



T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ZİRKONYA VE VENEER SERAMİK ARASINDAKİ BAĞLANTIYA FARKLI
FIRINLAMA UYGULAMALARININ ETKİSİ

DT. TÜRKER AKAR

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

SİVAS
2014

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ZİRKONYA VE VENEER SERAMİK ARASINDAKİ BAĞLANTIYA FARKLI
FIRINLAMA UYGULAMALARININ ETKİSİ

TÜRKER AKAR

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

DOÇ.DR. HAKAN DEMİR

SİVAS

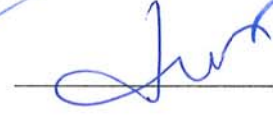
2014

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR



Üye (Danışman) Doç. Dr. Hakan DEMİR



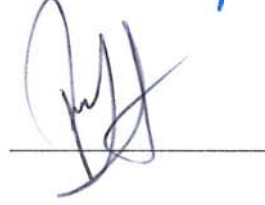
Üye Prof. Dr. Nilüfer Tülin POLAT



Üye Yrd. Doç. Dr. Tahsin BOYRAZ



Üye Yrd. Doç. Dr. Faik TUĞUT



ONAY

Bu tez çalışması / / 2013 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Ömer POYRAZ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜ MÜDÜRÜ

Bu tez Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu' nun 24.09.2008 tarihli ve 007 sayılı toplantısında kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu adli yönergeye göre hazırlanmıştır.

ÖZET

ZİRKONYA VE VENEER SERAMİK ARASINDAKİ BAĞLANTIYA FARKLI FIRINLAMA UYGULAMALARININ ETKİSİ

TÜRKER AKAR

Doktora Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Danışman: Doç.Dr. Hakan DEMİR

2014, 97 Sayfa

Bu çalışmanın amacı, hem zirkonyum oksit esaslı alt yapı blokların sinterlenmesi hem de alt yapı üzerine uygulanacak olan veneer seramiklerin fırınlanması esnasında, özellikle soğuma hızları dikkate alındığında farklı fırınlama program tercihlerinin zirkonyum oksit ve veneer seramik arasındaki bağlantıya etkisini araştırmaktır.

144 adet zirkonyum oksit alt yapı örnekleri CAD/CAM cihazında ISO 11405 standardına uygun olarak çapı 7 mm., kalınlığı 3 mm. ebatlarında olacak şekilde hazırlandı ve bu alt yapılar P₁ ve P₅ olarak adlandırdığımız iki farklı prosedürde sinterlendi.

Sinterlenmesi, temizlenmesi ve ölçülmesi tamamlanan zirkonyum oksit esaslı alt yapı örnekler, standart bir yüzey oluşturabilmek için kalem uçlu kumlama cihazıyla (Blastmate II; Ney, Yucaipa, CA), 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile 0,4 MPa basınç altında ve yüzeye 10 mm. uzaklıktan, 15 sn. süreyle kumlama işlemine tabi tutuldu.

İlk olarak zirkonya diskleri ve üzerine uygulanacak veneer seramiği taklit edecek metal kalıp hazırlandı. Daha sonra zirkonyum oksit alt yapılar metal kalıbın içerisine yerleştirildi. Bu levhanın üzerine veneer porseleni için hazırlanmış ikinci levha yerleştirildi. Her gruptaki alt yapılar üzerine, ISO/TR 11405 standartlarına uygun olarak, çapı 5 mm. ve yüksekliği 3 mm. olacak şekilde veneer porselen uygulandı. Zirkonyum oksit alt yapıların sinterleme sürecinde olduğu gibi üst yapı veneer porseleninin fırınlama işlemlerini takiben farklı soğuma hızlarının etkilerini de

değerlendirmek amacıyla yavaş ve hızlı olacak şekilde iki farklı soğutma prosedürü bu şekilde uygulanmıştır.

Farklı fırınlama programları uygulanarak elde edilen örneklerin yarısına termal siklus uygulanmış, diğer yarısına ise herhangi bir işlem uygulanmamıştır. Bu test, en düşük 5 °C ve en yüksek 55 °C aralığında, ortalama 60 sn. bekleme süresinde 5.000 devir olacak şekilde termal siklus cihazında (Gökçeler Makine Tic. Ve San. Ltd. Şti. Sivas/Türkiye) gerçekleştirildi.

Oluşturulan zirkonyum-seramik örnekler, çapı 14 mm, yüksekliği 12 mm olan rijit plastik kalıplar içinde akrilik rezinlere gömüldü. Test öncesinde hem termal siklus uygulanan örnekler hem de termal siklus uygulanmayan örnekler, 37 ± 1 °C' de 24 saat süreyle distile su banyo cihazında bekletildi (Nüve BM 302- Nüve Sanayii Malzemeleri İmalat ve Ticaret A.Ş Ankara/Türkiye). Daha sonra örnekler Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Araştırma Laboratuvarı'nda, Universal test cihazında (Lloyd instruments LF Plus segensworth Fareham/England) 0,5mm/dak. kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu.

Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri SPSS (Statistical package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, ABD) bilgisayar paket programının 14.0 versiyonu kullanılarak iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi (Mann Whitney U) ile değerlendirildi.

Bütün veriler dikkate alındığında elde edilen en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değeri ($25,57 \pm 0,64$ MPa), P5 sinterleme programında hazırlanan zirkonyum alt yapılara yavaş soğuma işlemiyle uygulanmış Vita VM9 veneer porselen grubunda termal siklus işlemi öncesi elde edilmiştir. En düşük makaslama bağlanma değeri ($19,75 \pm 0,80$ MPa) ise P1 sinterleme programında hazırlanan zirkonyum olat yapılara hızlı soğuma işlemi ile uygulanmış Noritake CZR veneer porselen grubunda termal siklus işlemi sonrası elde edilmiştir.

Bütün gruplarda adeziv kopma (52), koheziv kopma (2) ve kombine kopma (90) gözlemlendi. Tüm örnekler değerlendirildiğinde ise %36,1 oranında adeziv kopmanın, %1,38 oranında koheziv kopmanın, %61,1 oranında kombine kopmanın meydana geldiği belirlenmiştir

Anahtar Kelimeler: Zirkonyum, bağlanma dayanımı, veneer seramik

ABSTRACT

CONNECTION BETWEEN THE EFFECT OF DIFFERENT APPLICATIONS FOR FIRING ZIRCONIA AND VENEER CERAMIC

Türker AKAR

Doctorate Thesis, Department of Prosthodontics

Supervisor: Doç. Dr. Hakan DEMİR

2014, 97 pages

The purpose of this study, as well as zirconia based infrastructure blocks sintering during firing of ceramic veneers to be performed on the lower structure, especially considering the different cooling rates and baking program preferences zirconia ceramic veneers to investigate the effect on the link between.

144 samples of zirconium dioxide substructure made by CAD / CAM device in accordance with the ISO 11405 standard diameter of 7 mm., thickness 3 mm. The dimensions of the sub-structures to be created and P₁ and P₅ (fast-slow) procedure in two different sintered called.

Sintering, cleaning and measurement of samples completed zirconia based infrastructure, to create a standard pen edged surface blasting device (Blastmate II; Ney, Yucaipa, CA), 50 µm of Al₂O₃ particles under pressure to 0.4 MPa, and the surface is 10 mm. from a distance of 15 sec. period was subjected to blasting.

Be the first to mimic the zirconia veneering ceramic discs and applied onto the prepared metal mold. Zirconium oxide frameworks then placed in a metal mold. This second plate was placed on top of board intended for porcelain veneers. All sub-structures on the lower group, ISO / EN 11405 standards, in accordance with the diameter of 5 mm. and 3 mm in height. to be applied to porcelain veneers.

Zirconium dioxide substructures in the process of sintering process after firing porcelain veneers as well as the superstructure in order to evaluate the effects of different cooling rates of two different slow and fast cooling procedure to be followed in this way.

Baking different thermal cycles applied to half of the samples obtained by the application programs, any other half left untreated. This test is less than 5 °C and maximum 55 °C in the range of approximately 60 sec. waiting period to be 5000 cycles of thermal cycling device (Gökçeler Machinery Trade. And San. Ltd. Sti. Sivas / Turkey) were performed.

Created zirconium-ceramic samples with a diameter of 14 mm, height 12 mm, embedded in acrylic resins in rigid plastic molds. Prior to testing, as well as the thermal cycle applied examples and examples of applied thermal cycle, 37 ± 1 °C stored in the device for 24 hours in distilled water in the bathroom (BM 302 Core - Core Industrial Equipment Manufacturing and Trade Co. Ankara / Turkey). Later examples of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Cumhuriyet University Research Labs, Universal testing machine (Lloyd Instruments, Fareham LF Plus Segensworth / England), 0.5 mm / min. head speed was subjected to shear bond strength test.

The statistical analysis of the data obtained from the SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, USA) using the computer package program version 14.0 significance of the difference between two means test (Mann-Whitney U) were evaluated.

Considering all the data obtained from the value of the highest shear bond strength (25.57 ± 0.64 MPa), P5, prepared by sintering zirconia substructures slow cooling process applied to the program VM9 Vita porcelain veneers group before the process of thermal cycles were obtained. The lowest shear bond value (19.75 ± 0.80 MPa), the program P1 sintering zirconia prepared by the process of rapid cooling structures applied Olat Noritake CZR porcelain veneers, the group has been obtained after the thermal cycle.

In all groups, adhesive rupture (52), cohesive rupture (2) is combined rupture (90) was observed. 36.1% of all samples analyzed by the rupture of adhesive, cohesive rupture rate of 1.38%, a combined ratio of 61.1% was found for the dissociation.

Keywords: Zirconium, bond strength, ceramic veneering.

Tezimin yapılması sırasında desteklerini esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarım boyunca yardımlarını esirgemeyen ve beni yönlendiren danışmanım Sayın Doç. Dr. Hakan DEMİR'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin her alanında yardımlarını esirgemeyen Sayın Yrd. Doç. Dr. Tahsin BOYRAZ'a teşekkürü bir borç bilirim.

Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde katkıda bulunan Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a teşekkür ederim.

Her konuda maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ve benim bu günlere gelmemi sağlayan aileme ve eşime sonsuz şükranlarımı sunarım.

ÖZET.....	I
ABSTRACT.....	III
TEŞEKKÜR.....	V
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	XI
SİMGELER DİZİNİ.....	XII
KISALTMALAR DİZİNİ.....	XIII
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramikler.....	2
2.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiğin Yapısı.....	3
2.3 Dental Porselenlerin Sınıflandırılması.....	4
2.3.1 İçeriklerine Göre.....	4
2.3.2 Erime Isılama Göre.....	4
2.3.3 Şekillendirme Türlerine Göre.....	5
2.3.4 Uygulama Alanlarına Göre.....	5
2.3.5 Yapım Tekniklerine Göre.....	5
2.4 Dental Seramiklerin Mekanik Özellikleri.....	5
2.5 Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	6
2.5.1 Cam Seramikler.....	7
2.5.1.1 Lösit Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler.....	7
2.5.1.2 Lityum Disilikat Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler.....	8
2.5.1.3 Feldspatik Seramikler.....	8
2.5.2 Alümina Esaslı Seramikler.....	8
2.5.2.1 In-Ceram Alümina.....	8
2.5.2.2 In-Ceram Spinell.....	9
2.5.2.3 In-Ceram Zirconia.....	9
2.5.2.4 Synthoceram.....	10
2.5.2.5 Procera System.....	10
2.5.3 Zirkonya Esaslı Seramikler.....	11
2.5.3.1 Lava Sistemi.....	11
2.5.3.2 Cercon Sistemi.....	11
2.5.3.3 Dc-Zirkon Sistemi.....	11
2.5.3.4 Denzir Sistemi.....	12

2.5.3.5 Celay Sistemi.....	12
2.5.3.6 Cerec Sistemi.....	13
2.5.3.7 Everest Sistemi.....	13
2.5.3.8 Zeno Tec Sistemi.....	14
2.5.3.9 Zirkozahn Sistemi.....	14
2.6 Zirkonyum Esaslı Seramiklerin Tarihsel Gelişimi ve Özellikleri.....	15
2.7 Zirkonya Materyalleri.....	16
2.7.1 Stabilize Zirkonya.....	16
2.7.2 Yttrium – Tetragonal Zirkonya Polikristalleri.....	16
2.7.2.1 Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları.....	17
2.7.2.2 Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları.....	17
2.7.2.3 Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları.....	17
2.7.2.4 Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları.....	18
2.7.3 Parsiyel Stabilize Zirkonya.....	18
2.7.4 Zirkonya İle Sertleştirilmiş Alumina.....	18
2.8 Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler.....	19
2.8.1 Stabilize Edici Oksidin Miktarı.....	19
2.8.2 Zirkonya Partiküllerinin Boyutu.....	19
2.8.3 Sıcaklık.....	20
2.8.4 Nem.....	20
2.8.5 Zaman.....	20
2.9 Zirkonyumun Biyouyumluluğu.....	21
2.10 Zirkonya Seramiklerin Üretimi.....	21
2.10.1 Green Stage Zirkonya Blok.....	21
2.10.2 Pre-Sinterize Zirkonya Blok.....	21
2.10.3 Sinterize Zirkonya Blok.....	22
2.11 Cad/Cam Sistemleri.....	23
2.11.1 Cad/Cam Komponentleri.....	23
2.11.1.1 Tarayıcı.....	23
2.11.1.2 Yazılım.....	24
2.11.1.3 Donanım.....	24
2.11.2 Açık ve Kapalı Cad/Cam Sistemleri.....	24
2.11.3 Cad/Cam Materyalleri.....	24

2.11.4 Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi.....	25
2.12 Zirkonyum Oksit Alt Yapılar İle Üst Yapı Seramiklerin Bağlantı Mekanizması.....	26
2.13 Yapay Yaşlandırma Yöntemi.....	28
2.13.1 Termal Siklus Uygulaması.....	28
2.14 X-ray Difraksiyon Sfektrometresi.....	29
2.15 Bağlanma Dayanımı Testleri.....	30
2.15.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	30
2.16 Scanning Electron Microscopy (SEM) Analizi.....	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	33
3.1 Deney Gruplarının Oluşturulması.....	33
3.2 Zirkonya Esaslı Alt Yapının Elde Edilmesi.....	33
3.3 Üst Yapı Porseleninin Elde Edilmesi.....	40
3.4. Termal Siklus Uygulaması.....	46
3.5 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Yapılması.....	47
3.6 Kopma Şekillerinin İncelenmesi.....	50
3.7 Makaslama Dayanım Testi Yapılan Örneklerin SEM Analizi.....	53
3.8 X-ray Difraktometre Analizi.....	55
3.9 İstatistiksel Değerlendirme.....	56
4. BULGULAR.....	57
4.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları.....	57
4.2 Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Analizi.....	57
4.3 X-ray difraktometre analizi.....	60
4.4 Örneklerin SEM Görüntüleri.....	65
4.5 Kopma Şekillerinin Değerlendirilmesi.....	73
5. TARTIŞMA.....	74
6. SONUÇLAR.....	84
7. KAYNAKLAR.....	85
8. ÖZGEÇMİŞ.....	97

ŞEKİLLER DİZİNİ

- Şekil 2.1: Üretim şekline göre dental zirkonyum sistemlerinin sınıflandırılması
- Şekil 2.2: Ülkemizde zirkonya blokların işlendiği CAD/CAM ve MAD/MAM sistemleri
- Şekil 2.3: Kesme testi
- Şekil 3.1: Noritake Alliance yarı sinterize disk
- Şekil 3.2: Örneklerin hazırlandığı CAM ünitesi
- Şekil 3.3: Kazıma ünitesine yerleştirilen yarı sinterize ZrO_2 disk
- Şekil 3.4: Kazıma işlemi tamamlanmış ZrO_2 alt yapılar
- Şekil 3.5: Sinterizasyon fırını
- Şekil 3.6: Sinterizasyon örneklerin dijital kumpasla ölçümü
- Şekil 3.7: Örneklerin kumlanması işlemi
- Şekil 3.8: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp
- Şekil 3.9: ZrO_2 alt yapının metal kalıba yerleştirilmesi
- Şekil 3.10: Veneer seramik uygulamasında kullanılacak olan üst metal kalıp parçası
- Şekil 3.11: Üst yapı veneer seramiğin uygulanması
- Şekil 3.12: Programlanabilen fırın
- Şekil 3.13: Termal siklus cihazı
- Şekil 3.14: Sinterlenmesi ve veneerlenmesi bitmiş örneklerin tümü
- Şekil 3.15: Bağlanma testi öncesi akrilik rezine gömülmüş örnek
- Şekil 3.16: Distile su banyosu
- Şekil 3.17: Universal Test Cihazı
- Şekil 3.18: 90° açı ile test cihazına yerleştirilen örnek
- Şekil 3.19: Stereo mikroskop ve kopma şekilleri
- Şekil 3.20: Kesme deneyi sonrasında görülen kopma şekilleri
- Şekil 3.21: SEM cihazı
- Şekil 3.22: Alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlenmiş örnekler
- Şekil 3.23: Polaron altın kaplama cihazı
- Şekil 3.24: X-ray difraktometre cihazı
- Şekil 4.1: Yarı sinterize ZrO_2 örneğin X-RD ham datası
- Şekil 4.2: P_1 sinterize ZrO_2 örneğin X-RD ham datası
- Şekil 4.3: P_5 sinterize ZrO_2 örneğin X-RD ham datası

Şekil 4.4: P₁, P₅ ve sinterlenmemiş örneklerin X-RD ham datalarının birlikte karşılaştırılması

Şekil 4.5: Sinterlenmemiş zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x3.000 büyütmedeki görüntüsü

Şekil 4.6: P₁ sinterlenmiş kumlanmamış zirkonyum oksit örneğin x3.000 SEM görüntüsü

Şekil 4.7: P₅ sinterlenmiş kumlanmamış zirkonyum oksit örneğin x3.000 SEM görüntüsü

Şekil 4.8: Sinterlenmemiş, P₁ ve P₅ sinterlenmiş zirkonyum oksit örneklerin x10.000 çoklu SEM görüntüleri

Şekil 4.9: Zirkonyum oksit örneklerin P₁ programında sinterlenmiş ve kumlama uygulanmış x3.000 büyütmedeki SEM görüntüsü

Şekil 4.10: Zirkonyum oksit örneklerin P₅ programında sinterlenmiş ve kumlama uygulanmış x3.000 büyütmedeki SEM görüntüsü

Şekil 4.11: P₁ + Noritake + Yavaş soğutma (kontrol) grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

Şekil 4.12: P₁ + Noritake + Hızlı grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

Şekil 4.13: P₁ + Vita VM9 + Hızlı (kontrol) grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

Şekil 4.14: P₁ + Vita VM9 + Yavaş grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

Şekil 4.15: P₅ + Vita VM9 + Yavaş grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

Şekil 4.16: P₅ + Vita VM9 + Hızlı grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

Şekil 4.17: P₅ + Noritake CZR + Hızlı grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

Şekil 4.18: P₅ + Noritake CZR + Yavaş grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Y-TZP'nin özellikleri

Çizelge 3.1 Çalışmada kullanılan malzemeler.

Çizelge 3.2 Çalışmada kullanılan zirkonya esaslı alt yapının özellikleri

Çizelge 3.3 P₁ sinterizasyon programı

Çizelge 3.4 P₅ sinterizasyon programı

Çizelge 3.5 Noritake CZR ve Vita VM9 seramiklerinin pişirilme programları

Çizelge 4.1 P₁ sinterleme grubunda Vita VM9 ve Noritake CZR veneer porselenlerinin TS öncesi ve sonrası bağlanma dayanımı değerleri

Çizelge 4.2 P₅ sinterleme grubunda Vita VM9 ve Noritake CZR veneer porselenlerinin TS öncesi ve sonrası bağlanma dayanımı değerleri

Çizelge 4.3 X-ray difraktometre analizi sonucu elde edilen ham datalar

Çizelge 4.4 Kopma şekillerinin veneer porselen çeşidi göre dağılımı

SİMGELER DİZİNİ

%	Yüzde
°C	Santigrat derece
m ^{1/2}	Metrekare
g/cm ³	Gram/Santimetreküp
µm	Mikron
O	Atomik oksijen
O ₂	Oksijen
X	Ortalama
S	Standart sapma
P ₁	Kısa sinterleme programı
P ₅	Uzun sinterleme programı
Cts	Counts
θ	Teta
N/mm ²	Newton/milimetrekare
N	Newton
Mm	Milimetre
kg/cm ²	Kilogram/santimetrekare
sn	Saniye

KISALTMALAR DİZİNİ

MPa	Megapascal
Al ₂ O ₃	Aluminyum oksit
Y-TZP	Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
Al ₂ O ₃ 2SiO ₂ 2H ₂ O	Kaolen
SiO ₂	Silika
K ₂ OAl ₂ O ₂ 6SiO ₂	Potasyum Alumina Silikat
Na ₂ OAl ₂ O ₃ 6SiO ₂	Sodyum Alumina Silikat
Na ₂ O	Soda
K ₂ O	Potas
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
MAD/MAM	Manual Aided Design/Manual Aided Manufacturing
Mg Al ₂ O ₄	Magnezyum alüminyum oksit,
Spinel CICERO	Computer Integrated CEramic RecOnstructions
Zr	Zirkonyum
ZrSiO ₄	Zirkonyum Silikat
ZrO ₂	Zirkonyum oksit
t→m	Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu
Mg-PSZ	Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali
ZTA	Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina
CaO	Kalsiyum oksit
MgO	Magnezyum oksit
Y ₂ O ₃	Yttrium oksit
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
TZP	Tetragonal zirkonya polikristalleri
GPa	Gigapaskal
Al	Aluminyum
ISO	International Organization for Standardization
FDA	Food and Drug Administration
SPSS	Statistical Package for Social Science
SEM	Tarama elektron mikroskobu
±	Standart sapma
P	Anlamlılık
N	Örnek sayısı
Sig.	Significant
Ark.	Arkadaşları

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde, estetik beklentilerin artması ve teknolojik gelişmeler posterior bölgede uzun süredir kullanılan metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak diş renginde, biyolojik olarak uyumlu, metal alt yapının sağladığı mekanik özelliklere sahip farklı restoratif sistemlere kullanım alanı açmıştır (1-3). Metal desteği olmayan tam seramik sistemler, uzun süre sadece ön bölgede tek kuron protezi uygulamalarında başarı ile kullanılmıştır (4).

Son yıllarda tam seramik sistemlerinde zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş alt yapıların kullanılması bu sistemlerin posterior restorasyonlarda da uygulanmasına olanak sağlamıştır. Ancak bu başarının yanında posterior restorasyonlarda sıkça rapor edilen komplikasyonlar, zirkonyada meydana gelen kırık ve zirkonyanın veneer seramik ile birbirinden ayrılmasıdır . Özellikle zirkonya ve üst yapı porseleni arasındaki bağlantı başarısızlıklarını giderebilmek amacıyla, zirkonya alt yapı ile ısıl genleşme katsayısı birbirine yakın düşük ısılı veneer porselenlerin kullanımı önerilmektedir. Sinterizasyon parametreleri materyalin kristal yoğunluğu üzerinde belirleyici bir etkiye sahiptir. Özellikle sinterleme süresinin materyalin tanecik büyüklüğü ve ışık geçirgenliği üzerinde bir etkiye sahip olduğuda bildirilmiştir. Isıl genleşme katsayısı birbirine yakın materyal tercihi kadar, gerek sinterizasyon, gerekse fırınlamayı takiben soğumaya bırakılma esnasında geçen sürenin bağlantıyı etkileyebildiğine dair düşünceler dikkat çekicidir (5-7).

Tüm bu yeni bilgilerin ışığında tezin amacı, hem zirkonyum oksit esaslı alt yapı blokların sinterlenmesi, hem de alt yapı üzerine uygulanacak olan veneer seramiklerin fırınlanması esnasında, özellikle soğuma hızları dikkate alındığında, farklı fırınlama program tercihlerinin, zirkonyum oksit ve veneer seramik arasındaki bağlantıya etkisini araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramikler

Yapısı değiştirilerek elde edilen en eski inorganik materyal olma özelliğine sahip seramikler, ilk olarak M.Ö. 50'de Çin'de geliştirilmiştir (6-9). Seramiklerin diş hekimliğinde kullanımı ise Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından 1774'de gerçekleştirilmiştir. Ardından 1778'de Fransız diş hekimi Dubois de Chemant ilk mineral bazlı seramik dişlerini üretmiştir (10). Seramik malzemelerin sabit restorasyonlarda kullanımı 19. yüzyılın sonuna gelindiğinde önem kazanmaya başlamıştır (6-8). 1903'de Land, ilk seramik caket kuronları üreterek kuron uygulamalarının estetik açıdan gelişimine önemli katkılarda bulunmuştur (9, 10). 20. yüzyılın başlarında seramiğin metal ile desteklenmesi üzerine pek çok çalışma yapılmıştır. Swann, Felcher, Hovestad, Johnson, Lakermance, Gonod ve Granger gibi araştırmacılar bu amaçla platini çeşitli formlarda kullanmışlardır. 1956'da, potasyum feldspatin cam ile reaksiyonu sonucu "lösit" kristalinin elde edilmesi ile seramiğin ısı genleşme katsayısı (CTE) arttırılmış ve böylece altın alaşımları üzerine pişirilmesi sağlanmıştır. Diğer önemli gelişmeler de seramiğin pişirilme tekniği üzerine olmuştur. Vines, Semmelman, Lee ve Fonville vakum altında pişirme tekniğini geliştirmişlerdir. Bu yöndeki çalışmalar sayesinde atmosfer basıncında ve vakum altında pişirme olmak üzere iki farklı teknik ortaya çıkmıştır. Lacour ve Nally, vakum altında pişirilen seramiklerin kırılmaya karşı %20 daha dirençli olduğunu belirtmiş ve bu tip seramiklerde porözitenin, total hacmin %0,1'ni kapsadığını, atmosfer basıncında pişirilen seramiklerde ise bu oranın % 4,5 olduğunu bildirmişlerdir (7, 9, 11, 12).

McLean ve Hughes, 1963 yılında alüminöz seramikleri geliştirerek tam seramik sistemlerin temelini oluşturmuşlardır. Alüminöz seramikler, 20-30µm boyutlarında alümina kristallerinin %40-50 oranında yapıya eklenmesi ile elde edilmiştir. Bu işlem seramiğin mekanik olarak daha güçlü ve termal şoklara daha dirençli bir yapıya dönüşmesini sağlamış, böylece feldspatik seramiklerin eğme mukavemetleri ortalama 65MPa iken, alüminöz seramiklerinki 131MPa olmuştur. Ancak, seramiğin içerisinde alümina kristallerinin artması ışık geçirgenliğini azaltarak bir dezavantaj oluşturmuştur (9, 10, 11, 13, 14). Sonuç olarak, seramiklerin gelişim sürecinde yapısı ve pişirilme teknikleri konusunda çok önemli adımlar atılmış; estetik, biyolojik uyum ve yüksek mekanik dayanım gibi özellikleri bir arada bulunduran materyallerin üretilmesi

hedeflenmiştir. 1980'lerden itibaren, metal-seramik restorasyonlarındaki ışık geçirgenliğinin yetersiz olması, dişeti kenarında renk değişikliklerine neden olması ve hastaların artan estetik beklentileri nedeniyle gerek ön gerek arka bölge restorasyonlarında tam seramik sistemlerin kullanımı üzerine çalışmalar yoğunlaştırılmıştır (10, 15, 16).

