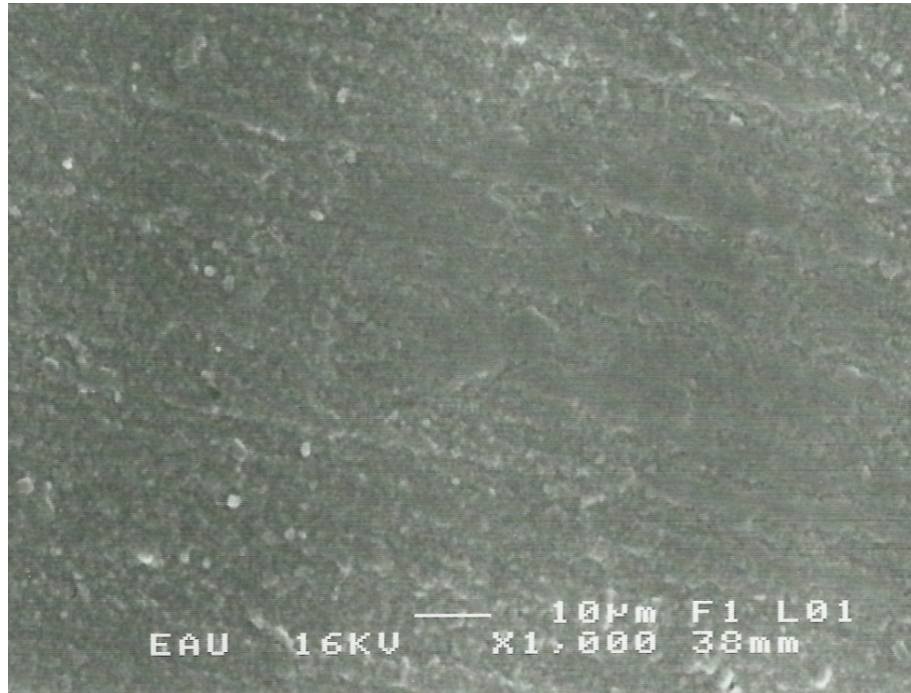


Şekil 4.6. Elmas frezle pürüzlendirilen zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x1000 büyütmedeki görüntüsü

Elmas frezle pürüzlendirilen zirkonyum oksit alt yapı örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde; yüzey yapısının kontrol grubu örnek yüzeylerinden farklı olduğu ve elmas frezin zirkonyum oksit alt yapı yüzeyinden geçişi sırasında parçacıkların uzaklaşmasına bağlı olarak derin çizgisel olukların oluştuğu gözlenmiştir.

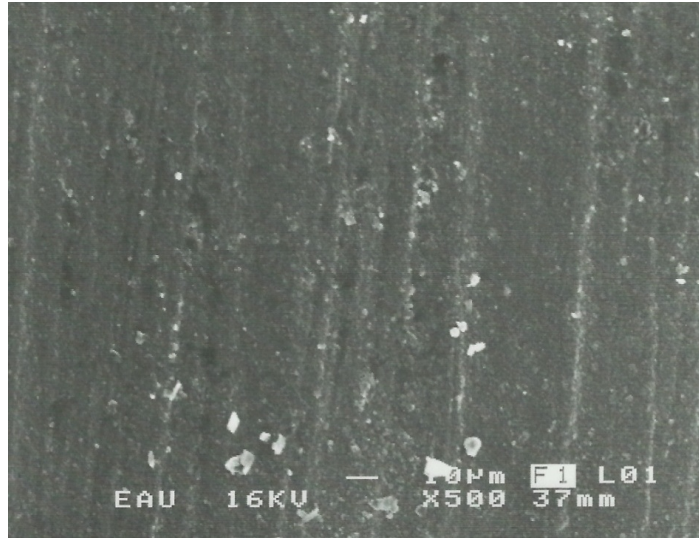


Şekil 4.7. Asit uygulanan zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x500 büyütmedeki görüntüsü

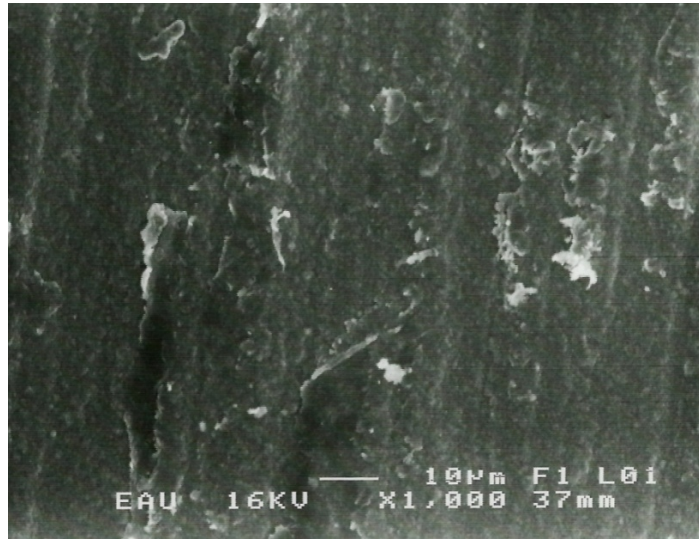


Şekil 4.8. Asit uygulanan zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x1000 büyütmedeki görüntüsü

Asit uygulanan zirkonyum oksit alt yapı örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde; yüzeyin kontrol grubu örneklere benzer özellikler gösterdiği, yüzey standardizasyonu amacıyla sinterizasyon öncesi uygulanan zımparalama işlemine bağlı olarak oluşan zımpara çizgilerinin korunduğu saptanmıştır.



Şekil 4.9. Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen zirkonyum alt yapı örneklerin x500 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 4.10. Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen zirkonyum alt yapı örneklerin x1000 büyütmedeki görüntüsü

Lazer uygulanan zirkonyum oksit örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde; kontrol grubu örneklerine benzer şekilde, yüzeyde, zımpara çizgilerinin kısmen korunduğu ve lazerin yüzeysel girintiler oluşturduğu gözlenmiştir.

4.2. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

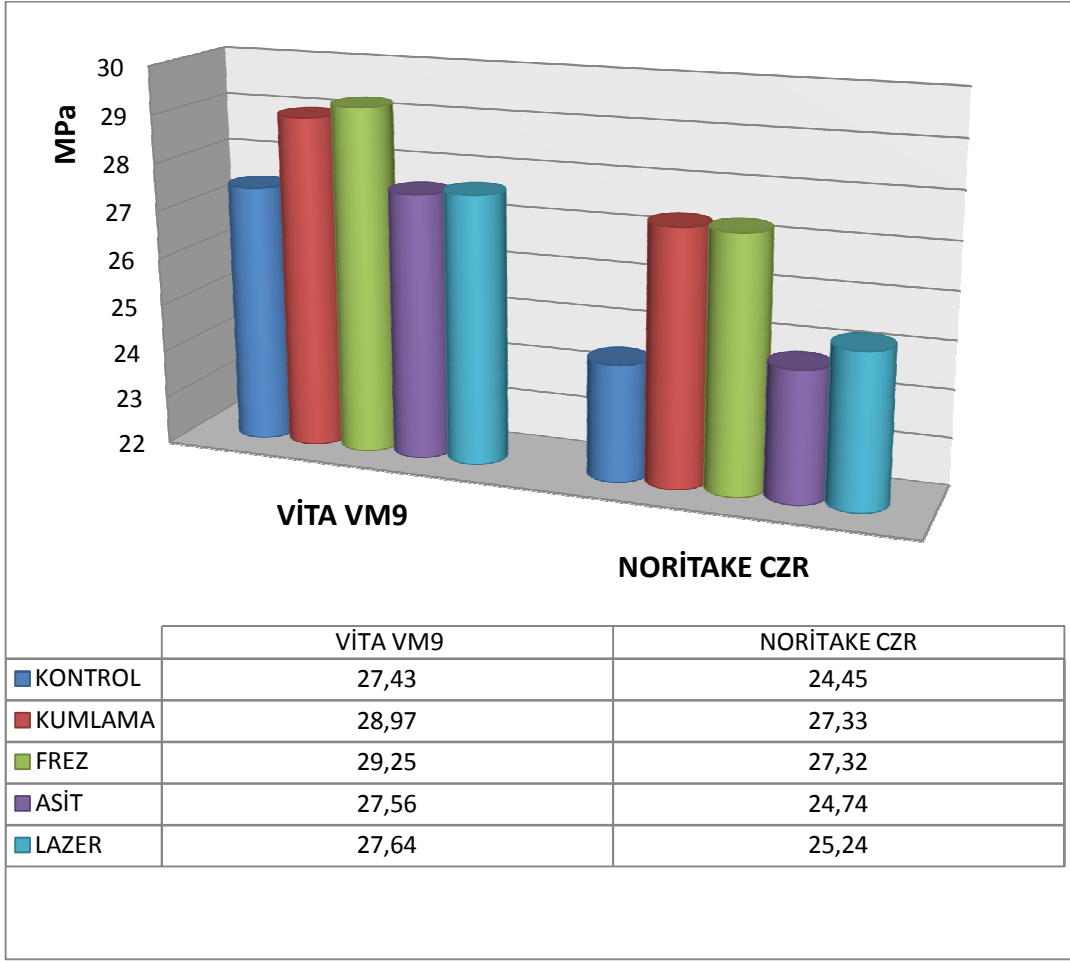
Bağlanma dayanımına ait verilerin ortalama ve standart sapma sonuçları Tablo 4.1’de gösterilmiştir. En yüksek (29,80 MPa) bağlanma dayanımı değeri, frez + Vita VM9 + termal siklus uygulanmayan grupta, en düşük (24,16 MPa) bağlanma dayanımı değeri ise asit + Noritake CZR+ termal siklus uygulanan grupta elde edilmiştir. Yüzey uygulamalarına göre; en yüksek (28,28 MPa) bağlanma dayanımı değeri elmas frez uygulanan grupta saptanmıştır. Bu grubu sırası ile; kumlama uygulanan grup (28,15 MPa), lazer uygulanan grup (26,44 MPa) ve asit uygulanan grup (26,15 MPa) izlemiştir. En düşük bağlanma dayanımı değeri ise yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubu (25,94 MPa) örneklerde tespit edilmiştir. Veneer porselen çeşidine göre; Vita VM9 veneer porseleni 28,17 MPa, Noritake CZR veneer porseleni ise 25,86 MPa bağlanma dayanımı göstermiştir. Bağlanma dayanımı değerleri Şekil 4.11-Şekil 4.14’de grafiksel olarak karşılaştırılmıştır.

