

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DENTAL ZİRKONYANIN DÜŞÜK ISI BOZUNMASININ SİLİKA KAPLAMA VE TEKRARLANAN FIRINLAMA YÖNTEMLERİYLE ENGELLENMESİ; YÖNTEMLERİN DAYANIKLILIK VE RENGE ETKİLERİ

TUTKU BURCU ÇAKIR

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç. Dr. Rifat Gözneli

İSTANBUL-2017

I.BEYAN FORMU

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

TUTKU BURCU ÇAKIR

İmza

TEZ ONAYI

Kurum	: Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Programın seviyesi	: Doktora
Anabilim Dalı	: Protetik Diş Tedavisi
Tez Sahibi	: Tutku Burcu Çakır
Tez Başlığı	:Dental Zirkonaynın Düşük Isı Bozunmasının Silika Kaplama ve Tekrarlanan Fırınlama Yöntemleriyle Engellenmesi; Yöntemlerin Dayanıklılık ve Renge Etkileri
Sınav Yeri	: Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Sınav Tarihi	: 16.03.2017

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)	**Kurumu**	**İmza**
Doç. Dr. Rifat Gözneli	Marmara Üniversitesi	
Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)		
Prof. Dr. Yasemin ÖZKAN	Marmara Üniversitesi	
Prof. Dr. Muzaffer ATEŞ	Medipol Üniversitesi	
Prof. Dr. Olcay ŞAKAR	İstanbul Üniversitesi	
Doç. Dr. Buket EVREN	Marmara Üniversitesi	

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 23/03/2017 tarih ve 15 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Göksel ŞENER
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

II. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca değerli bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, tez çalışmam süresince sabrını, desteğini ve anlayışını hiç esirgemeyen değerli hocam, danışmanım Sayın Doç. Dr. Rifat Gözneli'ye,

Eğitimim sırasında klinik tecrübelerini ve değerli bilgilerini esirgemeyen başta Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Yasemin Kulak Özkan olmak üzere Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri Sayın Doç. Dr. Begüm Türker'e, Doç. Dr. Buket Evren'e, Doç. Dr. Coşkun Yıldız'a ve Yrd.Doç Dr. Ceren Küçük'e,

Tez çalışmamdaki katkılarından dolayı İstanbul Teknik Üniversitesi Metalürji Fakültesi Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Mustafa Ülgen ve Marmara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Öğretim Üyesi Sayın Doç. Dr. Sinan Keskin'e,

Zorlu doktora yıllarını biriktirdiğimiz anılarla mutlu kılan tüm asistan arkadaşlarıma,

Çalışmamdaki yardım ve emeklerinden dolayı Optimal Diş Protez Laboratuvarı'na,

Hayatım boyunca koşulsuz sevgi ve destekleriyle hep yanımda olarak bana kendimi şanslı hissettiren, üzerimdeki emeklerini hiçbir zaman ödeyemeyeceğim, sevgili annem, babam, abim ve Derya ablama,

Hayatıma girdikleri andan itibaren sevgi ve destekleriyle hep yanımda olan sevgili Eda annem, anneannem ve Gizem'e,

Gerek sıkıntılı zamanlarımda gerek sevinçli zamanlarımda sevgisi ve anlayışıyla her daim benimle olan ve bu süreçte gösterdiği sonsuz destek ve sabrı için sevgili eşim Can Ömür'e

SONSUZ TEŞEKKÜRLER…

III. İÇİNDEKİLER

I. BEYAN……...i

II. TEŞEKKÜR…….....ii

III. İÇİNDEKİLER……iii

IV. KISALTMA VE SİMGELER…….....x

V. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ……...xi

1.ÖZET……..1

2.SUMMARY……2

3.GİRİŞ VE AMAÇ……..3

4.GENEL BİLGİLER……...4

4.1.Zirkonyanın Tarihçesi.....4

4.2.Zirkonyanın Fiziksel Özellikleri……4

4.3.Zirkonyanın Mikroyapısı……5

4.3.1.Saf Zirkonya……5

4.3.2.Parsiyel Stabilize Zirkonya (PSZ)……...5

4.3.3.Tam Stabilize Zirkonyum Oksit (TSZ)……...6

4.3.4.Yitriyum-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)……..6

4.4.Transformasyon-Sertleşme Mekanizması……..7

4.5.Düşük Isılarda Bozunma (LTD)…….8

4.6.Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler……11

4.6.1.Stabilize Edici Oksidin Miktarı……..11

4.6.2.Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli……11

4.6.3.Sıcaklık……..12

4.6.4.Nem……...12

4.6.5.Zaman……12

4.7 Zirkonya Altyapıya Uygulanan İşlemlerin Materyalin Yapısına Etkisi...13

4.7.1. Zirkonya Altyapının Sinterizasyonu……13

4.7.2.Aşındırma İşlemi……...14

4.7.3.Kumlama İşlemi……15

4.7.4.Silika Kaplama Uygulamaları……...15

4.7.4.1.Silika Kaplama Yöntemleri……...16

4.7.4.1.1.Tribokimyasal Silika Kaplama……16

4.7.4.1.2.Silicoater Tekniği…….17

4.7.4.1.3.Plazma Sprey Tekniği……..17

4.7.4.1.4.Fiziksel Buhar Biriktirme Tekniği (PVD Tekniği)……..17

4.7.5. Zirkonya Altyapının Renklendirilmesi…….18

4.7.6.Zirkonya Altyapılı Seramiklerin Veneerlenmesi……..19

4.7.7.Fırınlama İşlemi……21

4.8.Zirkonya Bloklar ve Sınıflandırılması……..21

4.8.1.Green Zirkonya……..21

4.8.2.Pre-Sinterize Zirkonya (Non-HIP Zirkonya)……22

4.8.3.Sinterlenmiş Zirkonya (HIP Zirkonya)…….22

4.9.Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (Cad/Cam–Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)……..23

4.9.1.Tanımı ve Tarihsel Gelişimi……..23

4.9.2.CAD/CAM Bileşenleri……..23

4.9.2.1.Verilerin Elde Edilmesi (Tarayıcı)……23

4.9.2.2.Restorasyon Tasarımı (CAD)……24

4.9.2.3.Restorasyonun Üretimi (CAM)…….24

4.9.3.CAD/CAM Sistemlerinde Zirkonya Esaslı SeramiklerinÜretimi.....24

4.10.Zirkonyanın Mikroyapısının İncelenmesi (X-Ray Difraksiyon Tekniği)…….…….30

4.11.Tam Seramiklerin Dayanıklılığı……..31

4.11.1.Dayanıklılığı Etkileyen Faktörler……31

4.11.1.1.Materyalin Yüzey Çatlaklarının Tipi, Boyutu ve Dağılımı….31

4.11.1.2.Test Ortamı…….32

4.11.1.3.Test Metodu……32

4.11.1.3.1.Tek Eksenli Bükme Testleri……33

4.11.1.3.2.İki Eksenli Bükme Testleri……..33

4.11.1.3.2.1.Üç Top Üzerinde Piston Bükme Testi…….33

4.12.Diş Hekimliğinde Işık……34

4.12.1.Işığın Kırılması, Yansıması ve Absorbsiyonu ……34

4.12.1.1.Kırılma ……34

4.12.1.2.Yansıma …….35

4.12.1.3. Absorbsiyon ……..35

4.13. Renk ……..….35

4.13.1.Renk Sistemleri……36

4.13.1.1.Munsell Renk Sistemi ……36

4.13.1.1.1.Hue (Ana Renk)……..36

4.13.1.1.2.Value (Parlaklık) ……37

4.13.1.1.3.Kroma (Doygunluk)……...37

4.13.1.2.CIELab Renk Sistemi…….38

4.14.Işık ve Renk İle İlgili Temel Kavramlar…….40

4.14.1.Opaklık Özelliği……40

4.14.2.Translusentlik Özelliği …….40

4.14.3.Transparanlık Özelliği……..41

4.14.4.Floresans Özelliği…….41

4.14.5.Opalesans Özelliği……41

4.14.6.Metamerizm…….42

4.15.Renk Ölçüm Yöntemleri……42

4.15.1.Görsel Renk Analizi…… 42

4.15.2.Aletli Renk Analizi……...42

4.15.2.1.Spektrofotometreler……43

4.15.2.2.Kolorimetreler……43

4.15.2.3.Dijital Kameralar……44

5. GEREÇ VE YÖNTEM……45

5.1.LAVA Frame Multi Zirkonya Deney Örneklerinin Hazırlanması……. ……..45

5.1.2.Blokların frezelendirilmesi……46

5.1.3. Örneklerin sinterlenmesi……48

5.2.Deney Gruplarının Oluşturulması……49

5.3.Deney Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması……53

5.3.1.Aşındırma işleminin uygulanması……..53

5.3.2.Silika kaplama işleminin uygulanması……...54

5.3.3.Fırınlama işleminin uygulanması……58

5.3.4.Renk değişimi analizi……..60

5.3.5.Yaşlandırma işleminin uygulanması……...62

5.3.6.XRD Analizi……...63

5.3.7. Biaksiyal bükme dayanıklılığı testinin uygulanması…….65

5.4. Verilerin İstatistiksel Analizi……..68

5.4.1. Renk ölçümlerine ait istatistiksel analiz……68

5.4.2. Bükme dayanımı testi ölçümlerine ait istatistiksel analiz……..68

6. BULGULAR……..…….69

6.1.X-Ray Difraktometre Analizi……69

6.2. Renk Değişimi Analizi…….77

6.3.Bükme Testleri……..88

7.TARTIŞMA…….95

8.SONUÇ……..120

9.KAYNAKLAR……..122

10.EKLER……146

11.ÖZGEÇMİŞ.....147

IV.KISALTMALAR VE SİMGELER

ANOVA: Analysis of varience test

CIE: Commission de l'Eclairage

ISO: International Organization for Standardization

MPa: Mega Pascal (N/mm^2)

µ : Mikron

nm: Nanometre

p: Anlamlılık

SEM: Scanning electron microscope

SS: Standart sapma

V.ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ

i. Şekillerin Listesi

Şekil 4.1. Dönüşüm Sertleşmesi Mekanizması……..…8

Şekil 4.2. Suyun varlığında düşük ısılarda bozunma (LTD)……..9

Şekil 4.3. CIELAB renk sistemi koordinatları…….39

Şekil 5.1. Deney grupları……..52

Şekil 6.1. Gruplara göre monoklinik faz yüzdeleri……...70

Şekil 6.2.a-i. Her gruptan örneğin X-Ray Difraksiyon grafikleri……75

Şekil 6.3. Su soğutmalı ve su soğutmasız aşındırma gruplarının XRD grafiklerinin karşılaştırılması……..75

Şekil 6.4. Fırınlama ve silika kaplama işlemlerinin aşındırılmamış örneklerde yaşlanma sonrası XRD grafiklerinin karşılaştırılması……..……..76

Şekil 6.5. Fırınlama ve silika kaplama işlemlerinin aşındırılmış örneklerde yaşlanma sonrası XRD grafiklerinin karşılaştırılması……..……..77

Şekil 6.6. Örneklerin ortalama bükme dayanımı değerleri (MPa)……...89

ii. Resimlerin Listesi

Resim 5.1. LAVA Frame Multi bloklar……45

Resim 5.2.a. Kesme cihazı……...…..46

Resim 5.2.b. Kesme cihazında LAVA bloğun kesilmesi ……..46

Resim 5.2.c. Kesim sonrası ikiye ayrılmış bloklar ……46

Resim 5.3. CAD ünitesinde disk örneğinin tasarımı …….47

Resim 5.4. CAD ünitesinde disk örneklerinin blok üzerine yerleştirilmesi ……..47

Resim 5.5.a.b. Frezeleme ünitesi……...48

Resim 5.6.a.b. Örneklerin sinterizasyon fırınında sinterlenmesi ……..49

Resim 5.7.a.b. Dijital kumpas ile örneklerin son kalınlıklarının ölçülmesi……...50

Resim 5.8. Hazırlanan zirkonya örnekler……...50

Resim 5.9. Akrilik tutucu blok ……..53

Resim 5.10.a.b. Aşındırma işleminin uygulanması ……..54

Resim 5.11. Örneklerin ultrasonik temizlenmesi ……..55

Resim 5.12. PVD cihazının tutucu parçasına örneklerin yerleştirilmesi……55

Resim 5.13. Sinterlenmiş silika tozu …….55

Resim 5.14.a.b. PVD cihazı ve iç dizaynı……..56

Resim 5.15.a.b. PVD cihazının kontrol paneli……...56

Resim 5.16. PVD cihazının vakum kumanda ekranı……..56

Resim 5.17. Silika kaplanmış zirkonya örnekler……57

Resim 5.18. Silika kaplanmış şahit numunenin SEM görüntüsü……...58

Resim 5.19. Fırınlama işlemi için örneklerin gruplandırılması……..59

Resim 5.20. Seramik fırını VITA Vacumat 4000……...60

Resim 5.21.Örneklerin fırınlanması……...60

Resim 5.22. Spektrofotometre cihazı (Vita Easyshade)…….61

Resim 5.23. Örneklerin renk ölçümü…….61

Resim 5.24.a.b. Buhar otoklavı……..62

Resim 5.25. Örneklerin yaşlandırma öncesi paketlenmesi…….62

Resim 5.26. XRD cihazı…….……64

Resim 5.27. Örneklerin cihazın tutucu parçasına yerleştirilmesi……...64

Resim 5.28. Universal test cihazı……...65

Resim 5.29. Üç-top-üzerinde-piston test düzeneği ve kırıcı uç……..65

Resim 5.30.a.b. Örneklerin bükme dayanımlarının test edilmesi……..65

iii. Tabloların Listesi

Tablo 5.1.LAVA firmasının seramik fırınlama talimatı……59

Tablo 5.2. Renk ölçümleri yapılan örnekler……60

Tablo 5.3. Çalışmada kullanılan cihazlar……...67

Tablo 6.1: Grupların monoklinik içerik yüzdelerinin minimum, maksimum ortalama değerleri ve standart sapmaları……...69

Tablo 6.2. Grupların yaşlandırma öncesi (YÖ), yaşlandırma sonrası (YS), aşındırma ve yaşlandırma sonrası (AYS); L, a, b değerlerinin ortalama (Ort), standart sapma (Ss), minimum (Min), maksimum (Max) verileri……...78

Tablo 6.3. YÖ, YS ve AYS L, a, b verilerinin Kruskal Wallis Testi ile gruplar arası istatistiksel analiz sonuçları…….....79

Tablo 6.4. Gruplar arası L, a, b verilerinin Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre *p değerleri*……...79

Tablo 6.5. Gruplar arası renk değişim (ΔE) değerlerinin yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası, aşındırma-yaşlandırma sonrası min., maks., ort. ve ss değerleri……..82

Tablo 6.6. Grupların yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası 'ΔE' değerlerinin min., maks., ort. ve ss. değerleri……...82

Tablo 6.7.Yaşlandırma öncesi (YÖ), yaşlandırma sonrası (YS) ve aşındırma-yaşlandırma sonrası (AYS), gruplara göre renk değişim miktarlarının (ΔE) Kruskal Wallis testi sonucuna göre *p* değerleri ……...83

Tablo 6.8. Yaşlandırma öncesi (YÖ), yaşlandırma sonrası (YS) ve aşındırma-yaşlandırma sonrası (AYS) grupların renk değişim miktarlarının (ΔE) Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre istatistiksel analiz *p* değerleri……..83

Tablo 6.9. Grupların yaşlandırma öncesi (YÖ), yaşlandırma sonrası (YS), aşındırma ve yaşlandırma sonrası (AYS); renk değişim miktarlarının (ΔE), Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre istatistiksel analiz *p* değerleri……..83

Tablo 6.10. Yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma yaşlandırma sonrası gruplar arasındaki ΔE ortalamalarının Kruskal Wallis istatistiksel analiz sonuçları 85

Tablo 6.11. Yaşlandırma öncesi (YÖ) ve yaşlandırma sonrası (YS) gruplar arası renk değişim miktarlarının (ΔE), Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre istatistiksel analiz *p* değerleri……..85

Tablo 6.12. Fırınlama ve silika gruplarının ΔE değerlerinin yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası değerlerinin Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testine göre istatistiksel *p* değerleri…….86

Tablo 6.13. Grupların bükme dayanımı değerlerinin (MPa); ortalama (Ort), standart sapma (Ss), minimum (Min), maksimum (Maks) verileri……..88

Tablo 6.14. Gruplar arası ve gruplar içi Oneway Anova testi anlamlılık değeri…...89

Tablo 6.15 Kırılma değerlerinin LSD çoklu karşılaştırma testi anlamlılık değeri….90

Tablo 6.16. Grupların aşındırmadaki suyun varlığı açısından Mann Whitney U testine göre bükme dayanımı değerlerinin (MPa); ortalama (Ort), standart sapma (Ss), minimum (Min), maksimum (Max) verileri……...94

1. ÖZET

Dental Zirkonyanın Düşük Isı Bozunmasının Silika Kaplama ve Tekrarlanan Fırınlama Yöntemleriyle Engellenmesi;
Yöntemlerin Dayanıklılık ve Renge Etkileri
Tutku Burcu Çakır, Rifat Gözneli, Protetik Diş Tedavisi ABD

Amaç: Bu çalışmanın amacı zirkonyanın fiziksel buhar biriktirme (PVD) yöntemi ile silika kaplanması ve tekrarlanan fırınlamalar uygulanması ile düşük ısı bozulmasının engellenmesi ve yüzey uygulamaların zirkonyanın dayanıklılığına ve rengine etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır. **Gereç ve yöntem:** Disk şeklinde hazırlanmış 100 adet örnek 10 deney grubuna ayrılmıştır: K: kontrol; Y: yaşlandırma; A: aşındırma-yaşlandırma; SA: sulu aşındırma-yaşlandırma; S: silika kaplama-yaşlandırma; AS: aşındırma-silika kaplama-yaşlandırma; 3F: 3 kez fırınlama-yaşlandırma; A3F: aşındırma-3 kez fırınlama-yaşlandırma; 5F:5 kez fırınlama-yaşlandırma; A5F: aşındırma-5 kez fırınlama-yaşlandırma. Yaşlandırma işlemi buhar otoklavında gerçekleştirilmiştir. Tüm gruplarda yüzey ve yaşlanma işlemlerini takiben meydana gelen monoklinik faz içeriğini tespit etmek için X-ray difraksiyon analizi yapılmıştır. Spektrofotometre cihazı kullanılarak deney gruplarının renk ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Örneklerin bükme dayanımları biaksiyal bükme testi kullanılarak ölçülmüştür. İstatistiksel analiz, bükme dayanım değerleri için One-way ANOVA ve LSD testi, renk verileri için ise Kruskal Wallis ve Dunn's Çoklu Karşılaştırma testleri kullanılarak yapılmıştır ($p<0.05$). **Bulgular**: Silika kaplama işlemi, aşındırılmış örneklerde faz transformasyonunu azaltmıştır. Yaşlandırma sonrası en düşük monoklinik faz A3F ve A5F gruplarında görülmüştür. Aşındırma işlemi örneklerin bükülme dayanımını anlamlı olarak artırmıştır. En yüksek ΔE değerleri, yaşlandırma öncesi K-S, yaşlandırma sonrası K-5F ve aşındırma-yaşlandırma sonrası K-3F grupları arasında görülmüştür. **Sonuç:** Silika kaplama ve fırınlama uygulamaları sadece aşındırılmış örneklerdeki monoklinik fazı azaltmıştır. Aşındırma işlemi zirkonyanın düşük ısılarda bozunmasına olan yatkınlığını azaltıp, bükme dayanımını artırmıştır. Tekrarlayan fırınlama ve silika kaplama işlemleri örnekler üzerinde gözle görülür renk değişikliğine neden olmuştur ($\Delta E>2$).

Anahtar kelimeler: zirkonya, ltd, bükme dayanımı, tekrarlayan fırınlama, renk

2. SUMMARY

Effects of Silica Coating and Repeated Firing on Treatment of Low Temperature Degradation; Flexural Strength and Color Changes of Dental Zirconia Ceramic

Tutku Burcu Çakır, Rifat Gözneli, Protetik Diş Tedavisi ABD

Purpose: The aim of this study was to examine the application of physical vapor deposition silica coating and multiple firing as an approach to retard low temperature degradation (LTD) and the color and flexural strength of the zirconia specimens after surface treatments. **Materials and methods:** 100 disc-shaped specimens were divided into 10 groups: K: control; Y: aging; A: grinding without water cooling-aging; SA: grinding with water cooling-aging; S: silica coating-aging; AS: grinding-silica coating-aging; 3F: 3 times firing-aging; A3F: grinding-3 times firing-aging; 5F:5 times firing-aging; A5F: grinding-5 times firing-aging. Aging was simulated by steam autoclave. X-ray diffraction analysis was used to estimate the amount of monoclinic phases of the groups. Color measurements of tested groups were performed with a spectrophotometer. Biaxial flexure test was used to calculate the flexural strength. Statistical analysis was conducted with One-way ANOVA and LSD test for stregth values and Kruskal Wallis and Dunn's Multiple tests for color datas ($p<0.05$). **Results:** Silica coating decreased phase transformation on ground samples. A3F and A5F groups exhibited the lowest monoclinic content. Grinding significantly increased the biaxial flexural strength values. Before aging, between groups K and S; after aging between groups K and 5F and after grinding-aging between groups K and 3F, highest color changes were seen. **Conclusion**: Both silica coating and repeated firing decreased the monoclinic content only in ground specimens. Grinding decreased the susceptibility of zirconia to LTD and increased the flexural strength. Silica coating and multiple firing made the visualy imperviable color changes ($\Delta E>2$).