Geliştirilen seramik sistemleri arasında, dökülebilir cam seramikler (Dicor, Cerapearl, Cerestore), ısı ve basınçla şekillendirilen seramikler (IPS Empress I, IPS Empress II, Allceram), çekirdek yapısı güçlendirilmiş seramikler (Alüminöz seramikler, Hi-Ceram, In-Ceram Alümina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirkonya), kopya freze tekniğinde ve CAD/CAM sistemlerinde (Cerec, Celay, Procera, Lava, vb.) kullanılan seramikler sayılabilmektedir (6, 16, 17).

2.2 Diş Hekimliği Seramiklerinin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin içeriğini oluşturan malzemelerin en önemlileri, feldspat, kuartz ve kaolendir (10, 13, 15).

Feldspat: Potasyum aluminasilikat ($K_2O Al_2O_3 6SiO_2$) ve sodyum aluminasilikat ($Na_2 O Al_2O_3 6SiO_2$) yapısındadır. Doğada bulunan feldspat saf değildir. Değişik oranlarda potas (K_2O) ve soda (Na_2O) içermektedir. Potas, erimiş camın viskozitesini artırdığından dişhekimliği seramiğinde potas oranı yüksek olan feldspat tercih edilmektedir. Ergime sıcaklığı 1100-1300°C arasında olan feldspat, pişirme işlemleri sırasında bileşenlerin ergimesini kolaylaştırmakta ve seramiğin pişirilmesi sırasında ergiyerek diğer bileşenleri bir arada tutan bir matriks görevi görmektedir. Ergidikten sonra ise camsı ve yüksek viskoziteli parlak bir madde haline gelmekte ve seramiğe belirli bir şeffaflık kazandırmaktadır (10, 11, 15, 18). Potas formundaki feldspat molekülünün yapısında 6 adet silisyumdioksit bağlanmakta ($K_2O Al_2O_3 6SiO_2$), 4 adet silisyumdioksit bağlandığında ise molekül "lösit" olarak tanımlanmaktadır. Potasın cam ile reaksiyonu sonucunda elde edilen ve feldspattan daha güçlü yapıdaki lösit ($K_2O Al_2O_3 4SiO_2$), seramiği güçlendirmekte, optik özelliklerini artırmakta ve ısıl genleşme katsayısını yükselterek metale yakın bir ısıl genleşme katsayısı oluşturmaktadır (10, 11, 18, 19).

Kuartz: Esas yapısı silikadır ve seramiğin iskeletini oluşturmaktadır. Ergime derecesi çok yüksek (1685°C) olan kuartz seramik kitlenin şeffaflığında ve yüksek ısılarda stabilitesinin korunmasında etkili olmakta, ancak yapıyı da kırılğan hale

getirmektedir (10, 15, 18). Kuartz, porselenin pişirilmesi sırasında değişime uğramaz, fırınlama işlemi sırasında oluşan büzülme önler, yüksek sıcaklıklarda kitleyi stabilize eder, diş formunun ve detayların kaybolmasını engeller ve termal genişleme katsayısını kontrol ederek porselenin dayanıklılığını artırır (9, 20).

Kaolen: Yapıda %0-3 oranında bulunan kaolen bir hidrat alümina silikattır ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) ve ergime derecesi $1750^{\circ}C$ 'nin üzerindedir. Kaolen toprak ve kil mineralleri içeren yapışkan ve plastik bir malzemedir. Suyla karıştırıldığında yapışkan bir hal almakta ve seramiğin işlenebilirliğini sağlamaktadır. Yüksek ısılarla maruz kaldığında, kuartz partiküllerine yapışarak önemli derecede büzülme göstermektedir. Ayrıca opak yapısı nedeniyle, ışık geçirgenliğinin olması istenen günümüz seramik sistemlerinin kaolin içermesi tercih edilmemektedir. Düşük kaolen içeren bileşenlerin cam fazı daha fazladır, bu nedenle diş hekimliğinde kullanılan seramikler "cam seramikler" olarak adlandırılmaktadır (10, 11, 18). Seramikte bu üç ana maddeye ek olarak yer alan metal oksitler yapıya; sertlik, hidrolitik stabilite, düşük ergime ısısı, devitrifikasyona (camın rekristalizasyonu) ve pyroplastik akıcılığa karşı direnç gibi özellikleri vermektedir. Ancak, dikkatsiz kullanımları devitrifikasyona neden olmaktadır (13, 15, 18, 21).

2.3 Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

Dental seramikler aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilirler:

2.3.1 İçeriklerine Göre

2.3.1.1 Feldspatik

2.3.1.2 Alüminöz

2.3.1.3 Metale bağlanan (22).

2.3.2 Erime Isılarına Göre

2.3.2.1 Yüksek ısı ($1315^{\circ}C$ - $1370^{\circ}C$)

2.3.2.2 Orta ısı ($1090^{\circ}C$ - $1260^{\circ}C$)

2.3.2.3 Düşük ısı ($870^{\circ}C$ - $1090^{\circ}C$)

2.3.2.4 Ultra-düşük ısı ($650^{\circ}C$ - $870^{\circ}C$) (22).

2.3.3 Şekillendirme Türlerine Göre

2.3.3.1 Fırınlanan porselenler

2.3.3.2 Dökülebilir porselenler

2.3.4 Uygulama Alanlarına Göre

2.3.4.1 Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler,

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

2.3.4.3 Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler (23, 24).

2.3.5 Yapım Tekniklerine Göre

2.3.5.1 Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar,

2.3.5.1.1 Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar,

2.3.5.1.2 Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar,

2.3.5.1.3 Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar (24 - 26).

2.3.5.2 Tam seramik restorasyonlar,

2.3.5.2.1 Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler,

2.3.5.2.2 Dökülebilir seramikler,

2.3.5.2.3 Presleme ile hazırlanan seramikler,

2.3.5.2.4 İnfiltrasyon seramikler,

2.3.5.2.5 Frezeleme ile üretilen seramikler (24, 26).

2.4 Dental Seramiklerinin Mekanik Özellikleri

Seramikler, çok sert, rijit ve kırılğan bir malzemedir. Stabilite, sertlik, yüksek elastiklik modülü, ısı ve kimyasal faktörlere karşı dayanıklı olmasının nedeni, kristal yapısının hem kovalent hem de iyonik karakterdeki güçlü bağlardan oluşmasından kaynaklanmaktadır. Ancak, diğer yandan cam yapısından dolayı bu bağlantı yapısı seramik malzemeye kırılğanlık özelliğini vermektedir (11, 21, 27). Seramiğin başlıca olumsuz özelliği, düşük çekme dayanımıdır. Yüzey mikro çatlaklarına oldukça hassas olan camların direnebileceği maximum gerilme %0,1'den daha azdır. Porselenler temel olarak camdan oluşmaktadır ve materyal içinde bulunan çatlak, porözite ve

düzensizlikler düz hattan sapan çatlaklara neden olabilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, basma gerilmesine karşı dayanıklı, çekme gerilmesine ise dayanıksızdır. Çekme dayanımı ortalama 20–60MPa iken, basma dayanımı 350-550MPa'dır. Seramiğin yapısında bulunan mikro çatlaklarda yoğunlaşmış olan stres, gerilim altında çatlağın ilerlemesine ve bu noktada kırık oluşturmaya neden olmaktadır. Bu durum “çatlağın ilerlemesi” olarak tanımlanmaktadır (10, 24, 28-30).

2.5 Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Literatürde farklı sınıflamalar mevcuttur. Conrad ve arkadaşlarının yaptığı sınıflandırmaya göre alt yapı materyalleri içeriklerine göre aşağıdaki şekilde 3 ana grupta toplanabilir (31).

2.5.1 Cam Seramikler

2.5.1.1 Lössit Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler

- IPS Empress
- Optimal Pressable Ceramic
- IPS ProCAD

2.5.1.2 Lityum Disilikat Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler

- IPS Empress 2
- IPS e.max Press

2.5.1.3 Feldspatik Seramikler

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

2.5.2 Alümina Esaslı Seramikler

- In-Ceram Alumina
- In-Ceram Spinell
- In-Ceram Zirconia
- Synthoceram

- Procera AllCeram

2.5.3 Zirkonyum Esaslı Seramikler

- Lava
- Cerec
- DC-Zirkon
- Denzir
- Procera AllZirkon
- Celay
- Cerec in Lab
- Zeno Tec
- Everest
- Zirkonzahn

2.5.1 Cam Seramikler

2.5.1.1 L s t Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler

Cam seramik yapıyı güçlendirmek için l s t kristalleri kullanılmaktadır. Destek dişte mevcut olan restorasyonlar fazla miktarda ışık geçirgenliğine sahip oldukları için dikkatlice değerlendirilmelidir. Metal kor veya herhangi bir renklenmenin olması estetik problemlere neden olabilir. Alt yapıları ısı ile presleme veya CAD/CAM teknolojisiyle üretilmektedir. Yüksek estetik özelliklere sahip restorasyonlar elde edebilmek için metal alt yapılı restorasyonlarda tavsiye edilmemiştir (25, 32). IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Germany) bu gruba dahildir. IPS ProCAD ise IPS Empress'e benzer, ancak daha küçük partikül boyutlarına sahiptir. 1998 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany) sisteminde kullanılmak üzere dizayn edilmiştir (21).

Bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı ortalama 120-160 MPa'dır. Yüzey  zelliklerinin geliştirilmesiyle 200 MPa'ya kadar çıkabilmektedir. Kırılma dayanıklılığı da 1,5-1,7 MPa m^{1/2} 'dır. Restorasyonun başarılı olması diş dokusuna olan adeziv simantasyon ile sağlanır. Dayanıklılığının zayıf olması kullanımını  n bölgedeki tek diş restorasyonlarla sınırlar (33).

2.5.1.2 Lityum Disilikat Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler

Bu seramiklerde ise %57-80 kuartz, %11-19 lityum oksit ve %0-5 oranında alüminyum oksitten oluşmaktadır. Materyalin %60'ını oluşturan kristal partiküllerinin yoğun ve homojen bir şekilde birbirine bağlanmış yapısı sayesinde, bükülme direnci 320-450 MPa' a kadar yükselmiştir (34). Restorasyonun alt yapısı mum uçurma, ısı ile presleme ya da prefabrike bloklardan frezleme ile üretilmektedir. Bükülme direnci 300-400 MPa (Empress' in 3 katı), kırılma dayanımı 2,8- 3,5 MPa m^{1/2} 'dir (34, 35). IPS Empress 2 ve Style-Press bu özellikleri taşıyan ürünlerdir. Ön ve arka grup dişlerde tek kuron ve 3 üyeli köprü yapımında endikedir. 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 (35, 36).

2.5.1.3 Feldspatik Seramikler

Vitablocks Mark I ve 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 daha küçüktür. %60-64 SiO₂ ve %20-23 Al₂O₃ içermektedir. Hidroflorik asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlanır ve adeziv simantasyon yapılır.

Monokromatik olması yani tek renk içermesi dezavantajdır. Bu dezavantajın ortadan kaldırılması 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 üst yapıyı temsil etmektedir. Vitablocks Triluxe kullanımı ile doğal dişlerin optik karakteri taklit edilebilir (37, 38).

2.5.2 Alumina Esaslı Seramikler

2.5.2.1 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. Ağırlıkça %70-80 oranında alüminyum oksit içeren karışım, refrakter model üzerine uygulanır ve 1120 °C'de 10 saat süre ile fırınlanır (39). Su kapiller

basınçla beraber refraktory daya geçer, day üzerinde alumina partikülleri birikir. Bu tekniğe 'slip casting' denir. Alumina iskeletinin daha dayanıklı bir hal alabilmesi ve poröz yapısının azaltılması için alt yapı üzerine ince bir tabaka halinde lanthanum cam sürülür ve 1100 °C'de 4 saat tekrar fırınlanır. Alumina ve camın ısıl genleşme katsayıları farkından dolayı kompresif stresler oluşur ve bu stresler dayanıklılığı artırır (40, 41). 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 (38, 42).

Alt yapının fiziksel özelliklerine bakılacak olursa bükülme direnci 236-600 MPa'dır ve anterior, posterior kuronlarda ve üç üyeli anterior köprülerde endikedir (43). Alt yapı malzemesinin bükülme direnci 236-600 MPa, kırılma dayanımı ise 3,1-4,61 MPa m^{1/2} arasında değişmektedir (1).

2.5.2.2 In-Ceram Spinell

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 seramiği işlenerek uygun form verilmektedir (16).

Bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan yaklaşık % 25 daha düşük ve 283-377 Mpa arasında olduğu bildirilmiştir (34, 43-45). Transluserliği ise 2 kat daha fazladır. Işık geçirgenliğinin iyi olması sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında endikedir (46).

2.5.2.3 In-Ceram Zirconia

In-Ceram Alüminyum ve In-Ceram Spinell'den sonra alt yapıyı oluşturmada %35 zirkonyum oksit ilavesi kullanılarak In-Ceram Zirkonya geliştirilmiştir. Zirkonyum oksit ilavesi ile yapının dayanıklılığı artmakta ancak bununla birlikte opasitenin de artması, estetik kalitenin azalmasına neden olmaktadır. Eğme dayanımı ortalama 800 MPa olarak bilinen bu sistem daha çok arka bölgenin çok üyeli restorasyonlarında kullanılmaktadır (16, 47, 48).

Alt yapı fabrikasyonu geleneksel slip-cast tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan frezleme tekniği ile yapılır. Alt yapının yüksek opasitesi, uygulamaları sadece posterior kprlerle sınırlandırmaktadır (32, 49).

2.5.2.4 Synthoceram

CICERO (Computer Integrated Ceramic RecOnstruction) teknolojisiyle üretilen, cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramiktir. Alt yapılar lazerle tarama, bilgisayar destekli frezleme ve sinterleme ile üretilmektedir. Diş kesimi, komşu ve antagonist dişler lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak dijitalize edilir. Bilgisayarda dizayn edilen alt yapılar alüminyum oksit bloklardan frezlenir ve sinterlenir. Daha sonra lsıt içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Netherlands) ile veneerlenmektedir (50, 51).

2.5.2.5 Procera System

Procera CAD/CAM sistemi bir İşve firması olan Nobel Biocare tarafından 1986'da kuron kpri protezleri için titanyumdan alt yapılar üretmek amacıyla geliştirilmiştir. Titanyum alt yapı üretimi için döküm dışında teknikler araştırılırken bu sistem ortaya çıkmıştır. 1993'de ise yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta %99.5 oranında alüminyum oksit içeren seramik alt yapılar Procera All Ceram sistemi ile üretilmeye başlanmıştır. İlk yıllarda bu sistem ile tek diş restorasyonları için tam seramik kuronlar üretilirken günümüzde laminate veneer ve kpri restorasyonları da yapılabilmektedir. Ancak kpri restorasyonlarında genellikle zirkonyum oksit alt yapılı Procera All Zircon sistemi tercih edilmektedir. Procera All Zircon sistemi kullanılarak kuron veya 4-5 üyeli kpri restorasyonları yapılabilmektedir.

Sistemin geleneksel dizayn ve üretim ünitelerinin bağlantısı internet aracılığıyla sağlanmaktadır. Bu sistemin kullanılabilmesi için; özel bir tarayıcıya (scanner), taranan bilgilerin kullanılabilmesi için özel bir programa (Procera software), gelişmiş bir bilgisayara ve internet bağlantısına gereksinim vardır. Sisteme ait CAD nitesi hekimin birlikte çalıştığı laboratuvarında bulunurken, CAM niteleri biri İşve diğeri de Amerika'da olmak üzere iki merkezde bulunmaktadır. Alt yapılar bu merkez laboratuvarların birinde üretilerek hekime ulaştırılmaktadır. st yapı ise düşük ısı porseleni ile tabakalama tekniği kullanılarak tamamlanmaktadır (52-55).

2.5.3 Zirkonya Esaslı Seramikler

2.5.3.1 Lava Sistemi

3M–ESPE tarafından 2002’de piyasaya sürülmüş bir CAD/CAM sistemidir. Lava Scan ile yalancı köklü model optik olarak taranmakta ve Lava CAD yazılımı otomatik olarak kenar bitimi ve gövde tasarımını yapmaktadır. Lava Frame bloklar, Y-TZP sinterlenmemiş non-HIP bloklar olduklarından sinterlenme büzülmesini kompanse etmek için altyapının %20 daha büyük hazırlanması gerekmektedir. Dizayn tamamlandıktan sonra ZrO₂ bloklar Lava Form ünitesinde frezelenmekte ve daha sonra istenilen boyut, yoğunluk ve direncin elde edilebilmesi için Lava Therm ünitesinde 1500 °C’de 11 saat sinterlenmektedirler (56).

2.5.3.2 Cercon Sistemi

İlk olarak 1999 yılında geliştirilen bu sistemin en büyük farklılığı 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 (57). 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 (58, 59).

2.5.3.3 DC–Zirkon Sistemi

DCS Precident (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre) sistemi; Preciscan (tarayıcı), Precismart (bilgisayar yazılımı) ve Precimill (frezeleme ünitesi) ünitesi olmak üzere 3 ünitelerden oluşmaktadır. Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek güdüklüleri tarar ve yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yapar. 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 (60). Bununla beraber sinterleme aşaması yoktur. Besimo ve ark. , sinterleme sonrasında oluşan büzülmenin bu sistemde olmamasından dolayı daha iyi bir marjinal uyum sağlandığını bildirirken (59, 61); Luthardt ve ark. ise tam sinterlenmiş bloklarda frezeleme işlemi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu bildirmektedir (62).

2.5.3.4 Denzir Sistemi

Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç) sistemi ilk olarak 1995 yılında inley restorasyonlarla tanıtılmıştır. Restorasyonun dizaynı bilgisayarda Decim Designer denilen yazılım ile yapılmaktadır. CAM ünitesinde ölçümler Decim Calculator ile yapıldıktan sonra üretim Decim Producer tarafından gerçekleştirilmektedir. Bu sistemde tam sinterlenmiş bloklar kullanılır ve sıcak izostatik presleme prosedürü ile sıkıştırılarak oluşturulur. Bu işlem zirkonyum seramik içindeki parçacık yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400-1500 °C’de yüksek basınç altında gerçekleştirilir. Ayrıca Decim sistemi yttrium-stabilize zirkonya bloklardan inley üretebilen tek sistemdir (41, 63).

2.5.3.5 Celay Sistemi

Celay sistemi kopyalama-frezeleme (copy-milling) tekniğine dayanan bir sistemdir. Özel bir kompozit materyalinden hazırlanan ön model direkt olarak diş üzerinde veya ana modelde hazırlanır. 80 mikrometre hassasiyetle taranan bu ön modele göre seramik bloklar şekillendirilir. Bilgisayar yardımı ile taranan modelin dublikatı, frezeleme makinesine porselen blokların, uygun frezlerle şekillendirilmesi ile elde edilir. Hazırlanan alt yapının dayanıklılığını artırmak için poröz yapıda ki seramiğe lantan oksit cam infiltrasyonu yapılır ve fırınlanır. 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. Cerec sistemde kullanılan Vita Mark II Celay sistemde de kullanılabilir. Alternatif olarak In Ceram Alumina veya In Ceram Spinell de Celay sistemde kullanılabilir. Celay sistemle elde edilen In-ceram restorasyonlar geleneksel In-ceram restorasyonlara göre %10 daha fazla bükülme direncine sahiptir (64).

2.5.3.6 Cerec Sistemi

Cerec sistem ilk olarak 1988 yılında kullanılmaya başlanmış olup aynı zamanda ilk geliştirilen CAD/CAM sistemidir. 1994'te Cerec 2 sistem geliştirilmiş ve daha sonra 2000 yılında Cerec 3 sistem kullanıma sunulmuştur. Cerec 1'den Cerec 3 sisteme geçildikçe daha ayrıntılı ve daha uyumlu restorasyonlar elde edilmiştir. Cerec sistemin temelinde, üç boyutlu optik ölçü alan intraoral kamera vardır. Tarama işleminin ardından, alt yapılar tasarlanır. Tasarlanan alt yapılar, sisteme adapte frezeleme ünitesinde elde edilir (65). Frezeleme ünitesinde, Vita Mark II, Dicor MGC ve Pro Cad porselenleri kullanılmaktadır. Cerec inLab sistemde ise Cerec 3'e ilave olarak CAD/CAM ile kuronlar ve hatta çok üyeli köprüler için yüksek dirençli tam seramik restorasyonlar üretilir. Cerec inLab sistemde kullanılan materyaller In-Ceram Alümina, IPS e-max CAD/CAM seramik ve yttriyumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum materyalleridir. Ayrıca inley yapımı için rezin bazlı kompozitlerde kullanılabilir. İlk Cerec sistemlerinin dezavantajları restorasyonların zayıf marjinal uyumları ve okluzal yüzeyin şekillendirilmesinde görülen başarısızlık olarak tanımlanmaktaydı. Cerec 2 sistemi ile beraber bu problemler aşılmış sonuçta, CEREC sistem ile yüksek bir başarı oranıyla restorasyonlar elde etmek mümkün olmuştur. Renk stabilite ve aşınma oranları da klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir (66). Diş yüzeyi iyi bir şekilde cilalanmış ve glazelenmiş CEREC ürünleri karşı diş minesinde doğal dişin yapacağı aşınmaya eşdeğer bir aşınma oranı gerçekleştirir. Ayrıca Cercon, Lava, Procera gibi sistemlerde laboratuvar ortamında restorasyonlar elde edilirken, hasta başı uygulamaları için kullanılan tek CAD/CAM sistemi CEREC'dir. Tek seansta restorasyonların elde edilmesi ile de postoperatif hassasiyet olmayacaktır. Adeziv materyaller ve yapıştırma simanlarındaki gelişmeler ilk CEREC sistemlerde görülen postoperatif hassasiyetin önlenmesinde etkili olmuştur (67).

2.5.3.7 Everest Sistemi

Everest, Kavo firması (Kavo, Biberach, Almanya) tarafından üretilen anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek kuron ve köprü protezlerinin alt yapısının hazırlanması için kullanılan bir CAD/CAM sistemidir. Temel olarak; tarayıcı ünite(Everest scan), aşındırıcı ünite (Everest engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Sistemin kendisine ait hem sinterlenmemiş zirkonya blokları

hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları mevcuttur. Bunlara ilaveten sistemde titanyum ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş alt yapı malzeme seçenekleri de vardır. 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 (67, 68).

2.5.3.8 ZENO Tec Sistemi

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 sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD' de dizaynı yapılır. CAM ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar, normal boyutlarından ortalama %20 daha büyük hazırlanır. Alt yapı, 12 saatlik sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonya bloklarından başka alumina ve plastik blokları da vardır (69).

2.5.3.9 Zirkozahn Sistemi

Zirkozahn (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, Zirkozahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edilir. Makinenin okuyucu ucu kompozit dizayn üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan sinterlenmemiş homojen yeşil zirkonya bloğun işlenmesi sağlanır. 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 (67, 70).

2.6 Zirkonya Esaslı Seramiklerin Tarihsel Gelişimi, Yapısı Ve Özellikleri

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan kimyasal bir elementtir. Arapça 'altın renginde' anlamına gelen 'zargon' kelimesinden türetilmiştir . Periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91,22 olan, metaller grubunda yer alan kimyasal

bir elementtir. Zirkonyum oksit, Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, 1789'da oksit üretmek için, zirkon taşlarını alkali ile reaksiyona soktuğu çalışmadan sonra keşfedilmiştir. Yoğunluğu $6,49 \text{ g/cm}^3$, erime noktası $1852 \text{ }^\circ\text{C}$ ve kaynama noktası $3580 \text{ }^\circ\text{C}$ 'dir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır (71).

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 (72).

Üstün mekanik özellikleri ve biyoyumluluğu sayesinde, 80'li yılların sonunda biyomedikal alanda ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır. Ortopedide ilk kullanımı Christel' in zirkonya total kalça protezlerini üretmesiyle gerçekleşmiştir (73).

Diş hekimliğinde, hayvanlar üzerinde yapılan çalışmalar sonucunda implant materyali olarak kullanılabilceği kanıtlanmıştır. Son yıllarda ise genel olarak prefabrike kanal postlar, ortodontik braketler, implant destekleri ve sabit restorasyonların alt yapılarının oluşturulmasında kullanılmaktadır (74, 75).

Zirkonya, oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir. Üç farklı kristal yapısı vardır. Bunlar kübik (C), tetragonal (T), monoklinik (M) olarak adlandırılır. Saf zirkonyum oda ısısında monoklinik fazda bulunmaktadır. Bu yapı $1170 \text{ }^\circ\text{C}$ 'e kadar stabil olup, bu derecenin üzerinde ısıtıldığında tetragonal forma, $2370 \text{ }^\circ\text{C}$ 'nin üzerinde ise kübik forma geçmektedir. Soğuma işlemi sırasında ise $1070 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de tetragonal – monoklinik faz değişimi gerçekleşmekte ve bu değişim sırasında ise %3-4 hacim artışı gözlenmektedir. Bu genleşme sonucunda oluşan gerilme, saf zirkonyum içerisinde çatlaklar oluşturmakta ve oda ısısına kadar soğutulduğunda yapıyı parçalara ayırmaktadır. Çoğunlukla abraziv olarak kullanılan saf zirkonyumun yapısındaki bu faz değişimleri, materyalin birçok alanda kullanımını imkansız hale getirmektedir (76, 77).

2.7 Zirkonya Materyalleri

2.7.1 Stabilize Zirkonya

Tam stabilize ya da parsiyel (yarı) stabilize zirkonya olmak üzere iki tipi vardır. Stabilize zirkonya, saf zirkonyaya CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir. Zirkonyaya %16 mol CaO, %16 mol MgO ve %8 mol Y₂O₃ ilavesi ile tam stabilize zirkonya elde edilir. Kübik form içerir. Parsiyel stabilize zirkonya materyali ise daha kullanışlı mekanik özelliklere sahiptir. Saf zirkonyaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir. PSZ olarak adlandırılan yarı stabilize zirkonyadır. Oda sıcaklığında majör faz olarak genelde kübik faz içerir, minör faz olarak da monoklinik ve tetragonal fazlar içerir. Tanecik çapı, TZP (Tetragonal Zirkonya Polikristalleri) materyallerine göre büyüktür (30- 40 µm). Porözitesi ve sinterleme derecesi de daha yüksektir. Bunlardan dolayı kullanımı azaltmıştır. Bu da TZP materyallerine olan ilgiyi artırmıştır (71).

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). Oda sıcaklığında tetragonal fazdaki zirkonya ve stabilize edici oksit olarak % 2-3'lük Y₂O₃ içerir (78). Zirkonyayı oda sıcaklığında t-fazında tutan faktörler, işlem sıcaklığı, Y₂O₃ içeriği ve tanecik boyutudur. Ayrıca materyalin mekanik özellikleri de bu parametrelere bağlıdır. Kendiliğinden oluşan t→m faz dönüşümünün gerçekleşebilmesi için, Y₂O₃ konsantrasyonuna bağlı olarak var olan kritik bir tanecik boyutu vardır ve faz dönüşümü bu tanecik boyutunun üzerindeyken gerçekleşir. Bu dönüşüm, çok küçük tanecikli yapıda inhibe olmaktadır (71). Y-TZP'nin bazı fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo 1'de gösterilmektedir.

Özellik	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	ZrO ₂ +3mol% Y ₂ O ₃
Yoğunluk	>6 g /cm ³
Porözite	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modulus	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m ^{1/2}
Isı genleşme katsayısı	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹

Termal iletkenlik	2 W m K ⁻¹
Sertlik	1200 HV

Çizelge 2.1: Y-TZP'nin özellikleri (71)

2.7.2.1 Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları

- Anterior ve posterior bölge tek kuronlar,
- Üç-dört üniteli köprüler (78-80).