Tablo 4.1. Deney gruplarına ait bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama ve standart sapma sonuçları (N=10)

Veneer Porseleni	Yüzey Uygulamaları	Termal Siklus	Ortalama	Standart Sapma
N O R İ T A K E C Z R	Kontrol	YOK	24,37	5,27
		VAR	24,52	5,46
		Total	24,45	5,22
	Kumlama	YOK	27,55	3,63
		VAR	27,11	5,45
		Total	27,33	4,51
	Frez	YOK	27,77	3,40
		VAR	26,87	4,31
		Total	27,32	3,80
	Asit	YOK	25,32	3,30
		VAR	24,16	3,09
		Total	24,74	3,17
	Lazer	YOK	25,88	4,72
		VAR	24,60	3,52
		Total	25,24	4,10
	Total	YOK	26,18	4,18
		VAR	25,45	4,47
		Total	25,86	4,32

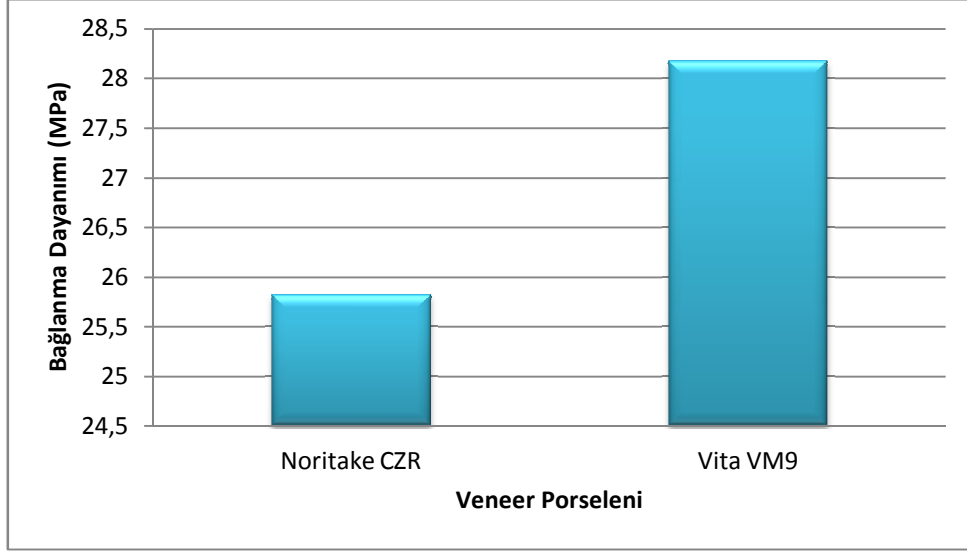
Veneer Porseleni	Yüzey Uygulamaları	Termal Siklus	Ortalama	Standart Sapma
V İ T A V M 9	Kontrol	YOK	27,52	4,81
		VAR	27,34	2,16
		Total	27,43	3,63
	Kumlama	YOK	28,96	3,32
		VAR	28,97	2,89
		Total	28,97	3,03
	Frez	YOK	29,80	3,73
		VAR	28,70	3,67
		Total	29,25	3,65
	Asit	YOK	27,77	2,72
		VAR	27,36	2,38
		Total	27,56	2,49
	Lazer	YOK	28,35	3,98
		VAR	26,93	1,93
		Total	27,64	3,13
	Total	YOK	28,48	3,71
		VAR	27,86	2,69
		Total	28,17	3,25

T O T A L	Kontrol	YOK	25,95	5,17
		VAR	25,93	4,29
		Total	25,94	4,69
	Kumlama	YOK	28,26	3,46
		VAR	28,04	4,35
		Total	28,15	3,88
	Frez	YOK	28,78	3,63
		VAR	27,78	4,01
		Total	28,28	3,81
	Asit	YOK	26,54	3,19
		VAR	25,76	3,15
		Total	26,15	3,16
	Lazer	YOK	27,11	4,43
		VAR	25,76	3,01
		Total	26,44	3,80
	Total	YOK	27,33	4,10
		VAR	26,66	3,87
		Total	26,99	3,99



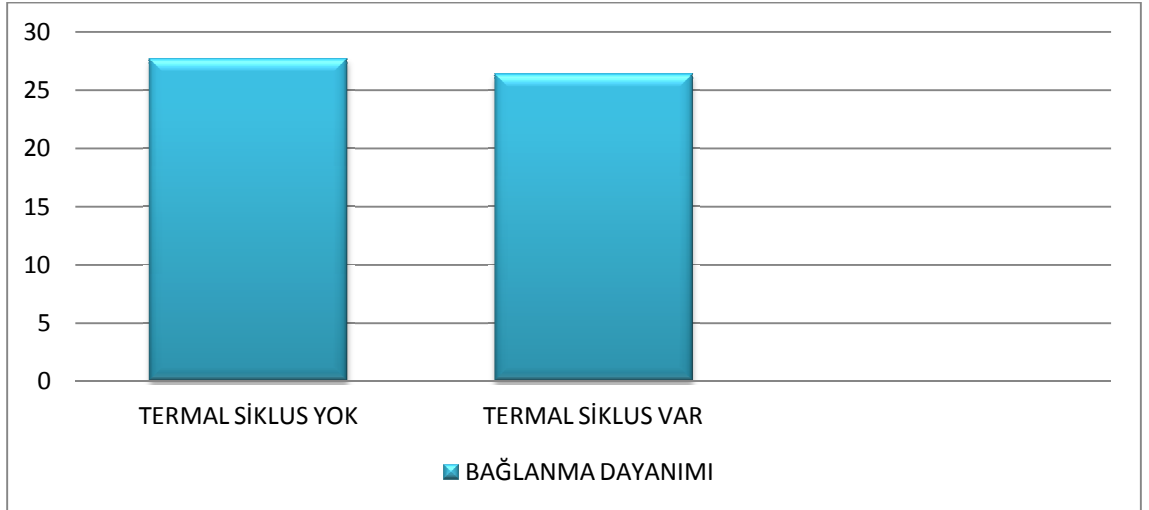
Şekil 4.11. Veneer porselenlerinin farklı yüzey uygulamalarına göre bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

Değişik yüzey uygulamalarına göre farklı veneer porselenlerinin bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında; en yüksek bağlanma dayanımı değerleri frez ile pürüzlendirildikten sonra Vita VM9 veneer porseleni uygulanan grupta, en düşük bağlanma dayanımı değerleri ise asit uygulandıktan sonra Noritake CZR veneer porseleni uygulanan grupta tespit edilmiştir (Şekil 4.11).