Key words: zirconia, ltd, flexural strength, repeated firing, color

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş hekimliği alanında estetik beklentinin artmasıyla birlikte, protetik tedavi uygulamalarında tam seramik restorasyonların kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Zirkonya seramikler de yüksek dayanıklılık ve estetik özelliklerinden dolayı diş hekimliğindeki protetik tedavi uygulamalarında kullanımları gittikçe yaygınlaşan bir seçenek olarak yer almaktadırlar. Teknolojik ilerlemelere bağlı olarak CAD/CAM sistemlerinin de daha kolay ulaşılabilirliği, diş hekimlerinin zirkonya seramiklerle çalışma sıklığını da arttırmıştır.

Yapılan in vitro çalışmalarda zirkonyanın bükme dayanımı ortalama 900-1200 MPa, kırılma direnci ise 9-10 MPa olarak bulunmuştur (Guazzato ve ark., 2005). Yüksek direnç ve kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri, tetragonal-monoklinik faz transformasyonuna bağlıdır. T→m dönüşümü "dönüşüm doygunluğu" mekanizmasına yol açmasının yanında materyalin faz bütünlüğünü tehlikeye atıp "düşük ısılarda bozulma (low temperature degradation)" fenomenine yatkınlığını da arttırmaktadır. Bunun sonucunda Y-TZP partiküllerinin yüzeyden atması ve mikroçatlak oluşumu ile erken dönemde başarısızlıklara neden olabilmektedir (Sundh ve ark, 2005).

Zirkonya, özellikle suyun varlığında, düşük ısılarda bozunma (LTD) olumsuzluğuna sahiptir (Chevalier ve ark, 1999). Zirkonya kristallerinin spontan olarak tetragonal fazdan daha zayıf olan monoklinik faza geçmesi sonucu yapının zayıflamasına neden olur. Bu durumu engelleyebilmek için birçok yöntem test edilmeye ve geliştirilmeye çalışılmaktadır. Bu çalışmada, zirkonyanın fiziksel buhar biriktirme (PVD) yöntemi ile silika kaplanması ve tekrarlanan fırınlamalar uygulanması ile LTD'nin engellenmesi amaçlanmıştır. Bununla birlikte yüzey işlemlerinin zirkonyanın dayanıklılığına ve rengine nasıl etki ettiği de test edilmiştir.

4.GENEL BİLGİLER

4.1.Zirkonyanın Tarihçesi

Zirkonyum sembolü ‘Zr’ olan, periyodik tablonun 4B grubuna ait hekzagonal kristal yapıda kimyasal bir elementtir. Atom numarası 40, atom ağırlığı 91,23’dür. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Materyalin yoğunluğu 6.49 g/cm3, erime sıcaklığı 1852^0C ve kaynama derecesi 4377^0C’dir. Zirkonyum, doğada silikat oksit ile birlikte veya serbest oksit ile bileşik şeklinde bulunabilir. Bilinen bileşikleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2) (Piconi ve Maccauro, 1999; Lindemann, 2000).

Zirkonya ilk olarak 1789 yılında Alman kimyacı Martin Klaproth tarafından tanımlanmıştır. Stabilize edilmesiyle yüksek sertlik, dayanıklılık ve aşınma direnci elde edilebilmiştir. Bu özelliklerinden dolayı zirkonyum, sanayide pek çok alanda kullanılmaya başlanmıştır (Piconi ve Maccauro, 1999).

Zirkonyanın medikal uygulamalarda kullanımı, 80’li yıllarda kalça eklem protezlerinde kullanılmasıyla başlamıştır (Christel ve ark., 1989). Zirkonya ile dünya çapında 600.000’den fazla femur başı implantasyonu yapılmıştır (Chevalier ve ark., 2007). Diş hekimliğinde ise zirkonya daha çok protetik materyal olarak test edilmiştir. Bu uygulamadaki ilk adım 90’lı yıllarda ağırlıkça %50 oranında zirkonyum dioksitin cam porselene eklenmesiyle gerçekleşmiş, bükme ve kırılma dayanımlarında saf porselene göre %80 artış görülmüştür (Kon ve ark., 1990). Zirkonya hızlı bir gelişim sağlayarak kuron ve köprü protezlerinde alt yapı malzemesi olarak, kök kanal postlarında, ortodontik braketlerde, implantlarda ve implant dayanaklarında sıklıkla kullanılan bir dental materyal olmuştur. Günümüzde ise seramik restorasyonlara alternatif bir alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (Filser ve ark., 2001; Besimo ve ark., 2001; Suttor ve ark., 2001).

4.2.Zirkonyanın Fiziksel Özellikleri

Zirkonya alt yapılı materyaller yüksek mekanik özelliklere sahiptirler. Zirkonyanın diğer dental seramik materyallerine göre daha dayanıklı olduğu görülmüştür (Chen ve ark., 2008; Teixeira ve ark., 2007). Zirkonyanın bükme dayanımı 800-1500 MPa arasındadır (Pittayachawan ve ark., 2007; Tinschert ve ark., 2000; Yilmaz ve ark., 2007). Yüksek bükme dayanımı özelliğinin yanı sıra 6,3- 11,5 MPa arasında yüksek kırılma direncine de sahiptir (Aboushelib ve ark., 2008; Tinschert ve ark., 2008; Yilmaz ve ark., 2007).

Zirkonya kimyasal olarak stabildir ve tükürükte çözünmez (Chai ve ark., 2007; Piconi ve Maccauro, 1999). Termal iletkenliği düşük olduğu için ağız içindeki sıcaklık değişimlerinden kaynaklanan diş hassasiyetini engeller (Piconi ve Maccauro, 1999).

4.3.Zirkonyanın Mikroyapısı

4.3.1.Saf zirkonya

Zirkonya, monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 fazda bulunabilen polimorf bir materyaldir. Zirkonya 1170^0C'nin altında monoklinik fazda, 1170^0C ve 2370^0C arasında tetrogonal fazda, 2370^0C'nin üzerinde ise kübik fazda bulunmaktadır. Saf zirkonyanın sinterizasyonundan sonraki soğuması esnasında tetrogonal fazdan monoklinik faza transformasyon gerçekleşir. Faz transformasyonu ile birlikte %3-5 arasında hacim artışı meydana gelir. Monoklinik zirkonya oldukça kırılgan bir materyaldir ve yapısında bir takım yarık ve mikroçatlaklar barındırdığı için bu değişim zirkonyanın içinde çatlakların oluşmasına ve saf zirkonyanın parçalanmasına neden olur (Christel ve ark., 1989)

4.3.2.Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ)

Saf zirkonya, Y_2O_3, MgO veya CeO_2 gibi stabilize edici oksitlerin eklenmesiyle oda sıcaklığında, daha kararlı olan tetrogonal fazda tutulabilir (Garvie ve ark., 1975; Piconi ve Maccauro, 1999). Dental zirkonyanın stabilizasyonunda en çok kullanılan stabilize edici oksit Y_2O_3'tür. Y_2O_3'ün eklenmesiyle saf zirkonya ısıl işlemler

karşısında reaksiyon değiştirerek 1000^0C'nin üzerinde tetrogonal faza dönüşür. Oda sıcaklığına soğutulduğunda ise yapısında kübik ve tetrogonal kristaller içeren yarı stabil zirkonya oluşur. Parsiyel stabilize edilmiş zirkonya adı verilen bu yapı multifaz karakterde olup daha çok kübik faz ve az miktarda tetrogonal ve monoklinik faz içerir (Tinschert ve ark., 2000) Tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu geri dönebilen bir olgudur ve yapı içerisinde tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerji bulunmaktadır (Tinschert ve ark., 2001). Parsiyel olarak stabil hale getirilmiş zirkonya seramiğinde ısıl değişim, korozyon ve aşınma dirençleri yüksek fakat ısıl genleşme ve ısıl iletkenlik özellikleri düşüktür. Elektriksel iletkenliği zayıftır (Ban, 2008).

4.3.3.Tam stabilize zirkonyum oksit (TSZ)

Saf zirkonyumun içerisine %16 CaO, %16 MgO ve %8 Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitlerin eklenmesiyle stabilize zirkonyum oksit elde edilir. Mikroyapısı iri kübik ZrO_2'den meydana gelir ve sinterleme sıcaklığı oldukça yüksektir (Piconi ve Maccauro, 1999; Ban, 2008). Sertliği ve termal şok direnci yüksektir. Sertlik değerinin yüksek olması mühendislik alanında aşındırıcı amaçlı olarak kullanımını sağlamıştır. (Garvie ve ark., 1975)

4.3.4.Yitriyum-tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP)

Yitriyum-tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), yitriyum oksidin (Y_2O_3); saf zirkonyaya ağırlığının %2-3'ü oranında ilave edilmesiyle elde edilir ve stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında en çok kullanılan biyomateryaldir (Tan ve Dunne, 2004). Stabilize edicilerin katılımı ile %100'e varan tetragonal yapıya sahiptir, bu kristal yapısı oda sıcaklığında yüksek değerde sertlik sağlamaktadır (Derand ve Derand, 2000). Ancak 200^0C ile 500^0C'de geri dönüşümsüz kristal transformasyonunda tetragonal yapı, azalarak boyutsal değişimlere neden olmaktadır (Piconi ve Maccauro, 1999; Yavuzyılmaz ve ark., 2005). Yapı içerisinde rastgele dağılmış olan stabilize edici Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir (Fabris ve ark., 2002). Y-TZP seramiklerinin bükme direnci 1000 MPa'dan fazla, kırılma sertliği 7-10 MPa/m^2'dir. Elastik modülü 200 MPa ve Young's modülü paslanmaz çeliğinkine

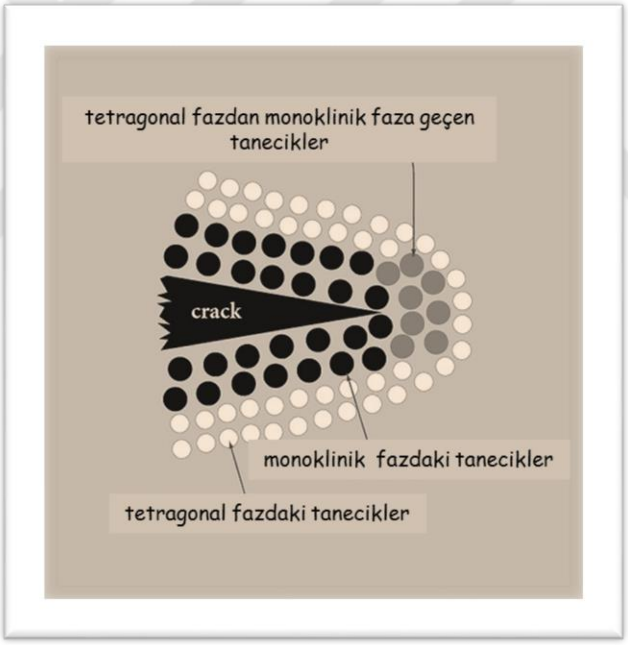
yakındır. Bu özellikler sayesinde tam seramik restorasyonlarda sıklıkla alt yapı malzemesi olarak tercih edilmektedir (Aboushelib ve ark., 2005)

4.4.Transformasyon-Sertleşme Mekanizması

Zirkonya strese maruz kaldığında mikroyapısını değiştirerek mekanik performansını artırabilen yapısal bir materyaldir (Kelly ve Denry, 2008). Zirkonya esaslı seramiklerin mekanik direncinin yüksek olması, zirkonya kristallerinin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine bağlıdır (Garvie ve ark., 1975). Gerilim stresleri, parsiyel stabilize zirkonyum oksit materyalinde, aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi dış etkenlerin sebep olduğu bir çatlağı ilerletirken, seramik grenlerinde bir stres yaratır. Bu stres, çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır. Bu dönüşüm ise materyal içinde %3-5'lik hacim artışına neden olur (Piconi ve ark.,1999; Kelly, 2004). Hacim artışı sonucu yapı içerisinde var olan çatlakların uçlarında baskı gerilimleri meydana gelir. Oluşan bu baskı gerilimleri, materyal içerisindeki daha büyük çatlakların ilerlemesine engel olarak materyalin dayanımını artırır (Kelly ve Denry, 2008). Zirkonyum oksit diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu özelliği sayesinde, yüksek kırılma dayanımına sahiptir. Faz değişimi, materyale aşındırma veya kumlama işlemlerinde olduğu gibi dışarıdan bir kuvvet uygulandığında da meydana gelebileceği gibi sinterleme işlemlerinde de meydana gelmektedir (Guazzato ve ark., 2005).

Genellikle, seramik materyalleri deformasyon yeteneği göstermezler ve strese maruz kaldıklarında internal ya da eksternal defektlerden doğan çatlak ilerlemesi sonucu kırıklar görülür. Fakat, çatlak ilerlemesi zirkonya yapısında gerçekleştiğinde çatlağa yakın metastabil tetragonal kristalleri kendiliğinden monoklinik faza transformasyon gerçekleştirir ve %3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Bu hacim artışı, 'dönüşüm sertleşmesi mekanizması' olarak bilinen, çatlağın büyümesini ve ilerlemesini durduracak kompresif stresleri meydana getirir (Şekil 4.1.) (Garvie ve ark., 1975). Bu süreçte materyalin kristal yapısı değişim gösterir. Böylece, materyalin değişime uğrayan yüzeyinde, kütlesel bir değişim olmaksızın, atomların kendiliğinden hareketi ile makroskobik düzeyde şekil modifikasyonların meydana gelmesiyle zirkonyanın dayanımı artmış olur (Kelly ve Francis, 2002). Strese maruz

kalmış yüzeyde çatlak ilerlemesini durduracak enerji monoklinik tanecikler tarafından sağlandığı sürece dönüşüm sertleşmesi mekanizması gerçekleşir. Fakat, hacimsel artış zirkonyanın elastik limitini aşacak miktarda gerçekleşirse, çatlak ilerlemesi hızlanacak, yeni mikroçatlakların oluşumuna ve hatta yapıda katastrofik kırıkların meydana gelmesine yol açacaktır. Bu mekanizma, gren çapı, şekli ve lokasyonu; yapıdaki oksijen boşluklarının varlığı, stabilize edici oksidin miktarı, fabrikasyon tekniği, uygulanan stres ve sıcaklık derecesi gibi pek çok faktörden etkilenmektedir (Guazzzato ve ark., 2005). Günümüzde CAD/CAM teknolojisi ile üretilmekte olan zirkonya, hazır blokların CAD/CAM frezeleme ünitesinde şekillendirildikten sonra yüksek sıcaklıklarda sinterize edilmesiyle elde edilmektedir ve zirkonya yapısal olarak bu safhada tümüyle tetragonal taneciklerden oluşmaktadır (Uo ve ark., 2003).



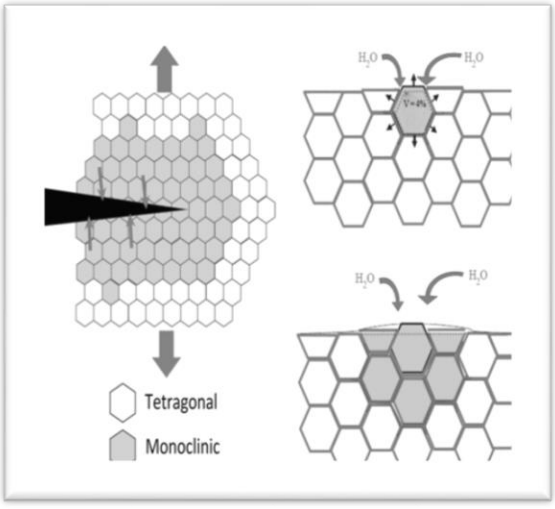
Şekil 4.1. Dönüşüm Sertleşmesi Mekanizması

4.5.Düşük Isılarda Bozunma (LTD)

Zirkonya düşük toksisiteye sahip kimyasal olarak inert bir materyaldir (Uo ve ark., 2003). Yüksek bükme ve kırılma dayanımına, yüksek sertlik, elastik modulusü ve aşınma direncine sahip olması gibi özelliklerinden dolayı 1980'lerin sonunda femoral protezlerde protez materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (Chevalier ve

ark., 2007). Fakat 2000-2002 tarihleri arasında kısa bir zaman diliminde birçok başarısızlık rapor edilmiştir. Erken dönem başarısızlıklarının nedeni araştırıldığında, birkaç araştırmacı zirkonyada suyun ya da su buharının ve nemin varlığında t-m faz transformasyonunun gerçekleştiğini, monoklinik içeriğin ve yüzey pürüzlülüğünün arttığını bildirmişlerdir. Görülen bu başarısızlık durumunun medikal alanda yaşlanma olarak da bilinen 'hidrotermal yaşlanma veya düşük ısılarda bozunma (LTD)' fenomenine bağlı olabileceği bildirilmiştir (Chevalier, 2006).

LTD, zirkonyanın dış yüzeyinde başlayan ve 150-400^{0}C sıcaklık aralığında su veya su buharı ile maruz kaldığında oluşan bir yapısal bozunma olayıdır. Nemin varlığı yapının metastabil olması sebebiyle materyali 'yaşlanma' olayına yatkın hale getirir (Lughi ve Sergo, 2010; Chevalier ve ark., 2009; Pereira ve ark., 2016). Genellikle yüzey transformasyonu yavaş, spontan ve ilerleyicidir. LTD, suyun oksijen boşlukları aracılığıyla zirkonya grenlerine difüzyonu sonucu kristal yapıda stres oluşturan ve sonuçta materyalin yapısını bozan bir stres korozyonu mekanizması ile gerçekleşmektedir (Lughi ve Sergo, 2010). Bu durum transformasyon gösteren taneciklerin çekirdeklenme ve büyümesi ve taneciklerin kenara çekilmesiyle mikro ve makro çatlakların oluşması ile karakterizedir. Monoklinik fazın artmasıyla meydana gelen tanecik boyutundaki artış, çatlakları oluşturarak suyun içeri penetrasyonunu ve yaşlanma sürecini hızlandırır (Şekil 4.2.) (Lughi ve Sergo, 2010).



Şekil 4.2. Suyun varlığında düşük ısılarda bozunma (LTD)

LTD mekanizmasını anlamaya yönelik pek çok teori ortaya atılmıştır (Sato ve ark., 1985; Chevalier ve ark., 1999). Önceki teorilerde LTD'nin su moleküllerinin Y–O bağlarını kırarak kimyasal tutunması sonucu gerçekleştiği bildirilmiştir (Yoshimura ve ark., 1987). Guo tarafından sunulan klasik modele göre ise LTD fenomeni, birbirini takip eden olaylar zinciri olarak açıklanmıştır: (a) tanecik yüzeyinde suyun kimyasal emilimi, (b) suyun oksijen ile reaksiyona girerek hidroksil gruplarını oluşturması, (c) tanecik çevresinden hidroksil gruplarının kütle içine difüzyonu, (d) oksijen boşluklarının hidroksil iyonlarıyla dolması sonucu proton defektlerinin oluşumu, (e) t-m faz transformasyonu (Guo, 1999). Diğer taraftan ise en çok kabul gören teori ise suyun penetrasyonu ile artan iç stresin t-m faz transformasyonunu tetikleyerek LTD'yi başlatmasıdır (Schubert ve ark., 2005). Sonuç olarak zirkonyanın yaşlanma süreci multifaktöriyel sebeplerdendir. T-m faz transformasyonu büyük ölçüde ortamda su veya su buharının bulunması, materyalin yatkınlığı, taneciklerin şekil, boyut ve lokasyonu ve stabilizatör içeriği ile ilgilidir (Ozcan ve ark., 2016). Yaşlanma sonrası yapısal içeriğine bağlı farklı derecelerdeki 't-m faz transformasyon tabakası' derinliğine göre zirkonya materyali farklı çeşitlilikte mekanik davranış sergiler (Flinn ve ark., 2012). Zirkonyanın direncindeki azalma daha belirgin bir transformasyon tabakasıyla ilişkilendirilebilir (Borcherss ve ark., 2010). Fakat, taneciklerin şekli, boyutu ve lokasyonunun faz transformasyonu üzerinde daha çok etkili olduğu ve büyük taneciklerin küçük olanlara göre daha kolay transformasyona uğradığı bildirilmiştir (Sato ve ark., 1985).

Günümüzde zirkonyada LTD ile ilgili çok az klinik bilgi mevcuttur. In vivo ve in vitro sonuçlar benzer yaşlanma derecelerini ortaya koymuştur. Bu nedenle araştırmacılar in vitro çalışmaların zirkonyanın hidrotermal bozunmasını yansıtabileceğini savunmaktadır (Ozcan ve ark., 2016).

4.6.Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

4.6.1.Stabilize edici oksidin miktarı

Stabilize edici oksidin miktarının artması materyalin faz dönüşümünü hızlandıran bir faktördür. Saf zirkonya yapısına eklenen MgO, CaO ve Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitlerin düşük oranda olması ve yapıya homojen olarak dağılması gerekmektedir (Robin ve ark., 2002). Dönüşüm sertleşmesi mekanizmasını sağlamak için ilave edilen Y_2O_3' in miktarı önemlidir. Saf zirkonyaya %8 molden fazla Y_2O_3' in ilave edilmesinin materyalin faz değişimini önlediği ve materyali tamamen stabilize ettiği bildirilmiştir (Piconi ve Maccauro, 1999; Christel ve ark., 1989).

Yapı içerisine %2 oranında Y_2O_3 ilave edildiğinde ise en yüksek mekanik özelliklerin sağlandığını bildiren çalışmalar mevcuttur. Bu oran arttıkça, sinterleme ısısı düşerek yapıdaki porozite miktarı artar, kırılma dayanımı azalır. Aynı zamanda partikül boyutu artar, tetrogonal fazın oranı azalır ve yapının stabilitesi bozulur (Robin ve ark., 2002).