2.7.2.2 Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

- Örtülü kapanış vakalarında,
- Yetersiz oklüzal mesafe,
- Yetersiz destek diş kuron boyu,
- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar,
- Kanatlı köprü (kantilever) kullanımı tasarlandığında,
- Yetersiz periodontal destek (78-80).

2.7.2.3 Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları

- Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir,
- Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkiler görülmez,
- İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmektedir,
- Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir,
- Isısal iletkenliğin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemektedir,
- Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmektedir,
- Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlamaktadır,
- Simantasyonu için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel teknikler de kullanılabilir (78, 81).

2.7.2.4 Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları

- Görünümleri opaktır,

-Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır,

-Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kuronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır,

-Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılması gerekir, lehimlenmeleri mümkün değildir (58, 78, 81)

2.7.3 Parsiyel Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Yttrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur (71, 82). Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu faz aslında 'metastable'dır. Faz dönüşümü reversible bir dönüşümdür. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur (35). Mg-PZS porözite varlığı ve gren boyutunun büyük olması (30-60 µm) sebebiyle aşınmaya neden olduğu için başarı sağlayamamıştır. Ticari olarak Mg-PSZ bileşimi içerisinde %8-10 mol MgO bulunmaktadır (21).

2.7.4 Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alumina

In-Ceram Zirkonya bu malzemeye bir örnektir. 3Y-TZP ile karşılaştırdığında, In-Ceram Zirkonya daha düşük mekanik özelliğe sahiptir (31).

2.8 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

2.8.1 Stabilize Edici Oksidin Miktarı

Stabilizatör oksitin gren büyüklüğünün ve oranının artması faz değişimini hızlandıran bir faktördür. Çeşitli çalışmalarla elde edilen bilgilere göre en iyi mekanik özelliklerin,

yapının içerisine %2 oranında Y_2O_3 ilave edilmesi ile elde edildiği belirlenmiştir. Yttrium oksit oranının artırılması sinterlenme ısısını düşürür. Bunun dışında yttrium oksit oranının artırılması durumunda; tetragonal fazın oranı azalır, gren boyutu artar. Tüm bunların sonucunda yapının stabilitesi bozulur. Sinterlemenin düşük ısıda yapılması ise yapı içindeki porözite miktarını artırarak kırılma dayanıklılığında azalmaya neden olur (83, 84).

2.8.2 Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

Zirkonya partiküllerinin şekli ve boyutu da mekanik özellikleri etkilemektedir. İdeal kırılma dayanıklılığı için, materyalin partikül boyutunun $0,3 \mu m$ olması gerektiği bildirilmiştir. Stabilizatör miktarının %1 oranında artırılması, yani % 3 Y_2O_3 ilave edilmesi, partikül boyutunun $1 \mu m$ 'a ulaşmasına ve malzemenin mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur (85-87). Partikül boyutunun artması durumunda ise, spontan olarak tetragonal-monoklinik faz değişimi meydana gelir. Bu değişim; yapının içindeki partikül dağılımının ince taneli ve homojen olmasıyla önlenir (Şekil 2.2) (71). Eşit partikül miktarına sahip iki materyalin kırılma ve bükülmeye dayanıklılığı, poröziteye bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Porözite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zayıflamaktadır. Porözite miktarı, yapı içindeki çatlakların ilerleyişini de değiştirmektedir. Eğer materyal fazla miktarda poröziteye sahipse, çatlak ilerleyişi küçük grenler arasındaki boşluklardan yani intergranuler şekilde olacaktır. İntergranuler çatlak ilerleyişi, malzemenin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir (88).

2.8.3 Sıcaklık

Sıcaklık artışı Y-TZP' nin, tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçiş olması sebebiyle ve malzemenin yarı-stabil özelliğini kaybetmesinden dolayı olumsuz etkilemektedir. Bu faz değişiminin ortaya çıkması için $200-300 ^\circ C$ 'lik kritik bir ısı aralığı gerekmektedir. Malzemenin $100-400 ^\circ C$ 'de uzun süre tutulması sonucu ortaya çıkan faz değişimine 'low-temperature degradation' (LTD; düşük ısıda bozunma) denir. Ortamda nemin de var olması durumunda faz değişim miktarı artacak ve materyalin yarı stabil özelliğini kaybetmesinden dolayı mekanik özellikleri bozulacaktır (87).

2.8.4 Nem

Nemin tek başına sinterlenmiş zirkonyanın mekanik direncini etkileyen bir faktör olmadığı, ancak yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiği zaman faz değişim hızının arttığı bildirilmiştir. Yapılan bir çalışmada, zirkonya yüzeyindeki ZrO_2 tarafından suyun absorbe edilmesine bağlı olarak yüzeyde enerji biriktiği ve spontan tetragonal-monoklinik faz değişiminin olduğu bildirilmiştir (87).

2.8.5 Zaman

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 bozular. (71, 89).

Yaşlanma olayı ile ilgili olarak aşağıdakiler söylenebilir;

1. Yaşlandırma sonucunda materyalin yapısı, yoğunluğu ve direnci değişmektedir,
2. Yaşlanmayla beraber tetragonal-monoklinik faz dönüşümü materyalin yüzeyinde başlayıp gövdenin içine doğru devam eder,
3. En kritik sıcaklık $200\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $300\text{ }^{\circ}\text{C}$ arasındadır,
4. Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü buharın veya suyun içinde gelişir,
5. Mekanik özelliklerdeki bozulma, materyaldeki mikro ve makro çatlaklarla ve tetragonal-monoklinik faz geçişiyle birlikte meydana gelir,
6. Stabilize edici oksitin konsantrasyonunun artması veya tane boyutunun azalması transformasyon oranını düşürür (90).

2.9 Zirkonyumun Biyouyumluluğu

Yapılan çalışmalar sonucunda, radyoaktif içeriğinden arındırılmış saf zirkonya tozlarının biyouyumluluklarının oldukça yüksek olduğu, hiçbir lokal veya sistemik reaksiyon oluşturmadıkları tespit edilmiştir. Yapılan son çalışmalarda bakteriyel zirkonyanın tutulumunun titanyumdan az olduğu tespit edilmiştir (91). 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 (92).

2.10 Zirkonya Seramiklerin Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya blokların kimyasal yapıları aynı olmalarına rağmen, bloğun elde edilmiş şekline bağlı olarak direnç ve ışık geçirgenliği açısından farklılıklar bulunmaktadır. Üretim şekline göre yttrium içeren zirkonya bloklar; Green Stage Zirkonya, Presinterize Zirkonya ve Sinterize Zirkonya olmak üzere üçe ayrılmaktadır.

2.10.1 Green Stage Zirkonya Blok

Seramik tozlarının özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan preslenmesi ile hazırlanan bu en kolay işlenebilen bloklardır. Kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle şekillendirilirler. Sinterleme esnasında oluşabilecek büzülme 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 (58, 78, 93).

2.10.2 Pre-Sinterize Zirkonya Blok

Green zirkonyanın, 500 °C'de yaklaşık olarak 30 dakika fırınlanması ile elde edilir. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak elmas, karpit ve tungsten frezler ile su soğutmalı ortamda '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 (58, 78, 93).

2.10.3 Sinterize Zirkonya Blok

Sinterize zirkonya bloklar elde edilirken öncelikle materyal, yaklaşık olarak 1300 °C de sinterlenir. Daha sonra partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla, isostatik ortamda, 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 bloklardan hazırlanan restorasyonlar direkt olarak gerçek boyutunda şekillendirilirler (94).

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)

Şekil 2.1: Üretim şekline göre dental zirkonya sistemlerinin gruplandırılması

2.11 Cad/Cam Sistemleri

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)

CAD/CAM sistemleri ilk defa 1983’de fikir olarak ortaya atılmış ve 1985’de hayata geçirilmiştir. Alt yapılar, üretilen zirkonya bloklardan, makinelerle veya manuel olarak

aşağıdaki sistemlerle elde edilirler. Dijital bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişimin diş hekimliği uygulamalarına da yansmasıyla gelişen CAD/CAM'in açılımı:

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli dizayn)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)

CADD: Computer Aided Dental Design (Bilgisayar destekli dental dizayn)'dir.

CAD/CAM sistemi, ilk olarak 1985 yılında Zürih Üniversitesi'nde, bir inley restorasyonun yapımında kullanılmıştır. 1985'den bu yana inley, onley, kuron ve köprü protezlerinin yapımı için Cerec (Sirona Dental Systems), Procera (Nobel Biocare), Cercon (Dentsply Ceramco, DeguDent), Lava (3M-Espe), Everest (Kavo Dental), DCS Precident (Popp Dental Laboratory), DentaCad (Hint-ELS Canada Inc.), ZenoTec (Wieland), Cerec inLab (Sirona) gibi çeşitli CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir (95-97).

2.11.1 Cad/Cam Komponentleri

CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel komponent içermektedir:

2.11.1.1 Tarayıcı (Scanner)

Diş hekiminin yaptığı diş preparasyonunu, komşu dişleri ve oklüzyondaki dişlerin geometrisini intraoral ya da ekstraoral olarak tarar. İnleyley ve tek kuronlar için sadece prepare edilecek diş yüzeyinin taranmasına ihtiyaç vardır. Köprüler veya ilave oklüzal karakterizasyonlar için, komşu dişler ve antagonist dişlerle ilgili daha fazla bilgiye ihtiyaç vardır (78, 98). 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 (99).

2.11.1.2 Yazılım (Software)

Restorasyonun bilgisayar ortamında üç boyutlu tasarımının ve planlamasının yapılabilmesini sağlar. Çeşitli dental restorasyonların farklı tasarımları için firmalar tarafından üretilen özel yazılımlar mevcuttur. CAD komponenti içermeyen sistemler CAD/CAM sistemi olarak adlandırılmaz, CAD/CAM sistemi olarak adlandırılırlar (31). 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 (93).

2.11.1.3 Donanım (Hardware)

Bilgisayar kontrolünde olan frezleme ve aşındırma makinelerini ifade eder. Restorasyon, materyal bloklarından frezlenerek elde edilir. Kural olarak CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalanmalar, renklendirmeler ve veneerlemeler diş teknisyeni tarafından yapılır (99, 100).

2.11.2 Açık Ve Kapalı Cad/Cam Sistemleri

Dental teknolojide kullanılan birçok CAD/CAM sistemi; tarayıcı, yazılım ve donanım içeren kapalı sistemlerden oluşur. Restorasyonun üretilmesinde kullanılan materyaller, bu sistemin birer parçasıdır ve bazı kod sistemleri kullanılır. Diğer yandan açık sistemde işleyen bazı CAD/CAM teknolojileri de dental markette yerini almıştır. Bu sistemlerde dizaynın 3D modeli, yazılımdan (CAD) donanıma (CAM) transfer edilir. Bu kullanılan lisan endüstriyel olarak uygun bir formattır. Farklı üretim merkezleri ve CAM sistemleri arasında seçim yapılabilmesine olanak tanır (50).

2.11.3 Cad/Cam Materyalleri

CAD/CAM sisteminde kullanılmaya elverişli materyal grubu şunlardır (101):

- Titanyum,
- Cam infiltre alüminyum oksit seramikleri,
- Dayanıklılığı arttırılmış ve dökülebilir akrilikler,
- Yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit seramikleri,
- Silikat seramikler,
- Kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar.

2.11.4 Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi

MAD/MAM sistemleri; zirkonyum alt yapıları restorasyonların yapımının kolay, hızlı ve güvenilir olmasını sağlamakta, şekillendirme sonrası tüm kitle sinterlenmekte ve homojen bir büzülme elde edilmektedir.

MAD/MAM sistemi, restorasyonun tasarımı aşamasında CAD/CAM tekniğinden farklılık göstermektedir. 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. Yüzeyle 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 (102).

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)

Şekil 2.2: Ülkemizde zirkonya blokların işlendiği CAD/CAM sistemleri

2.12 Zirkonyum Oksit Alt Yapı İle Üst Yapı Seramiklerinin Bağlantı Mekanizması

Gelişmiş mekaniksel özelliklerine rağmen zirkonyum oksit altyapılar doğal diş görünümü kadar saydam değildir. Estetik görünümün geliştirilmesi, kişisel optik özelliklerin kazandırılması amacıyla Y-TZP seramikler işlenmiş altyapılarla uyumlu seramik materyallerle kaplanmaktadır (23, 41). Yüksek dayanımlı zirkonya materyali ile estetik veneer porseleni birlikte olduğunda daha biyouyumlu ve güvenilir restorasyonlar yapılabilmektedir. Veneer porseleninde oluşan stresler, restorasyonun kullanım süresini etkileyebilmektedir (103).

Zirkonyum oksit esaslı restorasyonlarda en zayıf bölgenin altyapı ile üstyapı porselenleri arasındaki bağlantı bölgesi olduğu ve uzun dönem klinik başarıda önemli rol oynadığı belirtilmektedir (104). Üstyapı materyalinde kırılmaların önlenmesi için iki porselen arasındaki bağlanma direncinin yüksek veya üstyapı materyalinin çiğneme streslerine yeterli derecede dayanıklı olması gerekmektedir (105).

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 rezidüel stresler,
- 3) Alt yapı ile üst yapı bağlantı ara yüzünde oluşan yapısal kusur ve çatlaklar,
- 4) Alt yapı ile üst yapı bağlantı bölgesinde, zirkonyum oksit kristallerinin ısı etkilerine veya stres yüklemelerine bağlı olarak faz dönüşümü gerçekleştirilmesi,
- 5) Veneer porseleninin ıslatma özellikleri,
- 6) Veneer porseleninin hacimsel büzülmesidir (106).

Bu tip faktörler altyapı materyaliyle üstyapı porseleni arasındaki bağlantı direncinde ve dolayısıyla restorasyonun başarısında önemli rol oynamaktadır. Bugüne kadar yapılan çalışmalar, zirkonyum oksit seramiklerde görülen başarısızlığın nedenlerinden biri olarak altyapı ile üstyapı porselenlerinin bağlantı yetersizliği gösterilmektedir. Yüzey işlemleri sırasında oluşan monoklinik fazın ara yüzeyde mikro çatlaklara sebep olduğu ayrıca faz dönüşümü sonucu meydana gelen sıkıştırıcı yüzey tabakasının bağlantıya olumsuz etkileri olduğu düşünülmektedir (85, 107).

Seramik ve metalik materyallerin bağlanma mekanizmalarından dolayı farklılık göstermektedir. Seramikteki kovalent ve iyonik bağlar geniş interatomik kuvvetlere bağlıdır ve bu yüzden plastik deformasyona metallere göre daha fazla dirençlidir. Dış yükler plastik akıcılığın neden olduğu gevşeme yerine, çatlama noktasında stres yoğunlaşması oluşturacaktır. Dental seramik restorasyonlarda oluşan stres bölgeleri birçok faktöre bağlıdır.

Bunlar:

- 1) Seramik katmanın kalınlığı,
- 2) Her bir seramiğin mekaniksel özellikleri,

- 3) Altyapı materyalinin elastik modülü,
- 4) Uygulanan yüklerin yönü, sıklığı, büyüklüğü,
- 5) Okluzal kontakt alanlarının genişliği ve lokalizasyonu,
- 6) Üretim sırasında oluşan reziduel stresler,
- 7) Siman ve restorasyon arasındaki defektler,
- 8) Çevresel faktörlerdir (108).

Altyapı porseleni ile üstyapı porseleni arasındaki stres bölgelerinin azaltılması için altyapının hazırlanması sırasında dikkat edilmesi gereken faktörler şu şekilde özetlenmektedir.

- 1) Altyapının minimal kalınlık değerlerine uyulmalıdır.
- 2) Marjinal kenarlar kontrol edilmeli, gerekli ise düzeltmeler yapılmalıdır.
- 3) Sinterleme işleminden sonra altyapı separasyon diskleri ile separe edilmemeli, restorasyonun dayanıklılığını olumsuz etkileyecek kırığa uygun ortam oluşturulmamalıdır.
- 4) Tabakalama işlemine başlamadan önce altyapı su ve buhar ile temizlenmeli ve kurutulmalıdır.
- 5) Altyapı kir ve yağlardan arındırıldıktan sonra herhangi bir temastan kaçınılmalıdır (108).

Günümüzde üstyapı porseleninin işlenmesinde iki farklı teknik uygulanmaktadır. Bunlardan birincisi tabakalama tekniği, diğeri ise presleme tekniğidir. Presleme ve tabakalama metodunun beraber kullanıldığı restorasyonlarda güçlenmiş bağlanma özellikleriyle mükemmel estetiğin elde edildiği gösterilmiştir. Hazırlık işlemleri tamamlandıktan sonra altyapının renklendirilmesi amacıyla özel astar maddesi kullanılabilir. Bu materyal, zirkonya ile üst yapı porselenin bağlantı direncini güçlendirmemekte fakat kırılmanın tipini etkilemektedir (1).

2.13 Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Dental restoratif materyaller, ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerinden sürekli olarak etkilenmektedirler. Yemek, içmek ve nefes almak ağız içi ısı değişikliklerine sebep olur. Örneğin buzlu bir suyun ısısı 0 °C'e yakinken, sıcak bir çay ya da çorbanın ısısı 60 °C'e ulaşabilir. Ancak yeme ve içme alışkanlıkları kişiden kişiye oldukça

farklılık gösterir ve ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimine neden olmaz (20). Ağızdan nefes alınmadığında ve termal bir yükleme yapılmadığında ağız içi sıcaklık ortalama 35 °C olarak ölçülmüştür (109).

Dental restoratif materyaller, diş dokusundan farklı ısıl 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 (109, 110).

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 (111).

2.13.1 Termal Siklus Uygulaması

Ağız içerisindeki diş yüzeylerinde oluşacak maksimum ve minimum sıcaklık değerleri için birçok farklı görüş ortaya atılmıştır. Ancak, genelde termal siklus çalışmalarında ısı aralığının alt limiti olarak suyun donma derecesi, üst limit olarak buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler kullanılmaktadır. Bu aralıklar; 4-58 °C, 4-60 °C, 5-55 °C, 5-60 °C, 10-50 °C gibi değerler olarak sıralanabilir. Yapılan çalışmalarda sıcak ve soğuk içeceklerle diş yüzeyindeki sıcaklıklar ölçülerek en düşük 4,5 °C ve en yüksek 50-55 °C kaydedilmiştir. Termal siklus testi sırasındaki farklı termal değişiklikler ile oluşan mekanik stresler, bağlantı ara yüzeyine doğru kırılmanın oluşumunu direkt olarak indüklerler (15). Termal siklus testleri en düşük 5 °C ve en yüksek 55 °C aralığında, ortalama 30 sn 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 denk gelebileceği bildirilmiştir (111).

2.14 X - Ray Difraksiyon Spektrometresi

X-Ray Diffraction (XRD) olarak bilinen X-Işını Difraksiyon Spektroskopisi X ışını denilen ultraviyole ışıktan daha kuvvetli fakat gama ışınından daha zayıf enerjili ışın kullanarak yapılan analizi temel almaktadır. Kristal yapılı materyaller atomik düzeyde incelendiğinde, atomların belirli bir dizilişle bir araya gelerek üç boyutlu geometrik bir yapı oluşturduğu görülmektedir. Bu geometrik yapıya “birim hücre (unit cell)” adı

verilmekte ve birim hücre sürekli tekrarlayarak kristal yapılu materyalin kitlesini oluşturmaktadır. Birim hücrenin geometrik şekline göre; kübik, tetragonal, heksagonal, ortorombik, rombohedral, monoklinik ve triklinik olmak üzere yedi farklı kristal sistem mevcuttur (112).

X-ray difraksiyon (XRD) tekniği, X ışınlarını kullanarak seramik ve metal gibi kristal yapılu materyallerin moleküllerinin geometri ve şeklini belirlemek için kullanılmaktadır. Böylece materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal etkilerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları tespit edilmektedir. XRD analizi bu temel kullanım alanının yanı sıra; kimyasal analizlerde miktar ve kalitenin belirlenmesi, fiziksel etkilerin materyalin yapısında oluşturduğu stres ve yeni materyal geliştirilmesinde kullanılmaktadır (113).

Bir difraktometrenin çalışma prensibini şematik olarak açıklayan şekil 1’de, S ile gösterilmiş olan örnek O ekseni etrafında dönebilen düz bir yüzey üzerine yerleştirilmiştir. T noktasından monokromatik X ışını gönderilmekte ve örnekten yayılan ışınların yoğunluğu C noktasındaki bir alıcı tarafından okunmaktadır. Alıcı, O merkezi etrafında hareket edecek şekilde yerleştirilmiştir ve örneğin rotasyonu ile beraber 2 açısını koruyacak şekilde hareket etmektedir. Sabit bir hızla hareket eden alıcı açısı ile örnek yüzeyine gelip 2 ile yansıyan X ışınlarının yoğunluğunu kaydetmektedir. 2 açısına “difraksiyon açısı” adı verilmektedir (112).

XRD ile şu bilgiler elde edilebilir:

- 1) Materyalin faz bileşenleri,
- 2) Kristal yapıda birim hücredeki atomların dağılımı,
- 3) Birim hücrede atomların denge pozisyonları ve atomik yer değişimi içeren doğru yapısal ayrıntılar,
- 4) İncelenen örneğin birçok mikroskobik yapısal özellikleri (114, 115).

XRD’nin avantajları:

- 1) Materyallerin içeriğinin kısa bir sürede saptanması,
- 2) Örneklerin kolay hazırlanması,
- 3) Bilgisayar destekli materyal tanımlaması,
- 4) Bilinen kristal yapılarından oluşan geniş veri dosyası (115).

Elde edilen sonuçlar, materyallerin kristal yapıları ve özellikleri arasındaki ilişkiyi açıklamak için kullanılmaktadır. Örnekteki bir kristal fazın varlığı spesifik bir yoğunlukta ve konumda, Bragg pikleri olarak gösterilmektedir. Birim hücrede atomların koordinatları veya kristal örgüde farklı alanların popülasyonu gibi atomik parametreler değiştirildiği zaman, bu değişim Bragg piklerinin yoğunluk ve konumlarını bu yeni faza uygun olarak etkilemektedir. Değişimler mikroskobik olduğunda, tane boyutu belli bir limitin altına indirildiğinde veya materyal gerildiğinde veya deforme olduğunda, yoğunluk ve konumlara ek olarak Bragg piklerinin şekilleri de etkilenmektedir (114).

Her kristalin bileşik, faz saptamasında kendine ait parmak izine sahip gibidir. Çünkü her kristal yapı X-ışınlarını farklı açılarda ve şiddetle kırıldığı için çok hassas biçimde analiz edilebilir (16).

2.15 Bağlanma Dayanımı Testleri

Bu testler yeni bir malzemenin in-vivo olarak kullanılabilir olup olmadığı hakkında tahmin yürütmede yardımcı olabilir. Dental malzemelerin mekanik özellikleri klinik performansları hakkında önceden bilgi veren yardımcı elemanlardır. Diş hekimliğinde kullanılan çeşitli materyallerde uygulanan farklı test yöntemlerinin farklı sonuçlar verebileceği göz önündedir (116).

2.15.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

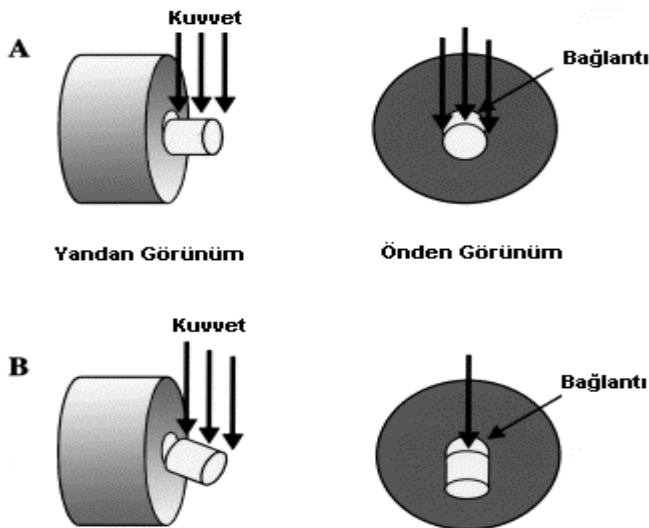
Tam seramik sistemlerde altyapı materyali ile üstyapı porseleni arasındaki bağlantı direncinin araştırılmasında kullanılan en temel testlerden biri makaslama bağlanma dayanımı testidir (1). Kırılgan yapılarından dolayı seramiklerin dayanıklılık testlerinin yapılması çok önemlidir. Bir seramik restorasyonun dayanıklılığının ağız içinde veya laboratuvar şartlarında test edilmesi deneysel şartların neden olduğu zorluklardan dolayı, güçtür (13).

Bu test; birbirine bağlanan iki materyalin arasındaki ayrılma gerçekleşene kadar makaslama kuvvetinin uygulanması şeklinde tanımlanır. Oldukça basit, uygulaması kolay ve hızlı sonuç alınabilen bir testtir.

İn-vitro bir test olan makaslama bağlantı testin kliniğe olan yararlarının artırılması için standardize edilmelidir. Substratın tipi, saklama koşulları, örneğin hazırlanması, yükleme uygulama oranı, kesitsel yüzey alanı ve araştırmacıların deneyimleri gibi

faktörler göz önüne alınması gereken önemli faktörlerdir. Bu konuların bazıları için parametreler 1994'de ISO standartları tarafından belirlenmiştir. Kırılgan materyallerde yük uygulama hızı elastik materyallere uygulanandan düşük olmalıdır. Bu yüzden makaslama bağlanma dayanımı testinde kullanılan diğer bir parametre, yükün uygulanma hızıdır. Bağlanma testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0.5 mm/dak olarak tercih edilmektedir. Bağlantı direnci, uygulanan yükün birim alana bölünmesi ile pound/inch², kg/cm², N/mm² (MPa) olarak ifade edilebilir (13).

Kuvvetin uygulandığı çeşitli uçlar mevcuttur; keski ya da dikdörtgen şeklinde olabilir. Makaslama bağlantı testi yapılacağı zaman örneğe yüzeysel ayırıcı kuvvet uygulayan keski şeklindeki uç kullanılmalıdır (117). Makaslama testi sırasında örneklere uygulanan işlemler şekil 2.2'de sırasıyla özetlenmiştir. Şekil 2.2 A'da uygulanan stres en son makaslama direncini aşmıştır ve üstyapı porseleni yüklemenin yapıldığı yönde bir bütün halinde uzaklaşmıştır. Bu tip durumda ayrılma makaslama kuvveti tarafından gerçekleşmiştir. Şekil 2.2 B iki materyal arasındaki bağlantı yükten daha güçlüdür ve makaslama kuvvetine karşı koyar. Bu örnekte uygulanan gerilim kuvveti kuvvete karşı koyan en son gerilim kuvvetini aşmıştır, üstyapı porseleni dönerek hareket etmiş ve ayrılma koheziv ve adezivin kombinasyonu şeklinde gerçekleşmiştir (69).



Şekil 2.3: Kesme testi (117)

2.16 Scanning Electron Microscopy (SEM) Analizi

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesini sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. Ayırım gücü, odak derinliği ve de görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı tarama elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM) araştırmalarda kullanılır (118).

SEM cihazının kullanımı esnasında, örnek yüzeyi primer bir elektron demeti ile taranır. Bu elektronlar diğerk tanecikleri uzaklaştırmak için örnekle etkileşime girerler. Bunların arasında görüntü oluşturmak için sıklıkla kullanılan sekonder elektronlar, kendilerini oluşturan elemente bağlı enerji seviyelerine sahip saçılan elektronlar ve yine element hakkında bilgi içeren X-ışınları vardır. Sekonder elektronlarla görüntü elde edilmesinde sekonder elektron dedektörüne ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak olur. Daha az elektronun dedektöre ulaştığı bölgelerde görüntü karanlıktır. Bu şekilde örnek topografisi hakkında bilgi veren gri tonlu görüntü elde edilir (99).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (TAUM) ve Özel Samsun Oluşum Çok Amaçlı Protez Laboratuvarında in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir.