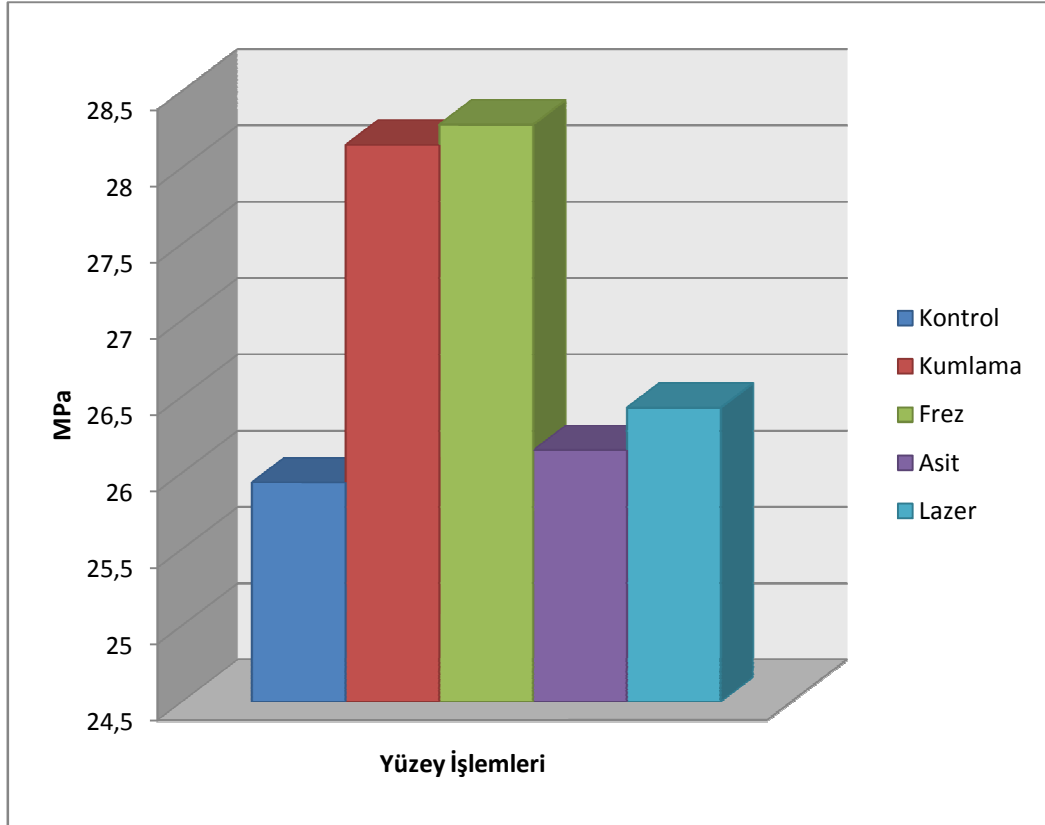
Şekil 4.12. Veneer porselenlerinin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması

Veneer porselenlerinin bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında; Vita VM9 veneer porseleninin daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği tespit edilmiştir (Şekil 4.12).



Şekil 4.13. Termal siklus uygulamasının bağlanma dayanımı üzerine etkisi

Termal siklus uygulanan ve uygulanmayan gruplardan elde edilen değerler arasındaki farkın anlamlı olmadığı istatistiksel olarak saptanmıştır (Şekil 4.13).



Şekil 4.14. Yüzey işlemlerinin karşılaştırılmasını gösteren grafik

Çalışmada uygulanan yüzey işlemlerine ait çoklu karşılaştırma (Duncan) testi sonuçları Tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.2. Yüzey işlemlerinin çoklu karşılaştırma (Duncan) testi sonuçları

Yüzey Uygulamaları	N	Homojen Alt kümeler*	
		1	2
Kontrol	40	25,94	
Asit	40	26,15	
Lazer	40	26,44	
Kumlama	40		28,15
Elmas Frez	40		28,28
N: Örnek Sayısı *Aynı rakam bloğundaki gruplar arasındaki fark önemsizken ($p < 0.05$), farklı rakam bloğundaki gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($p > 0.05$)			

Yapılan çoklu karşılaştırma (Duncan) testi sonucunda;

- Herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubu ile asit uygulanan grup ve lazer uygulanan grup arasında fark olmadığı,
- Kumlama uygulanan grup ile elmas frezle aşındırılan grubun birbirinden farklı olmadığı,
- Kontrol, asit uygulanan ve lazer uygulanan grupların, kumlama uygulanan ve elmas frezle aşındırılan gruplardan farklı olduğu istatistiksel olarak saptanmıştır.

Yapılan 3-Yönlü varyans analiz sonuçları Tablo 4.3’de verilmiştir.

Tablo 4.3. 3-Yönlü Varyans Analiz Sonuçları

VARYASYON KAYNAKLARI	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Yüzey İşlemleri	205,409	4	51,352	3,507	0,009
Veneer Porselenleri	277,160	1	277,160	18,926	0,000
Termal Siklus	22,673	1	22,673	1,548	0,215
Veneer Porselenleri * Yüzey İşlemleri	13,021	4	3,255	0,222	0,926
Veneer Porselenleri* Termal Siklus	0,150	1	0,150	0,010	0,919
Yüzey İşlemleri * Termal Siklus	12,197	4	3,049	0,208	0,934
Veneer Porselenleri* Yüzey İşlemleri * Termal Siklus	2,126	4	0,532	0,036	0,997
Hata	2636,055	180	14,645		
Toplam	148892	200			

3-Yönlü varyans analizine (%95 güven aralığında) göre; kullanılan yüzey uygulamaları ($p<0,01$) ve veneer porselenleri ($p<0,001$) arasındaki farkın önemli olduğu, termal siklus uygulanan grup ile termal siklus uygulanmayan grup arasındaki farkın ise önemli ($p>0,05$) olmadığı istatistiksel olarak tespit edilmiştir. Veneer porselenleri ile yüzey işlemleri, veneer porselenleri ile termal siklus uygulaması ve yüzey işlemleri ile termal siklus uygulaması arasındaki etkileşimin önemli ($p>0,05$) olmadığı istatistiksel olarak saptanmıştır. Ayrıca veneer porselenleri, yüzey işlemleri ve termal siklus uygulaması arasındaki etkileşimin de önemli ($p>0,05$) olmadığı istatistiksel olarak belirlenmiştir.

4.3. Kopma Şekillerinin Değerlendirilmesi

Bağlanma dayanım değerleri tespit edilen örnekler, kopma şekillerinin belirlenebilmesi için optik mikroskop altında incelenmiştir. Yapılan inceleme sonucunda kopmanın; veneer porseleni ile zirkonyum alt yapı arasında meydana gelen adeziv kopma ve üst yapı porseleninin küçük bir parçasının zirkonyum alt yapı üzerinde kalması ile meydana gelen kombine (adeziv + koheziv) kopma şekillerinde olduğu belirlenmiş, hiç bir örnekte tamamen koheziv kopma şekline rastlanmamıştır. Kopma şekillerinin dağılımı Tablo 4.4’de gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Kopma şekillerinin veneer porselen çeşidi ve yüzey uygulamalarına göre dağılımı (N= 20)

VENEER PORSELENİ	YÜZEY UYGULAMASI	KOPMA ŞEKLİ	
		ADEZİV	KOMBİNE (ADEZİV + KOHEZİV)
NORİTAKE CZR	KONTROL	6	14
	KUMLAMA	5	15
	FREZ	4	16
	ASİT	7	13
	LAZER	8	12
	TOTAL	30 (%27)	70 (%73)
VİTA VM9	KONTROL	5	15
	KUMLAMA	3	17
	FREZ	2	18
	ASİT	5	15
	LAZER	6	14
	TOTAL	21 (%21)	79 (%79)
TOTAL	N= 200	51 (%25,5)	149 (%74,5)

En yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin elde edildiği Vita VM9 veneer porseleninde, %21 oranında adeziv kopma, %79 oranında kombine kopma şekli gözlenirken, Noritake CZR veneer porseleninde ise, %30 oranında adeziv kopma, %70 oranında kombine kopma şekli tespit edilmiştir. Tüm örnekler değerlendirildiğinde ise %25,5 oranında adeziv kopmanın, %74,4 oranında kombine kopmanın meydana geldiği belirlenmiştir.

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde estetik beklentilerin artması ile birlikte doğal dişlerin görünümünü en iyi şekilde taklit eden tam seramik sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerin; estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi gibi avantajları olmasına karşın, kırılma ve düşük darbe dayanımı gibi dezavantajlara sahip olmaları, zirkonyum oksit esaslı seramiklerin kullanımını gündeme getirmiştir. Yüksek mekanik performans, dayanıklılık ve direnç gibi özelliklere sahip olan zirkonyum oksit esaslı seramikler, tam seramik restorasyonların güvenilirliğini artırmıştır.⁴ Zirkonyum oksit alt yapılı tam seramik restorasyonlar; göstermiş oldukları üstün ışık geçirgenliğine bağlı olarak oluşan doğal görüntü sayesinde ön grup dişlerde tercih edilirken, üstün mekanik özellikleri ile de arka bölge 3-4 üyeli köprü protezi uygulamalarında da kullanılabilir.⁸

Yapılmış olan kısa ve orta süreli klinik çalışmalar, tam seramik restorasyonlarda en sık görülen başarısızlığın, üst yapı porseleninin alt yapı seramiğinden ayrılması olduğunu göstermektedir.⁸ Sailer ve arkadaşları,⁷ 45 hastaya arka bölgede 3 ile 5 üyeli zirkonyum oksit alt yapılı diş destekli sabit bölümlü protez uygulamış ve 3 yıllık kullanımdan sonra yaptıkları değerlendirmede üst yapı porseleninin alt yapıdan ayrılma başarısızlığını %13 olarak tespit etmişlerdir.

Vult von Steyern ve arkadaşları,⁹ 3 ile 5 üyeli sabit bölümlü 20 zirkonyum oksit alt yapılı protezi 2 yıl takip etmişler ve restorasyonların %15'inde üst yapı porselenlerinin zirkonyum oksit alt yapıdan ayrıldığını rapor etmişlerdir.