4.6.2.Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli

Zirkonyum oksit partiküllerinin boyutu ve şekli de mekanik özellikleri etkileyen faktörlerdendir. İdeal kırılma dayanımı için, materyalin gren boyutunun 0,3 μm olması gerektiği bildirilmiştir (Heuer, 1982). Partikül boyutunun artması ile t-m faz dönüşümü meydana gelir. Bu dönüşüm; yapının içinde ince grenli ve homojen bir partikül dağılımı sağlanarak önlenebilir (Piconi ve Maccauro, 1999). Y-TZP seramiklerde ideal kırılma dayanımının yapıya %2 oranında Y_2O_3 ilave edilmesi ve zirkonyum oksit partikül boyutunun 0,3 μm olmasıyla elde edilebileceği bildirilmiştir (Piwowarczyk ve ark., 2005). Çok küçük gren kullanıldığında ise faz değişimi sertleşmesi gerçekleşmez.

Eşit partikül boyutuna sahip iki materyalin kırılma ve bükmeye dayanımı, poroziteye bağlı olarak değişmektedir. Yapı içerisindeki porozite, materyalin mekanik özelliklerini zayıflatmaktadır. Porozite miktarı çatlak ilerlemesi üzerine de etkilidir. Daha az miktarda poroziteye sahip olan zirkonya materyallerinde çatlak ilerleyişi hem intergranüler hem de transgranüler şekilde gerçekleşebilir. Fazla

miktarda poroziteye sahip materyallerde ise, malzemenin mekanik direncinin zayıf olduğu durumlarda görülen intergranüler çatlak ilerleyişi olacaktır (Matinlinna ve ark., 2006; Matinlinna ve ark., 2004).

4.6.3.Sıcaklık

Isı artışı, t-m faz dönüşümünü başlattığı için Y-TZP'nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (Sato ve ark., 2007). Faz dönüşümü 200-300°C'lik kritik bir sıcaklık aralığında gerçekleşmektedir (Zhu ve ark., 1999). Materyal, 100-400°C sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulduğunda, yaşlanma olayı yani LTD gerçekleşerek yapıdaki tetrogonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesi başlar. Bu dönüşüm materyalin mekanik özelliklerini zayıflatmaktadır (Ardlin, 2002).

4.6.4.Nem

Yapılan çalışmalarda, nemin yüksek sıcaklıkla beraber zirkonyanın t-m faz dönüşümünü artırdığı tek başına ise mekanik direnci etkileyen bir faktör olmadığı bildirilmiştir (De Kler ve ark., 2007; Tholey, 2009). Nemin LTD üzerindeki etkisi tam olarak açıklanamamaktadır (Piconi ve Maccauro, 1999). Suyun yüzeydeki ZrO_2 tarafından absorbe edildiği ve spontan t-m faz değişimine neden olduğu bildirilmiştir (Saldana ve ark., 2003; Swab, 1991).

4.6.5.Zaman

Seramiklerin uzun dönem stabiliteleri çatlak ilerlemesine bağlıdır. Ağız içerisinde uzun dönemde seramiklerin içerisindeki cam tükrük ile reaksiyona girer ve yapıda çatlaklar meydana gelir. Y-TZP seramikler ise cam matriks içermeyen polikristalin yapıdadır. Çatlak oluşum mekanizması ile dayanıklılık kazanırlar. Gerilme stresinin ortaya çıkmasıyla kübik matriksin basıncı artar ve çatlağın ilerlemesi engellenir. Fakat, zamanla nemli ortamlarda tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla bir yaşlanma olayı gerçekleşir (Piconi ve Maccauro, 1999). Swab yaşlanma olayının aşamalarını şu şekilde özetlemiştir:

- Kritik sıcaklık aralığı 200°C ile 300°C arasındadır,
- Yaşlanma sonucunda yapının dayanıklılığı, doygunluğu ve yoğunluğu azalmakta, monoklinik faz miktarı artmaktadır,
- T-m faz dönüşümü materyalin yüzeyinde başlayarak yapının içerisine doğru ilerler,
- T-m faz dönüşümü nedeniyle mekanik özellikler bozulur; yapıda mikro ve makroçatlaklar oluşur,
- Ortamda su ya da nem varsa t-m faz dönüşümü artar,
- Partikül boyutunun azalması ve stabilize edici oksit miktarındaki artış t-m faz dönüşüm oranını azaltır (Swab, 1991).

4.7.Zirkonya Altyapıya Uygulanan İşlemlerin Materyalin Yapısına Etkisi

4.7.1. Zirkonya altyapının sinterizasyonu

Kararlı ve sert yapıda bir Y-TZP elde etmek için monoklinik green zirkonyanın özel sinterizasyon fırınında sinterizasyonu gerçekleşir. Sinterizasyon sıcaklığı üretici firmanın talimatlarına göre 1400^0C-1600^0C arasında değişkenlik göstermektedir. Sinterizasyon sıcaklığı ve süresi materyalin gren boyutunu etkilemektedir. Sıcaklık ve süre arttıkça materyalin gren boyutu da artmaktadır (Chevalier ve ark., 2006; Swain, 1989).

Gren boyutu zirkonya materyalinin mekanik özelliklerini doğrudan etkilediğinden sinterizasyon sıcaklığı ve süresini belirlemek önemlidir (Ruiz ve Readey, 1996). Gren boturu 1 μm'dan daha büyü olduğunda zirkonya materyalinin stabilitesi azalır ve spontan t-m faz dönüşümü gerçekleşir (Tsukuma ve ark., 1984). Daha düşük gren boyutlarında dönüşüm olasılığı azalır, 0,2 μm'den düşük olduğunda ise dönüşüm gerçekleşmez ve materyalin kırılma dayanımı azalır (Cottom ve Mayo, 1996).

4.7.2.Aşındırma işlemi

Y-TZP seramik restorasyonlara yapım aşamalarında uygulanan çeşitli işlemler seramiğin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Alt yapıların üretim ve uyumlanması esnasında birtakım aşındırmalar yapılmaktadır (Guazzato ve ark., 2005). Y-TZP içeren zirkonya bloklar öncelikle sistemlerine ait frezeleme cihazlarında frezelenir, sonrasında alt yapının modele uygun hale getirilmesi için el aletleri ile soğutma altında aşındırılır. Yüzey pürüzlülüğü, plastik deformasyon, faz değişimi ve rezidüel stres aşındırma sonrası en çok karşılaşılan yüzey karakteristikleridir (Luthardt ve ark., 2004). Materyalin özellikleri ve aşındırma parametreleri, aşındırma sonucu oluşacak yüzey karakteristiklerini etkilemektedir (Kosmac ve ark., 1999). Aşındırma işlemlerinin zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilediğini ilk olarak Garvie ve ark. tarafından bildirilmiştir (Garvie ve ark., 1972).

Aşındırmanın seramikler üzerinde 2 etkisi bildirilmiştir.

a) Yüzeyde sıkıştırıcı stres tabakası oluşumu: Zirkonya materyali aşındırma işlemine maruz kaldığında tetrogonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gerçekleşir. Bu dönüşüm esnasında meydana gelen hacim artışı diğer seramiklere göre daha fazla bir baskı kuvveti oluşturur (Guazzato ve ark., 2005). Yüzeyde oluşan bu sıkıştırıcı kuvvetler, faz değiştirmiş zirkonyanın hacmine ve baskı tabakasının derinliğine bağlı olarak zirkonyanın dayanıklılığını artırır (Kosmac ve ark., 1999; Luthardt ve ark., 2004).

b) Yüzey çatlakları oluşumu: Aşındırma sonrası yüzeyde derin çatlaklar oluşmaktadır. Bu yüzey çatlakları, yüzeydeki sıkıştırıcı tabakanın derinliğini aştığında dayanıklılığı azaltmaktadır. Bu nedenle zirkonya yüzeyinde yapılacak aşındırma işlemleri sırasında gren boyutu, aşındırma hızı ve kuvveti gibi aşındırma parametreleri önemlidir. En önemli parametrenin gren boyutu olduğu bildirilmiştir (Kosmac ve ark., 1999). Yapılan çalışmalarda küçük grenli elmas frezlerle yapılan aşındırmalar sonucunda yüksek bükme direnci elde edilmiş, kalın grenli frezlerle yapılan aşındırmalar sonucunda ise bükme direncinde azalma olduğu bildirilmiştir (Curtis ve ark., 2006; Giray ve ark., 2007). Aşındırmanın dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirmek için aşındırma işlemini en uygun koşullarda uygulamak gerekmektedir. Aşındırma esnasında yüksek ısı, tetrogonal fazdan

monoklinik faza geçişi ters yönde gerçekleştirir ve sıkıştırıcı tabakanın zayıflamasına neden olur (Kosmac ve ark., 1999). Aşındırma hızı ve uygulama kuvveti arttıkça materyalin dayanıklılığı azalmaktadır.

4.7.3.Kumlama işlemi

Kumlama, mekanik özelliklerinin ve tutuculuğunun artırılması için zirkonya materyaline uygulanan bir yüzey işlemidir (Brackett ve ark., 1989). Kumlamada daha az ısı artışı gerçekleşmesi ve oluşan yüzey stresinin daha hafif olmasından dolayı aşındırmaya kıyasla daha hassas bir işlemdir (Karakoca ve Yılmaz, 2009). Kumlama sonucunda zirkonya materyali yüzeyinde belirgin bir pürüzlülük meydana gelir. Fakat metal yüzeylerine göre daha az girintili ve çıkıntılıdır (Kern ve Wegner, 1998). Kumlama ile oluşan mikroçatlakların hemen altında tetrogonal-monoklinik faz dönüşümü gerçekleştiği için %3-5 oranında hacim artışı meydana gelir ve stres tabakası oluşur. Bu stres tabakası sıkıştırıcı etki yaparak mikroçatlakların ilerlemesini önler (Brackett ve ark., 1989). Sıkıştırıcı stres tabakasının kalınlığı az olmasına rağmen kumlama ile oluşan yüzey çatlakları bu tabakayı geçemediğinden kumlamanın materyalin kırığa karşı direncini artırdığı düşünülmektedir (Blatz ve ark., 2004).

Yapılan çalışmalarda 50 μm veya 110 μm Al_2O_3, 2,5 veya 2,8 bar basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden uygulanan kumlama işleminin etkinliğinden bahsedilmiştir (Kosmac ve ark., 2000; Wolfart ve ark., 2006).

4.7.4.Silika kaplama uygulamaları

Zirkonyanın stabilizasyonu için yapıya silika eklenebilir. Zirkonyaya ağırlıkça %0,5'e kadar silika eklenmesinin mekanik özellikleri etkilemeden yaşlanma direncini artırdığı bildirilmiştir (Nakamura ve ark., 2012).

Birden fazla taneciğin birleşim yerlerinde amorf silika fazının bulunmasının, tanecikleri daha yuvarlak yaparak taneciklerin birleşim noktalarındaki soğuma esnasındaki residual stresleri ve stress konsantrasyonunu azalttığı bildirilmiştir (Gremillard ve ark., 2000). Neme bağlı gelişen t-m faz transformasyonunun taneciklerin stresin en yoğun olduğu bu birleşme noktalarında başladığı

düşünülmektedir (Samodurova ve ark., 2014). Aynı zamanda silikanın t-m faz dönüşümü ile ortaya çıkan stresi azaltarak monoklinik çekirdeğin büyümesini sınırladığı böylece LTD'nin ilerlemesini yavaşlattığı düşünülmektedir (Gremillard ve ark., 2000).

4.7.4.1.Silika kaplama yöntemleri

Zirkonya materyalinin yapısında silika olmadığı için silan ajanı ile kimyasal bağlantıyı sağlayacak silika kaplama teknikleri geliştirilmiştir.

4.7.4.1.1.Tribokimyasal silika kaplama

Tribokimyasal silika kaplama tekniği metal alaşımları ve alümina-zirkonya alt yapılı seramiklerde silika kaplamak için kullanılan yaygın bir tekniktir (Ozcan, 2002). Bu teknikte kaplama işlemi Cojet ve Rocatec (3M ESPE, Seefeld, Almanya) sistemleri ile gerçekleştirilmektedir (Piwowarczy ve ark., 2005; Sun ve ark, 2000)

Cojet sistemi klinik olarak uygulanabilir olup silika ile modifiye edilmiş 30 μm alümina partikülleri 10 mm mesafeden seramik yüzeyine 2,8 bar basınçla 15 saniye püskürtülerek yüzeyin silika ile kaplanması sağlanır. Bu işlem aynı zamanda silan ajanıyla bağlantı yüzeyi oluşturmakla kalmaz, mikromekanik retansiyon da sağlar (Ozcan ve Vallittu, 2003).

Rocatec sistemi ise laboratuvarda kullanılabilen yöntemdir. Kumlama işlemi iki aşamalı olarak yapılır. Birinci aşamada Rocatec-Pre adı verilen 110 μm'luk Al_2O_3 kumu ile 2,5 bar basınç altında restorasyon temizlenir. İkinci aşamada ise, Rocatec-Plus adı verilen, 110 μm SiO_2 kum 2,5 bar basınç altında püskürtülerek silika partiküllerinin yüzeye gömülmesi sağlanır. Silika yüzeyden 15 μm'ye derinliğe kadar penetre olabilmektedir. Uygulama sırasında zirkonyada bir ısı artışı görülmemektedir (Drummond, 2003).

4.7.4.1.2.Silicoater tekniği

Silika kaplama yöntemlerinden bir diğeri silicoater tekniğidir (Musil veTiller, 1984). Bu işlemde, yüzey silan ile zenginleştirilmiş bütan alevi ile muamele edilir. Bunun için önce kumlanmış yüzeyler etil asetat banyosunda tutularak artıklardan

temizlenir. Sonra metal yüzeyine sürülen etil asetat materyalinin Silicoater MD (Kulzer, Irvine, CA, ABD) sisteminde propan-hava alevine maruz bırakılmasıyla SiOx-C tabakasının çökelmesi sağlanır (Hansson ve Moberg, 1993). Yüzeydeki silika tabakasının kalınlığı 0,1-1 μm arasındadır (Matinlinna ve Vallittu, 2007). Silicoater tekniği laboratuvar ortamında uygulanabilir, özel ekipman gerektirir, dental uygulamalar için oldukça pahalı ve karmaşıktır.

4.7.4.1.3.Plazma sprey tekniği

Plazma sprey tekniğinde plazma; iyon, elektron, atom ve nötron içeren kısmen iyonize olmuş bir gazdır. Bu gazın kontrollü bir şekilde iyonize olması için bu işlem vakum altında gerçekleşir. Sistemde gazı plazma şeklinde iyonize edecek yüksek frekanslı jeneratör bulunur (Derand ve ark., 2005). Bu teknikte yüzeyin oksijen ile aktive edilmesi sağlanır. Sonrasında yüzeye heksametildisiloksan uygulanır ve polimer oksijen ile aktive edilir (Denes, 1999).

4.7.4.1.4.Fiziksel buhar biriktirme tekniği (PVD tekniği)

Son yıllarda yapılan çalışmalarda silika kaplamada, fiziksel buhar biriktirme (PVD) tekniği ile kaplama yönteminden bahsedilmiştir. PVD kaplama tekniği; katı haldeki ham maddenin yüksek enerji ile plazma haline getirilerek, kontrollü olarak, kaplanacak malzemenin üzerine yapıştırılması işlemi olarak özetlenebilir. PVD kaplama tekniğinde; kaplanacak malzeme yüksek vakumlu bir kabine yerleştirilir ve yüksek enerji ile iyonlaştırılmış ve reaktif gazlarla oluşturulmuş plazma ile kaplanır. Kaplamanın homojen olabilmesi için kaplanacak malzemeye maksimum hareket kazandırılır. Bu yöntemde elektron demetinin sarf malzeme üzerine yönlendirilmesiyle malzemenin doğrudan buharlaşması sağlanır. Altlık malzeme yüzeyinde, buharlaşan malzeme birikmeye başlar (Bishop, 2007). Bu yöntemde, yüksek potansiyel fark ve akım bir flamana uygulanarak yüksek sıcaklığa ısıtılır. Isınan flamandan termoiyonik salınım ile saçılan elektronlar ivmelendirilerek hızlandırılır ve manyetik alan yardımı ile pota içindeki sarf malzemesinin üzerine düşürülerek malzemenin buharlaşması ya da doğrudan süblimleşmesi sağlanır. Manyetik alan yardımı ile flamandan saçılan elektronlar farklı açılarda saptırılarak buharlaştırılacak malzeme üzerine düşürülebilir (Bishop, 2007).

PVD tekniğinin, yüksek birikme hızı, kontrollü mikroyapı ve kompozisyon ile homojen kaplama imkanı sağlaması, düzgün yüzey sonlanmalarına sahip yüzey kaplamalarının elde edilebilmesi gibi avantajları vardır. Kaplama materyalinin mikroyapısı ve kompozisyonu kullanılan parametreler ve ingot kompozisyonlarında yapılacak maniplasyonlarla değiştirilebilir. Bu özelliği, birden fazla katmanlı seramik ya da metalik yüzey kaplamalarının oldukça düşük sıcaklıklarda biriktirilmesini mümkün kılmaktadır (Singh ve ark., 1999).

PVD tekniğinin alt yapı yüzeyine zarar verebilecek agresif fiziksel işlemler olmadan silika yüzey modifikasyonunu sağlayabileceği bildirilmiştir (Thompson ve ark., 2011). PVD tekniği ile silika biriktirme yönteminin, silikon oksitlerin zirkonya üzerinde bir ara tabaka şeklinde moleküler depolanmasıyla zirkonya üzerinde yüksek kalitede cam yapıyı oluşturacağı düşünülmektedir (Queiroz ve ark., 2012).

4.7.5. Zirkonya altyapının renklendirilmesi

Saf zirkonya beyaz renkte olup diğer dental seramiklere göre daha opaktır (Chen ve ark., 2008). Alt yapının renginin veneerlenmiş restorasyonun rengini etkilediği bilinmektedir (Crispin ve ark., 1991). Zirkonyanın beyaz renk ve opasitesinden dolayı alt yapının sinterleme öncesi renklendirilmesi gerekmektedir. Renklendirme işlemi, veneer seramiğin kalınlığının azaltılmasına ve doğal bir sonuç elde edilmesine olanak sağlar (Devigus ve Lombardi, 2004).

Restorasyonun görünümünü iyileştirmek için Fe, Cu, Co, Mn gibi metallerin renklendirici oksitleri ve Sn, Zn, Al, Zr ve Ti gibi metallerin opaklaştırıcı oksitleri seramik materyalinin yapısına eklenebilir (Milleding ve ark., 2003). Bu renklendirci oksitler zirkonya seramiklerin fizikokimyasal özelliklerini anlamlı olarak değiştirmemektedir. Sarı ve beyaz renkli zirkonyanın karşılaştırıldığında, sarı renkli zirkonyanın daha yüksek bükme dayanımı gösterdiği bildirilmiştir. Yüksek dayanımın, farklı renkler elde etmek için zirkonyaya eklenen CeO_2, Fe_2O_3 ve Bi_2O_3 gibi bileşiklerden kaynaklanabilir (Ardlin, 2002). Yapılan bir çalışmada renklendirilmiş zirkonyadaki kor- veneer bağlantısı beyaz zirkonyaya göre daha zayıf bulunmuştur (Aboushelib ve ark., 2008). Renk pigmentlerinin materyalin yüzey tabakasında kristalize olup veneer seramikle olan bağlantıyı azaltabileceğinden

renklendirilmiş alt yapıların veneerleme işleminden önce birtakım yüzey işlemlerine ihtiyaç duyabileceği bildirilmiştir.

Zirkonya alt yapılar çeşitli yöntemlerle renklendirilebilir. Green zirkonyanın sinterizasyon öncesi renkli likitlerle boyaması yapılabilir ya da bazı renklendirici ajanlar presleme ve sinterleme işleminden önce zirkonya tozuna eklenebilir (Cales, 2000).

4.7.6.Zirkonya altyapılı seramiklerin veneerlenmesi

Zirkonya, tam seramik sistemlere göre opak ve monokromatik bir materyal olduğu için, doğal dişe benzer translusentlikte ve estetik bir restorasyon elde etmek için ısıl genleşme katsayısı ZrO_2 ile uyumlu ya da özel olarak üretilmiş çeşitli veneer seramiklerle veneerlenir.

Günümüzde üst yapı seramiğinin işlenmesinde 4 farklı teknik uygulanmaktadır:

1. Tabakalama tekniği (Layering)

2. Presleme tekniği (Press-on / Over press)

3. Double veneer tekniği

4. CAD-on tekniği

Tabakalama tekniği veneer seramiğin planlanan şeklinden daha konturlu uygulanmasını gerektirir ve oldukça zaman alıcı bir işlemdir. Maksimum özen ve dikkatle yapıldığında bile alt yapı-veneer ara yüzeyinde hava kabarcıkları ve mikroboşluklar oluşmaktadır. Ara yüzeydeki bu yapısal defektler, veneerlenmiş restorasyonda çatlak oluşumu ve ilerlemesini tetikleyerek chipping ve kırıklara yol açabilen stres noktalarıdır (Aboushelib ve ark., 2005).

Presleme tekniği ise, zirkonya alt yapı üzerine düşük viskoziteli veneer seramiğinin ısı ile preslenmesiyle istenilen şekil ve formda üst yapı elde edilmesini sağlayan bir kayıp mum tekniğidir. Bu teknikle, dental restorasyonların tabakalama tekniği ile yapımı zor olabilecek kompleks anatomik formları kolaylıkla verilebilir.

Aynı zamanda veneer seramikteki düzeltmeler için yapılan fırınlama sayısı azalacağından zirkonya alt yapının termal yorgunluğu da azalacaktır. Presleme tekniği kontrollü sıcaklık, basınç ve vakum altında gerçekleştiğinden veneer seramikte daha az yapısal defekler oluşacaktır noktalarıdır (Aboushelib ve ark., 2006).