3.1 Deney Gruplarının Oluşturulması

Zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıya farklı fırınlama uygulamalarının etkisini değerlendirmek için yaptığımız bu çalışmada, zirkonyum oksit esaslı bir alt yapı (Noritake Disc Alliance/ Kuraray Noritake Dental Inc.-Japan) (Şekil 3.1) ve üst yapı porseleni olarak iki farklı veneer porseleni (Noritake-Cerabien ZR/ Kuraray Noritake Dental Inc.-Japan ve Vita VM9/ VİTA Zahnfabrik H. Rauter GmbH &Co.KG-Germany) kullanılmıştır (Çizelge 3.1- 3.2) (62).

ZİRKONYA ALT YAPI	ÜRETİCİ FİRMA
Noritake Disc Alliance	Kuraray Noritake Dental Inc.-Japan
VENEER SERAMİK	
Vita VM9	VİTA Zahnfabrik H. Rauter GmbH &Co.KG-Germany
Noritake Cerabien ZR	Kuraray Noritake Dental Inc.-Japan

Çizelge 3.1: Çalışmada kullanılan malzemeler.

3.2 Zirkonya Esaslı Alt Yapının Elde Edilmesi

İlk olarak elde edilecek zirkonyum oksit alt yapı örnekler ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtildiği gibi, çapı 7 mm. ve kalınlığı 3 mm. olacak şekilde, bilgisayar ortamında çizimlerle, sinterize işlemi sonrası büzülme miktarı da dikkate alınacak şekilde programlanıp CAD/CAM ünitesine (Yena Makine San. ve Tic. Ltd. İstanbul/Türkiye) yüklenerek, diskler kazınmaya hazır hale getirilmiştir (Şekil 3.2). Daha sonra kazınmamış halde bulunan yarı sinterize bloklar CAM cihazının kazıma ünitesine yerleştirilip kazıma işlemi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.3-4). Kazıma işlemi

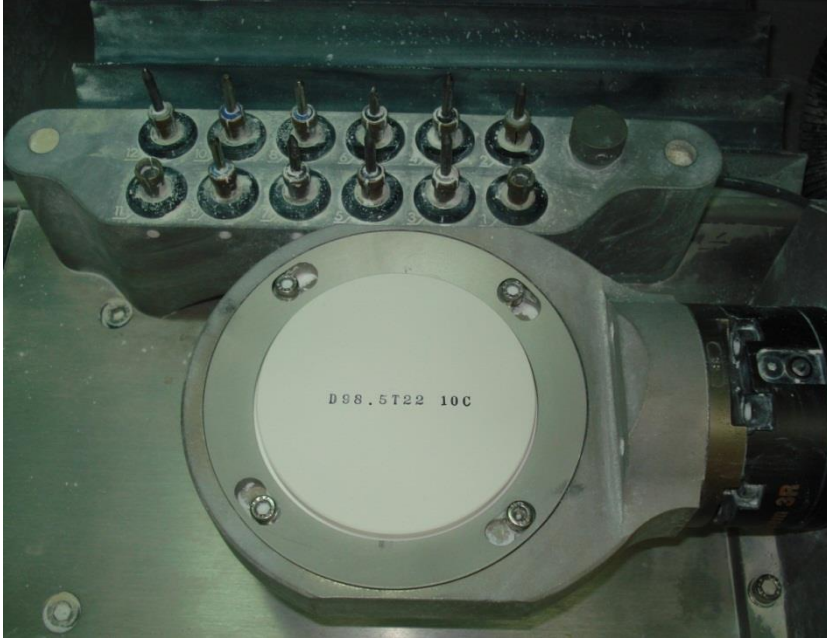
tamamlandıktan sonra örnekler konnektörlerinden ayrılarak sinterizasyon aşamasına geçilmiştir.



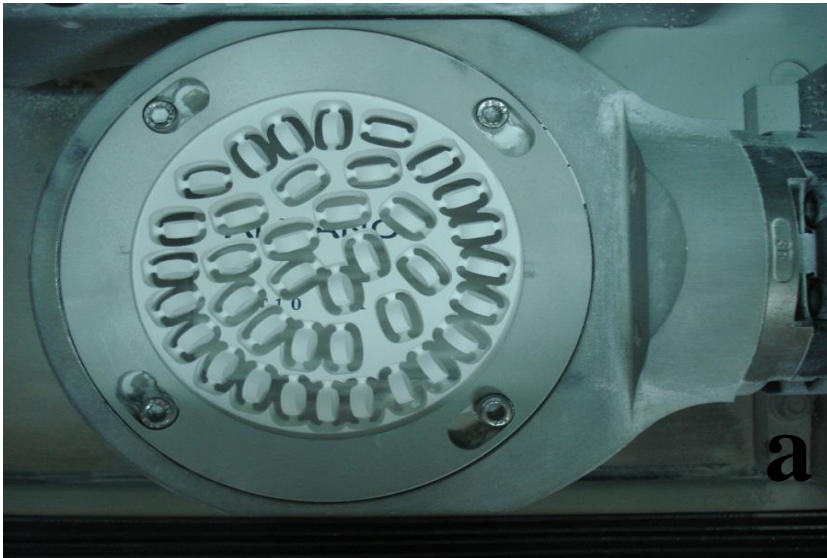
Şekil 3.1: Noritake Alliance yarı sinterize disk



Şekil 3.2: Örneklerin kazındığı CAM ünitesi



Şekil 3.3: Kazıma ünitesine yerleştirilen yarı sinterize ZrO_2 disk





Şekil 3.4 : a: Kazıma işlemi tamamlanmış ZrO_2 disk
b: Örneklerin konnektörlerinden ayrılmamış hali
c: Konnektörlerinden ayrılmış sinterlenmemiş örnek

	Noritake Alliance
ZrO ₂ içeriği	%95
Y ₂ O ₃ içeriği	%5
Termal genleşme katsayısı	10.0*10 ⁻⁶ /C
Blok kalınlığı	14 mm.
Blok çapı	98.5 mm.
Sinter durumu	Yarı sinterize
Film kalınlığı	0.6 mm.
Elastikiyet dayanımı	≥1.200 MPa
Faz dönüşüm oranı	%1
Sinterizasyon büzülmesi	Sabit

Çizelge 3.2: Çalışmada kullanılan zirkonya esaslı alt yapının özellikleri

Sinterizasyon programlarının alt yapı materyalinin özelliklerini, dolayısıyla üst yapı veneer porseleni ile olan bağlanma dayanımına olası etkilerini, özellikle soğuma hız farkları açısından değerlendirebilmek amacıyla sinterizasyon işlemi için P₁ ve P₅ olmak üzere iki farklı sinterizasyon programı tercih edilmiştir.

Üretici firmanın belirttiği ve sıklıkla sinterizasyon işlemi için tercih edilen P₁ programında sıcaklık ilk 2 saat sonunda 1100 °C ye, 3. saat sonunda 1400 °C ye ulaşmakta ve takip eden 2 saat boyunca bu sıcaklıkta sabit beklemektedir. Beklenen bu 2 saatin sonunda ise basamaksız olarak doğal soğumaya bırakılmaktadır. Doğal soğuma ise ortalama olarak 5 saat sürmektedir. Sonuç olarak program toplamda ortalama 9 saat sürmektedir (Çizelge 3.3). P₅ programında ise 2 saat sonunda sıcaklık 1100 °C ye yükselmekte, 3. saatin sonunda sıcaklık 1400 °C ye ulaşmakta ve takip eden 2 saat boyunca bu sıcaklıkta sabit beklemektedir. Daha sonra her bir saatte sıcaklık 100 °C düşmekte ve sıcaklık bu şekilde 200 °C olduğunda doğal soğumaya bırakılmaktadır. Ortalama 1 saat süren doğal soğuma ile beraber P₅ programı ise ortalama 18 saat sürmektedir (Çizelge 3.4). Daha önce kazınması tamamlanan örneklerden 72 adeti P₁ ve

72 adeti P₅ programında olmak üzere sinterizasyon fırınında (Protherm Furnaces/Turkey) ayrı ayrı sinterlenmiştir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5: a: Sinterizasyon fırını

b: Örneklerin sinterizasyon fırınına yerleştirilmesi

Geçen Süre	Fırının Sıcaklığı
2.saat	0-1100 C ⁰
3. saat	1400 C ⁰
4.saat	1400 C ⁰
5.saat	1400 C ⁰
Doğal Soğutma (Ortalama 5 saat)	Doğal Soğuma

Çizelge 3.3: P₁ sinterizasyon programı

Geçen Süre	Fırının Sıcaklığı
2. saat	0-1100 °C
3. saat	1400 °C
4. saat	1400 °C
5. saat	1400 °C
Kademeli soğutma (Ortalama 13 saat)	Her bir saatte 100 °C soğutma, 200 °C'ye ulaşıldıktan sonra doğal soğuma

Çizelge 3.4: P₅ sinterizasyon programı

Örnekler sinterlenme işlemi sonrasında 3 dakika ultrasonik olarak (Tecno Gaz Automatic Clean/Italy) temizlendi. Sinterlenme işlemi sonrasında örneklerin son boyutları dijital kumpasla ölçülmüştür (Şekil 3.6). Sinterlenmesi tamamlanan zirkonyum oksit esaslı alt yapı örnekler, standart bir yüzey oluşturabilmek için kalem uçlu kuşlama cihazıyla (Blastmate II; Ney, Yucaipa, CA), 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile 0,4 MPa basınç altında ve yüzeye 10 mm. uzaklıktan, 15 sn. süreyle kuşlama işlemine tabi tutulmuş (Şekil 3.7), kuşlama sonrası tüm örnekler üç dakika ultrasonik temizleme işlemiyle temizlenmişlerdir.



Şekil 3.6: a: Sinterlenmiş örneğin kalınlığının dijital kumpasla ölçülmesi
b: Sinterlenmiş örneğin çapının dijital kumpasla ölçülmesi

3.3 Üst Yapı Porseleninin Elde Edilmesi

İlk olarak zirkonya diskleri ve üzerine uygulanacak veneer seramiği taklit edecek metal kalıp hazırlanmıştır (Şekil 3.8). Daha sonra zirkonyum oksit alt yapılar metal kalıbın içerisine konulup (Şekil 3.9), bu levhanın üzerine veneer porseleni için hazırlanmış ikinci levha yerleştirilip (Şekil 3.10) her alt gruptaki alt yapılar üzerine, ISO/TR 11405 standartlarına uygun olarak, çapı 5 mm ve yüksekliği 3 mm olacak şekilde veneer porselen uygulanmıştır (Şekil 3.11). Metal kalıbın vidaları açılarak örnekler kalıptan çıkarılarak veneer porselenler üretici firma talimatlarına uygun olarak (Çizelge 3.5), programlanabilen vakumlu porselen fırınında pişirilmeye başlanmıştır (Şekil 3.12).

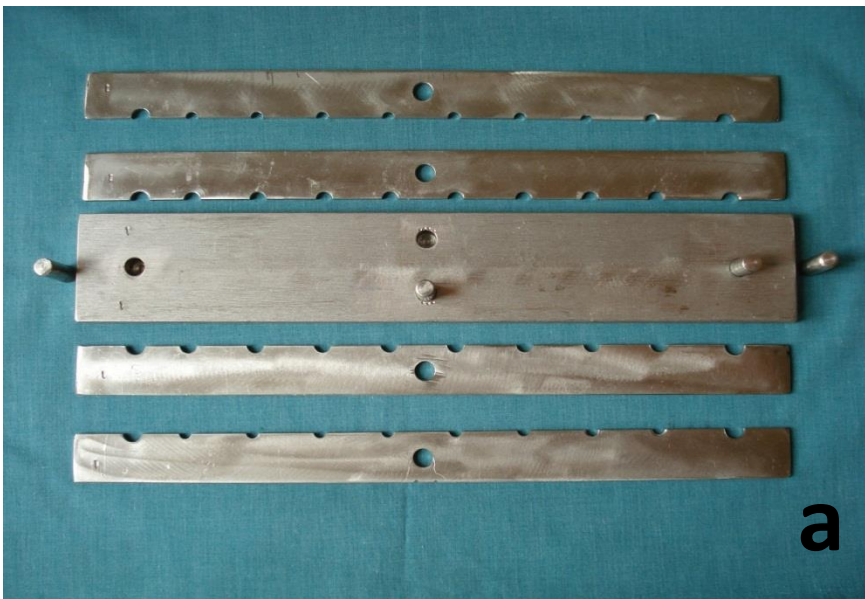
Noritake – CZR veneer porselen için üretici firmanın önerdiği fırınlama programı, fırın ısısının ön kurutma sıcaklığı olan 600 °C' ye ulaşması ve bu sıcaklıkta 5 dakika bekleme süresinin ardından, her bir dakikada ısı artışı 45 °C olacak şekilde, fırının maksimum pişirme düzeyi olan 930 °C sıcaklığa çıkması şeklindedir.

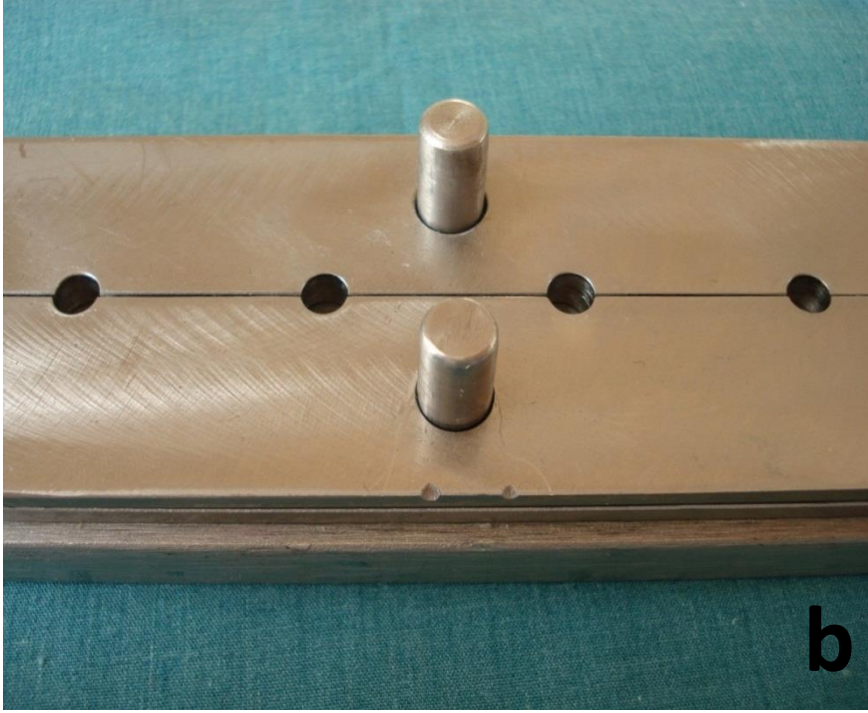
Porselen 930 °C' de 1 dakika süreyle kaldıktan sonra iki aşamalı olan (yavaş) soğutma basamağına geçilmektedir. İlk aşamada tabla bir miktar aşağı inip bu seviyede 4 dakika bekletildikten sonra ikinci aşamada tamamen aşağı indirilip oda ısısında soğumaya bırakılmaktadır.

Vita VM9 veneer porseleni için üretici firmanın önerdiği fırınlama programı ise, fırın ısısının ön kurutma sıcaklığı olan 500 °C' ye ulaşması ve bu sıcaklıkta 6 dakika bekleme süresini takiben her bir dakikadaki ısı artışı 55 °C olacak şekilde maksimum pişirme düzeyi olan 910 °C sıcaklığa çıkması şeklindedir.

Porselen 910 °C de 1 dakika süreyle kaldıktan sonra tek aşamalı olan (hızlı) soğutma basamağına geçilir ve tabla hiçbir bekleme süresi olmadan tamamen aşağı inerek oda ısısında soğumaya bırakılmaktadır.

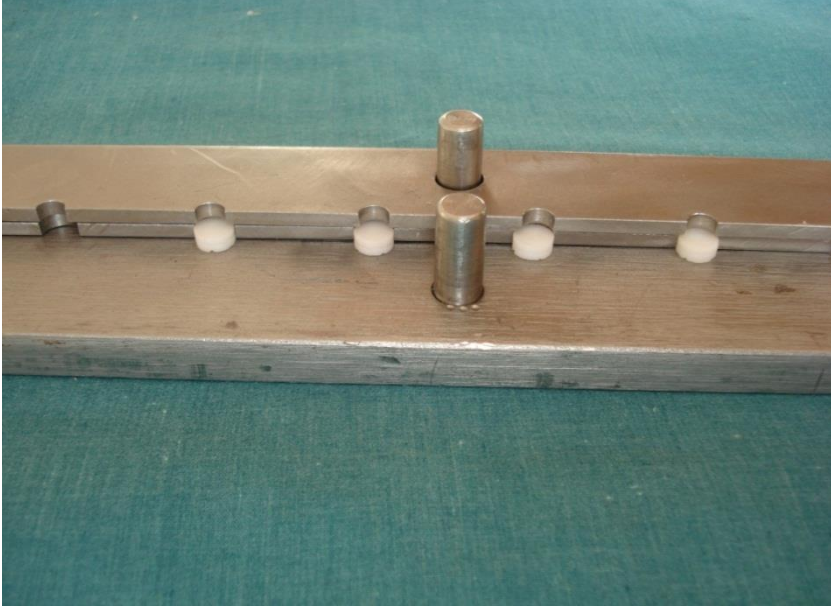
Zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıya farklı fırınlama uygulamalarının etkisini değerlendirmek için yaptığımız bu çalışmada, zirkonyum oksit alt yapıların sinterleme sürecinde olduğu gibi üst yapı veneer porseleninin fırınlama işlemlerini takiben farklı soğuma hızlarının etkilerini de değerlendirmek amacıyla yavaş ve hızlı olacak şekilde iki farklı soğutma prosedürü bu şekilde uygulanmıştır.



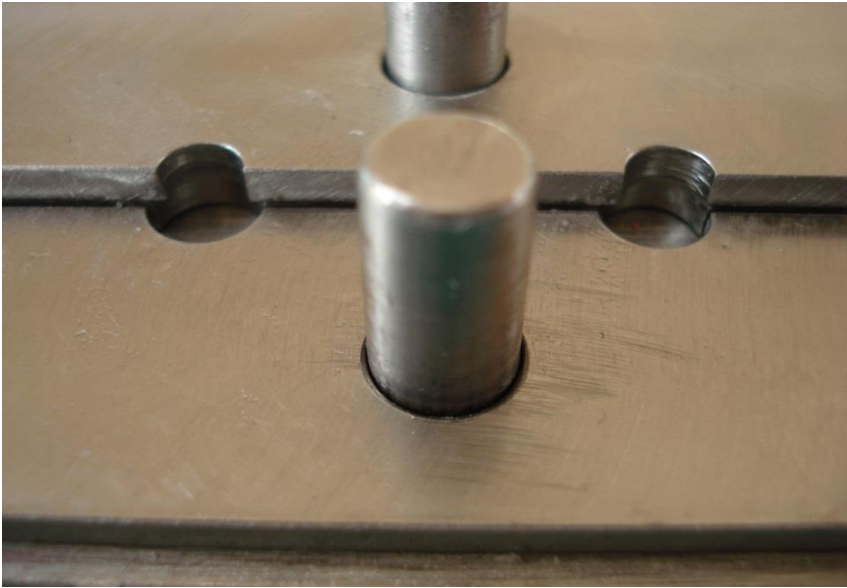


Şekil 3.8: a: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp parçaları

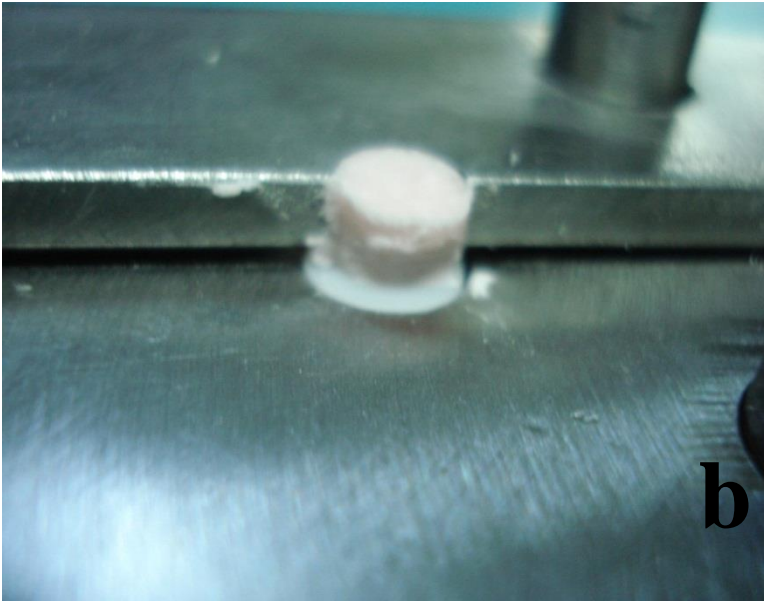
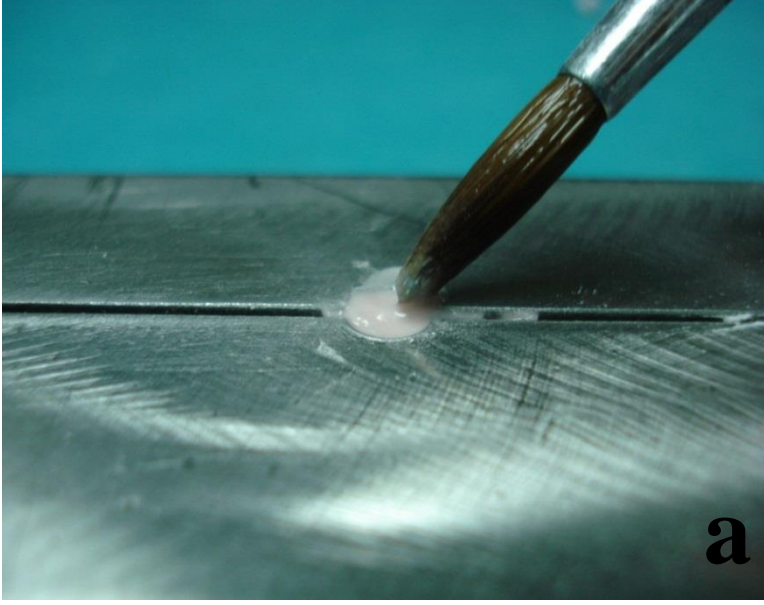
b: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıbın son hali



Şekil 3.9: ZrO₂ alt yapının metal kalıba yerleştirilmesi



Şekil 3.10: Veneer seramik uygulamasında kullanılacak olan üst metal kalıp parçası



Şekil 3.11: a: Üst yapı veneer seramiğın uygulanması

b: Üst yapı veneer seramiğın uygulanmış son hali

	P(C ⁰)	D(dk)	t(C ⁰ /dk)	F(C ⁰)	H(dk)	C(dk)
Noritake CZR	600	5	45	930	1	4
Vita VM9	500	6	55	910	1	0

Çizelge 3.5 : Noritake CZR ve Vita VM9 seramiklerinin pişirilme programları

P⁰(C): Ön kurutma sıcaklığı.

D(dk): Ön kurutmada kalma süresi.

t⁰(C/dk): Ön kurutma süresinden sonra fırının maksimum sıcaklığa ulaşıncaya kadarki her dakikada ki ısı artışı.

F⁰(C): Fırının çıktığı maksimum sıcaklık.

H(dk): Fırının maksimum sıcaklıktaki bekleme süresi.

C(dk): Soğutma süresi.



Şekil 3.12: Programlanabilen fırın

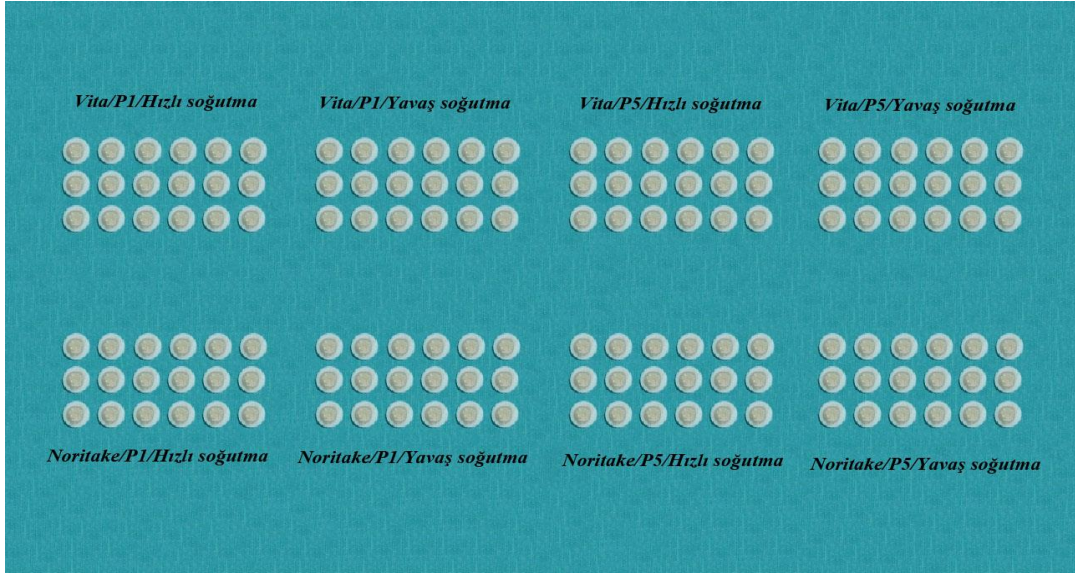
3.4. Termal Siklus Uygulaması

Farklı fırınlama programları uygulanarak elde edilen örneklerin yarısına termal siklus uygulanmış, diğer yarısına ise herhangi bir işlem uygulanmamıştır. Bu test, en düşük 5 °C ve en yüksek 55 °C aralığında, ortalama 60 sn. bekletme süresinde 5.000 devir olacak şekilde termal siklus cihazında (Gökçeler Makine Tic. Ve San. Ltd. Şti. Sivas/Türkiye) gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.13).



Şekil 3.13: a: Termal siklus cihazı

b:Uygulanan test sayısı

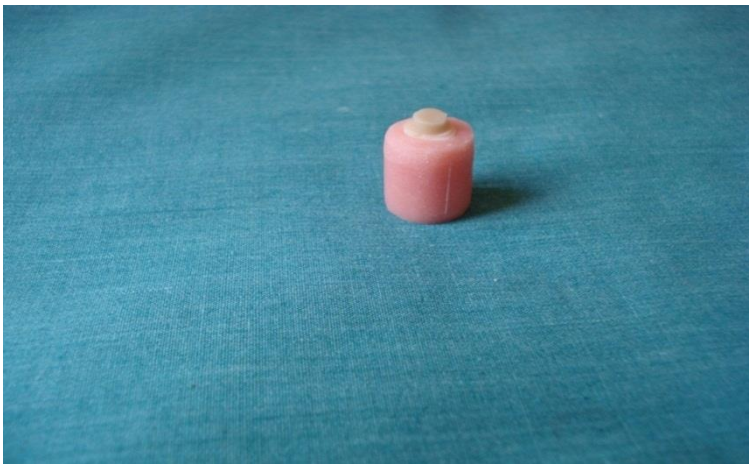


Şekil 3.14: Sinterlenmesi ve veneerlenmesi bitmiş örneklerin tümü

3.5 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Yapılması

Test öncesinde örnekler, 37 ± 1 °C’ de 24 saat süreyle distile su banyo cihazında (Nüve BM 302- Nüve Sanayii Malzemeleri İmalat ve Ticaret A.Ş Ankara/Türkiye) bekletilmiştir (Şekil 3.16).