Raigrodski ve arkadaşları,¹⁰ arka bölgeye uygulanan üç üyeli zirkonyum oksit alt yapılı sabit bölümlü protezlerde oluşabilecek başarısızlıkları belirlemek amacı ile yaptıkları çalışmada, 20 adet üç üyeli zirkonyum oksit alt yapılı sabit bölümlü protezi

36 ay süre ile takip etmişler ve bu protezlerin 5 tanesinde üst yapı porseleninin zirkonyum oksit alt yapıdan ayrıldığını bildirmişlerdir.

Ortorp ve arkadaşları,¹⁴⁶ arka bölgeye uygulanan zirkonyum oksit alt yapı tek kuronları retrospektif olarak inceledikleri 3 yıllık çalışmalarında, değerlendirdikleri 32 restorasyondan sadece 2 tanesinde üst yapı porseleninde ayrılma belirlemişler, herhangi bir restorasyonda zirkonya alt yapı kırığı tespit etmemişlerdir.

Tinschert ve arkadaşları,¹⁴⁷ 37 ay süren çalışmalarında, arka bölgeye yapılan sabit bölümlü protezlerde zirkonyum oksit alt yapıdan veneer porselenin ayrılma oranını %8 olarak belirtmişler, ön bölgeye yapılan sabit bölümlü protezlerde veneer porseleni ayrılmasının görülmediğini ifade etmişlerdir.

Metal destekli porselen restorasyonların başarısını klinik olarak değerlendiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır.¹⁴⁸⁻¹⁵⁰ Metal destekli porselen restorasyonların 3 yıllık kullanımı sonucunda veneer tabakasının kırılmasına bağlı olarak gelişen başarısızlık oranları, tek kuronlar için %0,4 ve köprüler için %2,9 olarak bildirilmiştir.¹⁴⁸ Tan ve arkadaşları,¹⁴⁹ metal destekli porselen restorasyonların en az 5 yıllık kullanım periyodu sonrasındaki başarı oranlarını ve meydana gelen komplikasyonları inceledikleri çalışmalarında, 10 yılda oluşabileceği ön görülen materyal komplikasyon oranını %3,2 olarak belirtmişlerdir. Yapılan bir diğer retrospektif çalışmada, 20 yıl takip periyodu sonucunda metal alt yapı ve üst yapı porselenindeki kırılma birlikte değerlendirilmiş, başarısızlık oranı %18,1 olarak bildirilmiştir.¹⁵⁰

Zirkonyum oksit alt yapı tam seramik sistemlerinde materyale bağlı olarak gelişen komplikasyonların (kırılma), metal destekli porselen restorasyonlardan fazla olduğu

bilinmektedir.⁹¹ Bu nedenle çalışmada, zirkonyum oksit alt yapılar üzerine uygulanan veneer porselenlerinin bağlanma kuvvetleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Restorasyonlar; prefabrike zirkonyum oksit seramik bloklardan, yumuşak şekillendirme (soft machining) ya da sert şekillendirme (hard machining) olmak üzere 2 şekilde hazırlanabilmektedir. Bu çalışmada zirkonyum oksit alt yapı örnekler, klinik uygulamalarda geniş kullanım alanı bulan ve daha ekonomik olan sinterlenmemiş zirkonya (Green Stage Zirconia) yapısındaki ICE ZIRCON Translucent bloklardan elde edilmiştir.

Standardize edilmiş anatomik olmayan örneklerin laboratuarda test edilmesi, mekanik özelliklerin incelenmesi için daha kontrollü şartlar sağlamasına rağmen karmaşık geometriye sahip dental restorasyonları tam olarak taklit edemez. Bunun yanı sıra anatomik restorasyonların doğrudan yüklenmesi klinik durumu daha iyi taklit edebilmesine karşın verilerin karşılaştırılmasını güçleştirmektedir.¹⁵¹ Bu çalışmada, verilerin daha rahat karşılaştırılabilmesi için, sinterleme sonrası 8x8x4 mm boyutlarına sahip olan dikdörtgen prizma şeklinde örnekler kullanılmıştır.

Zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımını değerlendiren araştırmalarda, bağlanma yüzeyi standardizasyonunun sağlanabilmesi için zirkonyum oksit alt yapı yüzeylerinin sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit zımpara kağıdı ile zımparalama işlemine tabi tutulması gerektiği belirtilmektedir. Bu çalışmada da, dikdörtgen prizması formunda hazırlanan zirkonyum oksit alt yapı örnekler sırasıyla 600, 800, 1200 grit silikon karbit zımpara kağıdı ile zımparalanmıştır.

Zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlantıyı değerlendiren çalışmalarda, bağlantıyı artırmaya yönelik yüzey işlemlerinin sıklıkla uygulandığı

görülmektedir.^{5,8,11,152,153} Bağlantıyı artırmaya yönelik yapılan bu çalışmalar, zirkonyum oksit alt yapı yüzeyinde mikromekanik retansiyonu güçlendirmeyi amaçlamaktadır.^{25,154} Bu çalışmada, zirkonyum oksit alt yapılara uygulanan kumlama, aşındırma, asit uygulaması ve lazerle pürüzlendirme gibi değişik yüzey işlemlerinin iki farklı veneer porseleninin bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiştir.

Tam seramik restorasyonların iç yüzeyinin kumlanarak pürüzlendirilmesi rutin olarak uygulanan bir yöntemdir.¹⁰⁹ Simantasyon işleminden önce yapılan kumlama işlemi, tam seramik restorasyonların mikromekanik retansiyonunu artırmaktadır.¹⁵⁴

Kosmac ve arkadaşları,¹²⁶ kumlama işleminin aşındırma işlemiyle oluşan çatlakları uzaklaştırdığını ve materyalin direncini artıran yüzey sıkıştırıcı tabaka oluşturduğunu bildirmişlerdir. Nakumara ve arkadaşları,¹⁵⁵ 50 μm Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılan zirkonyum oksit alt yapıların direncinde artma, 120 μm Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılan örneklerin direncinde ise azalma olduğunu belirlemişler, zirkonyum oksit alt yapı direncindeki artışın, kumlama işlemi sonucunda yüzeydeki zayıf grenlerin ve aşındırma sonucu oluşan çizgilerin uzaklaştırılmasına, aynı zamanda yüzeyde oluşan faz dönüşümüne bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Curtis ve arkadaşları¹⁵⁴ yüzey şekillendirme tekniklerinin Y-TZP seramiklerin yüzey pürüzlülüğüne olan etkilerini araştırdıkları çalışmada, alüminyum partiküllerinin boyutundaki artışın yüzey pürüzlülüğünde azalmaya sebep olduğunu tespit etmişlerdir.

Nakumara ve arkadaşları¹⁵⁵ zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantıyı mikro gerilim testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, zirkonyum oksit alt yapı yüzeylerini 70 μm Al_2O_3 tozuyla 0,2 MPa, 0,4 MPa ve 0,6 MPa basınçla kumlamışlardır. Kumlanmamış örneklerin kontrol grubu olarak değerlendirildiği çalışmada, 0,4 MPa basınçla kumlanan örneklerin, hiç kumlanmamış

veya 0,2 MPa basınçla kumlanmış örneklerle göre daha kuvvetli bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar 0,4 MPa basınçla yapılan kumlama işleminin, zirkonyum oksit alt yapı yüzeyinde faz transformasyonu veya mikro çatlaklar oluşturmadığı sonucuna varmışlardır.

Bu çalışmada, hem materyal yüzeyinde pürüzlü bir yüzey oluşturmak hem de zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantıya kumlama işleminin etkisini araştırmak için bir örnek grubu, basıncı 0,4 MPa olan 50 μm partikül boyutundaki Al_2O_3 tozları ile kumlama işlemine tabi tutulmuştur.

Tam seramiklerin alt yapısında mekanik bağlantı sağlayan aşındırma işleminde, elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre daha pürüzlü yüzeyler elde edilmekte^{106,130,131} ve frezin yüzeyden tek bir geçişi sırasında materyalden onlarca mikrometre partikül uzaklaştırılmaktadır. Materyalin uzaklaştırılmasında kalın grenli frezlerin ince grenli frezlerden daha etkili olduğu bilinmektedir.^{106,156} Kou ve arkadaşları¹⁵⁶ yürüttükleri çalışmada, Y-TZP seramiklerde daha pürüzlü bir yüzey oluşturduğu bilinen kalın grenli frezleri kullanmışlar ve ince grenli frezlerin kalın grenli frezlere göre pürüzsüz bir yüzey oluşturduğunu tespit etmişlerdir. Bu çalışmada da daha pürüzlü bir yüzey oluşturduğu bilinen kalın grenli frezlerin kullanımı tercih edilmiştir.

Aşındırma işlemi kuru ve su soğutmalı olmak üzere iki şekilde uygulanabilmektedir. Kuru ortamda gerçekleştirilen aşındırma işleminde, yüksek stres ve ısının belirtisi olan yoğun kıvılcımlar oluşmaktadır. Yüksek ısının, tersine faz dönüşümüne neden olarak materyalin mekanik özelliklerini etkilediği bilinmektedir.¹⁰⁶ Suyun eşlik ettiği aşındırma işleminde ise ısı artışı ve kıvılcımlar oluşmamakta, meydana gelen olukların derinliği ve oluşan debris miktarı azalmaktadır.¹²⁶ Bu

çalışmada, ısı artışı ile meydana gelen faz dönüşümüne sebep olmamak için su ile aşındırma yöntemi tercih edilmiştir.