Presleme tekniği ile veneerlenmiş restorasyon monokromatik bir renge sahip olduğundan bu teknik özellikle posterior restorasyonlar için kullanılabilmektedir. Bu sınırlamanın üstesinden gelebilmek için 'double veneer tekniği' geliştirilmiştir. Bu teknik presleme ve tabakalama tekniklerinin kombinasyonudur. Presleme tekniği ile elde edilen veneer seramik üzerine tabakalama tekniği kullanılarak istenilen renk ve formda mine seramiği işlenir. Bu sayede her iki tekniğin de avantajlarına sahip bir restorasyon elde edilir. Presleme tekniğinin de bilgisayar üretimli olmaması, teknisyen odaklı olması ve yapımının zaman alması bu tekniğin dezavantajlarıdır (Aboushelib ve ark., 2008).

Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda en sık görülen teknik problem chipping olduğu için (Triwatana ve ark., 2012), son yıllarda mekanik özelliklerin iyileştirilmesine yönelik CAD/CAM üretimli veneerleme tekniği geliştirilmiştir (Schmitter ve ark., 2012). Bu tekniğe "CAD-on' adı verilmektedir. Bu teknikte kullanılan endüstriyel bloklar az sayıda yapısal defekt içerdiğinden ve manuel üretime bağlı ortaya çıkan kusurlar engellenmiş olunduğundan, CAD-on üretimli veneer seramiği tabakalama yöntemiyle üretilenlere göre yapısal olarak daha sağlamdır (Schmitter ve ark., 2014). Üst yapı seramiğinin kırılma dayanımını artırmak için feldspatik seramik yerine mekanik özellikleri daha iyi olan lityum disilikat seramikler kullanılmaktadır (Baltzer, 2008). Bu teknikte zirkonya alt yapı ve veneer seramiği seramik bloklardan freze edilir. Zirkonya alt yapının sinterizasyonu sonrasında lityum disilikat veneer alt yapıya rezin simantasyon veya füzyon metodu ile yapıştırılmaktadır (Schmitter ve ark., 2014).

4.7.7.Fırınlama işlemi

Zirkonya opak bir materyal olduğu için estetik restorasyonlar elde etmek amacıyla feldspatik seramikle kaplanarak 700-900°C sıcaklıklarda fırınlanır. Bu

işlem ortalama 2-5 kere tekarlanmaktadır. Dentin aşamasında meydana gelebilecek sorunların düzeltilmesi oklüzal düzenlemeler, estetik uyumlamalar ve marjinal bütünlük nedeniyle fırın sayısı artabilmektedir. Isı işlemlerinin zirkonyanın yapısı üzerinde kendi sinterizasyon ısısının altında olsa dahi birtakım değişikliklere yol açabileceği düşünülmektedir (Guazzato ve ark., 2005; Isgrò ve ark., 2005; Oilo ve ark., 2008).

Yapılan çalışmalarda, zirkonya seramiklere kumlama ve aşındırmayı takiben ısıl işlem uygulandığında, Y-TZP'nin monoklinik faz oranının 900^0C'de 1 saatlik ısıtma sonrasında %2 oranında azaldığı bulunmuştur. Zirkonya materyalinde ısı artışı tetrogonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde etkilemektedir. Bu tersine dönüşümün yüzeydeki sıkıştırıcı tabakanın zayıflamasına neden olarak materyalin dayanıklılığını olumsuz etkilediği bildirilmiştir (Oilo ve ark., 2008). Zirkonya matertalinde sıcaklık değişimleri yüzey çatlaklarının ilerlemesine neden olabilmektedir (Chevalier, 2006).

4.8.Zirkonya Bloklar ve Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükme dayanımları 900 MPa ile 1200 MPa arasında farklılık gösterebilir. Bu fark zirkonya bloğun elde ediliş şeklinden kaynaklanmaktadır. Zirkonya bloklar 3 ana gruba ayrılır (Denry ve Kelly, 2008).

4.8.1.Green zirkonya

Green zirkonya bloklar, Y-TZP tozunun herhangi bir sinterleme işlemi uygulanmadan basınçsız bir şekilde preslenmesiyle üretilen dolayısıyla en kolay işlenebilen bloklardır. Oldukça yumuşak bir yapıdadır. Sinterleme restorasyon işlendikten sonra uygulanır (Denry ve Kelly, 2008). Sinterleme esnasında meydana gelebilecek büzülmeyi karşılamak etmek için %20-25 oranında büyük işlenirler. Sinterleme işlemiyle materyal daha yoğun bir yapıya dönüşerek mekanik özellikleri gelişir (Raigrodski, 2004).

4.8.2.Pre-Sinterize zirkonya (Non-HIP zirkonya)

HIP kelimesi 'Hot Isostatic Pressing' kelimelerinin kısaltılmasıdır. Zirkonyum oksit tozu içerisinde bağlayıcı madde bulunur. Zirkonyum oksit tozu basınçla sıkıştırılarak 1350-1550^{0}C'de ön sinterleme yapılır. Ön sinterleme esnasında bağlayıcı madde uzaklaşır. Isının derecei ve ısıtma hızı materyalin daynıklılığında önemlidir. Hızlı bir ısıtma işlemi bağlayıcı maddenin eliminasyonunu hızlandırır ve oluşan yan ürünler blokların çatlamasına sebep olabilir (Filser ve ark., 2001; Filser, 2001) Pre-sinterize zirkonya bloklarda aşındırma işlemi sinterleme işleminden öncedir. Elmas ve karbit frezlerle su soğutmalı ortamda kazınırlar. Sinterleme esnasında meydana gelebilecek büzülmeyi kompanse etmek için %20-25 oranında daha hacimli işlenirler. Non-HIP bloklar tam bir sinterleme işlemine uğramadıkları için porözlü bir yapıdadır, dolayısıyla mekanik özellikleri zayıftır (Cales, 2000). Aşındırma işleminden sonra sinterizasyonun yapılması aşındırmaya bağlı oluşan gerilimin sebep olduğu tetrogonal-monoklinik faz dönüşümünü ve yüzeydeki serbest monoklinik fazı engeller. Dolayısıyla HIP zirkonyum oksit bloklarla kıyaslandığında daha az miktarda monoklinik faz içerirler ve yüzey çatlaklarının oluşma riski daha azdır (Guazzato ve ark., 2005).

4.8.3.Sinterlenmiş zirkonya (HIP zirkonya)

Sinterlenmiş zirkonya blokları yarı sinterize bloklara göre %20 daha dayanıklıdır. Bu blokların üretiminde ilk olarak 1300°C' de sinterleme işlemi yapılır, materyal %95 yoğunluğa ulaşır. Sonrasında yüksek basınçta 1400-1500°C'de argon gazı kullanılarak ısıtılır, oksitlenip beyaz renk alıncaya kadar atmosfer basıncında sinterlenir ve materyal %99 yoğunluğa ulaşmış olur (Blue ve ark., 2003). Sinterizasyon tamamlandıktan sonra elmas uçlu frezlerle su soğutmalı ortamda kazınırlar. Sinterizasyon tamamlandıktan sonra şekillendirildikleri için daha hacimli değil gerçek boyutlarda hazırlanırlar. Yarı sinterize bloklara göre daha sert olduklarından kazıma işlemi daha zor ve maliyetlidir (Witkowski, 2008). Şekillendirme esnasında yapılan aşındırma işlemleri yüzey tabakalarında tetragonal-monoklinik faz dönüşümünü tetikler (Curtis ve ark., 2006; Guazzato ve ark., 2005).

4.9.Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM– Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)

4.9.1.Tanımı ve tarihsel gelişimi

CAD/CAM, 'Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing' kelimelerinin kısaltılmış halidir. CAD/CAM sisteminin diş hekimliğinde kullanımı 1980'li yılların başlarında restorasyonların daha yüksek kalitede elde edilebilmesi amacıyla gerçekleşmiştir. İlk olarak 1985'de Zürih Üniversitesi'nde, bir inley restorasyonun yapımında kullanılmıştır. İlk CAD/CAM sistemlerinde, bloğun şekillendirilmesi sırasında aşındırma iki eksenli olarak yapıldığı için diş ile restorasyonun uyumu yeterli olmamıştır. Günümüzde gelişen teknolojiyle altı eksende aşındırma yapabilen sistemler mevcuttur (Mörmann ve Bindl, 2002).

4.9.2.CAD/CAM bileşenleri

Tüm dental CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel kısımdan oluşur (Baroudi ve İbraheem, 2015).

1. Verilerin elde edilmesi (Tarayıcı)

2. Restorasyon tasarımı (CAD)

3. Restorasyon üretimi (CAM)

4.9.2.1.Verilerin elde edilmesi (Tarayıcı)

Diş hekiminin yaptığı diş preparasyonlarının, komşu dişlerin ve okluzyonun ağız ortamında veya model üzerinden taranması işlemidir. Tarayıcılar sistemden sisteme farklılık göstermektedir. Mekanik tarayıcılar aracılığıyla model taranır ve prepare edilen bölge kaydedilir. Optik tarayıcıların çoğu harekete duyarlı olup hızlı ve yüksek çözünürlükte veri elde edebilir. CAD/CAM sistemlerinde tarayıcı yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (Strub ve ark., 2006).

4.9.2.2.Restorasyon tasarımı (CAD)

CAD yazılımı ile restorasyon 3D olarak bilgisayarda tasarlanıp planlanır. CAD yazılımında direkt olarak kullanılabilen şablonlar bulunduğu gibi kullanıcının kendi tasarımına imkân veren modifikasyonlar da mevcuttur. Tasarım tamamlandığında CAD yazılımı, sanal modelin formatını CAM üretimini başlatacak formata dönüştürür (Strub ve ark., 2006).

4.9.2.3.Restorasyonun üretimi (CAM)

CAM aşamasında restorasyon, 3, 4 ve 5 akslı frezeleme ve aşındırma üniteleri ile sistem için hazırlanmış bloklardan aşındırılarak üretilir. CAM üretiminden sonra final düzeltmeler, renklendirme ve cilalar diş teknisyeni tarafından yapılır (Tinschert ve ark., 2004).

4.9.3.CAD/CAM sistemlerinde zirkonya esaslı seramiklerin üretimi

CAD/CAM sistemlerinde; zirkonyum oksit seramikler, blokların çeşitli boy ve şekillerdeki elmas disk ve frezlerle su soğutması altında aşındırılmasıyla elde edilir. Zirkonya seamiklerinin yüksek dayanıklılığı yoğun sinterizasyonuyla gerçekleşir. Yoğun sinterizasyonun elde edilmesi 2 şekilde gerçekleşir (Sadan ve ark., 2005):

1.Alt yapı, tam sinterlenmiş Y-TZP bloklarının frezelenerek şekillendirilmesiyle elde edilir. Sinterizasyon frezeleme işleminden önce yapıldığı için aşındırma sonrası büzülme gerçekleşmez, gerçek boyutlarda aşındırma yapılır. Tam sinterize Y-TZP'nin yüksek sertliğinden ötürü frezeleme işlemi zaman alıcıdır (Filser ve ark., 2001).

2.Altyapı, kısmen sinterlenmiş yumuşak Y-TZP blokların frezelenerek şekillendirilmesiyle elde edilir. Frezeleme işlemi sonrası sinterizasyon yapılır. Sinterizasyon fırınlamsındaki yüksek ısı alt yapıda %20-25 oranında büzülme meydana getirir. Bu nedenle frezeleme esnasında boyutlar bu oranda büyük yapılır. Tam sinterlenmiş bloğun şekillendirilmesine göre daha hızlı ve kolay gerçekleşir (Filser ve ark., 2001).

Günümüzde zirkonya esaslı seramiklerin üretilmesinde kullanılan pek çok CAD/CAM sistemi bulunmaktadır. Sistemler üretim metotlarına göre 3 gruba ayrılırlar (Liu ve Essig, 2008)

1.Direkt klinikte kullanılan sistemler: Tarama intraoral olarak yapılır ve restorasyon klinikte hazırlanır. Cerec sistemi bu grubtadır.

2.Laboratuvarda kullanılan sistemler: Tarama alçı modelden yapılır. Çoğu sistemde üretilen alt yapı üzerine teknisyen tarafından porselen işlenerek restorasyon tamamlanır. CEREC inLab, DC Zirkon, Cercon, Everest sistemleri bu gruptadır.

3. Üretim merkezli CAD/CAM sistemi: Tarama model üzerinde yapıldıktan sonra veriler internet aracılığıyla ana üretim merkezine gönderilir. Burada üretilen alt yapı, üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Procera sistemi bu şekilde çalışmaktadır.

Zirkonya blokları için kullanılan farklı CAD-CAM sistemleri:

1. Cerec-Sirona Dental Systems (Sirona, Bensheim, Almanya)
2. Lava 3M Espe AG (Seefeld, Almanya/ABD)
3. Procera (Nobel Biocare, Göteburg, İsveç)
4. Everest (Kavo Dental, Leutkirch, Almanya)
5. DentaCAD Hint-Els GmbH (Griesheim, Almanya)
6. Cercon DeguDent (Hanau, Almanya)
7. DC Zirkon (DCS-Precident, Allscwill, İsviçre)
8. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)

Cerec sistemi

1985 yılında kullanılmaya başlanmış olan bu sistem (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), geliştirilen ilk CAD/CAM sistemi olup aynı zamanda tüm CAD/CAM sistemleri içinde hem klinikte hem de laboratuvarda kullanılan tek sistemdir (Çelik ve ark., 2013). Cerec sistemi hekimlerin klinikte klasik ölçü alma işleminin ağız içi kamera yardımıyla gerçekleşmesine olanak sağlamıştır. Cerec sistemi Cerec 1, Cerec 2 ve Cerec 3 olmak üzere 3 jenerasyonda gelişim göstermektedir. 1994 yılında Cerec 2, 2000 yılında Cerec 3 piyasaya sürülmüştür. Cerec 1 ve Cerec 2 sistemi marjinal adaptasyon ve okluzal morfoloji bakımından yeterli olmamıştır. Son olarak 2000 yılında geliştirilen Cerec 3 sistemi ile Windows

tabanlı yazılım kullanılmaktadır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler bu cihazın kullanımındaki sınırlamaları büyük ölçüde ortadan kaldırmıştır (Mörmann ve Brandestini, 2006). Bu sistemde aşındırma ünitesi tasarım ünitesinden ayrılmıştır. Ağız içi kamera yardımıyla prepare edilen dişin 3D görüntüsü alınır. Görüntünün alınabilmesi için özel bir toz sprey yardımı ile diş yüzeyine uygulanır. Görüntü bilgisayara transfer edildikten sonra kesilmiş diş üzerine komşu dişlerle uyumlu olacak şekilde tasarım yapılır. Tasarım bittikten sonra, uygun renk ve boyutta seçilen blok MC XL freze cihazıyla freze edilerek, tek seansta restorasyon bitirilir (Çelik ve ark., 2013).

Bu sistemin laboratuvarda kullanılan modülü Cerec In Lab'dır. Optik tarayıcı mum modelajı ya da modeli taramaktadır. Ölçü konvansiyonel metotla alınır, elde edilen alçı model taranarak sanal model oluşturulur. Altyapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonya bloklardan aşındırılarak elde edilir (Mörmann ve Brandestini, 2006). Cerec inLab sistemiyle aynı zamanda zirkonya köprü altyapılarıyla beraber üzerine kullanılacak porseleni de freze edilebilir. Bu sayede, altyapıyla tam uyumlu ve oklüzal morfolojisi cihazın CAD kısmıyla önceden belirlenmiş olan üst yapı hazırlanır (Çelik ve ark., 2013).

Cerec sisteminde Cerec Vitablocks InCeram-Zirkonya, Cerec Vitablocks InCeram-Alümina, Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor Mgc, Cerec ProCAD, e-max CAD ve e-max ZirCAD blokları aşındırılabilmektedir. Cerec sistemi ile; inley, onley, laminate veneer, ön ve arka bölge kuron protezleri ve üç üyeli köprü protezlerinin altyapıları hazırlanabilir (Baroudi ve İbraheem, 2015).

Lava sistemi

2002 yılında 3M ESPE (Seefeld Almanya) tarafından piyasaya sürülen sistem, Lava Scan optik tarayıcı, Lava Form frezeleme makineleri ve Lava Term sinterleme fırınından oluşmaktadır. Optik ve mekanik özelliklerinden dolayı hem anterior hem de posteriorda kullanılabilir. Laboratuvarda model elde edildikten sonra optik tarama sistemi ile 3 boyutlu taranarak bilgiler dijital hale getirilir. Sonrasında alt yapı özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak bilgisayar ortamında tasarlanır. Lava Form frezeleme biriminde yarı sinterize bloklar, sinterizasyon büzülmesini

kompanse etmek için %20-25 oranında büyük olacak şekilde şekillendirilir. Sinterleme öncesi alt yapının renklendirmesi yapılır. Sinterleme işlemi, Lava Therm sinterizasyon fırınında 1500^0C'de 11 saat süreyle gerçekleşir. Sinterlenen altyapılar, zirkonyanın Lava Ceram materyali ya da zirkonyanın ısısal genleşme katsayısıyla uyumlu porselen tozlarıyla da bitirilebilir (Piwowarczyk ve ark., 2005).

Procera sistemi

Nobel Biocare tarafından 1994 yılında piyasaya sürülmüş olan Procera sistemi ile Procera AllTitan, Procera AllCeram ve Procera AllZirkon blokları işlenebilmektedir. Procera sistemi ile; alüminyum oksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllCeram), zirkonyum oksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum alt yapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), implant üstü titanyum alt yapılar, implant üstü titanyum tam seramik kuronlar üretilebilir (Ottl ve ark., 2000).

Sistemde CAD ünitesi kullanılan laboratuvarda, CAM üniteleri ise İsveç ve Amerika'daki iki merkezde bulunmaktadır. Sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) modelin 3 boyutlu olarak taranmasından sonra tasarımı yapılır ve tasarımlar internet yolu ile merkeze gönderilir (Russel, 2006). Seçilen alt yapı materyali ile merkez laboratuvarlarda alt yapı CAM ünitesi ile tamamlanır. Merkez laboratuardan gelen altyapı üzerine üst yapısı düşük ısı seramiği ile tabakalama tekniği kullanılarak standart diş laboratuarında tamamlanmaktadır (Ottl ve ark., 2000).

Everest sistemi

Everest, Kavo (Biberach, Almanya) tarafından üretilen bir CAD/CAM sistemidir. Tarama ve tasarım ünitesi (Everest Scan), frezeleme ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Model optik tarayıcıyla 3 boyutlu tarandıktan sonra alt yapı tasarlanır. Bilgisayar ortamında gerçekleşen tasarım sonrasında aşındırma işlemi başlar. Aşındırma ünitesi beş aks teknolojisiyle çalışır. Sistemde yarı sinterize (Kavo Everest ZS-Blank) ve tam sinterize bloklar (Kavo Everest ZH-Blank) kullanılabilmektedir. Alt yapı renklendirmesi sinterlenmemiş bloklarda 5 farklı renkte yapılabilirken tam sinterize

bloklarda renklendirme yapılamamaktadır. Everest sistemi ile; inley, onley, laminate veneer, ön-arka bölge kuron ve 14 üyeye kadar köprü protezleri yapılabilmektedir (Kavo Everest CAD/CAM System Technical Information, 2011).

DentaCAD Hint-Els Sistemi

Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Almanya), 3 boyutlu lazer tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, aşındırma ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 farklı üniteden oluşur. Yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş zirkonya bloklar su soğutması altında aşındırılarak alt yapı şekillendirmesi yapılır. Freze cihazı 5 eksen etrafında çalışabilir. Hint-Els sistemi ile yarı sinterlenmiş bloklardan en fazla 4-5 üyeli köprü protezleri yapılabilir. Tam sinterlenmiş bloklardan tek bir kuronun şekillendirilmesi 2 saat sürerken sinterlenmemiş blokların şekillendirilmesi 30 dakikadır (Hint-Els technical product profile, 2011).

Cercon sistemi

DeguDent (Hanau, Almanya) firmasına ait olan ve ilk olarak 1999 yılında piyasaya sürüldüğünde sadece CAM sistemi olarak çalışan Cercon sistemi, diş teknisyeninin manuel olarak hazırlamış olduğu mum modelaj tasarımını tarayarak altyapı üretimi yapmaktaydı. İlk geliştirilen bu Cercon sisteminde lazer tarayıcı ve aşındırma ünitesini içeren ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırını (Cercon Heat) bölümleri bulunmaktadır. Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar mum modelajın taranıp verilerin aşındırma ünitesine aktarılmasıyla özel tungsten karbid frezlerle aşındırma ünitesinde şekillendirilir. Sinterleme sonrası büzülmeyi kompanse etmek için, altyapılar %25-30 daha büyük olacak şekilde hazırlanır ve Cercon Heat fırınında 1350°C de 6-8 saat sinterizasyon işlemi gerçekleşir. Alt yapıların uygun üstyapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) ile venerlemesi tamamlanır (Cercon Eye Brochure, 2006).

2005 yılında siteme 3 boyutlu optik tarayıcı (Cercon Eye) ve ‘Cercon Art CAD Tasarım’ yazılımı eklendikten sonra tam bir CAD/CAM sistemi olarak yeni bir Cercon sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde mum modelaj değil yalancı kökün

kendisi taranır. Her bir üye 10 mikron hassasiyetle taranabilmektedir. ‘Cercon Art 1.1’ adı verilen özel bir yazılımla tasarlama yapılarak veriler aşındırma ünitesine iletilir. Cercon brain expert ile frezeleme, Cercon heat plus ile sinterleme yapılır. Yarı sinterlenmiş zirkonya blokları 9 üyeye kadar freze edebilir (Çelik ve ark., 2013).

DC-Zircon sistemi

1993 yılında kullanılmaya başlanmış olan DCS sistemi (DCS-Precident, Allscwill, İsviçre), metal, cam seramik, güçlendirilmiş seramik, tam sinterlenmiş zirkonya ve titanyumdan alt yapı hazırlayabilmektedir. Preciscan lazer tarayıcı, DCS Dentform yazılım ve Precimill frezeleme makinesinden oluşur.