Oluşturulan zirkonyum-seramik örnekler (Şekil 3.14), çapı 14 mm., yüksekliği 12 mm. olan rijit plastik kalıplar içinde akrilik rezinlere gömülerek test düzeneğine yerleştirilmiştir (Şekil 3.15).



Şekil 3.15: Bağlanma testi öncesi akrilik rezine gömülmüş örnek



Şekil 3.16 a: Distile su banyosu

b: Distile su banyo programı

Daha sonra örnekler Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Araştırma Laboratuvarı'nda, Universal test cihazında (Lloyd instruments LF Plus segensworth Fareham/England) 0,5mm/dak. kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutulmuştur (Resim 3.17). Kesme işlemini yapacak bıçak ucu, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtildiği şekilde 1 mm. kalınlığında ve künt olacak

şekilde hazırlanmıştır. Bıçak ucu, örneklerdeki veneer porselen yüzeyiyle 90° lik bir açı yapacak şekilde yerleştirilmiş (Resim 3.18), kuvvetler Newton (N) olarak ölçülerek, birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapascal (MPa) değerlerine çevrilmiştir.

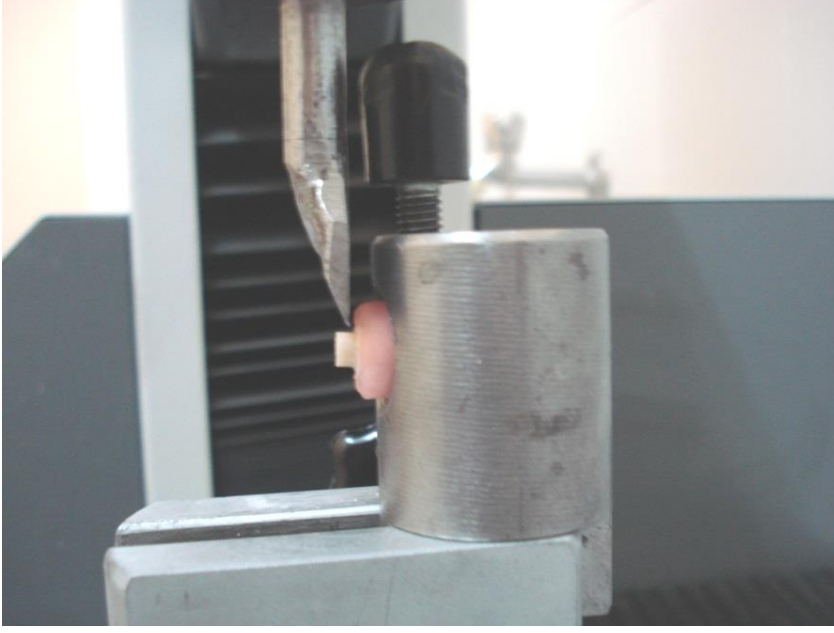
$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

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

r = bağlanma yüzeyinin çapı



Şekil 3.17: Universal test cihazı (Lloyd instruments LF Plus segensworth Fareham/England)

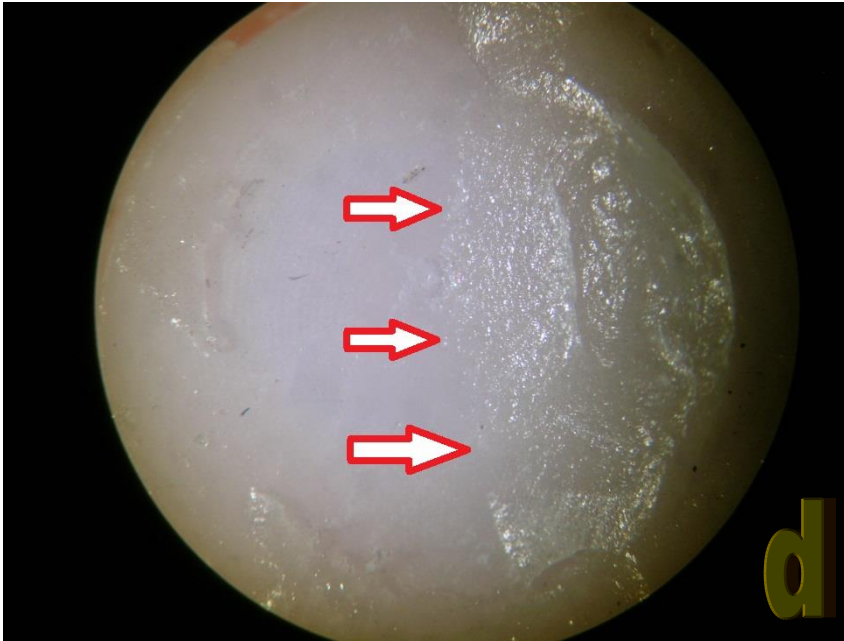
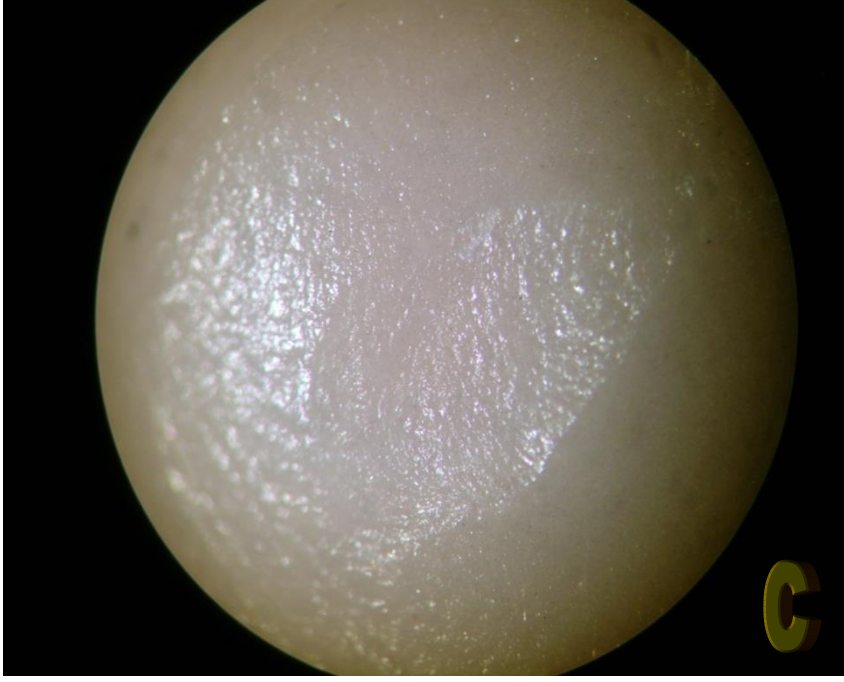


Şekil 3.18: 90⁰ açı ile test cihazına yerleştirilen örnek

3.6 Kopma Şekillerinin İncelenmesi

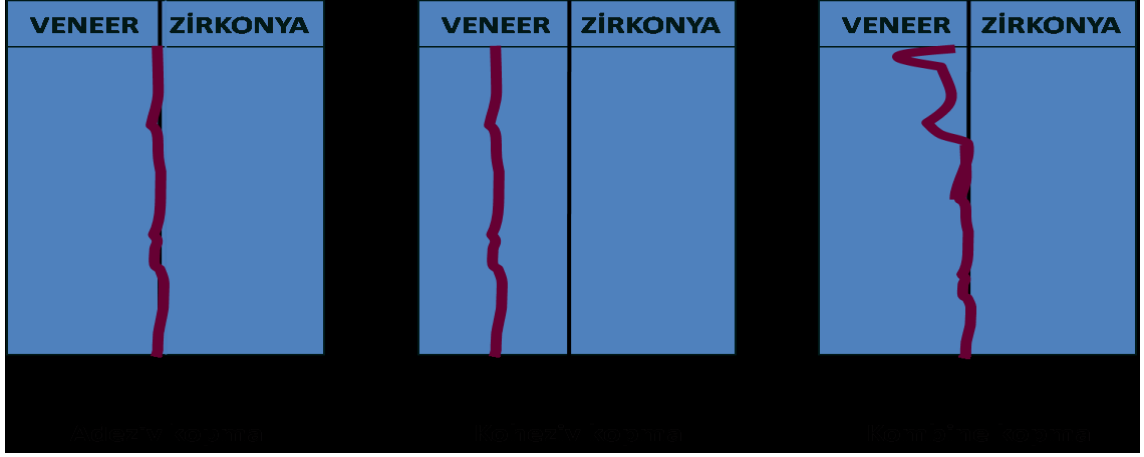
Tüm örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testinden sonrasındaki kopma şekilleri, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tedavi Anabilim Dalı Laboratuvarında stereo mikroskop altında, 40 büyütmede incelenmiştir (SMZ 800, Nikon, Tokyo, Japonya) (Şekil 3.19). Oluşan kopma şekilleri; veneer seramiğin zirkonya alt yapıdan tamamen ayrıldığı adeziv kopma, veneer seramiğin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv kopma ve her iki kırılma tipinin de gözlemlendiği kombine kopma (adeziv + koheziv) olarak sınıflandırılmıştır (Şekil 3.20).





Şekil 3.19: a:Stereo mikroskop (SMZ 800, Nikon, Tokyo, Japonya)

- b: Adeziv kopma
- c: Kombine kopma
- d: Koheziv kopma



Şekil 3.20: Kesme deneyi sonrasında görülen kopma şekilleri

3.7 Taramalı elektron mikroskop (SEM) incelemesi

SEM analizleri Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma Uygulama Merkezi Araştırma Laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu (LeO 440-7060, England) ile yapılmıştır (Şekil 3.21).



Şekil 3.21: SEM cihazı

SEM analizi yapılmadan önce, örnekler kurutulup alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlenmiştir (Şekil 3.22). Altın kaplama cihazı (Polaron Coating Systems, Polaron Instruments Inc., Hatfield, USA) (Şekil 3.23) kullanılarak örneklerin yüzeyi 200 Å kalınlığında altın ile kaplanmıştır.



Şekil 3.22: Alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlenmiş örnekler



Şekil 3.23: Polaron altın kaplama cihazı

3.8 X-ray Difraktometre Analizi

Örneklerin kristal yapı analizleri, monokromatik CuK α ışını kullanan X-ray difraktometre cihazı (Bruker AXS D8 Advance, England) ile yapılmıştır (Şekil 3.24). Örnek yüzeyinde, 0,5 adım aralığıyla, 20° - 40° 2θ açıları arasında tarama işlemi yapılarak X-ray difraksiyonu sonucu bulunan yoğunluk değerleri kaydedilmiştir. Her örnekte, yoğunluğun arttığı bölgelerde gözlenen en yüksek değer ve bu değerlerin gözlendiği 2θ açıları belirlenmiştir.



Şekil 3.24: a:X-ray difraktometre cihazı

b:Örneklerin XRD cihazının ölçümü

3.9 İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizler SPSS (Statistical package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, ABD) bilgisayar paket programının 14.0 versiyonu kullanılarak yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde ortalama, standart sapma gibi tanımlayıcı istatistiksel analizler kullanılmıştır. Farklı fırınlama uygulamaları sonucu elde edilen bağlanma kuvveti değerlerinin birbirleri ile karşılaştırılmasında iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi (Mann Whitney U) kullanılarak istatistiksel analizlerin sonuçları $p < 0.05$ anlamlılık düzeyine göre değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları

Bağlanma yüzeyinde kumlama işlemleri yapılarak standardizasyonu sağlanan Noritake Alliance zirkonyum oksit alt yapılar, P₁ ve P₅ programlarıyla sinterlenerek, üst yapılarına standart pişirilmelerini takiben hızlı – yavaş soğutma prosedürü ile iki farklı veneer porseleni uygulanarak bağlanma kuvveti testi için hazır hale getirildi. Bu örneklerden elde edilen bağlanma kuvveti değerlerinin analizi için, iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi (Mann Whitney U) kullanılmıştır.

4.2 Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Analizi

Makaslama bağlanma dayanımına ait verilerin ortalama ve standart sapma sonuçları, Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2 de gösterilmiştir. Bütün veriler dikkate alındığında elde edilen en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değeri (25,57±0,64 MPa), P₅ sinterleme programında hazırlanan zirkonyum alt yapılar yavaş soğutma işlemiyle uygulanmış Vita VM9 veneer porselen grubunda termal siklus işlemi öncesi elde edilmiştir. En düşük makaslama bağlanma değeri (19,75±0,80 MPa) ise P₁ sinterleme programında hazırlanan zirkonyum alt yapılar hızlı soğutma işlemi ile uygulanmış Noritake CZR veneer porselen grubunda termal siklus işlemi sonrası elde edilmiştir.

Zirkonya alt yapılar için üretici firmanın belirttiği ve sıklıkla sinterizasyon işleminde tercih edilen P₁ programı ve üst yapı veneer porseleni içinse Noritake CZR veneer porseleni için üretici firmanın önerdiği yavaş soğutma (4 dak.) süresini içeren fırınlama uygulaması ile Vita VM9 veneer porseleni için üretici firmanın önerdiği hızlı soğutma (0 dak.) sürecini içeren fırınlama uygulaması bu çalışma grupları için kontrol grubu olarak kabul edilmiştir.

Noritake CZR nin kontrol grubu olan P₁+Noritake CZR+Yavaş soğutma grubunun makaslama bağlanma dayanımı değeri 23,31 MPa iken, P₁+Noritake CZR+Hızlı soğutma grubunun makaslama bağlanma dayanımı 22,55 MPa bulunmuş ve bu değerler arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlılık göstermiştir (p=0,006) (p<0,05).

Vita VM9 veneer porseleninin kontrol grubu olan P₁+Vita VM9+Hızlı soğutma grubunun makaslama bağlanma dayanımı değeri 23,66 MPa iken, P₁+Vita VM9+Yavaş

soğutma grubunun makaslama bağlanma değeri 24,26 MPa bulunmuş ve bu değerler istatistiksel olarak anlamlılık göstermemiştir ($p=0,122$) ($p>0,05$).

Yavaş soğutma sürecini içeren fırınlama uygulamasının, P₁ programında sinterlenmiş alt yapı üzerine uygulanmış veneer porselen gruplarının makaslama bağlanma dayanımına olası etkileri karşılaştırıldığında P₁+Noritake CZR+Yavaş soğutma (kontrol) grubuna ait değer 23,31 MPa, P₁+Vita VM9+Yavaş soğutma grubuna ait değerin ise 24,26 MPa olduğu görülmüştür. Bu gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlılık göstermiştir ($p=0,006$) ($p<0,05$). P₁+Vita VM9+Hızlı soğutma (kontrol) grubu ile, P₁+Noritake CZR+Hızlı Soğutma gruplarına ait bağlanma dayanımı değerleri ise sırasıyla 23,66 MPa ve 22,55 MPa olarak bulunmuştur. Yine bu gruplar arasındaki farklılık da istatistiksel yönden anlamlı bulunmuştur ($p=0,004$) ($p<0,05$).

Zirkonya alt yapıların sinterlenmesi sürecinde farklı sinterleme süre tercihlerinin alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlanma dayanımı üzerine olası etkilerini değerlendirmek amacıyla P₁ ve P₅ programında sinterizasyonu gerçekleştirilmiş olan gruplar birbirleriyle karşılaştırıldığında P₁+Noritake CZR+Yavaş soğutma (kontrol) grubunun 23,31 MPa, P₅+Noritake CZR+Yavaş soğutma grubunun ise 24,34 MPa değer sergilediği görülmüştür. Bu gruplar arasındaki farklılık istatistiksel yönden anlamlılık göstermiştir ($p=0,001$) ($p<0,05$). P₁+Vita VM9+Hızlı soğutma (kontrol) grubu ile, P₅+Vita VM9+Hızlı soğutma gruplarına ait bağlanma dayanımı değerleri ise sırasıyla 23,66 MPa ve 25,12MPa olarak bulunmuş olup yine bu gruplar arasındaki farklılık da istatistiksel yönden anlamlı bulunmuştur ($p=0,009$) ($P<0,05$).

Sinterleme Programı	Üst Yapı Veneer Porselen	Veneer Porselen Soğutma Prosedürü	Termal Siklus	Ortalama Değer (MPa)
P₁	Vita VM9	Hızlı (0 dak.)	Yok	23,66±0,73
		Hızlı (0 dak.)	Var	20,80±0,73
		Yavaş (4 dak.)	Yok	24,26±0,56
		Yavaş (4 dak.)	Var	21,47±0,73
	Noritake CZR	Hızlı (0 dak.)	Yok	22,55±0,46
		Hızlı (0 dak.)	Var	19,75±0,80
		Yavaş (4 dak.)	Yok	23,31±0,53
		Yavaş (4 dak.)	Var	20,94±0,77

Çizelge 4.1: P₁ sinterleme grubunda Vita VM9 ve Noritake CZR veneer porselenlerinin TS öncesi ve sonrası bağlanma dayanımı değerleri

Sinterleme Programı	Üst Yapı Veneer Porselen	Veneer Porselen Soğutma Prosedürü	Termal Siklus	Ortalama Değer (MPa)
P₅	Vita VM9	Hızlı (0 dak.)	Yok	25,12±0,99
		Hızlı (0 dak.)	Var	22,12±0,80
		Yavaş (4 dak.)	Yok	25,57±0,64
		Yavaş (4 dak.)	Var	22,39±0,80
	Noritake CZR	Hızlı (0 dak.)	Yok	23,80±0,54
		Hızlı (0 dak.)	Var	20,89±0,53
		Yavaş (4 dak.)	Yok	24,34±0,37
		Yavaş (4 dak.)	Var	21,89±0,58

Çizelge 4.2: P₅ sinterleme grubunda Vita VM9 ve Noritake CZR veneer porselenlerinin TS öncesi ve sonrası bağlanma dayanımı değerleri

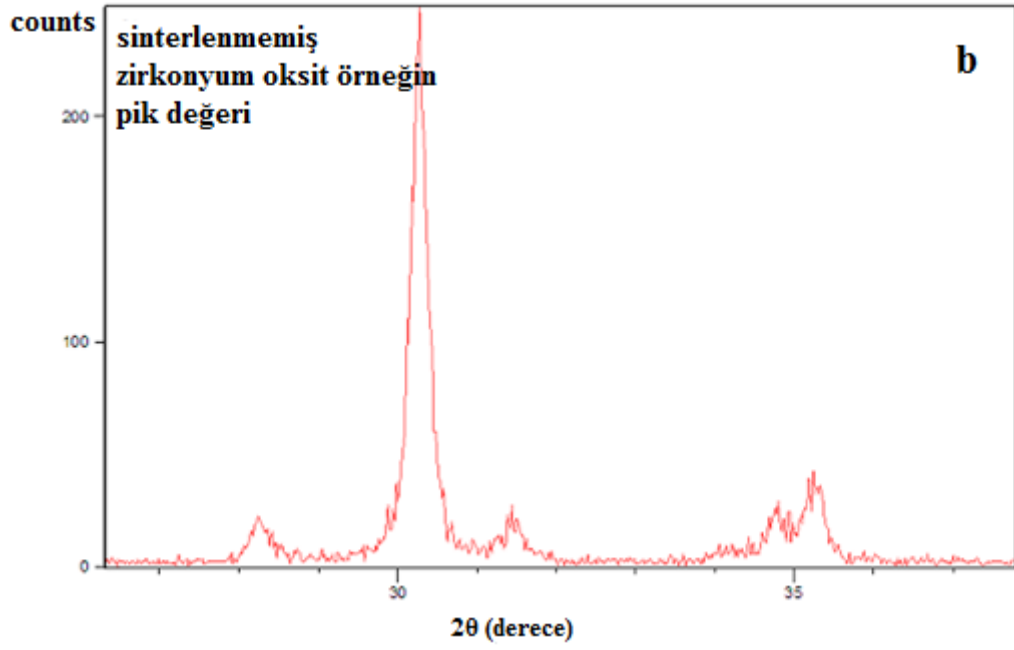
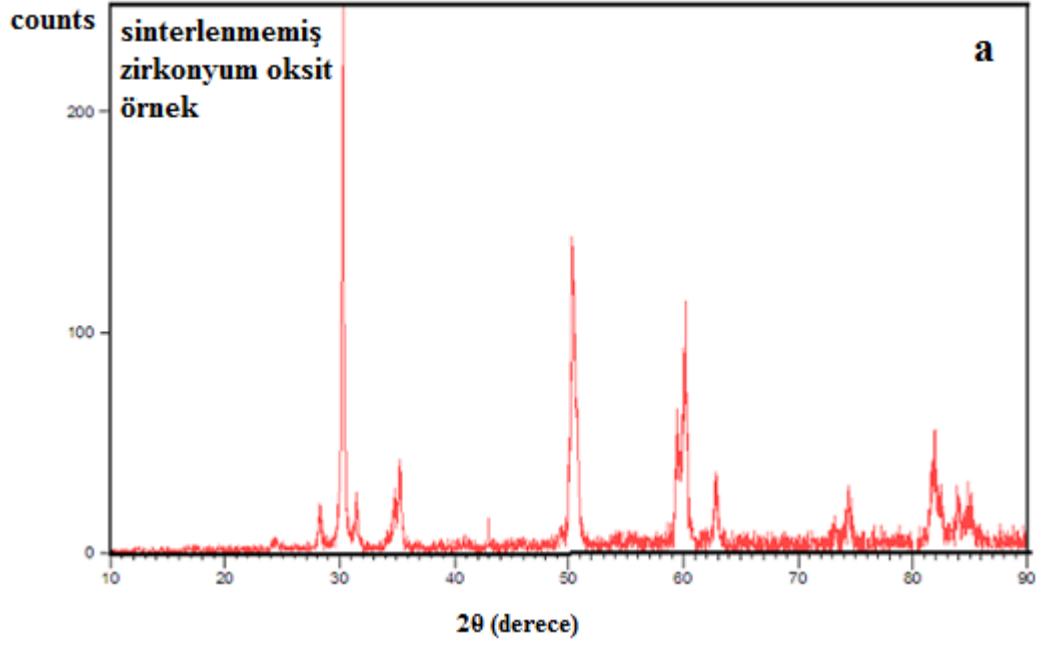
4.3 X-ray Difraktometre Analizi

Örneklerin X-ray difraktometre analizleri sonucu, yapılarındaki zirkonyanın niteliği ve tanecik boyutları tespit edilmiştir (Çizelge 4.3). Analiz sonucunda alt yapıya ait ZrO₂ materyalinin sinterlenmemiş (Şekil4.1), P₁ (Şekil 4.2) ve P₅ (Şekil 4.3) programları ile sinterlenmiş örneklerin faz değişimleri grafiklerde görülmektedir. Hem analiz sonucu elde edilen ham dataların tablodaki sayısal değerleri hem de grafikler incelendiğinde P₁ ve P₅ gruplarında yapının tamamen tetragonal yapıya geçtiği görülmektedir. Tanecik boyutları incelendiğinde ise P₅ te tanecik boyutu 0.620 µm olarak ölçülürken P₁ de 0,512 µm. olarak ölçülmüştür (Şekil 4.4).

No.	Pos. [°2Th.]	Rel. Int. [%]	Height [cts]	Taneboyutu
P1	30,1631	100,00	502,80	0.512
P5	30,2089	100,00	371,62	0.620
P0	30,2637	100,00	234,80	

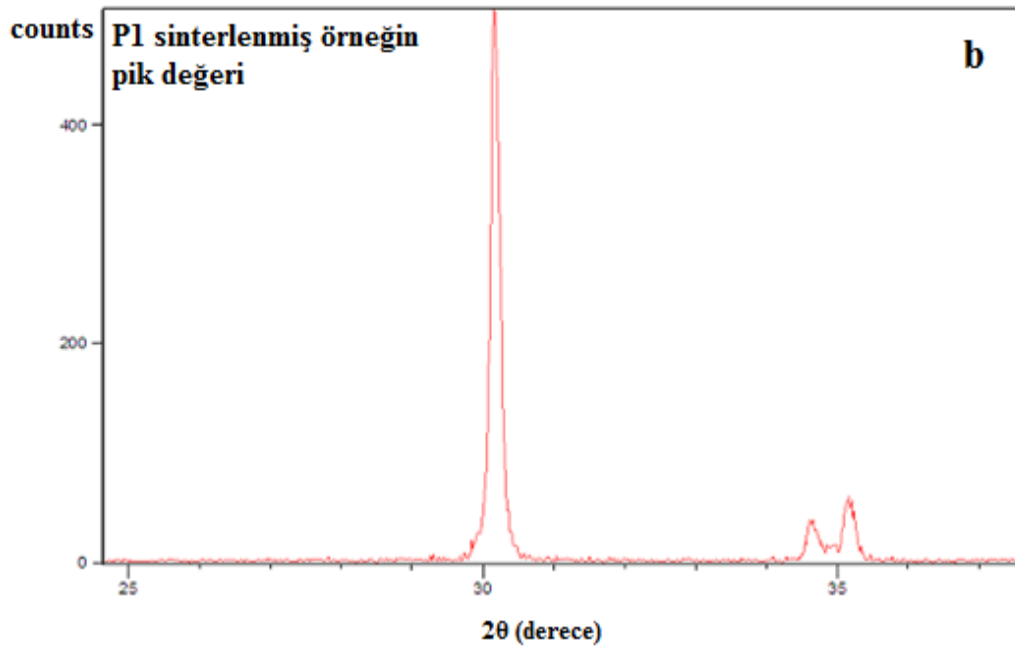
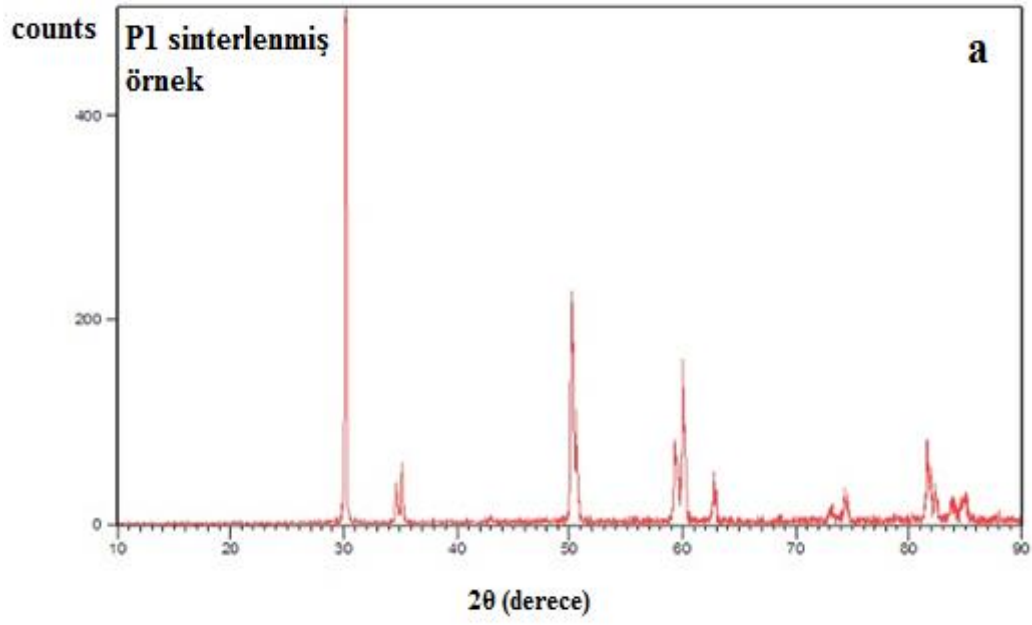
Çizelge 4.3: X-ray difraktometre analizi sonucu elde edilen ham datalar

Tabloda da görüldüğü gibi P₁ sinterlenmiş örnekte 2θ açısında 30,1631 derecede 100 pikinde, yüksekliği 502,80 cts çıkmıştır. Yine aynı tabloda P₅ sinterlenmiş örnekte ise 2θ açısında 30,2089 derecede 100 pikinde, yüksekliği 371,62 çıkmıştır. Daha uzun sürede ve daha yavaş soğutulma yönteminin tercih edildiği P₅ programında hazırlanan örneklerin X ışınları piklerinin daha düşük olduğu gözlenmiştir.