Tam seramik restorasyonlar için birçok asit tavsiye edilmesine karşın, en başarılı yüzey pürüzlülüğünün hidroflorik asit (HF) uygulaması ile sağlandığı bildirilmektedir. Ancak HF asit uygulamalarının, yoğun kristal yapıdaki zirkonyum oksit esaslı seramikler üzerinde pürüzlendirici etkisinin bulunmadığı¹³¹ ve bu sebeple HF ile pürüzlendirme işleminin sadece cam içeriği olan yüzeyler için uygulanması gerektiği ifade edilmektedir.¹³⁰ Kosmac ve arkadaşları,¹²⁶ asit solüsyonunda beklettikleri zirkonyum oksit seramik örnek yüzeylerinde yüksek oranda tetragonal fazdan monoklinik faza geçişin meydana geldiğini saptamışlar, Y-TZP seramiklerin asidik ortama alkalın ortamdaki daha duyarlı olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada bir örnek grubuna, tam seramik sistemlerde yüzey pürüzlendirmesi için önerilen hidroflorik asit 60 saniye süreyle uygulanmıştır.

Zirkonyum oksit alt yapıların lazerle pürüzlendirilmesini inceleyen çalışmaların geçmişi çok eski değildir. Akın ve arkadaşları,¹³⁷ yttrium stabilize zirkonyum oksit alt yapılar üzerine Er:YAG lazer uyguladıkları çalışmalarında, lazerin bağlanmayı anlamlı şekilde artırdığını saptamışlar, ayrıca lazer uygulamasının bağlantı ara yüzeyinde mikrosızıntıyı azaltıcı etkisinin de olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada, lazerle pürüzlendirme işlemi, Er:YAG lazer cihazıyla 60 saniye süreyle yapılmıştır.

Çalışmada, en yüksek bağlanma dayanımı değeri elmas frezle pürüzlendirilen örnek grubunda (28,28 MPa) saptanırken, en düşük bağlanma dayanımını değerini ise herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu örnekler (25,94 MPa) vermiştir. Kontrol grubu (25,94 MPa) ile asit uygulanan (26,15 MPa) ve lazerle pürüzlendirilen (26,44 MPa) örnek gruplarından elde edilen değerler arasındaki farkın anlamlı olmadığı,

kumlama uygulanan (28,15 MPa) ve elmas frezle pürüzlendirilen (28,28 MPa) örnek gruplarından elde edilen değerlerin birbirlerine benzer olup, diğer gruplardan ise farklı olduğu tespit edilmiştir.

Aboushelib ve arkadaşları,¹¹ değişik Y-TZP alt yapıların partikül büyüklüğünün, şekillerinin, içeriklerinin, yoğunluklarının aynı olmamasından dolayı zirkonyum oksit alt yapılara uygulanan yüzey işlemlerinin materyalin yapısında farklı sonuçlara yol açabileceğini belirtmişlerdir.

Fischer ve arkadaşları¹⁵² Vita YZ Cubes zirkonyum oksit alt yapılar üzerine uyguladıkları parlatma, kumlama ve silika kaplama gibi yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlanma dayanımına etkisinin olmadığını ifade etmişlerdir.

Aboushelib ve arkadaşları,¹¹ kumlama işlemi uygulanan örnek grubunda yüzey pürüzlülüğü ile birlikte bağlantı kuvvetinin arttığını ve zirkonyum oksit alt yapılarda CAD/CAM ile şekillendirme sırasında ortaya çıkan yüzey izlerinin kumlama işlemi sırasında silindiğini belirtmişlerdir.

Kim ve arkadaşları¹⁵³ Y-TZP alt yapılar (Everest ZS) ile üst yapı porseleni (Noritake CZR) arasındaki bağlanma dayanımına farklı yüzey uygulamalarının etkisini inceledikleri çalışmalarında; kumlama uygulamasının bağlantıyı artırdığını, liner uygulamasının ise bağlantıya etkisinin olmadığını bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmada, üretici firmaların önerileri doğrultusunda kendi linerları uygulanmış ve kumlama işleminin bağlantıya olan olumlu etkisi belirlenmiştir. Bu sonuç Aboushelib ve arkadaşları¹¹'nın, Kim ve arkadaşları¹⁵³'nin bulguları ile uyum göstermekte, Fischer ve arkadaşları¹⁵²'nin sonuçları ile uyum göstermemektedir.

Fahmi ve arkadaşları¹²³ Vita YZ Cubes (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) zirkonyum oksit bloklardan hazırlanan ve herhangi bir yüzey uygulaması yapılmayan kontrol grubu örnekler ile yüzeyi kalın grenli elmas frez ile aşındırılan örneklerle Vita VM9 üst yapı porseleni uygulamışlar, elmas frez ile pürüzlendirme işleminin bağlanma dayanımını artırdığını saptamışlardır. Benzer şekilde bu çalışmada da elmas frezle pürüzlendirilen örnek grubunda yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir.

Evli¹⁵⁷ zirkonyum oksit alt yapılara kumlama, aşındırma, plazma sprey ve asit olmak üzere 4 farklı yüzey işlemi uyguladığı tez çalışmasında, en fazla yüzey pürüzlülüğünün kumlama uygulanan grupta elde edildiğini bildirirken, yüzey pürüzlülüğünün zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantı kuvvetini etkilemediğini ifade etmiştir. Bu çalışmada asit uygulamasının bağlantı kuvvetini değiştirmediği, kumlama ve elmas frezle aşındırmanın ise bağlanma dayanımını artırdığı tespit edilmiş olup, asit uygulanan gruptan elde edilen sonuçlar Evli¹⁵⁷'nin bulguları ile uyum gösterirken, kumlama uygulanan ve elmas frezle aşındırılan gruplardan elde edilen bulgular farklılık göstermektedir.

Zirkonyum oksit alt yapılar üzerine farklı yüzey işlemlerinin etkilerini inceleyen çalışmalarda uygulanan yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit alt yapı yüzeylerinde oluşturduğu morfolojik değişiklikler genellikle SEM görüntüleri üzerinde değerlendirilmektedir.^{152,153,158}

Bu çalışmada, değişik yüzey işlemi uygulanan ve uygulanmayan örnek gruplarından rastgele seçilen bir örneğin, x500 ve x1000 büyütmede görüntüleri alınmıştır. SEM görüntüleri incelendiğinde; kontrol grubu örneklerin oldukça düzgün bir yüzey gösterdiği belirlenirken, kumlama işlemi uygulanan örnek yüzeylerinde

yüzeyden uzaklaştırılan parçacıklara bağlı olarak girinti ve çukurcukların oluştuğu, frez uygulanan örnek yüzeylerinde ise derin frez çizgilerinin olduğu saptanmıştır. Asit uygulanan örnek grubu görüntülerinin, kontrol grubu örnek görüntüleri ile benzer yüzey morfolojisi sergilediği gözlemlenirken, lazer uygulamasının ise yüzeyde girintiler oluşturduğu belirlenmiştir.

Casucci ve arkadaşları¹⁵⁸ alüminyum oksit tozu kullanarak kumlama uyguladıkları zirkonyum oksit alt yapı örneklerin yüzey morfolojilerini SEM görüntüleri üzerinden değerlendirdikleri çalışmalarında, zirkonyum oksit alt yapı yüzeylerinde homojen şekilde derin girintilerin oluştuğunu belirlemişlerdir. Bu çalışmada da, SEM görüntüleri alınan kumlama grubu örneklerin yüzey morfolojileri incelendiğinde benzer yüzey değişikliklerinin meydana geldiği belirlenmiştir.

Uludamar¹⁵⁹ zirkonyum oksit alt yapılara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin kompozit simanın bağlanma dayanımına etkisini incelediği tez çalışmasında, elmas frezle pürüzlendirdiği zirkonyum oksit alt yapı örneklerin SEM görüntülerini değerlendirmiş ve yüzeyde frezin yönüne bağlı olarak simetrik izlerin meydana geldiğini belirlemiştir. Bu çalışmada, frez uygulanan zirkonyum oksit alt yapı yüzeylerin SEM görüntüleri incelendiğinde, benzer şekilde elmas frezin yüzeyden geçişi sırasında oluşturduğu derin çizgiler gözlenmiştir.

Bu çalışmada asit uygulanan örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde, örnek yüzeylerinin kontrol grubu örneklere benzer bir morfoloji sergileyerek herhangi bir değişiklik göstermediği görülmüştür. Elde edilen bu bulgu, asit uygulamalarının yoğun kristal yapıdaki zirkonyum oksit seramikler üzerine pürüzlendirici etkisinin bulunmadığını¹³¹ belirten çalışmayı destekler niteliktedir.

Akyıl ve arkadaşları¹⁶⁰ zirkonyum oksit alt yapılara uyguladıkları farklı güçteki Er:YAG lazerin yüzeyde oluşturduğu değişiklikleri SEM görüntüleri üzerinde inceledikleri çalışmalarında, 3 W ve 4 W gücündeki lazer enerjisinin zirkonyum oksit yüzeylerde derin çatlak ve kırıklara neden olduğunu, 2 W gücünde lazer uygulamasının kumlamaya benzer yüzeyler oluşturduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada, Er:YAG lazer uygulanan örnek grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde, yüzeyde kırılmaların oluşmadığı, kumlama işlemine göre daha yüzeysel ve seyrek olacak şekilde girintilerin olduğu görülmüştür.