Tam otomatik lazer tarayıcı yaklaşık 300 000 noktadan ölçüm yaparak alçı modelin tamamını ve tek tek güdükleri tarar. Bilgilerin bilgisayar ortamına aktarılmasıyla yazılım programı tarafından alt yapının tasarımı yapılır. Konnektor ve gövde boyutları belirlenir. Frezeleme makinesinde, tam sinterlenmiş zirkonya blokları istenilen final boyutlarda şekillendirilir (Sjölin ve ark., 1999). Frezeleme sonrası sinterleme olmadığından herhangi bir sinterleme büzülmesi de yoktur (Giordano, 2002). Bu nedenle yapılan çalışmalarda marjinal uyumun çok iyi olduğu bildirilmiştir (Besimo ve ark., 2001). Fakat tam sinterize blokların frezelenmesi esnasında birtakım mikroçatlakların dayanıklılığı azalttığını savunan görüşler de vardır (Luthardt ve ark., 2004). Alt yapılar tamamlandıktan sonra; alt yapıyla uyumlu ısısal genleşme katsayısına sahip üst yapı porseleni kullanılarak restorasyon tamamlanır (Sjölin ve ark., 1999).

Zirkonzahn sistemi

Zirkonzahn sistemi (Steger, Ahrntal, İtalya) Zirkograph adı verilen cihazın tarayıcı ve asındırıcı uçlarından oluşan mekanik yöntemle üretim yapan bir kopya freze sistemidir. Bir CAD/CAM sistemi değildir. Diş teknisyeninin düşük polimerizasyon büzülmesine sahip, ışıkla polimerize olan kompozitten hazırladığı alt yapı aşındırma ünitesinin tarayıcı ucuna; Zirkonzahn ICE Zirconia blok ise aşındırma yapılacak kısma yerleştirilir. Mekanik okuyucu tüm yüzeylere temas ederek tarama yaparken bu esnada aşındırıcı uç da Zirkonzahn bloğu şekillendirmektedir.

Sinterizasyon büzülmesini kompanse etmek amacıyla restorasyon %25 daha büyük aşındırılır. Yaklaşık 1500°C' de 16 saat süreyle sinterizasyon gerçekleşir. Son olarak da sisteme uygun üstyapı porseleni (ICE Ceramic) ile venerleme yapılır (Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

4.10.Zirkonyanın Mikroyapısının İncelenmesi (X-Ray Difraksiyon Tekniği)

Tetragonal- monoklinik faz dönüşümüyle ilgili yapılan çalışmalarda ZrO_2 sistemlerin nicel analizi, önem taşımaktadır. X-Ray difraksiyon (XRD) tekniği, X ışınları yoluyla materyallerin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal etkenlerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutlarının tespit edilmesini sağlayan bir yöntemdir. Kimyasal analizlerde miktar ve kalitenin belirlenmesi, fiziksel etkilerin materyalin yapısında oluşturduğu stres ve yeni materyal geliştirilmesinde de XRD analizi kullanılmaktadır (Samuel ve ark., 1989).

Kristal yapılı bir materyalde, yüksek enerji ve düşük dalga boyuna sahip X ışınları ışının yayılma doğrultusundaki atom veya iyonlara ait elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlerde dağıtılmaktadır. Difraktometre, kristal yapının geometrisi ve boyutunu, materyalde kırılmanın hangi açılarda en fazla olduğunu tespit ederek ortaya çıkarır. Monokromatik X radyasyonu, ince taneciklerden oluşmuş polikristalin materyallerde en sık kullanılan difraksiyon tekniğidir (Samuel ve ark., 1989).

Her maddenin difraksiyon şekli kendine özgüdür. Analizi yapılmakta olan örnek tek bir maddeden oluşuyorsa o maddeye ait, farklı maddelerin karışımından oluşuyorsa bileşenlerden birine ait difraksiyon şekli ortaya çıkar. Bu sayede içeriği bilinmeyen bir örnekte nitelik analizi ve hem de maddenin bileşenlerinin miktar analizlerini yapmak mümkündür (Woolfson, 1998).

XRD yöntemi; kimyasal analizlere göre daha hızlı olması, az sayıda örnekle analiz yapılabilmesi ve yapıdaki fazları materyalde hasar meydana getirmeden tespit edebilmesi gibi avantajlara sahiptir, fakat faz değiştiren tanecik miktarı çok az ve yüzeyel olduğu durumlarda hassas bir faz değişimi analizi yapılamamaktadır (Deville ve ark., 2005).

4.11.Tam Seramiklerin Dayanıklılığı

Dayanıklılık, materyalde kırılma veya plastik deformasyonu sağlamak için gereken maksimum stres olarak tanımlanan, seramik materyallerinin klinikte uygulama alanlarını belirlenmesi bakımından önemli mekanik bir özelliktir (Hager ve ark., 2001; Kanno ve ark., 2007). Test edilen materyalin yüzeyinde bulunan çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, kırılma tokluğu ve testin yapıldığı ortam dayanıklılığı etkileyen faktörlerdendir (Hager ve ark., 2001; Tsalouchou ve ark., 2008). Hem materyalin yapısal özelliğine ve hem de koşullara bağlıdır (Seghi ve ark., 1990; Ban ve Anusavice, 1990). Kırılgan bir materyalin ölçülen dayanıklılık değerlerinin yorumlanabilmesi için materyalin mikro yapısı, üretim şekli, test yöntemi, testin yapıldığı ortam ve kırılma mekanizması bilinmelidir.

4.11.1.Dayanıklılığı etkileyen faktörler

4.11.1.1.Materyalin yüzey çatlaklarının tipi, boyutu ve dağılımı

Bir seramik restorasyonundaki defektler materyalin içyapısından ve protezin yapım aşamasından kaynaklanmaktadır (Guazzato ve ark., 2005). Materyalin yüzeyinde gerçekleşen defektler materyaldeki stres noktalarını oluşturur. Seramik materyalinde frezeleme, aşındırma ve kumlama gibi yüzey işlemleri, materyalin dış yüzeyinde çatlaklar oluşturarak materyalin dayanıklılığına etki etmektedir.

Yüzey çatlaklarının boyutu, sayısı ve dağılımı materyalin dayanıklılığını etkilemektedir. Derin ve keskin defektler, etrafındaki stres birikimini artırarak çatlakları ilerletir ve kırıklara sebep olabilir. Aşındırma işleminin de test örneklerine uygulama yönü, kırılmada etkili geniş çatlakların gerilim eksenine göre yönünü belirleyerek dayanıklılık değerini değiştirebilir. Diğer taraftan yüzey işlemlerinin, bazı seramiklerde dayanıklılığı artırıcı bir yüzey tabakası oluşturduğu bildirilmiştir (Albakry ve ark., 2003).

4.11.1.2.Test ortamı

Ortamda suyun varlığı seramiklerin dayanıklılığını zamana bağlı olarak azaltmaktadır. Büyümeyen bir çatlak, suyun kimyasal etkisi ile ilerleme gösterebilir.

Bu nedenle suyun mevcut olduğu ortamda bulunan seramiğin dayanıklılık değeri zamana bağlı olarak değişmektedir (Albakry ve ark., 2003).

4.11.1.3.Test metodu

Seramikler yapıda meydana gelen bir çatlağın etrafındaki gerilim stresleri karşısında deformasyon gösterirler ve gerilim altında baskıya göre daha dirençsizdirler (Guazzato ve ark., 2005). Bu nedenle dental restorasyonların başarısızlık riskini değerlendirmede gerilim stresleri basma streslerinden daha anlamlıdır. Test örneğinin kırılmasına neden olan en yüksek stres değeri, farklı test metotlarına göre gerilim stresleri altındaki etkin alanı veya hacmi farklı olduğu için farklılıklar gösterebilmektedir. Bu nedenle uygulanan test metodu önem taşır (Zeng ve ark., 1996).

Seramiklerin bükme dayanıklılıklarını 2 farklı metot kullanılarak belirlenir (Zeng ve ark., 1996).

1. Tek eksenli bükme testleri

a. 3 nokta bükme

b. 4 nokta bükme

2. İki eksenli bükme testleri

a. Ring on ring – halka üzerinde halka

b. Ball on ring – halka üzerinde top

c. Piston on three ball – üç top üzerinde piston

ISO 6872 standardı alt yapı seramiklerinin bükme dayanıklılığını ölçmek için üç nokta bükme testi ile iki eksenli bükme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermektedir.

4.11.1.3.1.Tek eksenli bükme testleri

Üç nokta ve dört nokta bükme testleri tek eksenli bükme testlerindendir. Üç nokta bükme testinde, dikdörtgen şeklinde hazırlanan örnek iki silindirik destek tarafından desteklenir ve yük ortadan uygulanır. Dört nokta bükme testinde de örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilir ama her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmış iki noktadan yük uygulanır. Tek eksenli bükme testlerinde örnek kenarlarındaki çatlaklar ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlakları testin hassasiyetini bozmaktadır (Craig ve Powers, 1989).

4.11.1.3.2.İki eksenli bükme testleri

Bu testlerde, örnekler disk şeklinde hazırlanır. Örnek, bir halka veya daire oluşturacak şekilde duran toplar tarafından alttan desteklenmektedir. Alttaki halka veya toplara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır. ISO 6872 standardı iki eksenli bükme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermektedir.

4.11.1.3.2.1.Üç top üzerinde piston bükme testi

Test düzeneğinde, örnek birbirlerine merkezden 120° açıyla yerleştirilmiş 3,2 ± 0,5 mm çapındaki çelik toplar üzerine merkezi olarak konumlandırılmaktadır. Kuvvet, örneğin merkezine gelecek şekilde 1,2-1,6 mm çapındaki düz uçlu silindir piston ile uygulanmaktadır (ISO 6872, 1995). ISO 6872 standardında tip 2 dental seramikler için disk şeklindeki test örneklerinin 12 -16 mm çapında ve 1,2 ± 0,2 kalınlığında olması gerektiği bildirilmiştir (Cattel ve ark., 1997; Lawn, 2002; Gözneli ve ark., 2014).

Üç top üzerinde piston testinde, destekleyici topların her biri pistona eşit uzaklıkta olduğu için örnek yüzeylerinin düzgünlüğündeki ufak sapmalar göz ardı edilebilir. Yükleme merkezden uygulandığı için test örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmez. Uygulanan kuvvet saf bükmeye yakındır (Cattel ve ark.,1997).

4.12.Diş Hekimliğinde Işık

Işık, nanometre boyutlarındaki dalga boylarınca oluşturulan, görülebilir elektromanyetik radyasyon olarak tanımlanabilir. Görünür ışık, elektromanyetik spektrumun küçük bir kısmını meydana getirir. Gözümüz, ışık spektrumu adı verilen, 380-780 nm dalga boyundaki görünür ışığa duyarlıdır (Rosenstiel ve ark., 2001). Gözün algıladığı ışık spektrumu altında kalan, daha kısa dalga boylu ışınlara "ultraviole ışınları" denir. X ışınları, kozmik ışınlar ve gamma ışınları bu grupta yer alır. Işık spektrumu üzerinde olan, daha uzun dalga boyuna sahip ışınlara ise "kızılötesi ışınlar" olarak adlandırılır. Mikrodalga, radyo ve elektrik dalgaları kızılötesi ışınlar grubundadır (Rosenstiel ve ark., 2001).

4.12.1.Işığın kırılması, yansıması ve absorbsiyonu

Işık demeti bir obje üzerine düştüğünde, güneş veya yapay ışık kaynaklarından direkt veya yansıyarak objeye ulaşır. Rengin niteliği, objenin bu ışık demetini absorbe ederek, yansıtarak ya da geçirerek modifiye etmesiyle ortaya çıkar (Chu ve ark., 2004).

4.12.1.1.Kırılma

Işığın oblik olarak bir ortamdan diğerine geçerken azalan hızla yön değiştirmesine kırılma adı verilir. Kırılma indisi; cismin tipini belirlemede kullanılan karakteristik bir özelliğidir. Işığın havadaki kırılma indisi 1'dir. (Rosenstiel ve ark. 2001).

Doğal dişlerde mine dokusu, prizma içermeyen dış örtücü bir tabaka ile altında apatit kristal yapıdan oluşmaktadır. Işık apatit kristallerinden geçerken iç kısımlara doğru yönelirken apatit kristalleri arası sınırlarda kırılmaya uğrar ve bir kısmı da yansıtılarak dışarı doğru yönelir (Rosenstiel ve ark., 2001). Restoratif materyallerde de benzer bir etki elde edilebilmektedir. Seramik materyalinde ışığın kırıldığı kristal yüzeyler bulunduğu gibi farklı kırılma indisine sahip cam fritler de sınırlı miktarda yapıya eklenmektedir (Rosenstiel ve ark., 2001).

4.12.1.2.Yansıma

Bir cismin yüzeyinden geri dönen ışık demeti yansıma olarak adlandırılmaktadır. Yansıma cismin yüzey özelliklerine göre iki şekilde oluşabilir (Obregon ve ark., 1981).

1-Düzgün yansıma: Düz bir obje üzerine belli bir açıyla düşen ışık demetinin aynı açıyla geri yansımasıdır.

2-Dağınık yansıma: Yüzeyi düzgün olmayan bir obje üzerine gelen ışık demetinin değişik açılarla birçok yöne dağılmasıdır. Işığın doğal dişlerde olduğu gibi dağınık yansımasının sağlanması dental restorasyonlarda estetik başarıyı artırır (Craig ve Powers, 1989).

4.12.1.3. Absorbsiyon

Absorbsiyon, objenin temel rengini belirleyen ve üzerine düşen ışık demetinin içerisinde belirli dalga boylarında olanları emmesi olarak tanımlanan bir özelliktir (Muia, 1985).

Işık geçirgenliği, yansıma ve absorbsiyon, dental restorasyonların başarısında önemli rol oynar (Muia, 1985).

4.13. Renk

Renk, görme sisteminde cisimlerden yansıyan ışınlara cevap olarak ortaya çıkan, psikofiziksel bir algı olarak tanımlanmaktadır (Paravina ve Powers, 2004). Objeden yansıyan ışık, gözün retina kısmına odaklaştırılır, göz sinirleri yoluyla beyindeki görme merkezine iletilir ve orada yorumlanarak rengin görülmesi sağlanır (Brewer ve ark., 2004). Bir cisim, renk spektrumunda bulunan renklerden kendi rengini yansıtır, diğer renkleri emer. Siyah renk, ışığın tüm dalga boylarını emerken, beyaz tümünü yansıtmaktadır (Rosenstiel ve ark., 2006).

4.13.1.Renk sistemleri

Renk 3 boyutlu olduğunu 1611 yılında Sigried Forsius tarafından tanımlanan oldukça karmaşık bir kavramdır ve bu özelliği analiz etmek amacıyla geliştirilen birçok sistem mevcuttur (Sproull, 2001). Günümüzde uluslararası kabul edilebilirliği, güvenilirliği ve uygulama kolaylığı açısından en çok tercih edilen sistemler Munsell ve CIELAB renk sistemi'dir (Pizzamiglio, 1991).

4.13.1.1.Munsell renk sistemi

Munsell renk sistemi ilk olarak 1905 yılında Amerikalı ressam Albert H. Munsell tarafından geliştirilen en eski renk belirleme sistemidir (Paravina ve Powers, 2004). Renk 3 temel özellik kullanılarak tarif edilir: hue (ana renk), value (parlaklık) ve chroma (doygunluk) (O'Brien, 2002; Miller ve ark., 1993; Rosenstiel ve ark., 2001; Chu ve ark., 2004).

Sistem parlaklık derecesini temsil eden siyahtan beyaza doğru değişen bir eksen üzerinde, ana renklerin saat yönünde sıralandığı bir daireye benzer. Bu sistemde 5 ana renk ve 10 ara renk olduğu kabul edilir (Rosenstiel ve ark., 2001).

Munsell renk sistemi, küre veya silindire benzetilebilir fakat düzensiz ve her ikisinin karakteristiklerini barındıran 3 boyutlu şekle sahiptir. Aydınlık renkler silindirin tepesinde, karanlık olanlar ise tabanda yer alır. Merkezde renksiz veya akromatik eksen, eksenin en üstünde saf beyaz, en altında ise siyah yer almaktadır. Renk tonları eksen etrafında yer almakta ve her renk tonu kendi içinde renk doygunluğuna göre sıralanmaktadır. Silindirin en dış kısmında en saf renk tonları bulunur ve merkeze yaklaştıkça renkler grileşir (Sproull, 2001).

4.13.1.1.1.Hue (Ana renk)

Renk veya renk çeşidi olarak tanımlanmaktadır. Retina üzerinde etkili olan ve spesifik bir dalga boyundaki ışık tarafından yaratılan renktir. Bu özellik yansıyan veya absorbe edilen ışığın, görünür ışık spektrumunda baskın olduğu dalga boyu ile belirlenir (Brewer ve ark. 2004; O'Brien 2002; Rosenstiel ve ark. 2006).

Ana renkler, bu aralıkta, değişen dalga boylarına göre isimlendirilmektedir. Renkler kısa dalga boyundan uzun dalga boyuna doğru; mor, mavi, yeşil, sarı, turuncu ve kırmızı olarak ve birbirleri arasında geçiş göstererek sıralanırlar (Mclean 1980; Jack ve Stephen 1980).

Munsell renk sisteminde 10 adet renk tonu bulunur ve bazı basit harflerle kullanılır. Bu renk tonları: Kırmızı (R), sarı-kırmızı (YR), sarı (Y), yeşil–sarı (GY), yeşil (G), mavi-yeşil (BG), mavi (B), mor-mavi (PB), mor (P) ve kırmızı-mordur (RP) (Nohl ve ark., 2002; Chu ve ark., 2004).

4.13.1.1.2.Value (Parlaklık)

Bir rengin parlaklık veya matlık derecesidir. Munsell renk değerini beyaz-siyah skala ile tanımlamıştır (Fondriest, 2003). Value'nun siyah kısmı 0, beyaz kısmı 10 ile numaralandırılır. Siyahtan beyaza doğru olan gri tonları renk değerlerini oluşturmaktadır Düşük value koyu renkleri, yüksek value açık renkleri ifade eder (Paravina ve Powers, 2004).

Renk seçimini etkileyen en önemli faktör value'dür (Shillingburg ve ark., 1981). Doğru seçilmiş value derecesi, ana renkte veya doygunlukta oluşabilecek ufak hataların kompanse edebilir fakat, tersi durumunda aynı şey geçerli değildir. Çok yüksek value değerindeki bir restorasyon yapay görünürken, düşük değerdeki bir restorasyon cansız bir görünüm ortaya çıkarır (Sproull, 2001). Value derecesinin hatalı seçilmesi özellikle yüksek value değerine sahip bir restorasyon, gözlemci tarafından kolaylıkla ayırt edilebilecek bir estetik hatadır (Rosenstiel ve ark., 2001).

4.13.1.1.3.Kroma (Doygunluk)

Doygunluk ana rengin gücü ya da konsantrasyonu olarak tanımlanır, bir ünitelik alan dahilindeki renk miktarıdır. Kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayırt etmemizi sağlayan özelliktir (Touatai ve ark., 1999).

Rengin içindeki hue'nun miktarını ifade eder. Renk çeşidi (hue) aynıdır yani sarı her iki dişte de aynı sarıdır ancak birindeki sarılık diğerinden daha çoktur. Örneğin;

koyu sarı, yoğun sarı pigmentasyonuna sahiptir. Açık sarı ise aynı kalitede pigmentasyona sahiptir, ancak miktarı azdır (Lombardi, 1973).

Kroma, value'dan farklı olarak, hue'dan bağımsız değildir. Ancak hue (ana renk) olduğu zaman kromadan bahsedilebilir (Gürel, 2004).

4.13.1.2.CIELAB renk sistemi

1931 yılında Comission Internationale De L'eclairage (CIE) tarafından tanımlanmış olan CIELAB sistemi, renk ölçümlerinde uluslararası standart olarak kabul edilmektedir. Bu renk sistemi, rengin oluşturduğu spektral cevabın standart bir ışık kaynağı altında ve standart bir gözlemci tarafından tanımlanmasına dayanmaktadır (Rosenstiel ve ark., 2001; Wee ve ark., 2002).

CIELAB renk sisteminde, bir rengin lokalizasyonu L*, a* ve b* değerlerinden oluşan üç koordinatla belirlenir. L* rengin açıklık, parlaklık ya da siyah-beyaz karakterini tanımlar. Yüksek L* değerine sahip renkler renk sisteminin tepesine yakın olarak konumlanır. Saf siyah 0, saf beyaz ise 100 L* değerindedir (Joiner 2004).

a* ve b* koordinatları ise rengin kromatik karakterini ve CIELAB sistemindeki lokalizasyonunu belirler. CIELAB sisteminde her iki koordinat da lineerdir ve renklerin dağılımı Munsell'e göre daha düzgün bir sıralama ile yapılmaktadır (Seghi ve ark., 1986).