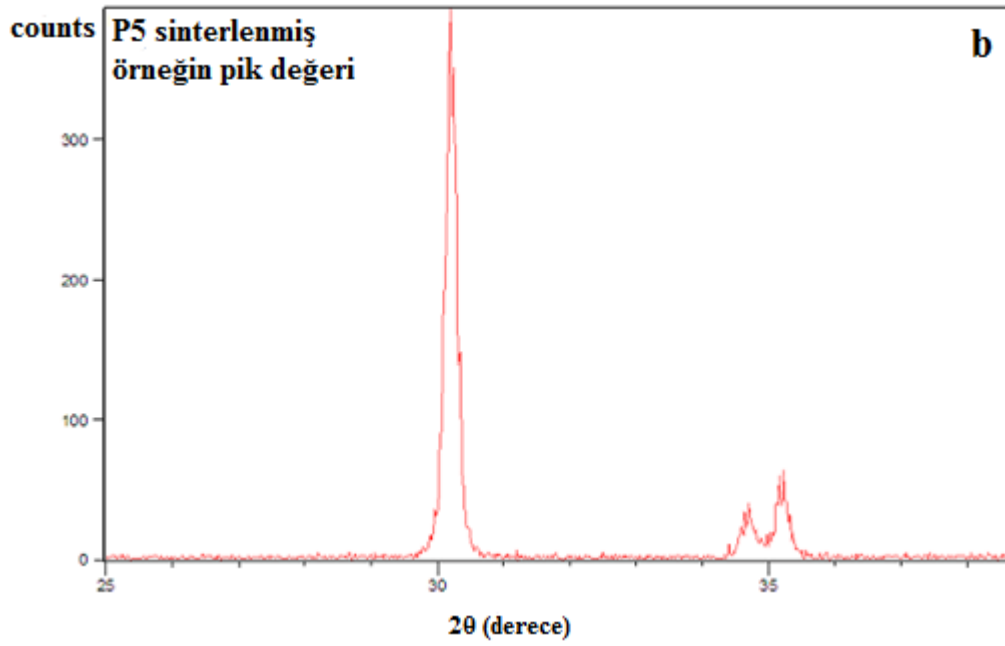
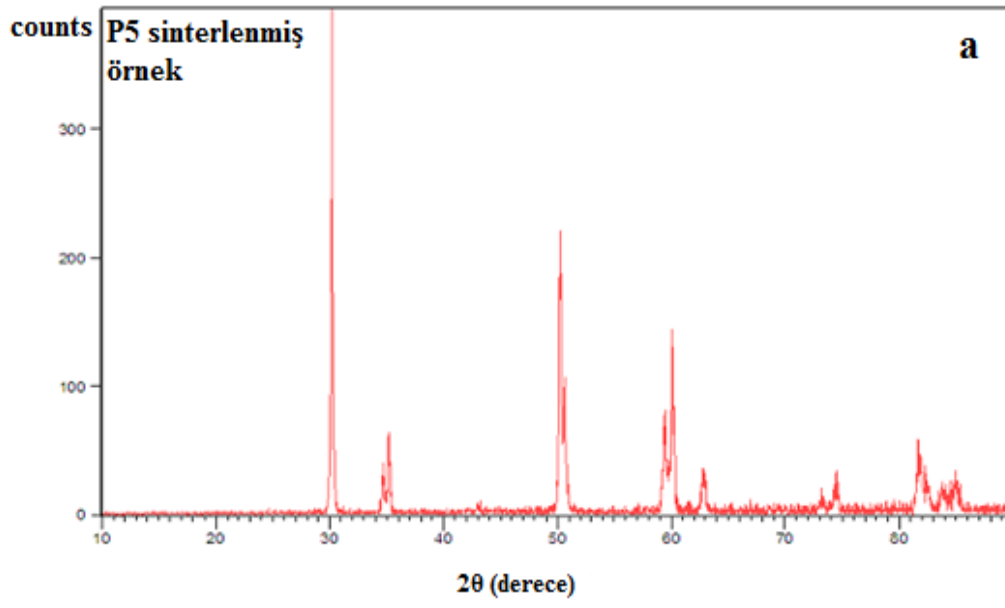
Şekil 4.1 a: Yarı sinterize ZrO_2 örneğın X-RD ham datası

b: 2 θ açısında pık değeri



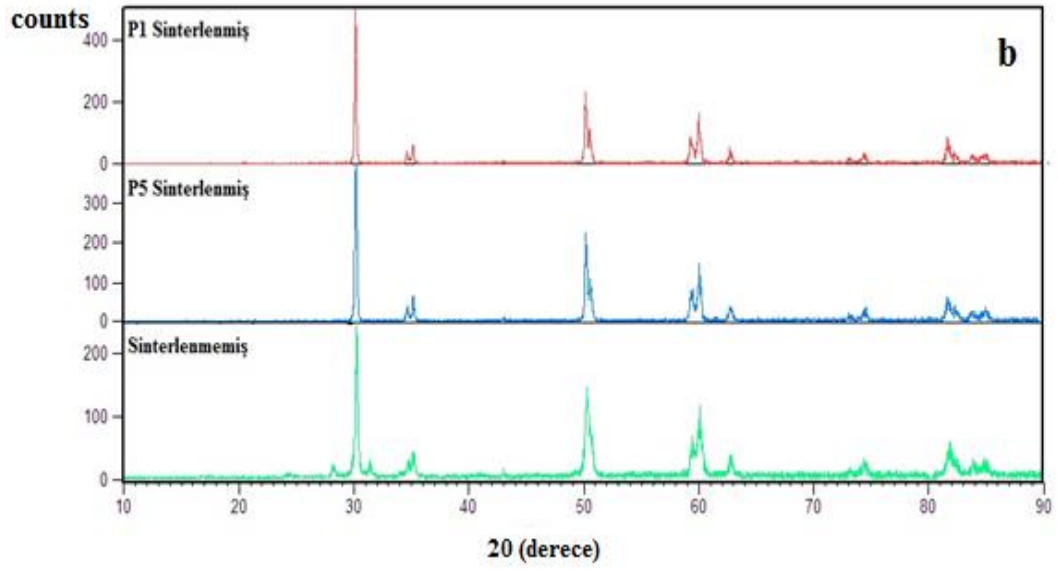
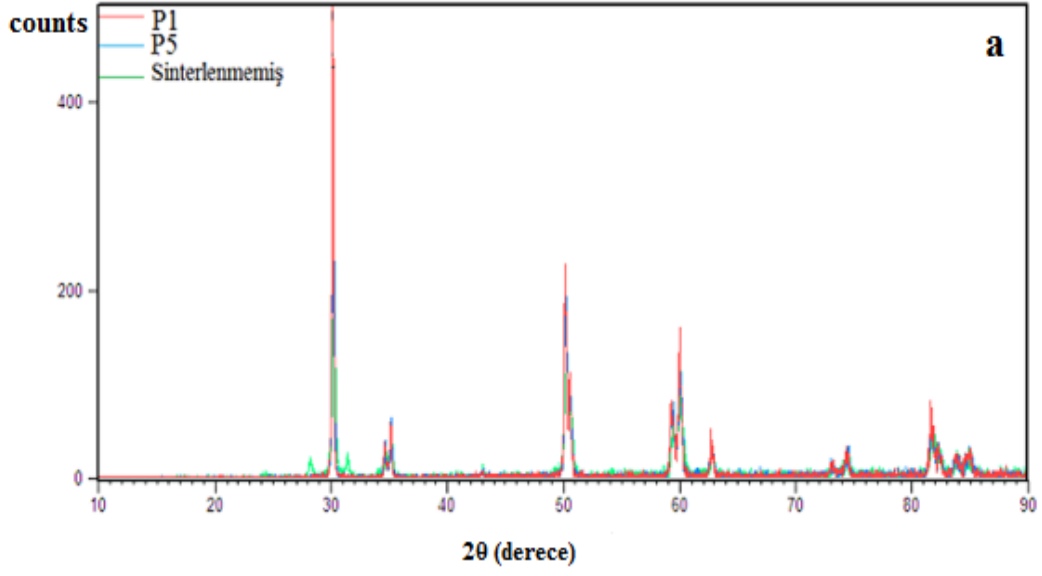
Şekil 4.2 a: P₁ sinterize ZrO₂ örneğin X-RD ham datası

b: 2 θ açısında pik değeri



Şekil 4.3 a: P₅ sinterize ZrO₂ örneğin X-RD ham datası

b: 2 θ açısında pik değeri

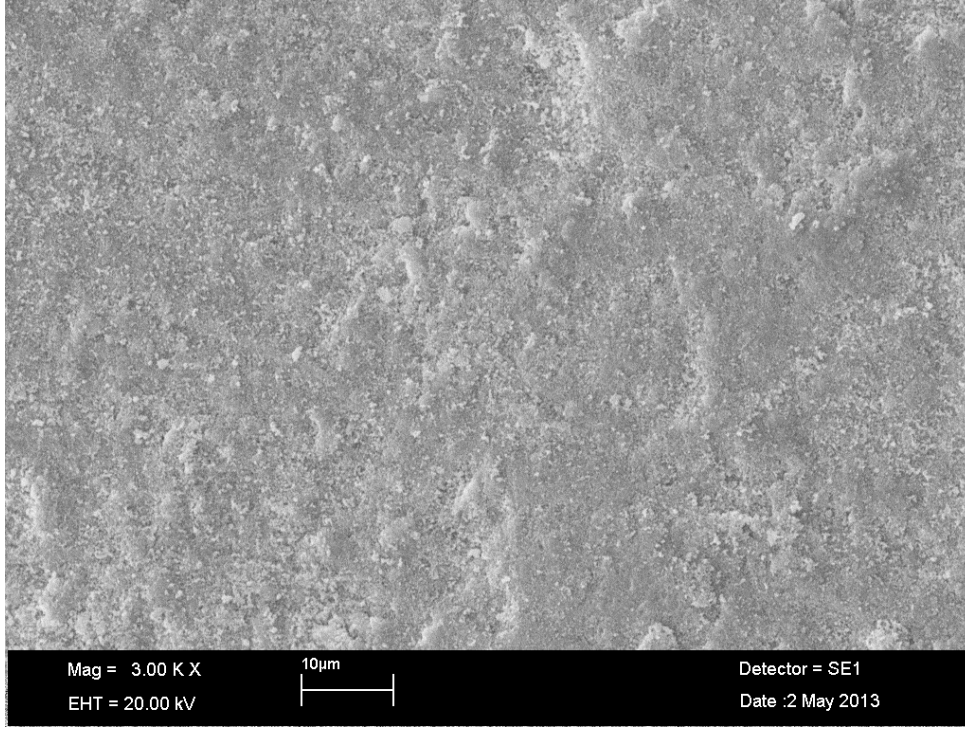


Şekil 4.4 a: P₁, P₅ ve sinterlenmemiş örneklerin X-RD ham datalarının birlikte karşılaştırılması

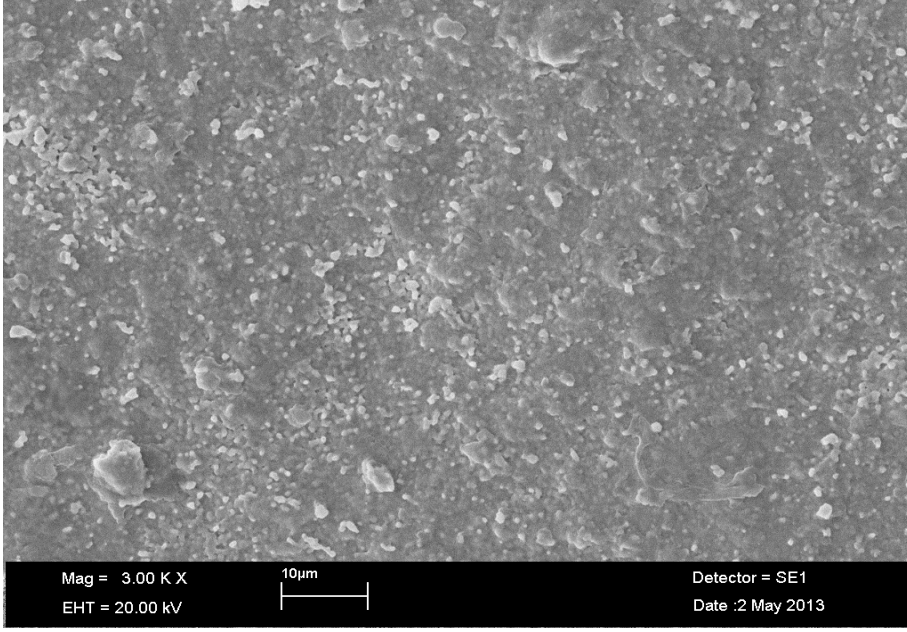
b: P₁, P₅ ve sinterlenmemiş örneklerin X-RD ham datalarının ayrı ayrı karşılaştırılması

4.4 Örneklerin SEM Görüntüleri

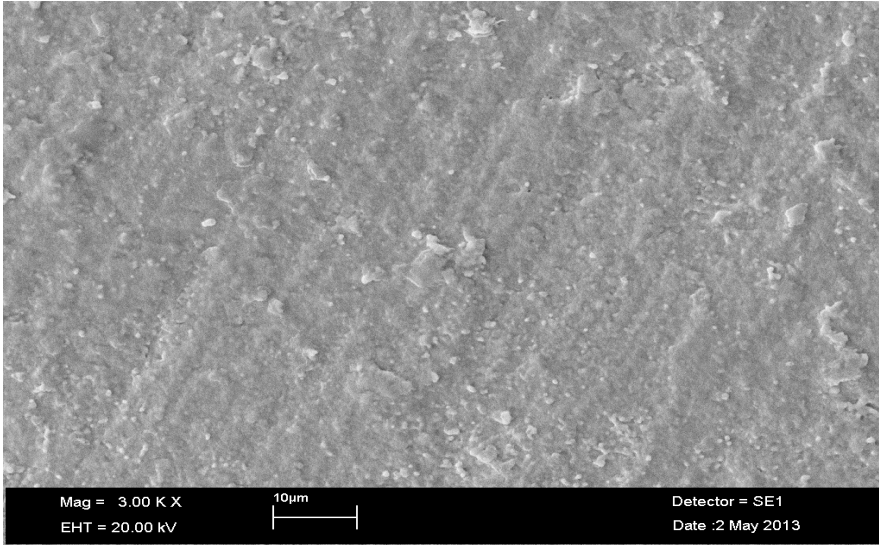
Zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıya farklı fırınlama uygulamalarının etkisini araştırdığımız çalışmamızda; sinterize öncesi, sinterize sonrası ve kopma şekilleri için daha tanımlayıcı olmaları sebebiyle x3.000 ve x10.000 büyütmelerdeki görüntüler kullanılmıştır. Elde edilen SEM fotoğrafları şekil 4.5- 4.18’te verilmiştir.



Şekil 4.5: Sinterlenmemiş zirkonyum oksit alt yapı örneklerin x3.000 büyütmedeki görüntüsü

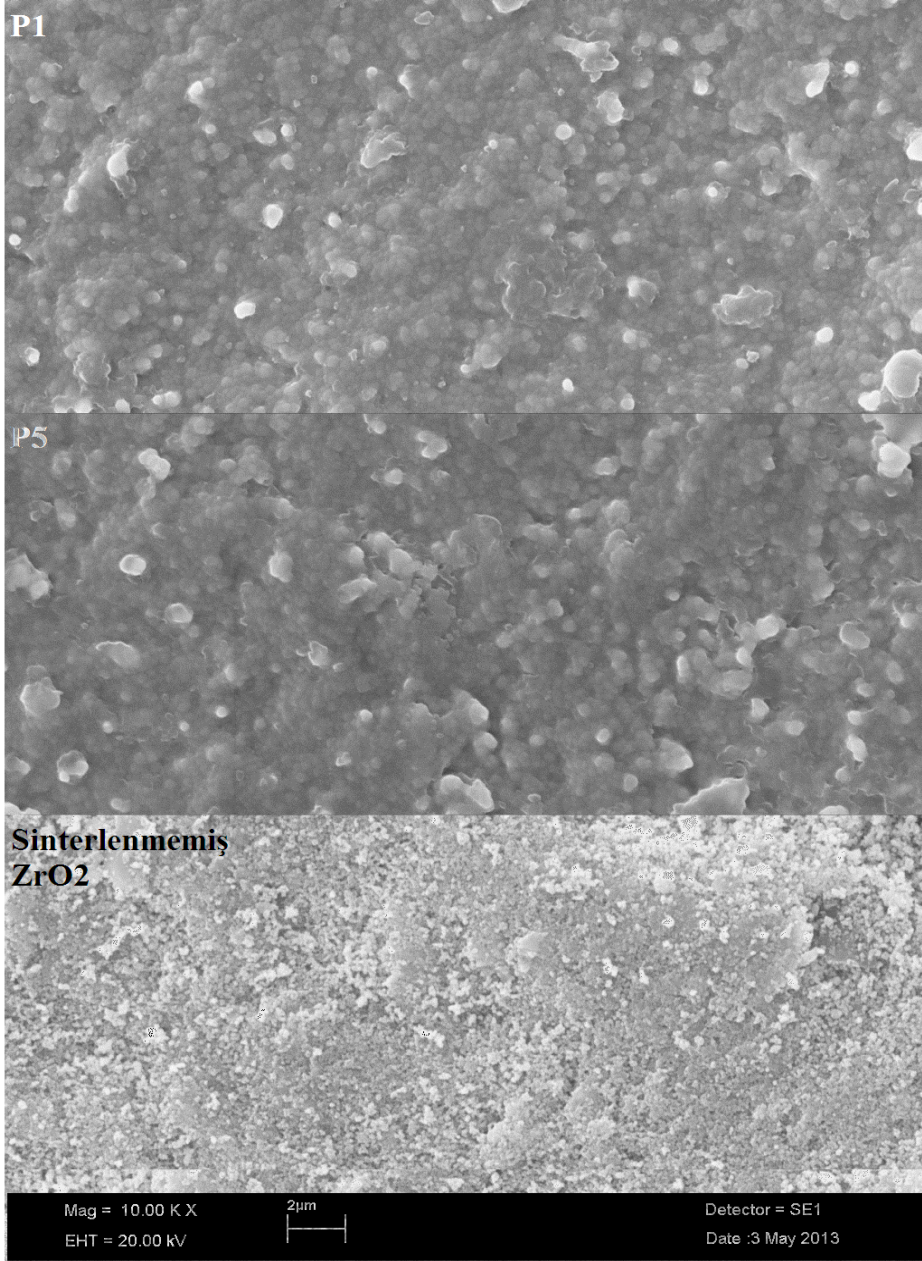


Şekil 4.6: P₁ sinterlenmiş kumlanmamış zirkonyum oksit örneğin x3.000 SEM görüntüsü

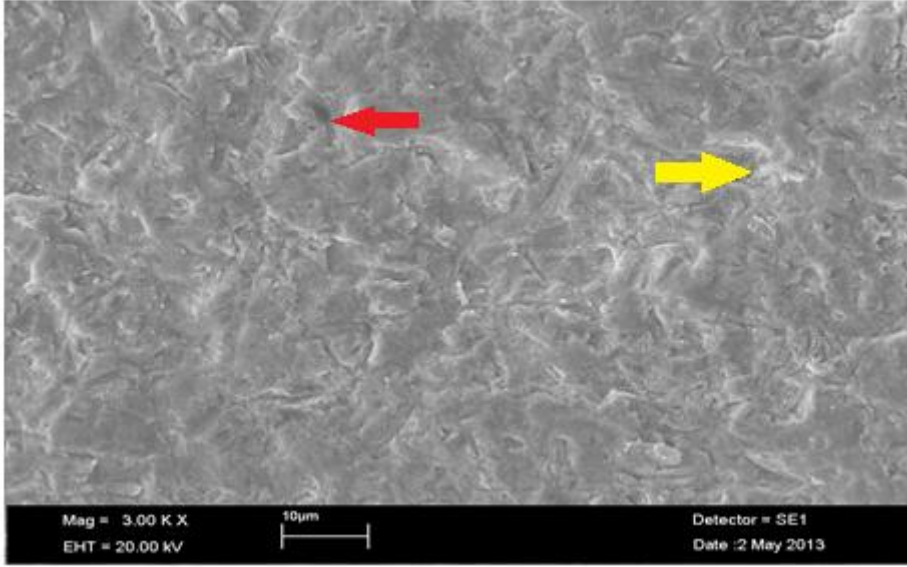


Şekil 4.7: P₅ sinterlenmiş kumlanmamış zirkonyum oksit örneğin x3.000 SEM görüntüsü

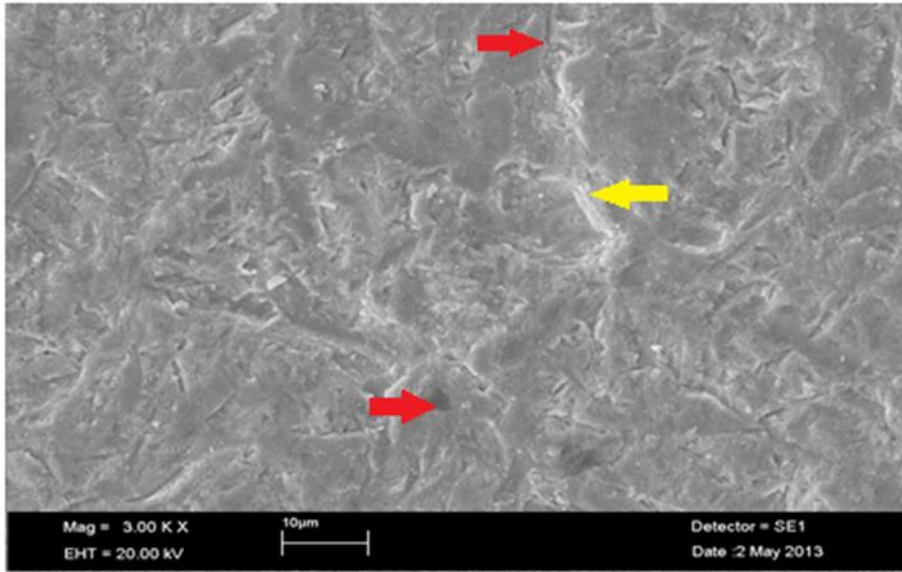
Sinterize öncesi zirkonyum oksit yüzeyine göre sinterize sonrası zirkonyum oksit yüzeyinin görüntüsü daha sık ve sert bir şekilde görülmektedir. Sinterize öncesi zirkonyum oksit yüzeyinde tebeşirimsi ve daha yumuşak bir yapı izlenmektedir.



Şekil 4.8: Sinterlenmemiş, P₁ ve P₅ sinterlenmiş zirkonyum oksit örneklerin x10.000 çoklu SEM görüntüleri

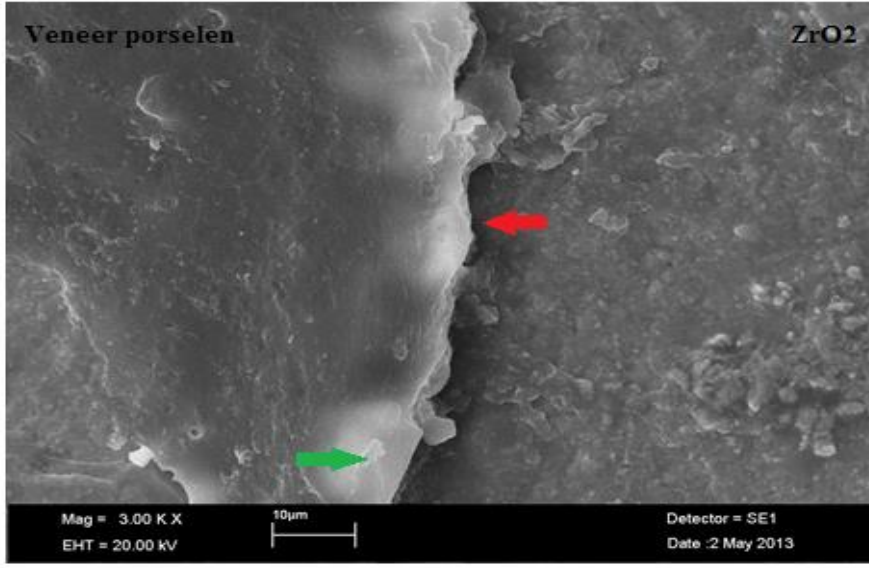


Şekil 4.9: Zirkonyum oksit örneklerin P₁ programında sinterlenmiş ve kumlama uygulanmış x3.000 büyütmedeki SEM görüntüsü



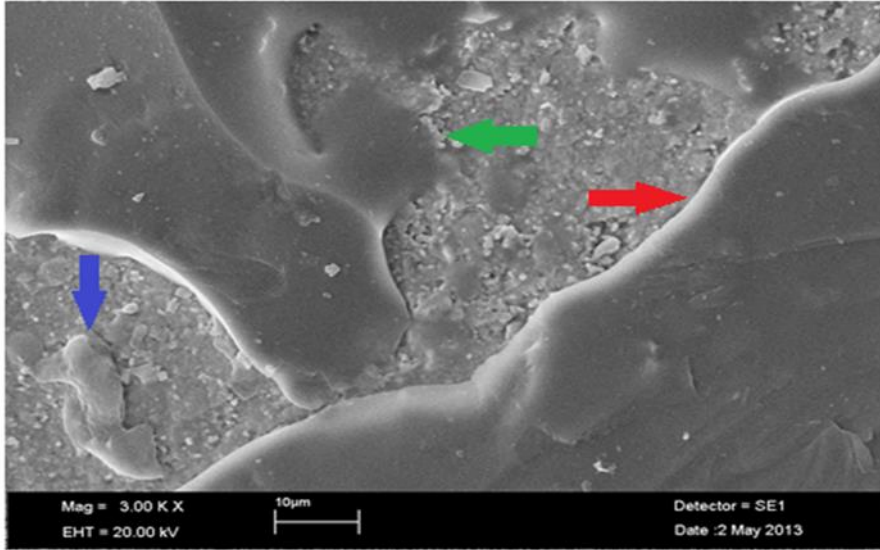
Şekil 4.10: Zirkonyum oksit örneklerin P₅ programında sinterlenmiş ve kumlama uygulanmış x3.000 büyütmedeki SEM görüntüsü

Her iki sinterizasyon grubunda da kumlanma işleminden sonra düzensiz, dalgalı ve pürüklü (sarı ok) sıkı bir yapı izlenmekte ayrıca alüminyum oksit partiküllerinin yüzeye çarpması sonucu yüzeyden parçaların koptuğu ve bu kopmalar sonucunda kumlamaya özgü mikro çatlakların (kırmızı ok) oluştuğu gözlemlenmektedir.