Ağız içi ortamın kompleks klinik yapısını in-vitro testler ile tam olarak taklit edebilmek imkansızdır. Tam porselen restorasyonların klinik başarısı, birçok faktöre bağlı olmakla birlikte in-vitro testler bu başarısızlığa etki eden mekanik parametreleri aydınlatabilmektedir.¹¹⁹

Metal ile porselen arasındaki bağlanma dayanım değerleri, sıklıkla üç nokta eğilme testleri kullanılarak incelenebilmektedir. Ancak seramik alt yapının kırılkan yapısı nedeniyle seramik kor ve estetik veneer porseleni arasındaki bağlantının değerlendirilebilmesi için bu test kullanılamaz.¹⁶¹ Seramik alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlantıyı değerlendirebilmek için, bağlanma dayanımı / kesme kuvvetlerine karşı dayanım (shear bond strenght), mikro çekme dayanımı / μ TBS (microtensile bond strength) gibi test yöntemleri uygulanmaktadır.⁸ Mikro çekme dayanımı test yönteminde deney örneklerinin zor hazırlanması, klinikte ortaya çıkan kuvvetleri yansıtmaması, istenmeyen herhangi bir tork kuvveti oluşturmanın kolay olması, elde edilen değerlerin düşük olması gibi dezavantajları bulunmaktadır.⁶ Bu çalışmada, örneklerin kolay hazırlanabildiği, çabuk sonuç alınabilen ve gerektiğinde işlemlerin rahat bir şekilde

tekrarlanabildiği kesme bağlanma dayanımı (shear bond strenght) test yöntemi tercih edilmiştir.

Kesme bağlanma dayanımı (Shear Bond Strenght) testi; iki materyalin bir adeziv ajan aracılığıyla birleştirildiği ve sıyrılma ile ayrılma meydana gelene kadar yük uygulandığı bir testtir.¹ Bağlantı kuvveti, uygulanan maksimum yükün bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile hesaplanmaktadır. Kesme-bağlanma dayanımı testinde yük uygulama hızının yüksek olması durumunda, incelenen örneklerde anormal stres dağılımlarının gelişmesi nedeniyle koheziv kopmalar görülebilmektedir.⁶ Hero ve arkadaşları,¹⁶¹ kesme- bağlanma dayanımı testinde daha doğru sonuçlar elde edebilmek için yük uygulama hızının 0,50 ve 0,75 mm/dk olması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada, anormal stres dağılımları oluşturmamak için yük uygulama hızı 0,50 mm/dk olarak ayarlanmıştır.

Kimyasal bağlanma, mekanik kilitlenme, ara yüzeydeki hataların tipi ve konsantrasyonu, ıslanma özellikleri ve zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleni arasındaki ısısal genleşme katsayı farkına bağlı olarak meydana gelen stresler gibi pek çok faktör zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlantı kuvvetini etkilemektedir.¹⁵² Restorasyonların uzun süre ağızda estetik ve fonksiyonel olarak hizmet edebilmesi için zirkonyum oksit alt yapı ve veneer porseleni arasındaki bağlantının başarılı olması gerekmektedir.⁶

Zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleninin bağlanma kuvvetini değerlendiren çalışmalarda bu değer 16 MPa ile 42 MPa arasında değişiklik göstermektedir, ancak bu değerlerin metal alt yapı ile porselen üst yapı arasında olan bağlanma kuvvetinden daha düşük olduğu görülmektedir.^{5,6,8,11,162} Bu çalışmada da

benzer şekilde 16,78 MPa ile 36,54 MPa arasındaki değişen bağlanma kuvveti değerleri elde edilmiştir.

Y-TZP seramiklerin bağlantı direncinin metal seramik sistemlerden belirgin bir şekilde düşük olmasının metal ve zirkonyum oksit materyallerinin veneer porselenleri ile olan farklı bağlanma mekanizmalarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Metal porselen ara yüzünde mekaniksel faktörlerin yanı sıra kimyasal bağlanma da rol oynamaktadır.¹⁶³ Veneer porseleninin Y-TZP materyali ile olan bağlanma mekanizması tam olarak anlaşılamamakla birlikte termal genleşme katsayısının önemi vurgulanmaktadır.¹⁶⁴ Veneer porseleninin termal genleşme katsayısının alt yapı materyalinden yüksek olduğu durumlarda, zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlantı bölgesinden spontan ayrılmalar ve bu bölgede mikro kırıklar oluşabilmektedir.⁸ Zirkonyum oksit alt yapı ve veneer porselenleri arasındaki reziduel streslerin azaltılabilmesi için birbiriyle uyumlu termal genleşme katsayılarına sahip porselenler kullanılmalıdır.¹⁶⁴ Zirkonya, diğer seramiklere göre daha düşük termal genleşme katsayısına sahiptir. Bu nedenle son yıllarda, zirkonya ile aynı ya da daha düşük termal genleşme katsayısına sahip olan özel veneer porselenleri geliştirilmiştir.

Aboushelib ve arkadaşları⁸ yaptıkları bir çalışmada, termal genleşme katsayısı $12,5 \times 10^{-6}/K$ olan deneysel bir üst yapı porselenini, termal genleşme katsayısı $10,5 \times 10^{-6}/K$ olan zirkonya alt yapı üzerine uygulamışlar ve veneer porseleninde spontan kırıklar belirlemişlerdir. Termal genleşme katsayısı $9,5 \times 10^{-6}/K$ olan başka bir veneer porselenini aynı zirkonya alt yapı üzerine uyguladıklarında ise daha iyi sonuçlar elde etmişlerdir.

Bu çalışmada, ayrı firmalarca üretilen iki farklı veneer porseleni, zirkonyum oksit alt yapılar üzerine uygulanmıştır. Üretici firmaların verdiği teknik bilgiler

doğrultusunda çalışmada kullanılan ICE ZIRCON Translucent (ZirkonZahn Steger, Ahrntal, İtalya) zirkonya blokların termal genleşme katsayısı $10 \times 10^{-6}/K$ olarak, kullanılan veneer porselenlerinin ise termal genleşme katsayıları Noritake CZR için $9,0 \times 10^{-6}/K$, Vita VM9 için $9,2 \times 10^{-6}/K$ 'dır. Bu değerler, çalışmada kullanılan zirkonyum oksit alt yapının ve veneer porselenlerinin termal genleşme katsayılarının birbirine yakın ve uyumlu olduklarını göstermektedir.

Çalışmada kullanılan Noritake CZR ve Vita VM9 veneer porselenlerinin zirkonyum oksit alt yapılara bağlanma dayanımları incelendiğinde; Vita VM9 veneer porseleni için 28,17 MPa, Noritake CZR veneer porseleni için 25,86 MPa bağlanma kuvveti değerleri elde edilmiştir. Veneer porselenlerinin bağlanma dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu farkın, kullanılan veneer porselenlerinin değişik termal genleşme katsayılarına sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Fischer ve arkadaşları¹⁵² zirkonya alt yapı ve veneer porseleninin termal uyumsuzluğunun kesme bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, 12 farklı veneer porseleni (Allux, Cerabien ZR, Creation ZI, Reflex, IPS e.max, Initial ZR, Lava Ceram, Rondo Zirconia, Triceram, Vintage ZR, Vita VM9, Zirox) ve tek çeşit Y-TZP alt yapı (Vita YZ Cubes) seramiği kullanmışlardır. Araştırmacılar, zirkonya alt yapı ve estetik üst yapı arasındaki bağlanma dayanım değerlerini 21,9 MPa ile 31,0 MPa arasında bulmuşlar ve uygulanan değişik veneer porselenlerinin bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Buna ilave olarak yapılan SEM incelemeleri sonucunda, tüm alt yapıların üzerinde veneer porselenlerinden kalan bir parça bulunduğunu tespit etmişler ve veneer porseleninin termal genleşme katsayısının zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleni arasındaki

kesme dayanımına etkisinin olduğunu belirtmişlerdir. Fischer ve arkadaşları¹⁵²,nın elde etmiş oldukları bulguların bu çalışmada elde edilen sonuçlarla uyum göstermemesinin sebebi olarak farklı zirkonyum oksit alt yapı kullanmış olmaları düşünülmektedir.