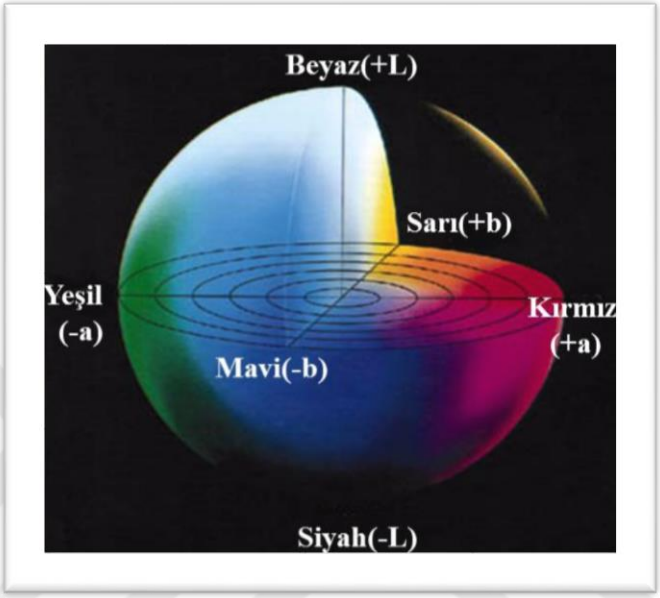
CIELAB renk sisteminin özelliklerini, Munsell renk sistemindeki Value ve Chroma ile şu şekilde ilişkilendirmek mümkündür;

L* : Rengin akromatik özelliğini betimleyen ve Munsell sistemindeki Value değeri ile orantılı olarak değişen parlaklıktır (Rosenstiel ve ark., 2001).

a* ve b* : Bu koordinatlar rengin kromatik özelliklerini tanımlar. Sayısal parametreler ile Munsell renk sistemindeki Hue ve Chroma değerlerine çevrilebilir. Chroma; C* ab şeklinde gösterilir ve C*ab=(a*2+b*2)1/2 formülü ile hesaplanır. Hue; h*ab şeklinde gösterilir ve h*ab=tan-1(b*/a*) formülü ile hesaplanmaktadır.

a* değeri rengin kırmızılık-yeşillik oranını gösterir: a* değeri pozitif ise kırmızılık, negatif ise yeşilliği ifade eder.

b* değeri ise sarılık-mavilik oranını göstermektedir.; b* değeri pozitif ise sarılığı, negatif ise maviliği belirtmektedir (Şekil 4.3.) (Rosenstiel ve ark., 2006).



Şekil 4.3. CIELAB renk sistemi koordinatları

CIELAB renk sistemi gözlemcinin görsel algılamadaki varyasyonlarını elimine ederek tüm ışık kaynaklarının standardizasyonunu sağlar. En önemli avantajı iki örnek arasındaki renk değişikliğinin belirlenebilmesidir. Bu sistemde renk farklılığı matematiksel olarak ΔE ile ifade edilir. ΔE iki farklı L*, a* ve b* değerleri arasındaki renk değişiminin büyüklüğünü belirtir (Rosenstiel ve ark., 2001).

Renk değişimi şu formülle hesaplanır:

$$\Delta E=\sqrt{(L^*1-L^*2)+(a^*1-a^*2)+(b^*1-b^*2)^2}$$

ΔE değerlerinin yorumlanabilmesi için farklı materyaller üzerinde yapılan birçok araştırmada renk farkının algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik tolerans değerleri belirlenmeye çalışılmıştır (Kuehni ve Marcus, 1979). ΔE değerlerinin 1'den küçük olması durumunda renk değişiminin görsel olarak fark edilemeyeceği bildirilmiştir. In vitro koşullarda yapılan araştırmalar, kabul edilebilir ΔE değerinin 1,7-3,3

arasında değiştiğini göstermektedir (Douglas ve ark., 2007; Ragain ve Johnston, 2000). Bunun yanında in vivo koşullar altında çalışma yapan bazı araştırmacılar algılanabilirlik eşik ΔE değerini 3,7 olarak tespit etmişler; 6.8' den büyük ΔE değerini ağız ortamında kabul edilebilir renk farkı için üst sınır olduğunu öne sürmüşlerdir (Kao ve Johnston, 1989). Bazıları ise algılanabilir ΔE değeri sınırını 2,6; kabul edilebilir sınırı ise 5,5 olarak bulgulamışlardır (Douglas ve ark., 2007). Kabul edilebilir ΔE değerlerini sınıflayan O' Brien ise, renk farklarının klinik olarak yorumlanmasını sağlamıştır (O'Brien, 2002).

4.14.Işık ve Renk İle İlgili Temel Kavramlar

Materyaller, ışığın geçişine göre opak (ışık geçirmeyen), translusent (yarı şeffaf) ya da transparan (şeffaf) olarak sınıflandırılırlar.

4.14.1.Opaklık özelliği

Opaklık, bir materyalin ışığın geçirmesini engelleme özelliği olarak tanımlanır. Opak materyaller gelen ışığın bir kısmını absorbe ederken gerisini yansıtırlar. Cismin rengini yansıtılan ışık belirler (Chu ve ark., 2004).

4.14.2.Translusentlik özelliği

Translusent materyaller, ışığın geçişine kısmen izin veren, bir kısmını da dağıtan materyallerdir. Ardındaki objelerin tamamen görünmesine olanak vermezler (Yu ve ark., 2009).

Doğal diş dokularında olduğu gibi diş hekimliği alanında kullanılan porselenler de translusent yapıdadırlar. Işığın materyal içinde ne kadar dağılım gösterdiği translusentliğin niteliğini belirler. Materyal içindeki ışık dağılımı azaldıkça, translusentliği artar (Yamamoto, 1985).

Doğal dişlerde, değişen miktarlarda ışık geçişi meydana gelir. Dişlerin yüksek derecede translusent olan insizal bölgelerinde ışık direkt olarak geçerken dentin tabakasında dağılarak yayılır (McLean, 1980).

4.14.3.Transparanlık özelliği

Transparan materyaller, gelen ışığın tamamının geçişine izin veren tam geçirgen cisimlerdir (Muia, 1985). Bu objelerin ardındaki cisimler net olarak görünür (Chu ve ark., 2004).

Transparan alanlar, genelde genç bireylerin dişlerinde genellikle insizal kenarların bitimine yakın alanlarda, distal ve mezial ara yüzeylerde bulunur. Kesici kenardaki aşırı şeffaf mine ağız ortamı karanlık olduğu için koyu görünür.

4.14.4.Floresans özelliği

Floresans özelliği, belirli bir dalga boyuna sahip ışığın bir materyal tarafından absorbe edilerek daha uzun dalga boyunda spomtan yayılmasıdır (Paravina ve Powers, 2004). Doğal dişlerin dentindeki yüksek organik materyal içeriği floresans özellik göstermelerini sağlar. Dentinin floresans özelliği artması renk yoğunluğunu (kroma) azaltır (Fondriest, 2003). Dental seramikler de ultraviyole ışık altında floresans özellik gösterirler. Floresans özellik sayesinde restorasyonlar daha parlak görünürler (O'Brien, 2002). Geçmişte, doğal floresansı taklit edebilmek için dental seramiklere eklenen uranyum bileşikleri radyoaktif özelliğinden dolayı günümüzde kullanılmamaktadır. Onun yerine evropiyum, seryum ve yitriyum gibi elementler tercih edilmektedir (Powers ve Sakaguchi, 2006).

4.14.5.Opalesans özelliği

Opalesans, materyal üzerine düşen ışık demetinin, düşük dalga boylarının saçılımı ile oluşan optik bir özelliktir. Materyal, yansıyan ışık altında mavimsi-beyaz bir görünüm verirken; iletilen ışık altında turuncu-kahverengi görünür (Paravina ve Powers, 2004). Hidroksiapatit kristalleri, doğal dişe derinlik veren opalesans özelliği kazandırmaktadır. Seramiklerde ise bu özellik, temel matrikse çok ince ve kuvvetli biçimde ışığı kırma özelliğine sahip maddelerin eklenmesi ile elde edilir (Prismus ve ark., 2002).

4.14.6.Metamerizm

Metamerizm, belirli bir ışık kaynağı altında farklı spektral yansımaya sahip olmalarına rağmen renklerin aynı görünmesi fenomenidir. (Rosenstiel ve ark., 2006). Işık kaynağı değiştiğinde metamerik renkler farklı görünürler. (O'Brien, 2002). Örneğin kırmızı rengi diğerine göre daha çok yansıtan iki cisim kırmızı renk içermeyen ışık kaynağı altında bakılacak olursa, aynı görünecek; kırmızı renk içeren ışık kaynağı altında bakıldığında ise farklı görüneceklerdir. Renk belirlemede metamerizmi önlemek aydınlatma koşullarının standardize edilmesiyle sağlanabilir (O'Brien, 2002).

4.15.Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk ölçümü için iki yöntem kullanılır:

1.Görsel renk analizi

2.Aletli renk analizi.

4.15.1.Görsel renk analizi

Klinikte renk ve translusentliğin belirlenmesinde genel olarak en sık kullanılan seçim yöntemi, renk skalaları aracılığıyla yapılan görsel ölçüm yöntemidir (Douglas ve ark., 2007).

Ancak bu yöntem güvenilir olmayan, tutarsız sonuçlar verebilmektedir (Rosenstiel ve ark., 2006). Bu durumun nedenleri arasında aydınlatma koşulları, yorgunluk, cismin ve ışığın pozisyonu ile metamerizm gibi kontrol edilemeyen faktörler sıralanabilir (Okubo ve ark., 1998). Skaladaki renklerin doğal dişlerdeki kadar geniş renk seçeneği içermemesi de bu yöntemin dezavantajlarındandır (White ve O'Brien, 1989).

4.15.2.Aletli renk analizi

Rengin algılanmasında standardizasyonu sağlamak için renk ölçüm cihazları geliştirilmiştir. Bu cihazlarla renk seçimi, optik aletlerle test edilen örnekten

yansıyan ışığın analiz edilmesiyle yapılır. Bu sayede, aletli renk analizi ile renk hakkında tutarlı, güvenli ve matematiksel veriler elde edilir. Renk ölçümü için günümüzde kullanılan cihazlar; kolorimetre, spektrofotometre ve dijital kameralardır (Keyf ve ark., 2009).

4.15.2.1.Spektrofotometreler

Spektrofotometre (SFM); her dalga boyunda yansıtılan ışık miktarını ölçen, diğer cihazlar arsında en kullanışlı ve tutarlı cihazlardır. En yaygın kullanımı yüzey renklerinin ölçülmesi olup spektral yanıttan, cisim için renk değişkenleri hesaplanabilir. Spektrofotometrik ölçümler ile rengi sayısal olarak ifade etmek mümkündür (Chu ve ark., 2010). Birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle donatıldıkları için insan gözünün tespit edemeyeceği renkleri bu sensörler sayesinde algılayabilirler.

Bir SFM 3 ana elemandan oluşur:

1. Işık kaynağı,

2. Işık kaynağını cisme yansıtacak ve cisimden yansıyacak ışığı toplayacak bir araç (Fiberoptik uç),

3. Geri yansıyan ışığın yoğunluğunu dalgaboyu cinsinden hesaplayan bir spektrometre (Vita Easyshade Technology, 2003; Chu ve ark., 2010).

Seghi ve ark., çeşitli spektrofotometrik cihazların performanslarını değerlendirdiği çalışmalarında, bu cihazların rengin belirlenmesinde başarılı ve net sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (Seghi ve ark., 1986).

4.15.2.2.Kolorimetreler

Kolorimetreler, herhangi bir matematik işlem olmaksızın direkt renk koordinatlarını veren cihazlardır. Rengin üç uyaranlı x, y, z değerlerini verirler ve bu değerlerle farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir. Kolorimetreler, üç uyaranlı değerini, cisimden yansıyan ışığı, insan gözündeki renk reseptörlerini taklit eden üç renk filtresinden geçirerek verir. SFM ‘ler ise, görülebilir spektrumun

üzerindeki dalga boylarının tümünün ışık yansımalarını ölçerek cismin yüzeyinden yansıyan ışığın dalgaboyunu hesaplarlar. Bu dalgaboyları 400 nm ile 700 nm arasındadır. Yansıyan ışık monokromatik cihazdan geçer ve yansıtma kapasitesi matematiksel olarak ifade edilir (Chu ve ark., 2010).

4.15.2.3.Dijital kameralar

Son yıllarda oldukça popüler olan dijital kameraların kullanımı, renk ölçümünde tek bir noktanın değil tüm objenin renk görünümünün elde edilebilmesini sağlamıştır. Klinikte çekilen fotoğraf görüntüsünü kameranın bağlı olduğu bilgisayarda analiz edilmesi yöntemine dayanır. Film üzerinde dijital fotoğraf makineleri görüntüyü algılayıcı ile yakalarlar. İstenilen objenin görüntüsü dijital bir kamera ile alındıktan sonra, kameranın bağlı olduğu bilgisayar tarafından değerler CIE Lab cinsinden ifade edilir (Blaes, 2003).

Birçok sistemde kolorimetrik analiz ile birlikte kullanılan dijital kameralar, belirli derecede insan gözünün subjektif renk algısına ihtiyaç duyan, elektronik renk seçiminin en basit yaklaşımıdır (Blaes, 2003). Üç primer renkteki ışığı (kırmızı, mavi, yeşil) üçlü koordinatlara çevirir (Brewer ve ark., 2004).

5.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Optimal Diş Protez Laboratuvarı, İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalurji Fakültesi Yüzey Teknolojileri Laboratuvarı, Marmara Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Fakültesi Laboratuvarında yürütüldü.

Çalışmamızda zirkonya esaslı (LAVA Frame Multi, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) alt yapı üzerine aşındırma, silika kaplama yüzey işlemleri ve tekrarlanan fırınlama işlemleri uygulanmıştır. Yapılan işlemlerin yaşlandırma sonrası zirkonya alt yapının LTD, bükme dayanımı ve renge olan etkisi in vitro olarak incelenmiştir.

5.1.LAVA Frame Multi Zirkonya Deney Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan standart zirkonya seramik deney örneklerinin hazırlanması için, 15 adet standart zirkonya blok (LAVA Frame Multi, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) kullanıldı (Resim 5.1.). Yüzey işlemlerinin uygulaması öncesinde deney örnekleri 2 aşamalı olarak hazırlandı.



Resim 5.1. LAVA Frame Multi bloklar

5.1.2.Blokların frezelendirilmesi

Standart zirkonya bloklar, çalışmada kullanılacak deney örneklerinin hazırlanması amacıyla eşit boyutlarda iki eş parçaya bölündü. Bu amaçla, LAVA Frame Multi zirkonya seramik blok, dakikada 400 devir yapan, düşük hızlı kesme cihazına (G2-Concept Model Saw, Schick Dental) sabitlendi. Dikdörtgen prizması şeklindeki zirkonya bloğun üst tabanından, uzun eksene paralel kesim yapılarak, blok 2 parçaya ayrıldı (Resim 5.2.a.b.). Bu işlemler 15 blok için tekrarlandı. Bu şekilde mevcut 15 LAVA Frame Multi bloktan disklerin kazınmasında kullanılacak 30 adet blok elde edilmiş oldu.



Resim 5.2.a. Kesme cihazı

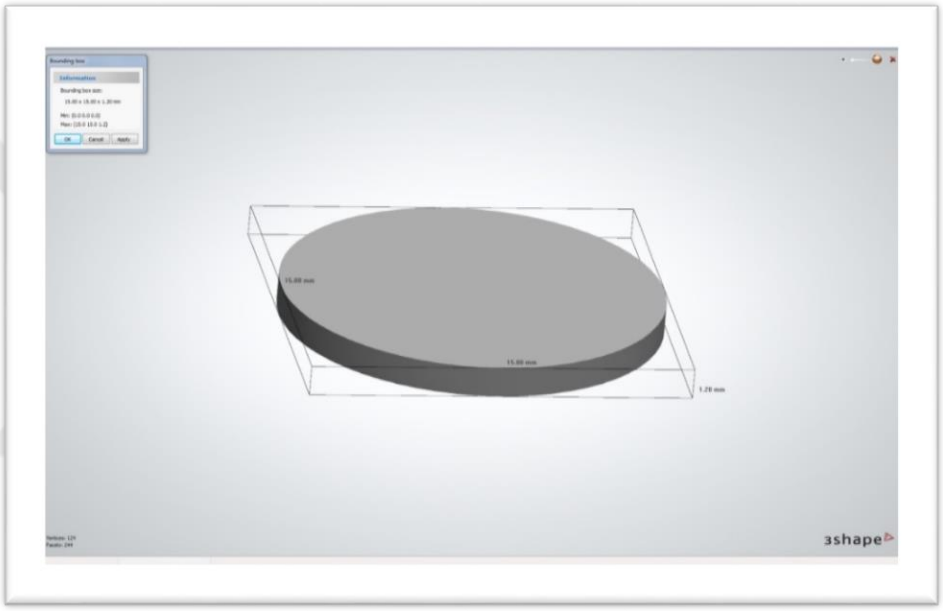


Resim 5.2.b. Kesme cihazında LAVA bloğun kesilmesi

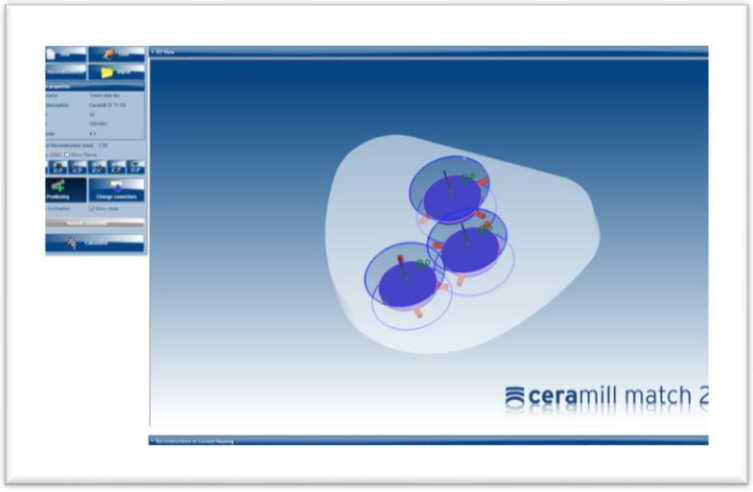


Resim 5.2.c. Kesim sonrası ikiye ayrılmış bloklar

Örnekler tam seramik materyallerin dayanıklılık testleri ile ilgili bilimsel çalışmalarda olduğu gibi, uluslararası standartlara (ISO 6872) uygun olarak son boyutları 15 mm çap ve 1.2 mm kalınlığında disk şeklinde planlandı (Resim 5.3.). LAVA deney örneklerinin tasarımı Amann Girrbach (Koblach, Avusturya) sistemine ait bilgisayar programında yapıldı (Resim 5.4.), veriler sistemin freze ünitesine aktarıldı. Tasarımı yapılan örnekler sisteme ait CAM cihazında yarı sinterize bloklardan sinterizasyon büzülmesi hesaba katılarak istenilen boyutlardan % 20 oranında daha geniş olarak frezelendi (Resim 5.5.a.b.).



Resim 5.3. CAD ünitesinde disk örneğinin tasarımı



Resim 5.4. CAD ünitesinde disk örneklerinin blok üzerine yerleştirilmesi



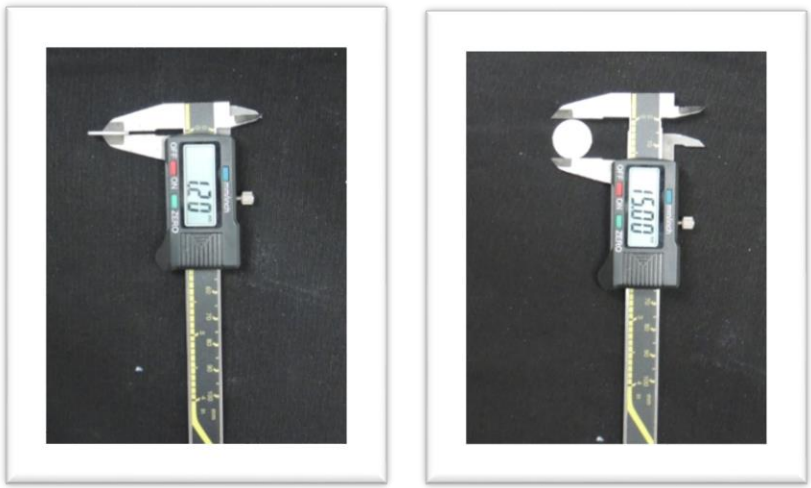
Resim 5.5.a.b. Frezeleme ünitesi

5.1.3. Örneklerin sinterlenmesi

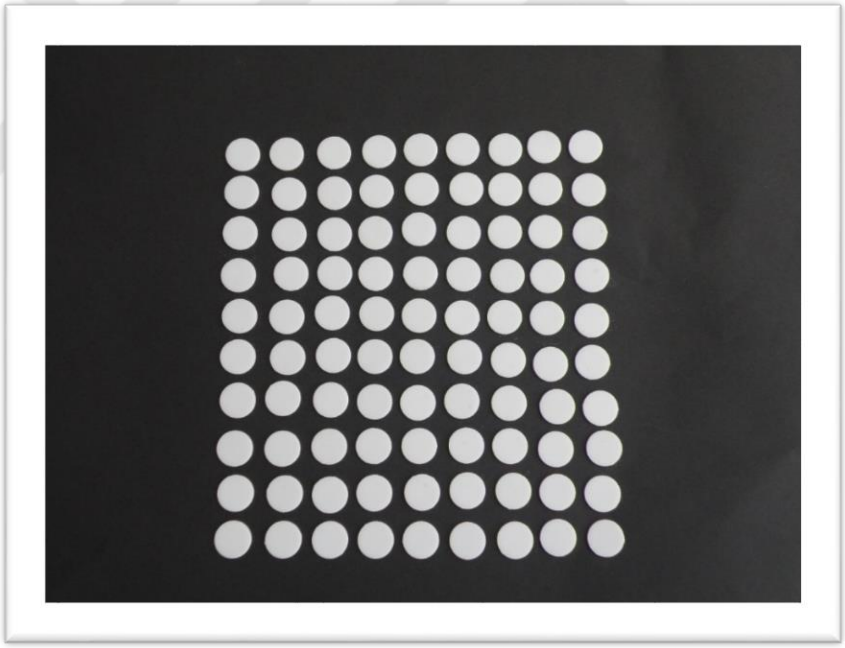
LAVA Frame Multi zirkonya örnekler, 5 saat süre ile sinterizasyon fırınında (LAVA™ Furnace 200, 3M ESPE) 1530ºC'de sinterizasyonları sağlandı (Resim 5.6.a.b.). Bu işlem sonucunda %20' lik sinterizasyon büzülmesine bağlı olarak örnekler 15x1.2mm' lik son boyutlarına ulaştı (Resim 5.7.a.b.). Toplam 100 adet disk üretildi (Resim 5.8).