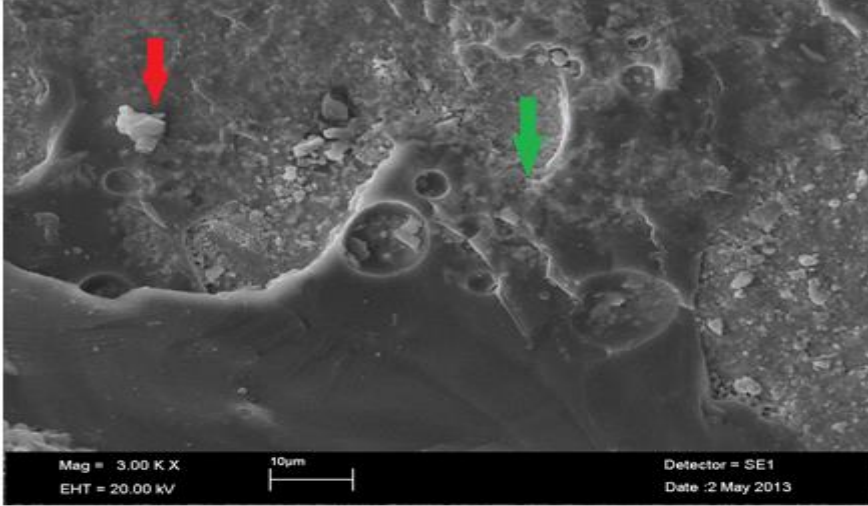
Şekil 4.11: P₁ + Noritake + Yavaş soğutma (kontrol) grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

Kontrol grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma görüntüsünde; kırmızı renkli okla gösterilen kısım kopma sonrası yüzeyde oluşturduğu keskin çıkıntılar, yeşil renkli ok ise veneer porselenin camsı yapısını göstermektedir.



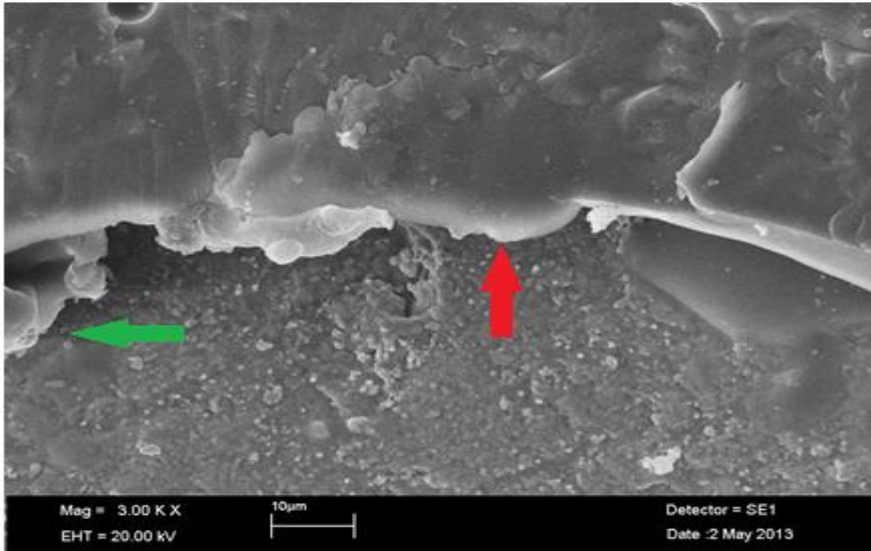
Şekil 4.12: P₁ + Noritake + Hızlı grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

P₁ + Noritake + Hızlı grubunda kırmızı okla keskin kombine kopma çizgisi, yeşil okla ise sıyrılmış şekilde adeziv kopan parça mavi okla ise veneer porselenin alt yapı üzerinde kalan parçası görülmektedir.



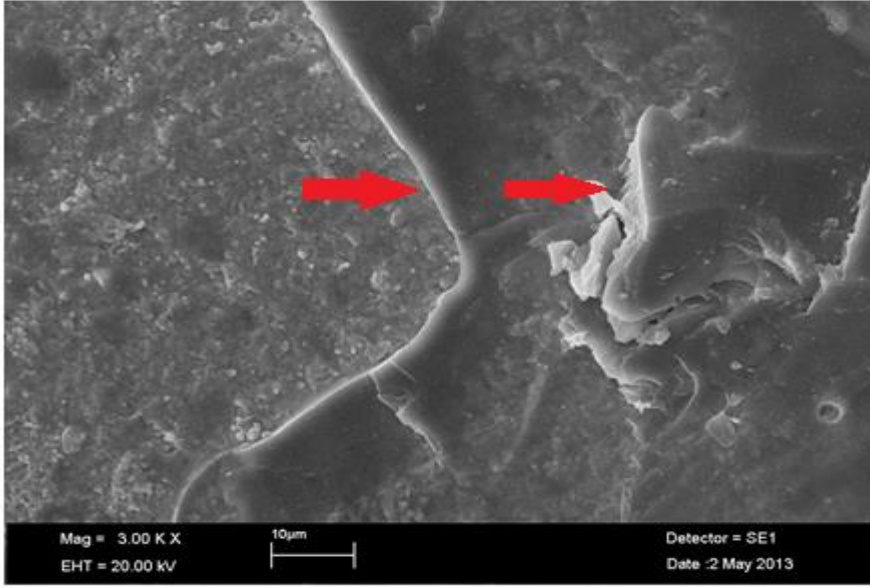
Şekil 4.13: P₁ + Vita VM9 + Hızlı (kontrol) grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

P₁ + Vita VM9 + Hızlı (kontrol) grubunda yeşil okla kopma yüzeyinin bazı bölgelerinde keskin olmayan ve sıyrılmış şekilde gözlenen kombine kopma görüntüsü görülmektedir. Kırmızı okla ise seramiğin kalan parçası gözlenmektedir.



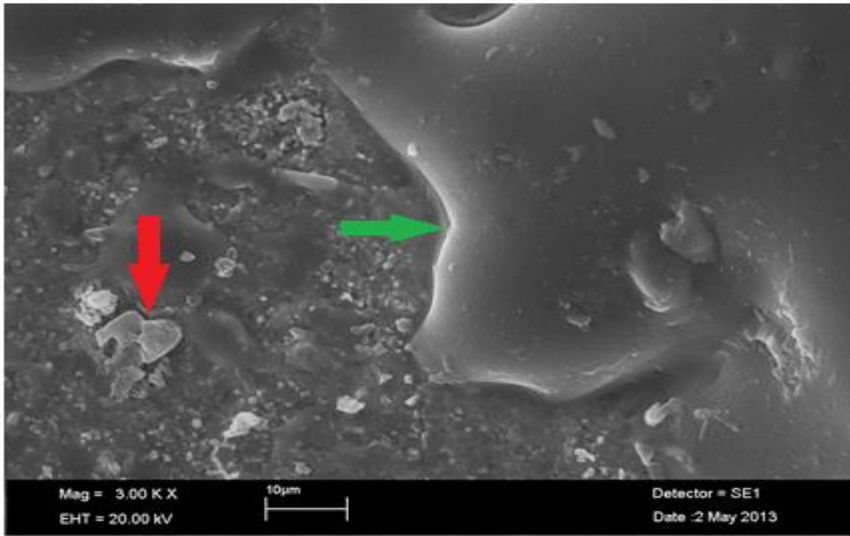
Şekil 4.14: P₁ + Vita VM9 + Yavaş grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

P₁ + Vita VM9 + Yavaş grubunda kırmızı renkli ok kırılma sınırını yeşil renkli ok ise bu alanların içerisinde kırılan seramiğin görüntüsünü göstermektedir.



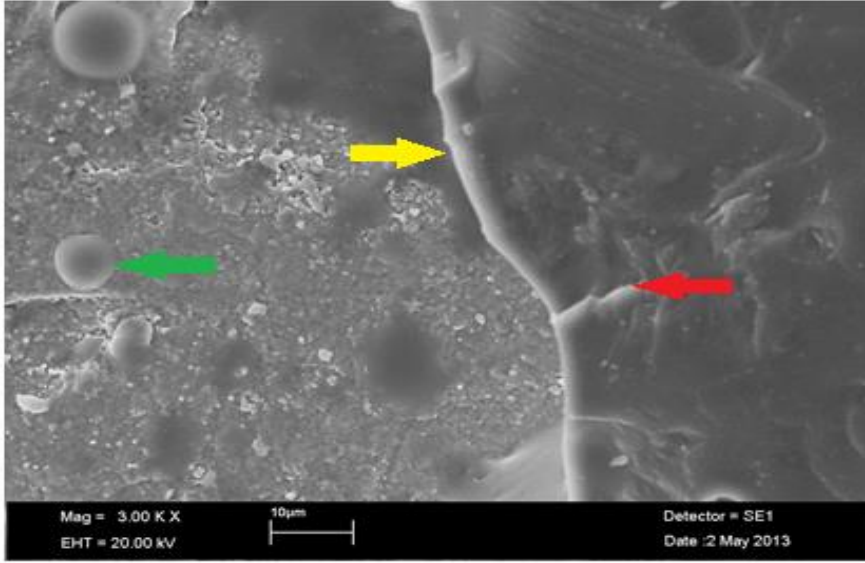
Şekil 4.15: P₅ + Vita VM9 + Yavaş grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

P₅ + Vita VM9 + Yavaş grubunda; her iki kırmızı oklada basamaklı olarak meydana gelen sınırları belirgin kombine kopma görülmektedir.



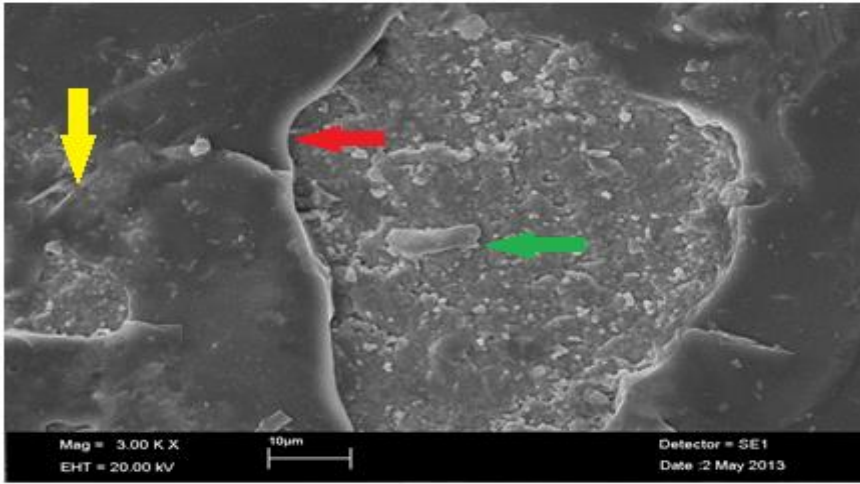
Şekil 4.16: P₅ + Vita VM9 + Hızlı grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

P₅ + Vita VM9 + Hızlı grubunda; yeşil ok keskin kombine kopma sınırını, kırmızı ok ise zirkonyum oksit içerisinde kırılan seramiğin görüntüsünü göstermektedir.



Şekil 4.17: P₅ + Noritake CZR + Hızlı grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

P₅ + Noritake CZR + Hızlı grubunda sarı ok keskin kombine kırık hattını, kırmızı ok kırık hattından veneer porselene doğru oluşan çatlaktaki camsı yapıyı, yeşil ok ise zirkonyum oksit üzerinde kalan seramik parçasını göstermektedir.



Şekil 4.18: P₅ + Noritake CZR + Yavaş grubunda zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan kombine kopma SEM görüntüsü (x3.000)

P₅ + Noritake CZR + Yavaş grubunda sarı okla sıyrılma şeklinde kombine kopma, kırmızı okla ise keskin kombine kopma görüntüsü görülmektedir. Yeşil ok zirkonyum oksit üzerinde kalan seramik parçasını göstermektedir.

4.5 Kopma Şekillerinin Değerlendirilmesi

Kesme deneyi sonrasında örneklerin kopma şekilleri mikroskop altında incelendi. Bütün gruplarda adeziv kopma (52), koheziv kopma (2) ve kombine kopma (90) gözlemlendi. En yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin elde edildiği Vita VM9 veneer porseleninde, %25 oranında adeziv kopma, %75 oranında kombine kopma şekli gözlenirken, Noritake CZR veneer porseleninde ise, %32 oranında adeziv kopma, %68 oranında kombine kopma şekli tespit edilmiştir. Tüm örnekler değerlendirildiğinde ise %36,1 oranında adeziv kopmanın, %1,38 oranında koheziv kopmanın, %61,1 oranında kombine kopmanın meydana geldiği belirlenmiştir (Çizelge 4.4).

VENEER PORSELENİ	KOPMA ŞEKİLLERİ		
	Adeziv	Koheziv	Kombine
Noritake CZR	36	0	35
Vita VM9	16	2	55

Çizelge 4.4: Kopma şekillerinin veneer porselen çeşidi göre dağılımı

5. TARTIŞMA

Dental restorasyonlardan beklenen estetik taleplerin fazla olması klinik olarak tam seramik restorasyonların kullanımlarını artırmıştır. Metal-seramik sistemlerin estetik olarak yeterince doğal görünmemesi, metal alerjisi oluşturabilmesi ve metalin korozyona uğrayabilmesi gibi dezavantajlarından dolayı ön ve arka bölge kuron-köprü protezleri uygulamalarında metal desteği olmayan sistemlerin kullanımı önem kazanmıştır. Bu önemle beraber 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 avantajlarına rağmen; kırılma ve düşük darbe dayanımı gibi özelliklere sahip olmaları, zirkonya esaslı seramiklerin kullanımını gündeme getirmiştir. Yüksek mekanik performans, dayanıklılık ve direnç gösteren zirkonya esaslı seramikler, tam seramik restorasyonların güvenilirliğini arttırmıştır (95).

Zirkonyum oksit esaslı restorasyonların uzun dönemli fonksiyonel, biyolojik ve estetik gereksinimleri yerine getirebilmesi için, güçlendirilmiş alt yapı ve estetik üst yapı seramik arasındaki bağlantının başarılı olması gerekmektedir (45).

Zirkonyum oksit alt yapılı tam seramik sistemlerinde materyale bağlı olarak gelişen komplikasyonların, metal destekli porselen restorasyonlardan fazla olduğu bilinmektedir (119). Metal destekli porselen restorasyonların başarısını klinik olarak değerlendiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Tan ve arkadaşları, 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 (78, 104, 120).

Zirkonyum oksit alt yapılı tam seramik restorasyonlar; göstermiş oldukları üstün estetik özelliklerinden dolayı ön grup dişlerde tercih edilirken, üstün mekanik özellikleri ile de arka bölge 3-4 üyeli köprü protezi uygulamalarında da kullanılabilir. Ancak, üstün mekanik özelliklere sahip zirkonya ile güçlendirilmiş seramik sistemlerinde, üst yapı seramiğinin alt yapıdan ayrılması en sık görülen klinik

başarısızlık nedeni olarak gösterilmektedir. Bu üst yapı seramiklerinin alt yapıya olan bağlanması, klinikte kırık oluşumu açısından önemlidir (1, 8, 15).

Sailer ve arkadaşları, 45 hastaya posterior bölgede 3 ile 5 üyeli zirkonyum oksit alt yapıli sabit bölümlü protez uygulamış, protezlerin 3 yıllık takibinin ardından yaptıkları değerlendirmede üst yapı porseleninin alt yapıdan ayrılma başarısızlığını %13 olarak tespit etmişlerdir (104).

Steyern ve ark. benzer başka bir çalışmada ise DC-Zirkon esaslı restorasyonların 2 yıl sonundaki veneer kırılma oranlarını % 15 tespit etmişlerdir (105). Bu oranlar metal seramik restorasyonlara nazaran oldukça yüksektir. Metal seramik restorasyonlarda 3 yıl sonunda veneer tabakasının kırılmasına bağlı gelişen başarısızlık oranları, tek kuronlar için % 0,4 ve köprüler için % 2,9 olarak bildirilmiştir (30, 42, 120).

Tam seramik restorasyonların uzun süreli kullanımlarında başarı, veneer seramiğın alt yapıya olan adezyonuna ve mekanik bütünlüğüne bağlıdır (3). Veneer seramiğın tabakalar halinde alt yapıdan ayrılması, her iki yapı arasındaki bağlanma kuvvetinin düşük olmasından kaynaklanmaktadır (105). Veneer seramiğın alt yapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında büzülmesi, ara yüzdeki zirkonya kristallerinin ısıdan etkilenecek dönüşüme uğraması, yüzey pürüzlülüğünün yetersizliğı, ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğu ve ara yüzdeki yapısal defektler, bağlanma kuvvetini azaltan faktörler olarak düşünölmektedir (121-123).

Literatürde sınırlı sayıda olsa da zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıya farklı fırınlama uygulamalarının etkisi üzerine çalışmalar yapılmıştır. Yapılan bu çalışmalarda üst yapı ile olan bağlanma dayanımı üzerine zirkonyum oksit alt yapıların farklı sıcaklık dereceleri ve farklı sürelerde sinterlenmesinin etkileri araştırılmıştır (5, 124). Bazı çalışmalarda ise üst yapı porselenlerinin pişirme ve soğutma zamanları değiştirilerek bağlanma dayanımlarına bakılmıştır (125, 126). Bağlantıyı artırmaya yönelik yapılan bu çalışmalar, zirkonyum oksit alt yapı yüzeyine mikromekanik retansiyonu güçlendirmeyi amaçlamaktadır (96, 127).

Bu çalışmada, zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımına farklı fırınlama uygulamalarının etkisini değerlendirebilmek amacıyla, hem zirkonyum oksit alt yapının sinterleme sürecinde hem de üst yapı porseleninin fırınlama sürecinde

değişen fırınlama uygulamaları açısından özellikle de farklı sürelerde soğutulma işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisini araştırmak amaçlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda tam seramik restorasyonların klinik başarısızlıkları, hastaya bağlı faktörler, yetersiz bağlanma kuvvetleri, restorasyonun geometrisi, materyalin özelliği ve yorgunluk fenomeni gibi birçok faktöre bağlı olmakla beraber, laboratuvar ortamında yapılan testler bu başarısızlıklardaki mekanik parametreleri aydınlatmaya yardımcı olmaktadır (11). Alt yapı ve üst yapı arasındaki bağlanma kuvveti değerlerinin ölçülmesinde kullanılan farklı deney yöntemleri vardır. Bunlar; makaslama kuvvetlerine karşı direnç (SBS, shear bond strenght), üç/dört nokta eğilme (three/four point bending) ve gerilim kuvvetlerine karşı direnç (MTBS, microtensile bond strenght) deneyleridir. Bu farklı deneylerin kendi içlerinde avantaj ve dezavantajları vardır. SBS deneyi, iki materyalin sıyrılmaya ile birbirinden ayrılma meydana gelene kadar yük uygulandığı bir deneydir. Bağlanma kuvveti, uygulanan maksimum yükün bağlanma yüzeyine bölünmesiyle hesaplanır (128). Yaygın olarak kullanılmasının sebepleri, deney protokolünün basit olması, örneklerin kolay hazırlanması ve çabuk sonuçlanmasıdır (129). Bu avantajlar nedeniyle çalışmamızda SBS deney yöntemi kullanılmıştır.

Standardize edilmiş anatomik olmayan örneklerin laboratuvar ortamında test edilmesi, mekanik özelliklerin incelenmesi için daha kontrollü şartlar sağlanmasına 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 (108).

Çalışmamızda kullanacağımız zirkonya esaslı alt yapı ve üst yapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımını ölçmemiz için herhangi bir standart bulunmadığı için, ISO'nun diş dokularına bağlanma deneyi için hazırladığı TR 11405 No' lu standardizasyonu kullanıldı (117, 130). Bu standardizasyona göre; örneklerin bağlanma yüzeyi 5 mm. olarak hazırlandı. Kesme işlemi için kullanılacak bıçak ucu 1mm. kalınlığında ve küt hazırlandı. Bıçak ucu, deney sırasında veneer porselen yüzeyiyle 90° lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi ve kesme işlemi 0,5 mm./dk. hızla yapıldı.

Kumlama işlemi ile pürüzlendirme günümüz dişhekimliğinde, oksitler ve kontamine tabakalar uzaklaştırılarak mekanik bağlantı sağlayacak pürüzlü ve temiz bir yüzey elde etmek için kullanılır (117). Kosmac ve arkadaşları, kumlama işleminin aşındırma işlemiyle oluşan çatlakları uzaklaştırdığını ve materyalin direncini arttıran

yüzey sıkıştırıcı tabaka oluşturduğunu bildirmişlerdir (118). Kumlama için en çok kullanılan yöntem Al_2O_3 içeren tanecikleri ile kumlamadır. Bu partiküllerin yüzeye çarpması sonucu belirli elementlerin yüzeyden uzaklaştığı bildirilmiştir. Kumlama işlemi için genellikle 50, 100, 110 ve 120 μm partikül büyüklüğünde kum kullanılmaktadır (122, 123).

Nakumara ve arkadaşları 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 örneklere 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 (114).

Bu çalışmada, hem materyal yüzeyinde pürüzlü bir yüzey oluşturmak hem de zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantıya kumlama işleminin etkisini artırmak için, üst yapı porseleni uygulamadan önce zirkonyum oksit alt yapılar, kalem uçlu kumlama cihazıyla, 0,4 MPa basınç altında 120 μm partikül boyutundaki Al_2O_3 tozları ile 10 mm. uzaklıktan kumlama işlemi yapılmıştır.

Holoğlu B. zirkonyum oksit esaslı alt yapılara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin değişik üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi adlı doktora tez çalışmasında, üretici firmanın tavsiye ettiği sinterleme programını kullanarak sinterlediği zirkonyum oksit örneklere (Zirkon Zahn Steger, Ahrntal, İtalya), kumlama işlemi yapıp daha sonra örneklerin üzerine üretici firmaların tavsiye ettikleri 2 farklı veneer seramik pişirmiş (Vita VM9 ve Noritake – CZR) ve makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Yapılan istatistiksel karşılaştırmada Vita VM9 bağlanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımları kumlama grubunda 28,97 MPa çıkmışken, Noritake CZR bağlanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımları kumlama grubunda 27,11 Mpa çıkmış ve sonuç istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur.

Çalışmamızda, üretici firma tavsiyeli ve en çok tercih edilen P_1 programında Vita VM9 + Hızlı (kontrol) soğutma grubunun makaslama bağlanma dayanımı 23,66 MPa bulunmuş, yine P_1 programında Noritake CZR + Yavaş (kontrol) soğutma grubunda ise

23,31 MPa bulunmuş ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Her iki çalışma değerlendirildiğinde sonuçlar istatistiksel olarak benzer çıkmakta, makaslama bağlanma dayanımları arasındaki kuvvet farkının ise farklı alt yapılar kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

ISO, bağlanma kuvveti ölçümleri öncesinde, deney örneklerinin suda bekletme şartlarını üç şekilde belirtir: 1) 37 °C’ de distile suda 24 saat süreyle kısa süreli bekletme, 2) 37 °C’ de distile suda 20-24 saat süreyle bekletme ve sonrasında termal siklus uygulaması ve 3) 37 °C’ de distile suda 6 ay süreyle uzun süreli bekletme (99). Çalışmamızda örnekler, 37 °C’ de distile suda 24 saat süreyle kısa süreli bekletme uygulandıktan sonra makaslama bağlanma deneyi gerçekleştirilmiştir.

Altyapı ve üstyapı materyallerinin termal genleşme katsayıları başarılı birleşimlerinin sağlanması için önemli bir faktördür. Shell ve Nielsen 1962 yılında, iyi bir bağlanmadaki en önemli faktörlerden birinin ara yüzdeki rezidüel streslerin serbestliği olduğunu, bunun da ancak alt ve üst yapıların ısı genleşme katsayılarının birbirine çok yakın uyumu ile sağlanabileceğini bildirmişlerdir. 1972 yılında Nielsen, altın alaşım üzerine porselen fırınlamış ve soğuma esnasında oluşan stresleri hesaplamıştır. Bu hesaplamalara göre alt ve üst yapı arasındaki ısı genleşme katsayısı farkı $0,125 \times 10^{-6}$ olduğunda bağlanma kuvvetinin kontrol altında tutulabileceğini, bu fark arttıkça ($0,600 \times 10^{-6}$) bağlanma kuvvetine oldukça fazla zarar verilebileceğini bildirmiştir (99).

Seramikler baskı streslerine karşı dayanıklıdır ve küçük baskı stresleri istenilen bir durumdur. Bu şekildeki küçük baskı stresleri veneer seramiği kuvvetlendirir ve kırılma direncini artırır. Veneer seramiğin ısı genleşme katsayısının alt yapıdan bir miktar düşük olması sayesinde, soğuma sırasında bu tip istenilen baskı stresleri oluşmaktadır. Veneer materyalinin ısı genleşme katsayısı değeri alt yapı materyalinden yüksek olduğunda ise veneer delaminasyonu ve mikroçatlaklar gözlenebilmektedir (122).

Aboushelib ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, termal genleşme katsayısı $12,5 \times 10^{-6}/C$ olan deneysel bir üst yapı porselenini, termal genleşme katsayısı $10,5 \times 10^{-6}/C$ olan zirkonya alt yapı üzerine uygulamışlar ve veneer porseleninde spontan kırıklar belirlemişlerdir. Termal genleşme katsayısı $9,5 \times 10^{-6}/C$ olan başka bir veneer

porcelenini aynı zirkonya alt yapı üzerine uyguladıklarında ise daha iyi sonuçlar elde etmişlerdir (1, 131).

Steiner ve arkadaşları, IPS Empress altyapı materyali ile dokuz farklı dentin porceleninin ısısal uyumluluklarını inceledikleri çalışmalarında, dilatometre analizi ile bu materyallerin her birinin ısısal genleşme katsayılarını tespit etmişlerdir. Diğer yandan, IPS Empress materyalinden kuron altyapıları hazırlayıp, altyapıları dentin porceleni ile kaplamışlardır. Kaplama işlemini dentin porcelenini iki aşamada fırınlayarak gerçekleştirmişler, her aşamadan sonra altyapıda ve porcelende çatlak oluşumunu incelemişlerdir. Birinci fırınlamadan sonra, altyapı ve dentin porceleninin ısısal genleşme katsayıları farkı $1 \times 10^{-6}/C$ 'den daha az olan kronlarda çatlak gözlenmemiştir. Bu farkın $1.5 - 1.6 \times 10^{-6}/C$ olduğu kronlarda ise en az bir çatlak tespit edildiği bildirilmiştir (80).

Saito ve arkadaşları tek çeşit Y-TZP alt yapı (Katana Zirconia) ile 5 değişik üst yapı porceleni (Noritake CZR, CerconCeramkiss, IPS e-maxCeram, Vintage ZR, VitaVM9) arasındaki kesme bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmada bağlanma dayanım değerlerini; Noritake CZR grubu için 27,0 MPa, Vita VM9 grubu için 30,9 MPa, Cercon Ceramkiss grubu için 22,0 MPa, IPS e- maxCeram grubu için 22,1 MPa ve Vintage ZR grubu içinse 24,8 MPa bulmuşlardır. Farklı üst yapı porcelenleri arasında çıkan bu değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Çıkan bu sonuçların ise zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porceleni arasındaki termal genleşme katsayısı farkından dolayı olduğu vurgulanmıştır (123).