Saito ve arkadaşları¹⁶⁵ tek çeşit Y-TZP alt yapı (Katana Zirconia) ile 5 farklı üst yapı porseleni (Noritake CZR, Cercon Ceramkiss, IPS e-max Ceram, Vintage ZR, Vita VM9) arasındaki kesme bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, Noritake CZR 27,0±4,0 MPa, Cercon Ceramkiss 22,0±1,3 MPa, IPS e-max Ceram 22,1 MPa, Vintage ZR 24,8 MPa ve Vita VM9 için 30,9 MPa bağlanma değerlerini elde etmişlerdir. Kullanılan farklı üst yapı porselenleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ve zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleni arasındaki termal genleşme katsayısı farkının bağlanma dayanımını etkilediğini vurgulamışlardır. Yukarıdaki sonuçlar bu çalışma ile benzerlik göstermektedir. Al-Dohan ve arkadaşları⁶ IPS Empress 2 ile Eris, Procera AllCeram ile AllCeram, Procera AllZircon ile CZR ve DC-Zircon ile Vita D deney gruplarının bağlanma dayanımını karşılaştırmalı olarak incelemişler ve IPS Empress 2 ile Eris (30,86 MPa), Procera AllCeram ile AllCeram (22,40 MPa), DC-Zircon ile Vita D (27,90 MPa), Procera AllZircon ile CZR (28,03 MPa) değerlerini elde etmişlerdir. Bu araştırmada, ICE Zircon Translucent Y-TZP alt yapı üzerine tabakalama tekniği ile uygulanan Vita VM9 veneer porseleni (28,17 MPa) ile Noritake CZR veneer porseleni (25,56 MPa) farklı bağlanma dayanımı değeri göstermiştir.

Dental restoratif materyaller, diş dokusundan farklı ısısal genleşme katsayılarına sahiptirler. İn-vitro deneylerin in-vivo çalışmalara uygunluk sağlayabilmesi ve ağız içindeki ısı değişikliklerinin taklit edilebilmesi amacıyla restorasyonları in-vitro şartlarda test eden termal siklus yöntemi kullanılmaktadır.¹³⁹ İn-vitro olarak

gerçekleştirilen bu çalışmada, in-vivo şartlara benzerlik gösterebilmesi ve zamana bağlı restorasyonun bağlanma dayanımındaki farklılığın değerlendirilebilmesi için, bir örnek grubuna 10 000 termal siklus uygulanmıştır. Termal siklus uygulanmayan örnek grubunun bağlanma dayanım değeri 27,33 MPa, termal siklus uygulanan örnek grubunun bağlanma dayanım değeri ise 26,66 MPa olarak ölçülmüştür. Termal siklus uygulamasın, bağlanma dayanımını bir miktar düşürdüğü tespit edilmiş ancak bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Guess ve arkadaşları¹⁶⁴ farklı zirkonyum oksit alt yapılar ile veneer porselenleri arasındaki kesme bağlanma dayanım değerlerine termal siklus uygulamasının etkisini araştırdıkları çalışmalarında, örneklerin yarısına 20 000 defa termal siklus uygulamışlar ve termal siklusun bağlantı kuvvetine etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir.

Ashkanani ve arkadaşları¹⁶⁶ yaptıkları çalışmada, zirkonyum oksit alt yapıya sahip tam porselen sistemlerin alt yapı ile veneer porseleni ara yüzeyindeki kesme bağlanma dayanımını ve termal siklusun etkisini, metal-porselen restorasyonlarla karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. Zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlanma dayanımı değeri ile metal-porselen arasındaki bağlanma dayanımı değeri arasında fark olduğunu saptamışlar, termal siklus uygulamasının zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlanma dayanımını etkilemediğini belirtmişlerdir.

Kesme deneyi sonrası tüm örneklerin kopma şekilleri mikroskop altında incelendiğinde, adeziv ve kombine (adeziv + koheziv) kopma şekilleri tespit edilmiş, hiç bir örnekte koheziv kopma saptanmamıştır. Deneye tabi tutulan toplam 200 örnekte kombine kopma sayısının 149, adeziv kopma sayısının ise 51 olduğu görülmüştür. Üst yapı porselenleri karşılaştırıldığında; Noritake CZR porseleni için

%30 adeziv, %70 kombine kopma belirlenirken, Vita VM9 porseleni için %21 adeziv, %79 kombine kopma belirlenmiştir. Noritake CZR veneer porseleni ile Vita VM9 veneer porseleni karşılaştırıldığında, adeziv kopmanın fazla bağlanmanın düşük değerler göstermesi Saito ve arkadaşları¹⁶⁵,nın bulgularını destekler niteliktedir. Çalışmada elde edilen bulgulara göre veneer porselen çeşidinin kopma tipini belirleyici bir özellik göstermediği, ancak Vita VM9 veneer porseleni ile Noritake CZR veneer porseleni karşılaştırıldığında, Vita VM9'un daha iyi adezyon gösteren bir veneer porseleni olduğu saptanmıştır.

Bu çalışmada elde edilen bulgular incelenen faktörlere göre değerlendirildiğinde; en yüksek (29,80 MPa) bağlanma dayanımı değeri frez + Vita VM9 + termal siklus uygulanmayan grupta, en düşük (24,16 MPa) bağlanma dayanımı değeri ise asit + Noritake CZR+ termal siklus uygulanan grupta elde edilmiştir.

Bir tam seramik restorasyonun klinik başarısı; hastaya bağlı faktörler, dinamik yükler, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri ve yorgunluk fenomeni gibi birçok faktöre bağlıdır. Dolayısıyla yapılan in vitro testlerle elde edilen bilgiler, klinik çalışmalarla desteklenmelidir. Ağız ortamında var olan pek çok etkenin deney düzeneğine yansıtılamamasına bağlı olarak, elde edilen bağlanma kuvveti değerlerinin değişebileceği düşünülmektedir. Henüz metal ile porselen arasındaki bağlanma kuvvetine ulaşamamış olan zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlanma kuvvetinin artırılmasına ve klinik komplikasyonlarının azaltılmasına yönelik çalışmaların devam etmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Bununla birlikte, kumlama ve aşındırma gibi yüzey işlemlerinin zirkonya yüzeyinde daha hassas ve kontrollü bir şekilde uygulanması, dayanıklılığı artırılmış veneer porselenlerinin geliştirilmesi ve alt yapıların uniform kalınlıkta değil, veneer porselenini destekleyecek şekilde anatomik

formda hazırlanması, veneerlerin kırılma riskini azaltabilecek faktörler olarak sıralanabilir.

6. SONUÇLAR

Yapılan bu in vitro çalışmada, zirkonyum oksit esaslı alt yapılara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ve termal siklus uygulamasının değişik veneer porselenlerinin bağlanma dirençlerine etkisi karşılaştırmalı olarak incelenmiş, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Zirkonyum oksit esaslı alt yapılara uygulanan farklı yüzey işlemlerinden elde edilen bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,01$) olduğu belirlenmiştir. Elmas frezle aşındırma ve kumlama işleminin bağlanma dayanımını artırdığı, asit uygulaması ve lazerle pürüzlendirme işlemlerinin ise bağlanma dayanımını etkilemediği istatistiksel olarak tespit edilmiştir.
2. Zirkonyum oksit esaslı alt yapı malzemeleri üzerine uygulanan Vita VM9 veneer porseleni ile Noritake CZR veneer porseleninin bağlanma dayanımı değerleri istatistiksel olarak farklılık ($p<0,001$) göstermektedir. En yüksek bağlanma dayanımı değerleri Vita VM9 veneer porseleninde, en düşük bağlanma dayanımı değerleri ise Noritake CZR veneer porseleninde elde edilmiştir.
3. Termal siklus uygulamasının bağlanma dayanımı üzerine etkisinin anlamlı ($p>0,05$) olmadığı istatistiksel olarak belirlenmiştir.
4. Tüm örnekler mikroskopik olarak incelendiğinde; kombine kopma sayısının (149), adeziv kopma sayısından (51) daha fazla olduğu tespit edilmiş, hiç bir örnekte koheziv kopma gözlenmemiştir.
5. Zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlantı mekanizmasına açıklık getirecek yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Craig RG, Powers JM. Restorative Properties in Restorative Dental Materials. New York: Mosby Publication; 2002:551-592.
2. Mackert JR, Russell CM. Leucite crystallization during processing of a heat-pressed dental ceramic. *Int J Prosthodont* 1996;9:261-265.
3. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002;33:415-426.
4. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28:529-535.
5. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006;22:857-863.
6. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004;91:349-355.
7. Sailer I, Feher A, Filser F et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-693.
8. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21:984-991.
9. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180-187.

10. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;96:237-244.
11. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 2008;17:401-408.
12. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi; 1983:1-26.
13. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 1985;29:621-644.
14. Anusavice KJ. Dental Ceramics. In: Phillips' Science of Dental Materials Saunders; 2003:655-719.
15. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20:1115-1124, 1126, 1136.
16. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75:18-32.
17. Mc Lean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119:251-267.
18. Mc Lean JW. The Strengthening of Dental Porcelain. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Chicago: Quintessence; 1979:25,28,55-63.
19. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:329-338.
20. Mc Lean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85:61-66.

21. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, et al. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater* 2001;17:21-33.
22. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92:557-562.
23. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7:134-143.
24. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, et al. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont* 2002;15:189-194.
25. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14:64-71.
26. The Glossary of Prosthodontic Term. St Louis: Mosby; 2005:22.
27. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. London: Martin Dunitz Ltd.; 1999:21-49.
28. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik Kuronlar*. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi; 1996:192-196.
29. Yılmaz B. Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Altyapılı Kuronların Marjinal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *Erzurum: Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*; 2008: 9.
30. O'Brein WJ. *Dental Materials and Their Selection*. Chicago: Quintessence Publishing Co.; 2002:210-224.
31. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*. St Louis: Missouri: Elsevier Science; 2005:98-106.

32. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu E. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 1993:19-35.
33. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. Newyork: Mosby Co.; 2002:28-41.
34. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. Compend Contin Educ Dent 1996;17:779-782, 784-794.
35. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 1997;128:297-307.
36. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. Int J Comput Dent 1999;2:9-35.
37. Christensen GJ. The confusing array of tooth-colored crowns. J Am Dent Assoc 2003;134:1253-1255.
38. Christensen GJ. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain-fused-to-metal or zirconia-based? J Am Dent Assoc 2007;138:662-665.
39. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1994;7:149-154.
40. Hobo S, Shillingburg HT. Porcelain fused to metal: tooth preparation and coping design. J Prosthet Dent 1973;30:28-36.
41. Sced IR, McLean JW, Hotz P. The strengthening of aluminous porcelain with bonded platinum foils. J Dent Res 1977;56:1067-1069.
42. McLean JW, Kedge MI, Hubard JR. The platinum reinforced porcelain jacket crown. 2. Manufacture by means of double foil technic. ZWR 1977;86:1198-1204.
43. Coşkun A, Yaluğ S. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek Fak Derg 2002;5:97-101.

44. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48:531-544.
45. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000;13:468-472.
46. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:469-475.
47. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31:682-688.
48. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:4-9.
49. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:10-15.
50. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:389-404.
51. Fons-Font A, Sola-Ruiz MF, Granell-Ruiz M, et al. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:297-302.
52. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hek Fak Derg 2005;22:49-60.
53. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006;137:514-522.

54. IPS e-max Scientific Documentation. Ivoclar-Vivadent 2005.
55. Ivoclar Vivadent A. The Compatible All-Ceramic System. Schaan, Liechtenstein: Dental Technician and Instructor; 2005:41-43.
56. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23:911-916, 918, 920-924.
57. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24:446-455.
58. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:14-21.
59. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83:396-401.
60. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, et al. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2000;13:420-424.
61. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater* 2002;18:216-220.
62. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Poher R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995;73:411-418.
63. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19:307-308, 310, 312-326.
64. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002;33:503-510.
65. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;86:520-525.

66. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999;12:395-400.
67. Dozic A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, et al. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90:563-570.
68. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005;21:242-251.
69. Van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001;85:261-267.
70. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000;84:506-513.
71. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993;51:59-64.
72. Oktay HG. Tüm Seramik Sistemler. *Ege Üniversitesi Diş Hek Fak Derg* 2003;24:11-16.
73. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss* 2007;3:34-38.
74. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 2005;14:39-45.
75. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel. Clinical fit of all-ceramic three -unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005;2:174-179.

76. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001;4:243-262.
77. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004;20:655-662.
78. Giordano RA, CAD/CAM: overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc* 2002;51:12-15.
79. Sjolín R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999;2:197-207.
80. Anderson M, Razzoog ME, Oden A, et al. Rocera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998;5:285-296.
81. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20:151-161.
82. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003;16:229-232.
83. Hickel R, Dash W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM-fillings of the future? *Int Dent J* 1997;5:247-258.
84. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont* 1994;7:134-142.
85. Mormann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CAM. *Quintessence Int* 1996;27:821-828.
86. Mormann WH, Brandestini M. Cerec-System: computerized inlays, onlays and shell veneers. *Zahnärztl Mitt* 1987;77:2400-2405.

87. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46:405-426.
88. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont* 2002;15:122-128.
89. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hek Fak Derg* 2008; 2:58-72.
90. Abt E. Computer-aided design/ computer aided manufacturing crown survival rates. *Evid Based Dent* 2010;11: 25-26.
91. Ghazy MH, Madina MM, Aboushelib MN. Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental prostheses. *J Adhes Dent* 2011;10:56-63.
92. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
93. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88:519-529.
94. Ak L. Zirkonyum ve hafniyum. *Dental Laboratuvar* 2005;4:25-30.
95. Piconi C, Burger W, Richter HG, et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 1998;19:1489-1494.
96. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994;106:605-614.
97. Clarke IC, Manaka M, Green DD, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85-A Suppl 4:73-84.

98. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27:535-543.
99. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999;20:371-376.
100. Catledge SA, Cook M, Vohra YK, et al. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *J Mater Sci Mater Med* 2003;14:863-867.
101. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
102. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999;7:113-119.
103. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002;15:339-346.
104. Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002;81:487-491.
105. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:793-798.
106. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15:426-433.

107. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23:45-61.
108. Kim HT, Han JS, Yang JH et al. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *J Adv Prosthodont* 2009;1:113-117.
109. Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil* 2003;30:758-764.
110. Robin C, Scherrer SS, Wiskott HW, et al. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater* 2002;18:389-395.
111. Saldana JM, Ramirez H, Vigueras DJ, et al. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res* 2003;18.
112. Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, et al. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont* 2004;17:155-164.
113. Swab JJ. Low Temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Science* 1991;26:6706-6714.
114. Sato TS. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985;68:356-359.
115. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, et al. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res* 1999;47:481-493.

116. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505-511.
117. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004;7:25-45.
118. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137:1289-1296.
119. White SN, Miklus VG, McLaren EA, et al. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94:125-131.
120. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001;86:495-510.
121. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995;74:1253-1258.
122. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont* 2004;17:142-149.
123. Fahmi M, Pober R, Giardano R. Effect of surface treatment on porcelain bond strength to zirconia. *Int Am Dent Rest* 2007;8:46-54.
124. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater* 1993;9:151-161.
125. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil* 2000;27:103-110.
126. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, et al. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53:304-313.

127. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005;33:9-18.
128. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004;92:265-273.
129. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;71:381-386.
130. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13:131-135.
131. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-274.
132. Miserendino LJ, Pick RM. *Lasers in Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1995:31-54.
133. Atalı E. Lazer nedir? *Dentiss* 2007;1:22-25.
134. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater* 2005;21:616-624.
135. Sung EC, Chenard T, Caputo AA, et al. Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr:YSSG laser. *J Clin Pediatr Dent* 2005;30:45-49.
136. Gökner Y. Dişhekimliğinde lazer uygulamaları. *Dentiss* 2007;1:28-32.
137. Akin H, Turgut F, Emine Akin G, et al. Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers Med Sci*:2010;6:801-808.

138. Sengün A, Öztürk B, Ülker M, et al. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. Gazi Üniversitesi Dişhek Fak Derg 2005;22:163-168.
139. Olmez A, Oztas N, Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. Quintessence Int 1998;29:725-729.
140. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 1999;27:89-99.
141. Lang LA, Wang RF, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. J Prosthet Dent 2001;86:650-654.
142. Üşümez A. Farklı asitler ve Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması. Selçuk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg 2001;2:26-32.
143. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. Int J Prosthodont 2002;15:248-253.
144. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, et al. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. Oper Dent 2003;28:647-660.
145. Watt IM. The principles and practice of electron microscopy. UK: Cambridge University press; 1996:452-513.
146. Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. J Dent 2009;37:731-736.
147. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, et al. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. Int J Prosthodont 2008;21:217-222.

148. Özkurt Z. Farklı Zirkonya Esaslı Alt Yapılara Bağlanan Veneer Seramiklerin Makaslama Kuvvetlerine Karşı Dirençlerinin Karşılaştırılması Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul: Yeditepe Üniversitesi; 2008:56.
149. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res 2004;15:654-666.
150. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, et al. A 20-year retrospective survival study of fixed partial dentures. Int J Prosthodont 2006;19:143-153.
151. Peterson IM, Wuttiaphan S, Lawn BR, Chyung K. Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. Dent Mater 1998;14:80-89.
152. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. Dent Mater J 2008;27:448-454.
153. Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. J Prosthet Dent 2011;105:315-322.
154. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. J Dent 2006;34:195-206.
155. Nakamura T, Wakabayashi K, Zaima C, et al. Tensile bond strength between tooth-colored porcelain and sandblasted zirconia framework. J Prosthodont Res 2009;53:116-119.
156. Kou W, Molin M, Sjogren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. J Oral Rehabil 2006;33:117-124.

157. Evli D. Zirkonyum esaslı seramiklerin bağlantı dirençlerinin değerlendirilmesi. *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı*. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2008: p. 85-86.
158. Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, et al. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater* 2010;26:751-760.
159. Uludamar A. Zirkonyum Oksit Seramik Restorasyonlarda Farklı Yüzey Hazırlıklarının Kompozit Yapıştırma Simanın Bağlanmasına Etkilerinin İncelenmesi. *Konya: Selçuk Üniversitesi*; 2007: 54-58.
160. Akyil MS, Uzun IH, Bayindir F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg* 2010;6:801-808.
161. Hero H, Oilo G. Fracture toughness measurements of some dental core ceramics: a methodologic study. *Scand J Dent Res* 1991;99:527-532.
162. Shell JS, Nielsen JP. Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J Dent Res* 1962;41:1424-1437.
163. Schweitzer DM, Goldstein GR, Ricci JL, et al. Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. *J Prosthodont* 2005;14:239-247.
164. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, et al. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater* 2008;24:1556-1567.
165. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent* 2010;104:247-257.

166. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, et al. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent* 2008;100:274-284.