Resim 5.6.a.b. Örneklerin sinterizasyon fırınında sinterlenmesi



Resim 5.7.a.b. Dijital kumpas ile örneklerin son kalınlıklarının ölçülmesi



Resim 5.8. Hazırlanan zirkonya örnekler

5.2.Deney Gruplarının Oluşturulması

Sinterizasyon işlemi sonrasında elde edilen toplam 100 adet disk örnekleri uygulanacak yüzey işlemleri (aşındırma, PVD silika kaplama) ve fırınlama sayılarına göre 10 gruba ayrıldı (n=10) (Şekil 5.1.)

1. Grup: Kontrol (K)
2. Grup: Yaşlandırma (Y)
3. Grup: Aşındırma-yaşlandırma (A)
4. Grup: Sulu aşındırma-yaşlandırma (SA)
5. Grup: Silika kaplama-yaşlandırma (S)
6. Grup: Aşındırma-silika kaplama-yaşlandırma (AS)
7. Grup: Üç kez fırınlama-yaşlandırma (3F)
8. Grup: Aşındırma-3 kez fırınlama-yaşlandırma (A3F)
9. Grup: Beş kez fırınlama-yaşlandırma (5F)
10. Grup: Aşındırma-5 kez fırınlama-yaşlandırma (A5F)

Grup 1: Bu gruptaki örnekler sinterleme sonrası hiçbir işlem uygulanmadan renk ölçümü ve dayanıklılık testine tabi tutuldu (n=10).

Grup 2: Bu gruptaki örneklere sadece yaşlandırma işlemi uygulandı. Yaşlandırma işlemi 134°C' de su buharı otoklavında 2 bar basınçta 12 saat süre ile gerçekleştirildi. Yaşlandırma işlemi sonrası faz dönüşümü tespiti için XRD analizi gerçekleştirildi (n=4). Örneklerin tümü yaşlandırma öncesi ve sonrası renk ölçümü ve yaşlandırma sonrası dayanıklılık testine tabi tutuldu (n=10).

Grup 3: Bu gruptaki örneklere elmas frezle su soğutmasız aşındırma uygulandı. Aşındırma sonrası yaşlandırma işlemi yapıldı. Yaşlandırma işlemi sonrası faz dönüşümü tespiti için XRD analizi gerçekleştirildi (n=4). Örneklerin tümü yaşlandırma öncesi ve sonrası renk ölçümü ve yaşlandırma sonrası dayanıklılık testine tabi tutuldu (n=10).

Grup 4: Bu gruptaki örneklere elmas frezle su soğutması altında aşındırma uygulandı. Aşındırma sonrası yaşlandırma işlemi yapıldı. Yaşlandırma işlemi sonrası faz dönüşümü tespiti için XRD analizi gerçekleştirildi (n=4). Yaşlandırma işlemi sonrası örneklerin tümü dayanıklılık testine tabi tutuldu (n=10).

Grup 5: Bu gruptaki örneklere PVD yöntemiyle silika kaplandı. Silika kaplama işlemi sonrası yaşlandırma işlemi yapıldı. Yaşlandırma işlemi sonrası faz dönüşümü tespiti için XRD analizi gerçekleştirildi (n=4). Örneklerin tümü yaşlandırma öncesi

ve sonrası renk ölçümü ve yaşlandırma sonrası dayanıklılık testine tabi tutuldu (n=10).

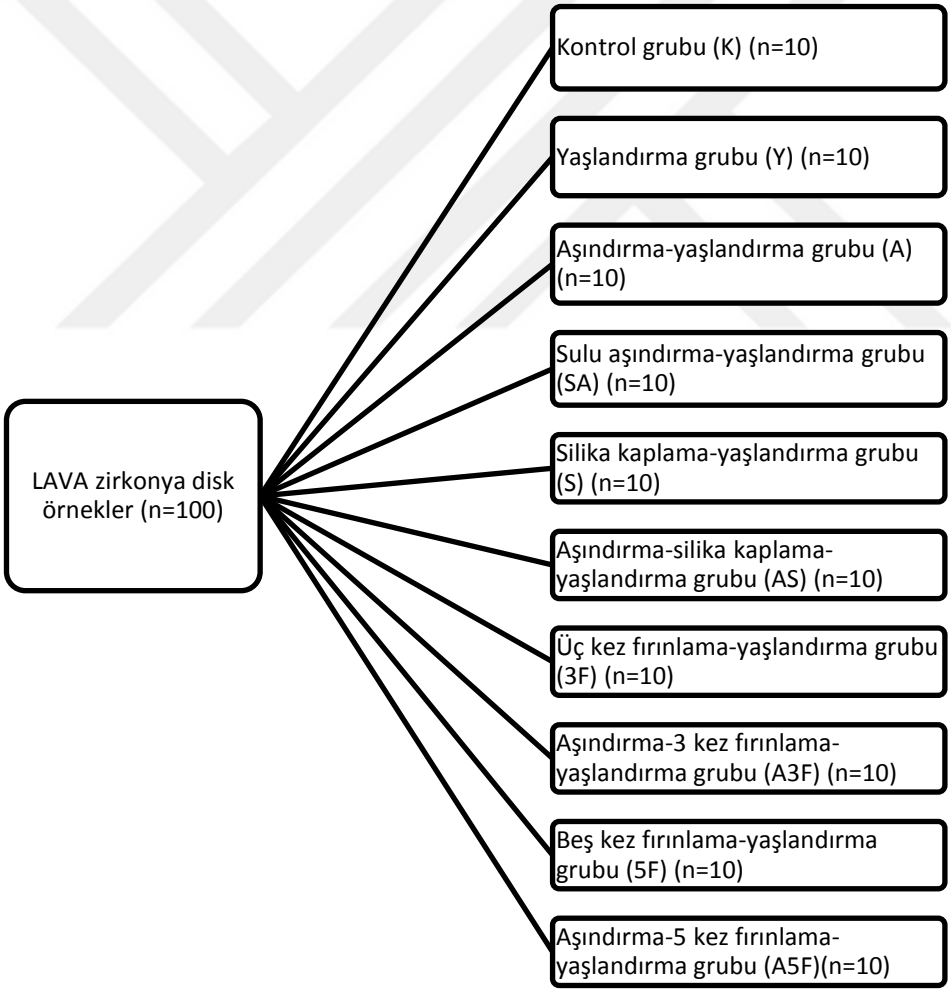
Grup 6: Bu gruptaki örneklere elmas frezle su soğutmasız aşındırma uygulandıktan sonra PVD yöntemiyle silika kaplandı. Silika kaplama işlemi sonrası yaşlandırma işlemi yapıldı. Yaşlandırma işlemi sonrası faz dönüşümü tespiti için XRD analizi gerçekleştirildi (n=4). Örneklerin tümü yaşlandırma öncesi ve sonrası renk ölçümü ve yaşlandırma sonrası dayanıklılık testine tabi tutuldu (n=10).

Grup 7: Bu gruptaki örnekler 3 kez fırınlama işlemine tabi tutuldu. Fırınlama işlemi, LAVA firmasının (3M ESPE, Seefeld, Almanya) seramik fırınlama prosedürüne göre seramik fırınında (Vita-Zahnfabrik, Almanya) programlanarak 1,2 ve 3. fırınlama derece ve sürelerinde gerçekleştirildi. Fırınlama işlemi sonrası yaşlandırma işlemi yapıldı. Yaşlandırma işlemi sonrası faz dönüşümü tespiti için XRD analizi gerçekleştirildi (n=4). Örneklerin tümü yaşlandırma öncesi ve sonrası renk ölçümü ve yaşlandırma sonrası dayanıklılık testine tabi tutuldu (n=10).

Grup 8: Bu gruptaki örneklere, elmas frezle su soğutmasız aşındırma uygulandıktan sonra 3 kez fırınlama işlemine tabi tutuldu. Fırınlama işlemi, LAVA firmasının (3M ESPE, Seefeld, Almanya) seramik fırınlama prosedürüne göre seramik fırınında (Vita-Zahnfabrik, Almanya) programlanarak 1,2 ve 3. fırınlama derece ve sürelerinde gerçekleştirildi. Fırınlama işlemi sonrası yaşlandırma işlemi yapıldı. Yaşlandırma işlemi sonrası faz dönüşümü tespiti için XRD analizi gerçekleştirildi (n=4). Örneklerin tümü yaşlandırma öncesi ve sonrası renk ölçümü ve yaşlandırma sonrası dayanıklılık testine tabi tutuldu (n=10).

Grup 9: Bu gruptaki örnekler 5 kez fırınlama işlemine tabi tutuldu. Fırınlama işlemi, LAVA firmasının (3M ESPE, Seefeld, Almanya) seramik fırınlama prosedürüne göre seramik fırınında (Vita-Zahnfabrik, Almanya) programlanarak 1,2,3,4 ve 5. fırınlama derece ve sürelerinde gerçekleştirildi. Fırınlama işlemi sonrası yaşlandırma işlemi yapıldı. Yaşlandırma işlemi sonrası faz dönüşümü tespiti için XRD analizi gerçekleştirildi (n=4). Örneklerin tümü yaşlandırma öncesi ve sonrası renk ölçümü ve yaşlandırma sonrası dayanıklılık testine tabi tutuldu (n=10).

Grup 10: Bu gruptaki örnekler, elmas frezle su soğutmasız aşındırma uygulandıktan sonra 5 kez fırınlama işlemine tabi tutuldu. Fırınlama işlemi, LAVA firmasının (3M ESPE, Seefeld, Almanya) seramik fırınlama prosedürüne göre seramik fırınında (Vita-Zahnfabrik, Almanya) programlanarak 1,2,3,4 ve 5. fırınlama derece ve sürelerinde gerçekleştirildi. Fırınlama işlemi sonrası yaşlandırma işlemi yapıldı. Yaşlandırma işlemi sonrası faz dönüşümü tespiti için XRD analizi gerçekleştirildi (n=4). Örneklerin tümü yaşlandırma öncesi ve sonrası renk ölçümü ve yaşlandırma sonrası dayanıklılık testine tabi tutuldu (n=10).



Şekil 5.1. Deney grupları

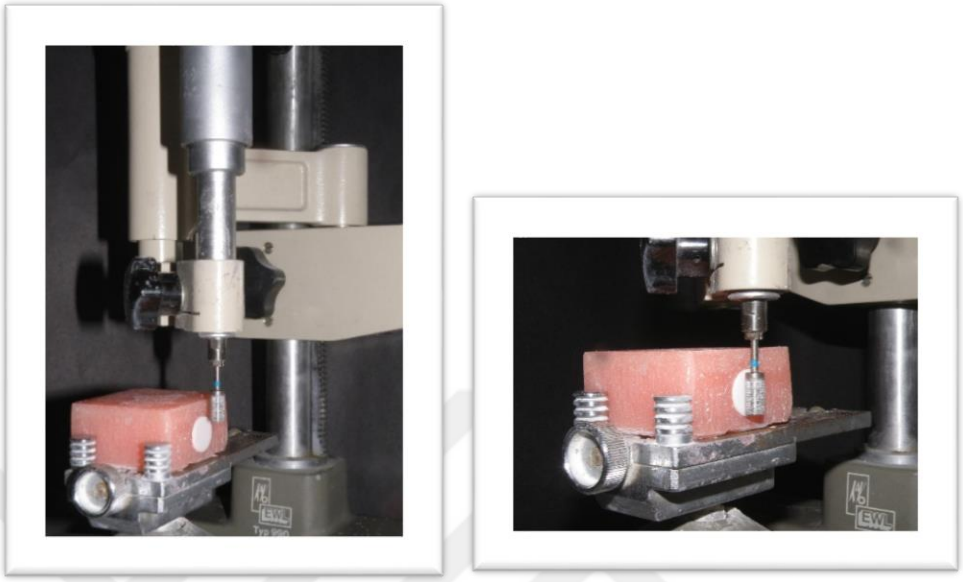
5.3.Deney Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

5.3.1.Aşındırma işleminin uygulanması

Aşındırma işleminin standart olarak gerçekleştirilmesi için disk şeklindeki örneklerin yerleştirileceği akrilik tutucu blok hazırlanıp paralelometrenin (KaVo Dental GmbH, Riss, Almanya) analiz tablasına sabitlendi (Resim 5.9.). Aşındırmada kullanılacak laboratuvar piyasemeni (Ultimate 500K; NSK, Kanuma, Japonya), disk yüzeyine paralel olacak şekilde dikey yönde paralelometreye monte edildi. Örneklerin aşındırılması için gren boyutu 150 μm olan 12,5 mm uzunluğunda 5 mm çapında elmas frezler (SNS-03, 524, Blaudent, Türkiye) paralelometreye sabitlenmiş laboratuvar piyasemenine takıldı. Tur motoru (Kavo K9; KaVo Dental GmbH, Riss, Almanya) 20.000 rpm hıza ayarlandı. Örnekler, frezin uzun aksı disk yüzeyine paralel olacak şekilde 0,1mm kalınlık kaldırılıncaya kadar aşındırıldı (Resim 5.10.a.b.). Aşındırma kalınlığı kumpas ile kontrol edildi. Su soğutması altında 10 adet, su soğutmasız 40 adet toplamda 50 adet örneğin aşındırması yapıldı. Her 5 örnekte bir frez yenilendi.



Resim 5.9. Akrilik tutucu blok



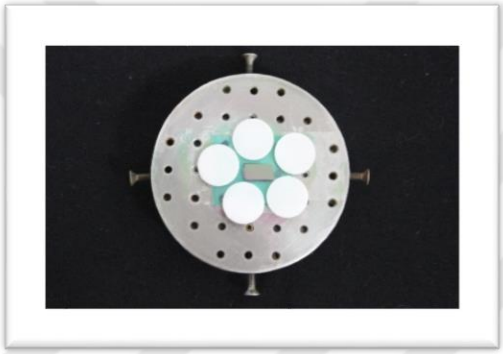
Resim 5.10.a.b. Aşındırma işleminin uygulanması

5.3.2.Silika kaplama işleminin uygulanması

Silika kaplanacak örnekler, kaplama işlemi öncesi distile su içeren ultrasonik banyoda 10 dakika süreyle temizlendi (Resim 5.11.). Cihazın örnek tutucusuna 5'er adet örnek 1'er adet şahit numune ile birlikte yerleştirildi (Resim 5.12.). Kaplama malzemesi olarak sinterlenmiş silika tozu kullanıldı (Resim 5.13.). Silika kaplama işlemi, 'Elektron Beam Pyhsical Vapor Deposition' cihazında (Oncel Advanced Materials & Surface Technologies, İstanbul, Türkiye) gerçekleştirildi (Resim 5.14.a.b.). Kaplama işlemi $7{,}5x10^{-4}$ Torr basınçta ve 6,70 kV voltaj, 0,08 kW güçte ve 0,015 A elektrik akımında gerçekleştirildi. Ortalama kaplama hızı 3,4 Á/s'dir (Resim 5.15.a.b.) (Resim 5.16.). Zirkonya numunelerinin birer yüzeylerine yaklaşık 500 nm kalınlığında silika film kaplandı (Resim 5.17.). Film kalınlığı şahit numunenin SEM analiziyle değerlendirildi (Resim 5.18.).



Resim 5.11. Örneklerin ultrasonik temizlenmesi



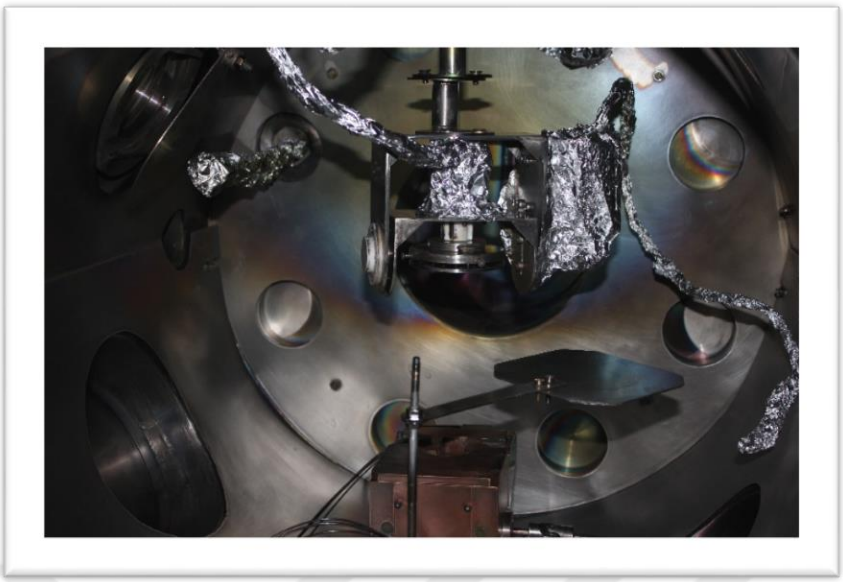
Resim 5.12. PVD cihazının tutucu parçasına örneklerin yerleştirilmesi



Resim 5.13. Sinterlenmiş silika tozu



a

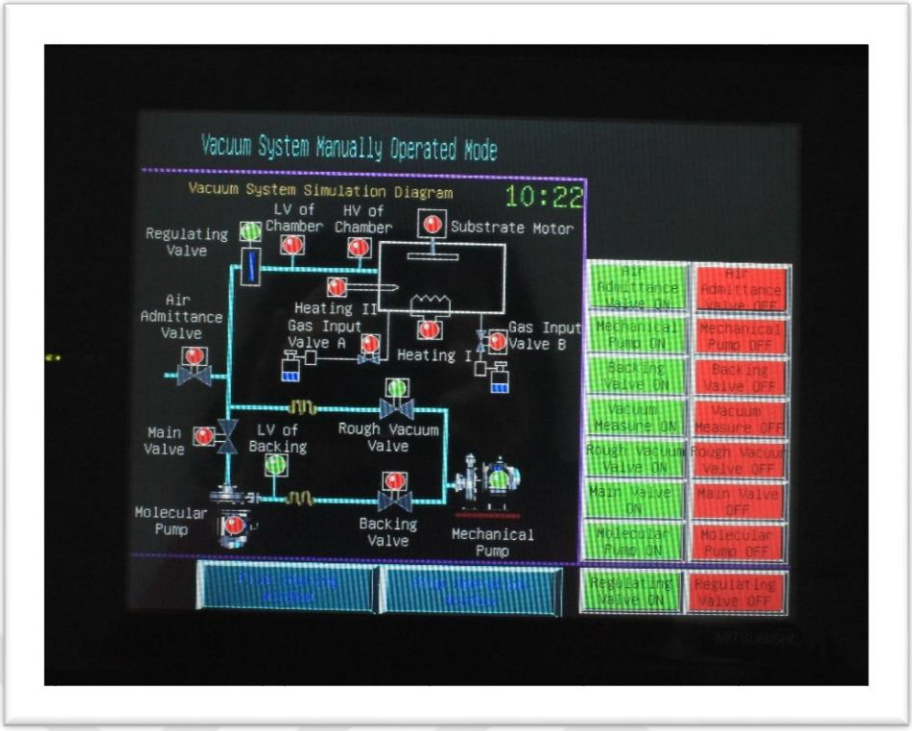


b

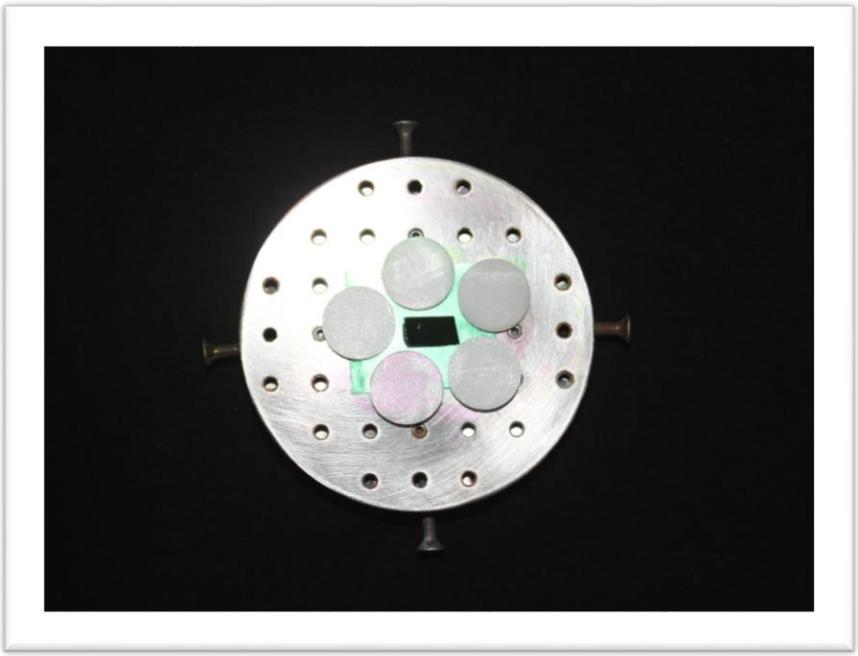
Resim 5.14.a.b. PVD cihazı ve iç dizaynı