Bu çalışmada, farklı firmalarca üretilen iki farklı veneer porcelen, bir zirkonyum oksit alt yapı üzerine uygulanmıştır. Üretici firmaların verdiği teknik bilgiler doğrultusunda çalışmamızda kullanılan, zirkonya alt yapı olan Noritake Alliance için ısısal genleşme katsayısı değeri $10-10,4 \times 10^{-6}/C$ olarak belirtilmiştir (129). Her firma kullanılacak zirkonya esaslı alt yapıların termal genleşme katsayısı değerlerine uygun veneer materyalleri geliştirmektedir. Veneer seramiklerin ısısal genleşme katsayısı değerleri ise, Vita VM9 için $8,8-9,2 \times 10^{-6}/C$, Noritake CZR için ise $8,7-9,0 \times 10^{-6}/C$ olarak belirtilmiştir. Bu değerler, çalışmamızda kullandığımız zirkonya alt yapıların ve veneer seramiklerin ısısal genleşme katsayılarının birbirine yakın ve uyumlu olduklarını göstermektedir.

Çalışmamızda kullanılan Noritake CZR ve Vita VM9 veneer porselenlerinin zirkonyum oksit alt yapılara bağlanma dayanımları incelendiğinde, her iki veneer porseleni için üretici firma tavsiyeli prosedürler uygulanan örneklerden; kontrol grubunda Vita VM9 veneer porseleni için 23,66 MPa, Noritake CZR için 23,31 Mpa bağlanma kuvveti değerleri elde edilmiştir. Veneer porselenlerin bağlanma dayanımları arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ve bu farkın, kullanılan veneer porselenlerin sahip olduğu farklı termal genişleme katsayılarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

İki veya üç farklı seramik tabakasından oluşan restorasyonlarda, fırınlama sürecinde ısıtma ve soğutma işlemleri esnasında tabakaların farklı ısıl boyutsal davranış göstermeleri sonucu restorasyonda rezidüel stresler meydana gelebilmektedir (80, 95).

Altyapı ve üstyapı porselenleri arasındaki rezidüel streslerin azaltılabilmesi için, birbiriyle uyumlu termal genişleme katsayılarına sahip seramiklerin kullanımı önemli olmakla birlikte fırınlama esnasında ulaşılan maksimum sıcaklık, bu sıcaklığa ulaşılma süresi ve soğutulma sürecindeki farklılıkların etkilerini araştıran çalışmalar da bulunmaktadır (126).

Hjerppe ve ark. parsiyel stabilize zirkonyanın (Y-TZP) (ICE Zirkon) mekanik oranları üzerine farklı sinterleme zamanlarının etkilerini değerlendirmeyi amaçladıkları çalışmalarında zirkonyum oksit alt yapıları iki farklı sürede sinterlemiştir. Bu sinterleme programlarından ilki üretici firmanın önerisi olan fırının sıcaklığının 3 saatte 20-1500 °C' ye çıkması ve bu sıcaklıkta 2 saat beklemesiyle gerçekleşmektedir. Kısa süreli sinterleme denilen ikinci programlama ise fırının sıcaklığının 20-1500 °C' ye 1 saat 40 dakikada çıkması ve bu sıcaklıkta 1 saat beklenmesiyle gerçekleşmektedir (125). Bu iki sinterizasyon fırınlama prosedürüne bakıldığında, normal sinterleme prosedürü ortalama olarak kısa sinterleme prosedürünün 2 katı kadar uzun bir sürede gerçekleşmektedir.

Bizde çalışmamızda üretici firmanın tavsiye ettiği ve toplamda ortalama 9 saat süren P₁ programına ile, toplamda ortalama 18 saat süren P₃ sinterizasyon programını olmak üzere iki farklı sinterleme zamanını karşılaştırdık.

Tan ve ark. Lava all seramik alt yapı ile Vita VM9 veneer porseleni arasındaki bağlanma dayanımı üzerine yaptığı çalışmada, veneer porselenin fırınlanması sürecinde üç farklı ısıtma hızı ve üç farklı soğutma seçeneklerinin etkilerini değerlendirmişler ve soğutma prosedürünün ısıtma prosedürüne göre bağlanma dayanımı üzerine etkisinin daha belirgin olduğunu bildirmişlerdir. Hızlı, normal ve yavaş olarak adlandırdıkları soğutma seçenekleri içerisinde en yüksek bağlantı değerini yavaş soğutma grubunda elde etmişlerdir (126).

Komine ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada tek bir zirkonyum oksit alt yapıya (Noritake, Katana) 2 farklı veneer porselenini (Cerabien ZR, IPS e.maxCeram), üretici firmaların belirttiği prosedürde pişirip; hızlı (0 dak.) ve yavaş (4 dak.) soğutma işleminin kesme bağlanma dayanımlarına etkisini incelemişlerdir. Yapılan incelemeler sonucunda yavaş ve hızlı soğutulan Noritake CZR örnekler arasında bağlanma dayanımı farkı anlamsız ($p=0,382$, $p>0,001$) olmakla beraber yavaş soğutmada hızlı soğutmaya göre bağlanma değerleri daha yüksek çıkmıştır. Bununla beraber IPS e.max Ceram grubunda bağlanma değerleri farkı hızlı ve yavaş soğutmada anlamlı çıkmış ve yine Noritake CZR grubunda olduğu gibi yavaş soğutma grubundaki makaslama bağlanma dayanım değeri daha yüksek bulunmuştur ($p<0,001$) (124).

Çalışmamızda, P₁ ve P₅ ana gruplarında, hem Noritake CZR, hem de Vita VM9 alt gruplarının, hızlı ve yavaş soğutulan örnekleri arasında, yavaş soğutulan örneklerin makaslama bağlanma dayanımları hem yüksek çıkmış hem de istatistiksel fark anlamlı bulunmuştur. Bu bulgular göze alınarak Komine ve ark. ile örtüşecek şekilde yavaş soğutmanın bağlanma dayanım değerlerini artırdığı tespit edilmiştir.

Özkurt Z. farklı zirkonya esaslı alt yapılara bağlanan veneer seramiklerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençlerinin karşılaştırılması adlı tez çalışmada, sinterlenmemiş zirkonyanın fırınlanması ve ardından soğuması sırasındaki ısı değişiklikleri ile meydana gelen faz dönüşümlerinin ve tanecik boyutlarının, bağlanma kuvvetini etkileyebileceğini belirtmiştir (99). Kosmac ve arkadaşları, % 3 mol Y₂O₃ içeren aynı kimyasal yapıdaki biri ince diğeri kalın taneciklerden meydana gelmiş iki Y-TZP materyalini karşılaştırarak, materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin materyallerin iki eksenli bükülme dayanıklılığını incelemişlerdir. Yüzey işlemi uygulanmamış kalın tanecikli materyal 1021 ($\pm 89,5$) MPa ve ince tanecikli materyal 914 ($\pm 58,3$) MPa ortalama bükülme dayanıklılığı göstermiştir (132). Çalışmamızda en

yüksek bağlanma değerleri hem Vita VM9 veneer porseleninde (25,57 MPa), hem de Noritake CZR veneer porseleninde (24,34 MPa) ortalama tanecik boyutu daha büyük bulunan P₅ sinterleme programı ile sinterlediğimiz örneklerde bulunmuştur.

Hjerppe ve ark. sinterleme süresinin zirkonyumun iki eksenli kırılma kuvvetine etkisi adlı çalışmasında 2 farklı prosedürde (hızlı – yavaş) zirkonyum oksit alt yapıları sinterlemiştir. Her iki gruptaki alt yapılarda tanecik boyutu hesabı yapmış, hızlı sinterleme programında tanecik boyutu 0,77 µm, yavaş sinterleme programında ise 1,05 µm. bulunmuştur (125). Çalışmamızda yaptığımız X-rd analizleri sonucunda örneklerin her birinin tetragonal faza geçtiğini ancak ortalama tanecik boyutlarını SEM görüntüleriyle değerlendirdiğimizde, P₅ programıyla sinterlenen örneklerin tanecik boyutları 0,620µm. P₁ programıyla sinterlenen örneklerin tanecik boyutları ise 0,512 µm. çıkmıştır. Aynı analizde X ışını pikleri ise P₅ te 371,62 cts ve P₁ de 502,80 cts çıkmıştır. Her iki parametreyi değerlendirdiğimizde hızlı soğutulmuş örneklerde partikül boyutları ortalama tane boyutu hesabında daha düşük çıkmıştır. Tane boyutu küçük olan örneklerin ise X ışınları piklerinin şiddeti daha yüksek olmuştur. Bu sonuçlara baktığımızda çalışmamızdaki bulgular hem Hjerppe ve ark. ile hem de Kosmac ve arkadaşlarınıninkine benzediğini görmekteyiz. Biz de sinterlenmemiş zirkonyanın sinterlenmesi ve sonrasında soğutulması sırasındaki ısı değişiklikleri ile meydana gelen farklı tanecik boyutlarının, bağlanma kuvvetini etkileyebileceğini düşünmekteyiz.

Dental restoratif materyaller, diş dokusundan farklı ısıl 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 (111). İn-vitro olarak gerçekleştirilen bu çalışmada, in-vivo şartlara benzerlik gösterebilmesi ve zamana bağlı restorasyonun bağlanma dayanımındaki farklılığın değerlendirilebilmesi için, bütün örnek grubuna 5.000 termal siklus uygulanmıştır. Termal siklus uygulanmayan örnek gruplarının bağlanma dayanım değeri, termal siklus uygulanan örnek grubunun bağlanma dayanım değerlerine göre yüksek olarak ölçülmüştür. Bu sonuçlara göre termal siklus uygulamasın, bağlanma dayanımını bir miktar düşürdüğü tespit edilmiş ancak bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Çalışmamızda kesme deneyi sonrasında tüm örneklerin kopma şekilleri mikroskop altında incelendi ve bütün gruplarda adeziv kopma (52), kombine kopma (90), koheziv kopma (2) şekilleri gözlemlendi. En fazla adeziv kopma P₁+ Noritake CZR + Hızlı (8), en fazla koheziv kopma P₅ + Vita VM9 + Yavaş (2), en fazla kombine kopma P₁ + Vita VM9 + Hızlı (9) gözlemlendi. Bu kopma tipleri incelendiğinde en fazla koheziv ve kombine kopmanın Vita VM9 veneer porseleni uygulanan gruplarda, en fazla adeziv kopmanın ise Noritake CZR veneer porseleni uygulanan gruplarda görüldüğü saptanmıştır. En fazla adeziv kopmanın Noritake CZR veneer porseleni uygulanan gruplarda görülmesi, Noritake CZR üst yapı seramiğinin Vita VM9 üst yapı seramiğine göre bağlanmada yetersiz olduğu konusunda şüphe uyandırmıştır. Araştırmamızda Vita VM9 veneer seramiğinin bütün gruplarda alt yapı ile en fazla sayıda kombine koptuğu belirlenmiştir. Dolayısıyla Vita VM9 veneer seramiğinin iyi adezyon gösteren bir üst yapı seramiği olduğu söylenebilir.

6. SONUÇLAR

Yapılan bu in vitro çalışmada, ‘Zirkonya ve Veneer Seramik Arasındaki Bağlantıya Farklı Fırınlama Uygulamalarının Etkisi’ karşılaştırmalı olarak incelenmiş, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. P₁ (Hızlı) ve P₅ (Yavaş) olmak üzere sinterlenen zirkonyum oksit alt yapıların bağlanma değerleri karşılaştırıldığında P₅ ana grubundaki bağlanma dayanımı değerleri, P₁ grubundakilere göre daha yüksek bulunmuştur.
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 25,57 MPa ile Vita VM9 veneer porseleninde, en düşük bağlanma dayanımı değerleri ise 19,75 MPa ile Noritake CZR veneer porseleninde elde edilmiştir.
3. Zirkonyum oksit esaslı alt yapılar üzerine hızlı ve yavaş prosedürde uygulanan veneer seramiklerin bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında bütün gruplarda yavaş soğutulan örneklerin bağlanma dayanımı değerleri hızlı soğutulan gruplara göre yüksek çıkmış, sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde bazı gruplarda elde edilen değerler anlamlı, bazılarında ise anlamsız bulunmuştur.
4. Termal siklus uygulamasının bağlanma dayanımı üzerine etkisinin olumsuz olduğu belirlenmiştir.
5. Tüm örnekler mikroskopik olarak incelendiğinde; kombine kopma sayısının (90), adeziv kopma sayısından (52) daha fazla olduğu tespit edilmiş, sadece 2 örnekte koheziv kopma gözlenmiştir.
6. Zirkonyum oksit alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlantı mekanizmasına açıklık getirecek yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Aboushelib MN., de Jager N., Kleverlaan CJ., Feilzer AJ., (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent. Mater*, 21, 984-991.
2. Wagner WC., Chu TM., (1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76, 140-144.
3. Al-Dohan HM., Yaman P., Dennison JB., Razzoog ME., Lang BR., (2004). Shear strength of core veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent*, 91, 349-355.
4. White SN., Miklus VG., McLaren Lang LA., Caputo AA., (2005). Flexural strength of a zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent*, 94, 125-131.
5. Stawarczyk B., Özcan M., Hallmann L., Ender A., Mehl A., Hämmerlet CHF., (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Invest*, 17, 269–274.
6. Anusavice KJ. *Science of Dental Materials*, Philadelphia, 1991.
7. Jones DW., (1985). Development of dental ceramics: A historical perspective. *Dent. Clin. North. Am.*, 29, 621-643.
8. McLean JW., (1983). *Dental Ceramics. Proceeding of the First International Symposium on Ceramics*, Chicago, Quintessence, 13-40.
9. McLean JW., (1979). *The Strengthening of Dental Porcelain. The Science of Dental Ceramics*, Chicago, Quintessence, 55-63.
10. Anusavice KJ., (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *J. Am. Dent. Assoc*, 124, 72-84.
11. Nayır E., (1999). *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. Yedinci baskı (John McCabe)*, İstanbul.
12. Rossenstiel SF., Fujimoto J., (1988). *Contemporary fixed prosthodontics. The CV. Mosby Company*, ST. Louis, Toronto, London.

13. Lang LA., Wang RF., Kang B., White SN., (2001). Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent*, 86(6), 650-654.
14. Swart RS., Summit JB., Robins JW., (1994). *Fundamentals of Operative Dentistry*. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago.
15. Palmer, DS., Barco, MT., Billy, EJ. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, 67(3), 325-327.
16. Raigrodski AJ., Chiche GJ., (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 86, 520-525.
17. Seghi RR., Sorensen JA., (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int. J. Prosthodont*, 8, 239-246.
18. Naylor WP., (1992). *Introduction to Metal-Ceramic Technology*, Quintessence Co. Inc. Chicago, London, Berlin, Tokyo, Honkong.
19. Tinschert J., Mautsch W., Augthun M., Spiekermann H., (2001). Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*, 14, 231- 238.
20. O'Brien WJ., (2002). *Dental Materials Properties and Selection*. 3rd edition. Quintessence Publishing Co, Illinois, Chicago, London, Berlin, Tokyo, Hong Kong.
21. McLean JW., (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics*. Volume I. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Berlin, Rio de Jenerio, Tokyo, 1979.
22. Touati B., Miara P., Nathanson D., (1999). *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. London: Martin Dunitz Ltd, 21-49.
23. Craig RG., Powers JM., (2002). *Restorative Properties in Restorative Dental Materials*. New York: Mosby Publication, 551-592.
24. Yılmaz B., (2008). Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Altyapılı Kuronların Marjinal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *Erzurum: Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*, 9, 65-70.
25. Rosenblum MA, Schulman A., (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128, 297-307.

26. Mehl A., Hickel R., (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 2, 9-35.
27. Powers JM., Sakaguchi RL., (2006). *Craig's Restorative Dental Materials Twelfth Edition*. Mosby St. Louis.
28. Saygili G., Sahmali S., (2003). Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil*, 30, 758-764.
29. Zaimoğlu A., Can G., Ersoy E., Aksu E., (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 19-35.
30. Jones DW., (1983). The strength and strengthening mechanism of dental ceramics. *Dental Ceramics. Proceedings of the first international symposium on ceramics*. Chicago, Quintessence, 83-141.
31. Conrad HJ., Seong WJ., Pesun IJ., (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98, 389-404.
32. Heffernan MJ., Aquilino SA., Diaz-Arnold AM., Haselton DR., Stanford CM., Vargas MA., (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 88(1), 5-9.
33. Höland W., (1997). Biocompatible And Bioactive Glass-Ceramics - State Of The Art And New Directions. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 219, 192–197.
34. Schweiger MH., Höland W., Frank M., Drescher H., Rheinberger V., (1999). IPS Empress II: A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quint Dent Technol*, 22, 143-151.
35. Quinn JB., Sundar V., Lloyd IK., (2003). Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater*, 19(7), 603- 611.
36. Oh SC., Dong JK., Luthy H., Scharer P., (2000). Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*, 13, 468-472.
37. Fasbinder DJ., (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 23, 911-916.

38. Giordano R., (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl:14-21.
39. Haselton DR., Diaz-Arnold AM., Hillis SL., (2000). Clinical assessment of high-strength allceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 83, 396-401.
40. Chai J., Takahashi Y., Sulaiman F., Chong K., Lautenschlager EP., (2000). Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 13(5), 420-424.
41. Sundh A., Sjogren G., (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partiallystabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 31, 682-688.
42. Xiao-ping L., Jie-mo T., Yun-long Z., Ling W., (2002). Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater*, 18(3), 216-220.
43. Noritake Brochure
44. McLaren EA., (1998). All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 19, 307- 312.
45. Magne P., Belser U., (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*, 10(5), 459-466.
46. Fradeani M., Redemagni M., (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, 33(7), 503-510.
47. Vita dökümanı. An illustrated description of physical properties and clinical procedures.
48. Wassel R., Walls A., Steele J., (2002). Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. *Brit. Dent. J*, 192(4), 1-16.
49. Heffernan MJ., Aquilino SA., Diaz-Arnold AM., Haselton DR., Stanford CM., Vargas MA., (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, 88(1), 5-10.

50. Van der Zel JM., Vlaar S., de Ruitter WJ., Davidson C., (2001). The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 85:2 61-67.
51. Denissen HW., Dozic A., van der Zel JM., van Waas MA., (2000). Marginal fit and shortterm clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 84: 506-513.
52. May BK., Russel MM., Razzoog EM., Lang RB., (1998). Precision of fit: The Procera allceram crown. *J. Prosthet. Dent*, 80(4), 394-403.
53. Odman P., Andersson B., (2001). Procera all-ceram crowns followed for 5 to 10 years: A prospective clinical study. *Int. J. Prosthodont*, 15, 122-128.
54. Ottl P., Piwowaeczyk A., Laueur C., (2000). The Procera AllCeram System. *Int.J. Periodont. Rest. Dent*, 20, 151-161.
55. Russell M., Andersson M., Dahlmo K., Razzog ME., Lang BR., (1995). A new computer assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int*, 126, 757-763.
56. LAVA- technical product profile.
57. Anusavice KJ., (2003). Dental Ceramics. In: Phillips' Science of Dental Materials Saunders, 655-719.
58. Raigrodski AJ., (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92, 557-562.
59. Besimo CE., Spielmann HP., Rohner HP., (2001). Computer-assisted generation of allceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, 4, 243-262.
60. Giordano R., (2002). CAD/CAM: An overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc*, 51(1), 12-15.
61. Kawai K., Hayashi M., Torii M., Tsuchitani Y., (1995). Marginal adaptability and fit of ceramic milled inlays. *JADA*, 126, 1414-1419.
62. Luthardt RG., Holzhuter MS., Rudolph H., Herold V., Walter MH., (2004). CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 20, 655-662.

63. Sjolín R., Sundh A., Bergman M., (1999). The decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent*, 2, 197-207.
64. Eidenbenz S., Lehner CR., Scharer P., (1994). Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont*, 7, 134-142.
65. Mörmann W., Brandestini M., (2006). The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. In: Mörmann WH State of the Art of CAD/CAM Restorations: 20 Years of CEREC. Quintessence, Berlin, 1-7.
66. Otto T., De Nisco S., (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*, 15, 122-128.
67. Giray Z., Özkurt Z., Kazazoğlu E., (2007). Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss*, 3, 34-38.
68. Abt E., (2010). Computer-aided design/ computer aided manufacturing crown survival rates. *Evid Based Dent*, 11, 25-26.
69. Zeno-TEC technical product profile.
70. Zirkonzahn technical product profile.
71. Piconi C., Maccauro G., (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
72. Ak L., (2005). Zirkonyum ve hafniyum. *Dental Laboratuar* 4:25-30.
73. Christel P., Meunier A., Heller M., Torre JP., Peille CN., (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23, 45-61.
74. Keith O., Kusy RP., Whitley JQ., (1994). Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 106, 605-614.
75. Clarke IC., Manaka M., Green DD., et al. (2003). Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am*, 4(85), 73-84.

76. Berit IA., (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, 18, 590-595.
77. Chevalier J., Deville S., Münch E., Jullian R., Lair F., (2004). Critical effect of cubic phase on aging in % 3 mol yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 25, 5539-5545.
78. Raigrodski AJ., (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 48, 531-544.
79. Luthardt RG., Sandkuhl O., Reitz B., (1999). Zirconia-TZP and alumina advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 7, 113-119.
80. Guazzato M., Albakry M., Swain MV., Ironside J., (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 15, 339-346.
81. Esquivel 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*, 17, 469-475.
82. Donovan TE., (2005). Metal-free dentistry. *J Esthet Restor Dent*, 17(3), 141-143.
83. Kelly JR., (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am*, 48, 513- 530.
84. Denry I., Kelly JR., (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24(3), 299-307.
85. Guazzato M., Albakry M., Ringer SP., Swain MV., (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, 20(5), 441-448.
86. Robin C., Scherrer SS., Wiskott HW., et al. (2002). Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater*, 18, 389-395.

87. Saldana JM., Ramirez H., Viguera DJ., et al. (2003). Mechanical properties and lowtemperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res*, 18.
88. Matinlinna JP., Lassila LV., Ozcan M., et al. (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*, 17, 155-164.
89. Sato TS., (1985). Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc*, 68, 356-359.
90. Swab JJ., (1991). Low Temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Science*, 26, 6706-6714.
91. Josset Y., Oum'Hamed Z., Zarrinpour A., et al. (1999). In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res*, 47, 481-493.
92. Covacci V., Bruzzese N., Maccauro G., (1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 20, 371-376.
93. Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D., (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 204, 505-511.
94. Fons-Font A., Sola-Ruiz MF., Granell-Ruiz M et al., (2006). Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11:297-302.
95. Guazzato M., Albakry M., Ringer SP., Swain MV., (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20, 449-456.
96. Curtis AR., Wright AJ., Fleming GJ., (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 34, 195-206.
97. Sevük Ç., Gür H., Topalan İ., Güven S., (1997). Estetik inley-onley çalışmalarında farklı bir yöntem: Celay sistemi. *Diş Hek. Klinik*, 10, 169-175.

98. Uludamar A., Akalin B., Ozkan YK., (2011) Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. Cumhuriyet Dent J, 14(2), 140-153.
99. Özkurt Z., (2008). Doktora tezi: Farklı Zirkonya Esaslı Alt Yapılara Bağlanan Veneer Seramiklerin Makaslama Kuvvetlerine Karşı Dirençlerinin Karkılaştırılması, İstanbul.
100. Strub JR., Rekow ED., Witkowski S., (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc, 137(9), 1289-1296.
101. Peterson IM., Wuttiphan S., Lawn BR., Chyung K., (1998). Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. Dent Mater, 14, 80-89.
102. Yavuzylmaz H., Turhan B., Bavbek B., Kurt E., (2005). Tam seramik sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hek Fak Derg, 22, 49-60.
103. Lawn BR., Deng Y., Thompson VP., (2001). Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. J Prosthet Dent, 86, 495-510.
104. Sailer I., Feher A., Filser F et al., (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. Quintessence Int, 37, 685-693.
105. Kelly JR., Tesk JA., Sorensen JA., (1995). Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. J Dent Res, 74, 1253-1258.
106. Aboushelib MN., Kleverlaan CJ., Feilzer AJ., (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. Dent Mater, 22, 857-863.
107. Koçak, A. (2006). Doktora tezi: Cercon zirkonya sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi, İstanbul.
108. Brochure, IPS e.max ZirPress.

109. Sengün A., Öztürk, B., Ülker M., Disçioglu F., Özer F., (2005). Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. GÜ Dishek Fak Derg, 22(3), 163-168.
110. Fradeani M., D'Amelio M., Redemagni M., Corrado M., (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. Quintessence Int, 36, 105-113.
111. Gale MS., Darvell BW., (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent, 27, 89-99.
112. Cullity BD., (2001). Elements of X-Ray diffraction B.D. Cullity and S.R. Stock. 3rd ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, 30-60.
113. Woolfson MM., (1997). An introduction to X-ray crystallography. 2nd ed. New York, NY: Cambridge University Pres.
114. Nakamura T., Wakabayashi K., Zaima C., et al. (2009). Tensile bond strength between tooth-colored porcelain and sandblasted zirconia framework. J Prosthodont Res, 53, 116-119.
115. Deville S., Gremillard L., Chevalier J., Fantozzi G., (2005). A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 72(2), 239-245.
116. Sadighpour L., Geramipناه F., Raeesi B., (2006). In vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. Journal of Dentistry, 3(3), 143-152.
117. Uludamar, A. (2007). Doktora tezi: Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi, Konya.
118. Kırmalı Ö. (2012). Doktora tezi: farklı yüzey şartlandırma işlemleri uygulanmış zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine uygulanan bir üst yapı porseleninin bağlanma dayanımının incelenmesi, Sivas.
119. Ghazy MH., Madina MM., Aboushelib MN., (2011). Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental protheses. J Adhes Dent, 10, 56-63.

120. Pjetursson BE., Sailer I., Zwahlen M., Hammerle CHF., (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed partial dentures. *Clinical Oral Implant Research*, 18, 86–96.
121. Isgro G., Pallav P., van der Zel JM., Feilzer AJ. (2003). The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent*, 90, 465-473.
122. De Jager N., De Kler M., Zel JM., (2006). The influence of different core material on the FEA- determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater*, 22, 234-242.
123. Saito A., Komine F., Blatz MB., Matsumura H., (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*, 104, 247-257.
124. Komine F., Saito A., Kobayashi K., Koizuka M., Koizumi H., Matsumura H., Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. *J Oral Science*, 52, 647-652.
125. Hjerpe J., Vallittu PK., Fröberg K., Lassila LVJ., (2009). Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater*, 25, 166-171.
126. Tan JP., Sederstrom D., Polansky JR., McLaren EA., White SN., (2012). The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent*, 107, 163-169.
127. Kato H., Matsumura H., Atsuta M., (2000). Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil*, 27, 103-110.
128. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond test pull out dentin? *J Dent Res* 1997;76: 1298-1307.
129. Hadavi F, Hey JH, Ambrose ER, Louie PW, Shinkewski DJ. The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent* 1993; 18: 61-65.

130. Dündar M., Özcan M., Gökçe B., Çömlekoğlu E., Leite F., Valandro LF., (2007). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater*, 23, 630-636.
131. Aboushelib MN., Kleverlaan CJ., Feilzer AJ., (2008). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont*, 17(5), 401-408.
132. Kosmac T., Oblak C., Jevnikar P., Funduk N., Marion L., (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 15, 426-433.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı	Türker AKAR
Doğum Yeri ve Tarihi	Erzurum, 16.12.1985
Medeni Hali	Evli
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	C.Ü., Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi A.D.
E-posta Adresi	turker.akar@hotmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Erzincan Nevzat Ayaz Fen Lisesi 2000-2003
Lisans-Yüksek Lisans	Cumhuriyet Üniversitesi 2003-2008
Doktora	Cumhuriyet Üniversitesi 2010-2014