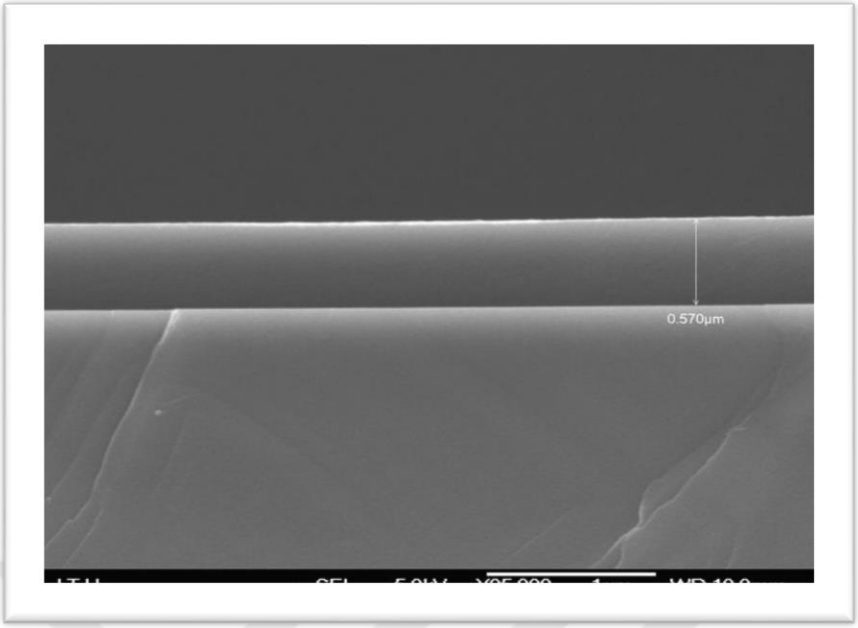
Resim 5.15.a.b. PVD cihazının kontrol paneli



Resim 5.16. PVD cihazının vakum kumanda ekranı



Resim 5.17. Silika kaplanmış zirkonya örnekler



Resim 5.18. Silika kaplanmış şahit numunenin SEM görüntüsü

5.3.3.Fırınlama işleminin uygulanması

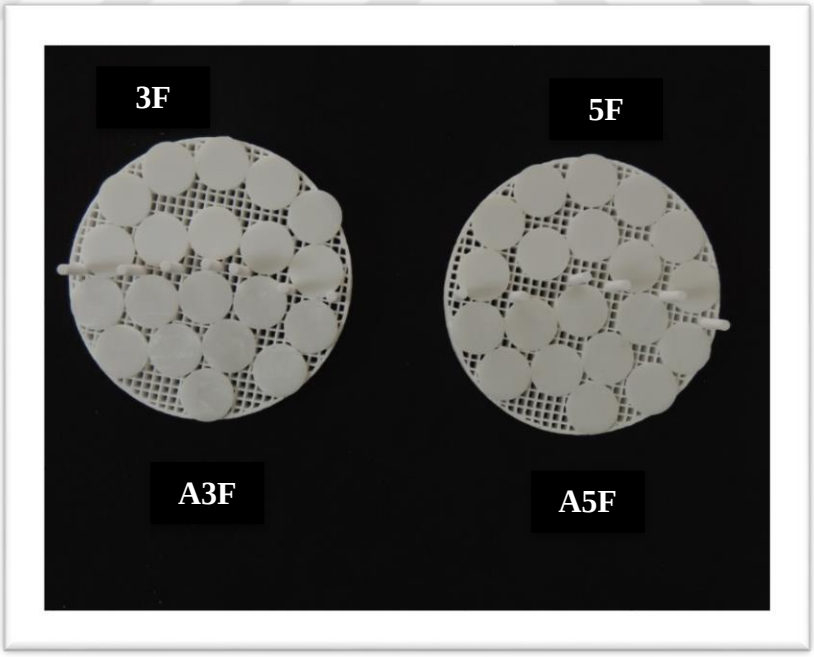
Fırınlama işlemine tabi tutulan gruplar:

3F: Üç kez fırınlama-yaşlandırma (n=10)
A3F: Aşındırma-3 kez fırınlama-yaşlandırma (n=10)
5F: Beş kez fırınlama-yaşlandırma(n=10)
A5F: Aşındırma-5 kez fırınlama-yaşlandırma (n=10) (Resim 5.19).

Fırınlama işlemi uygulanacak zirkonya örnekler üretici firma talimatlarına göre fırınlanmıştır. Fırınlama işlemi, LAVA firmasının (3M ESPE, Seefeld, Almanya) seramik fırınlama talimatlarına göre programlanan seramik fırınında (VITA Vacumat 4000,Vita-Zahnfabrik, Almanya) gerçekleştirilmiştir (Resim 5.20.) (Resim 5.21.). Fırınlama şartları aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 5.1.).

Tablo 5.1.LAVA firmasının seramik fırınlama talimatı

Fırınlama	İlk ısı	Isıtma süresi	Vakum altında ısı artış oranı	Son ısı	Vakum altında ısıtma süresi	Vakumsuz ısıtma süresi
1.	450ºC	4 dakika	45ºC/dak	840ºC	1 dakika	-
2.	450ºC	4 dakika	45ºC/dak	830 ºC	1 dakika	-
3.	450ºC	6 dakika	45ºC/dak	810 ºC	1 dakika	-
4.	450ºC	6 dakika	45ºC/dak	800 ºC	1 dakika	-
5.	480ºC	2 dakika	-	790 ºC	-	1 dakika



Resim 5.19. Fırınlama işlemi için örneklerin gruplandırılması



Resim 5.20. Seramik fırını



Resim 5.21.Örneklerin fırınlanması

5.3.4.Renk değişimi analizi

Zirkonya örneklerin aşındırma, silika kaplama işlemi, tekrarlanan fırınlamalar ve yaşlandırma işlemleri sonrası renk değişimi ölçümü için Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde bulunan Spektrofotometre cihazı (Vita Easyshade, Vita-Zahnfabrik, Almanya) kullanılmıştır (Resim 5.22).

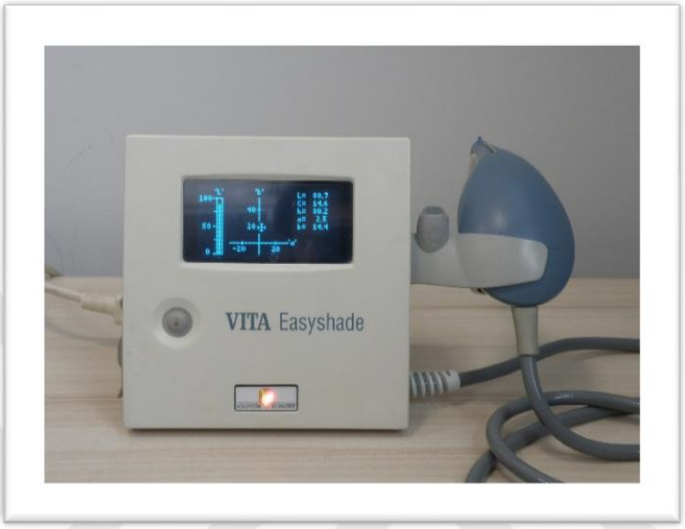
Zirkonya örneklerinin renk ölçümleri yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası olmak üzere 3 parametrede değerlendirilmiştir (Resim 5.23.). Zirkonya örneklerin renk ölçüm grupları aşağıda verilmiştir (Tablo 5.2.).

Tablo 5.2. Renk ölçümleri yapılan örnekler

Yaşlandırma Öncesi	Yaşlandırma Sonrası	Aşındırma ve yaşlandırma sonrası
Grup K (n=10)	Grup Y (n=10)	Grup A (n=10)
Grup S (n=10)	Grup S (n=10)	Grup AS (n=10)
Grup 3F (n=10)	Grup 3F (n=10)	Grup A3F (n=10)
Grup 5F (n=10)	Grup 5F (n=10)	Grup A5F (n=10)

Ölçümler CIELAB (L, a, b) renk sistemine göre yapıldı. Elde edilen sonuçlardan aşağıdaki formül kullanılarak ΔE değerleri hesaplandı.

$[\Delta E=(\Delta L)^2 +(\Delta a)^2+(\Delta b)^2]^{1/2}$



Resim 5.22. Spektrofotometre cihazı



Resim 5.23. Örneklerde renk ölçümünün yapılması

5.3.5.Yaşlandırma işleminin uygulanması

Yaşlandırma işlemi buhar otoklavında (BES 40×60; Hangzhou Chincan Trading Co., Hangzhou Zhejiang, Çin) 134º C'de 2 bar basınçta 12 saat süreyle gerçekleştirilmiştir (Resim 5.24.a.b.).



Resim 5.24.a.b. Buhar otoklavı

Kontrol grubu dışındaki tüm gruplara yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Örnekler otoklava yerleştirilmeden önce deney gruplarına ayrılarak paketlenmiştir (Resim 5.25.).



Resim 5.25. Örneklerin yaşlandırma işlemi öncesi paketlenmesi

5.3.6.XRD Analizi

Örneklerin kristal yapı analizleri ve meydana gelen t-m faz transformasyonları monokromatik CuK α ışını kullanan X-ray difraktometre (D2 Phaser, Bruker, Massachusetts, USA) cihazı ile yapıldı (Resim 5.26.). Her gruptan 4'er örnek analiz edildi. Analizi yapılan örnek, cihazın örnek tutucusuna yerleştirildi (Resim 5.27.). Örnek yüzeyinde, 0,02°adım aralığıyla, 20-40º (2Ɵ) açıları arasında tarama işlemi yapıldı. X-ray difraksiyonu sonucu bulunan yoğunluk değerleri kaydedildi. Örneklerin işleme tabi tutulmuş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_M) Garvie ve Nicholson (Garvie ve Nicholson, 1972) yöntemine göre aşağıdaki denklem kullanılarak belirlendi:

$$X_m = [I_m(-111) + I_m(111)] / [I_m(-111) + I_m(111) + I_t(101)]$$

$$V_m = 1.311 \times X_m / 1 + (0.311 \times X_m)$$

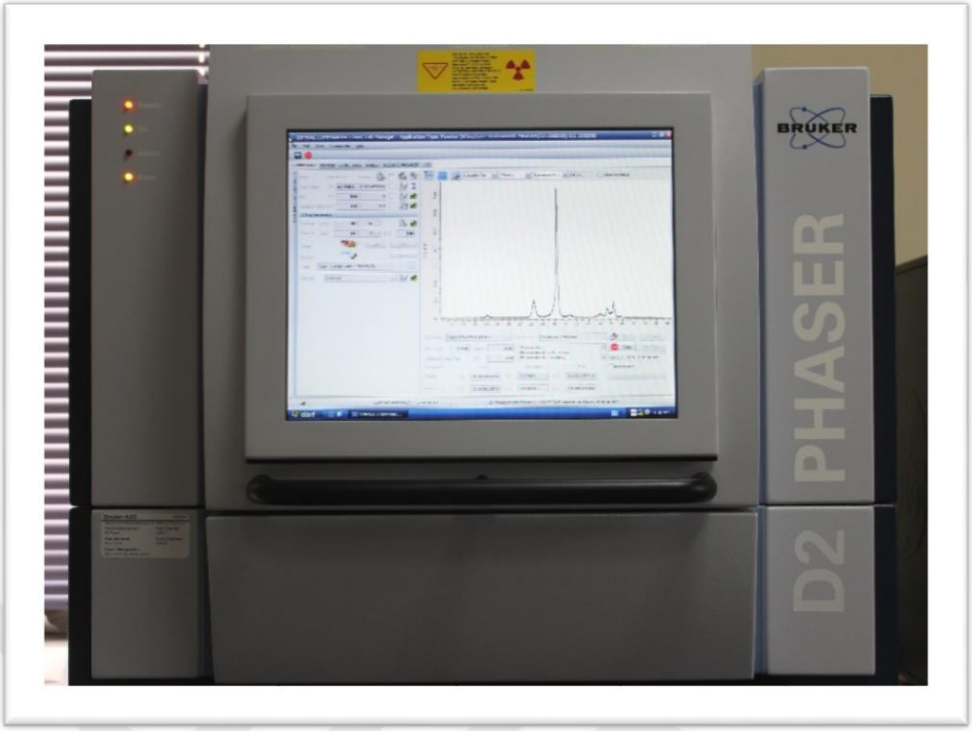
I: Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

m(111) : Monoklinik faza ait (111) kristal geometrisi gösteren düzlem (2θ=31.2°)

m(-111) : Monoklinik faza ait (-111) kristal geometrisi gösteren düzlem (2θ=28°)

t : Tetragonal faz

V_m: Monoklinik fazın hacimce yüzdesi



Resim 5.26. XRD cihazı



Resim 5.27. Örneklerin cihazın tutucu parçasına yerleştirilmesi

5.3.7. Biaksiyal bükme dayanıklılığı testinin uygulanması

Disk şeklindeki örneklerin tümü "üç-top-üzerinde-piston (piston on three balls)" test metodu kullanılarak biaksiyal bükme dayanıklılığı testine tabi tutuldu. Test, ISO 6872-74 standardına uygun olarak, üniversal test cihazı (AG-5 kNG; Shimadzu, Tokyo, Japonya) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 5.28.). Zirkonya örneklerin bükme testini gerçekleştirebilmek için cihazın üst itici ve alt destekleyici kollarına bu test için tasarlanmış (ISO 6872) aygıtlar monte edildi. Buna göre alt kola; disk numunelerinin yerleşeceği, tabanında birbirine 120 derecelik açıda, 3 adet 3,2 mm çapında paslanmaz çelik bilyeler (top) bulunan parça yerleştirilmiştir (Resim 5.29.). Örnek, merkezi piston ile aynı eksen üzerinde olacak şekilde topların üzerine yerleştirildi. Örneklerin işleme tabi tutulan yüzeylerine 1,4 mm çapındaki silindir şeklinde basma ucu ile 1 mm/dak hızla örnek kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı (Resim 5.30.a.b.). Her bir örneğin kırıldığı an gözlenen yük Newton cinsinden kaydedildi. Üç top üzerinde piston testine göre bükme dayanıklılığı aşağıdaki denklem kullanılarak MPa cinsinden hesaplandı.

$$S = -0.2387\ P\ (X - Y) / d^2$$

$$X = (1 + \gamma)\ \ln(r2 / r3)^2 + [(1 - \gamma) / 2]\ (r2 / r3)^2$$

$$Y = (1 + \gamma)\ [\ 1 + \ln\ (r1 / r3)^2\ ] + (1 - \gamma)\ (r1 / r3)^2$$

S : Megapaskal cinsinden maksimum gerilim kuvveti.

P : Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı.

γ : Poisson oranı (Zirkonya için 0,25).

r_1 : milimetre cinsinden, çelik bilyeler (top) üzerinden geçen hayali destek çemberinin çapı.

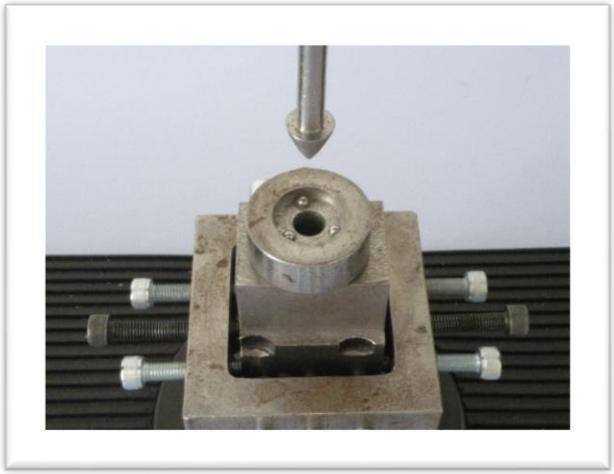
r_2 : milimetre cinsinden, baskı ucunun çapı.

r_3 : milimetre cinsinden, örneğin çapı.

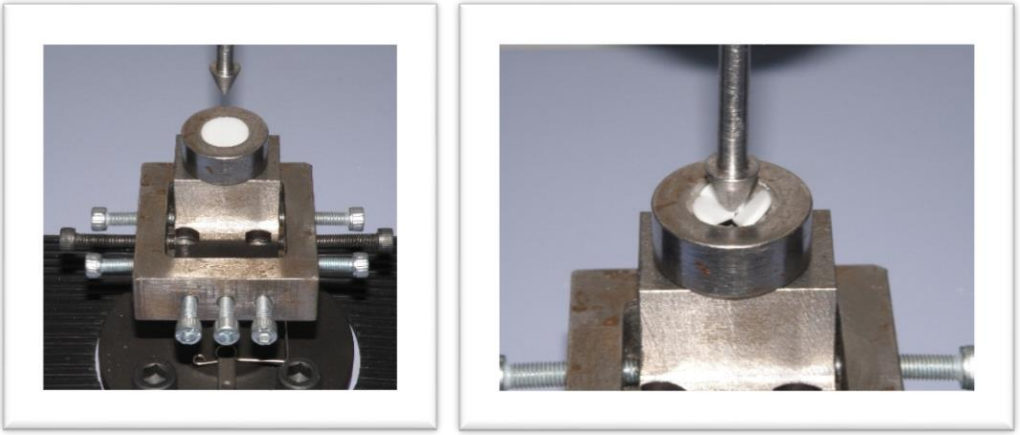
d: milimetre cinsinden, örneğin kırılma merkezindeki kalınlığı



Resim 5.28. Universal test cihazı



Resim 5.29. Üç-top-üzerinde-piston test düzeneği ve kırıcı uç



Resim 5.30.a.b. Örneklerin bükme dayanımlarının test edilmesi

Tablo 5.3. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Üretici firma
Hassas Kesme Cihazı	G2-Concept Model Saw, Schick Dental GmbH, Schemmerhofen, Almanya
Sinterizasyon Fırını	LAVA™ Furnace 200, 3M ESPE, Seefeld, Almanya
Porselen Fırını	LAVA™ Furnace 200, 3M ESPE, Seefeld, Almanya
PVD Cihazı	Oncel Advanced Materials & Surface Technologies, İstanbul, Türkiye
Buhar otoklavı	BES 40×60; Hangzhou Chincan Trading Co., Hangzhou Zhejiang, Çin
XRD Cihazı	D2 Phaser, Bruker, Massachusetts, ABD
Bükme Testi Cihazı	AG-5 kNG; Shimadzu, Tokyo, Japonya
Renk ölçüm cihazı	Vita Easyshade, Vita-Zahnfabrik, Almanya

5.4. Verilerin İstatistiksel Analizi

5.4.1. Renk ölçümlerine ait istatistiksel analiz

Renk ölçümleri sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için SPSS (Statistical Package for Social Sciences for Windows 17.0) programı (SPSS Inc, Chicago, Illinoise, ABD) kullanıldı.

Silika kaplama, 3 fırınlama ve 5 fırınlama yapılan örneklerin L, a, b ve ΔE değerlerinin yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası değişimlerinden elde edilen veriler Kruskal Wallis testi ile değerlendirildi ($p<0,05$).

Gruplar arasında, yaşlandırma ve aşındırma işlemlerine göre gözlenen istatistiksel farkların hangi gruplar arasında olduğunu analiz etmek için Dunn's çoklu analiz karşılaştırma testi kullanıldı ($p<0,05$).

5.4.2. Bükme dayanımı testi ölçümlerine ait istatistiksel analiz

Bükme dayanımı testi ölçümleri sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için SPSS (Statistical Package for Social Sciences for Windows 17.0) programı (SPSS Inc, Chicago, Illinoise, ABD) kullanıldı.

Örneklerin bükme dayanımı testi ölçümlerinden elde edilen veriler Oneway Anova testi ile değerlendirildi ($p<0,05$).

Gruplar arasında gözlenen istatistiksel farkların hangi gruplar arasında olduğunu analiz etmek için LSD çoklu analiz karşılaştırma testi kullanıldı ($p<0,05$).

6.BULGULAR

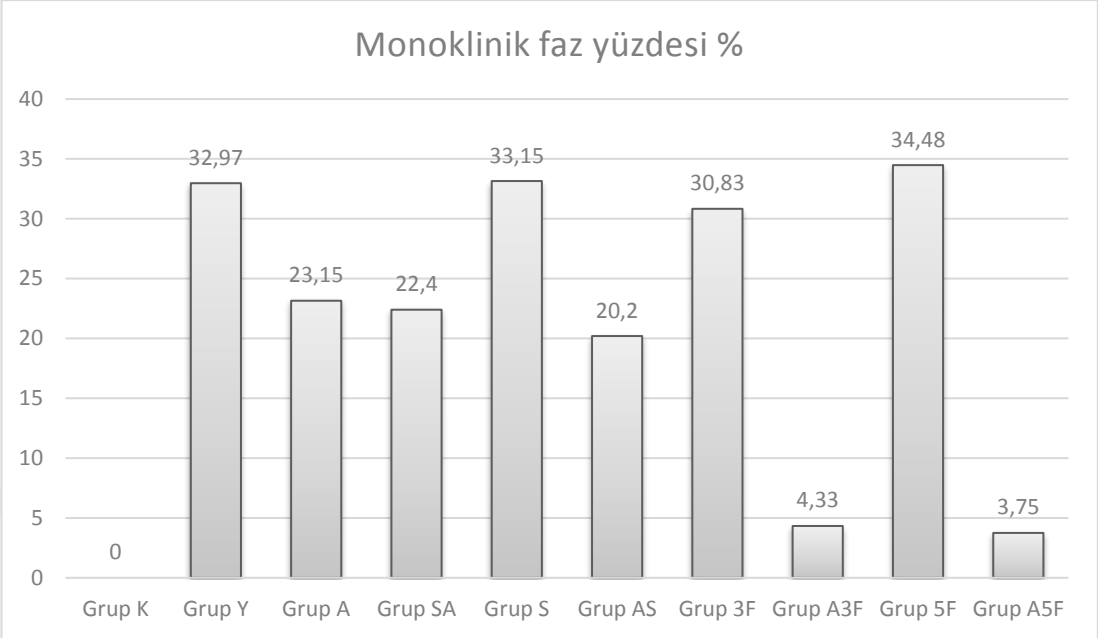
Araştırmada zirkonya esaslı alt yapı materyallerine yüzey ve yaşlandırma işlemleri uygulanarak X-Ray Diffraksiyonu ile faz analizi yapılmıştır. Yapılan uygulamaların zirkonyum alt yapıların rengine olan etkisini görmek amacıyla örneklere renk ölçümü analizi, işlemler sonrası dayanıklılığını ölçmek amacıyla, biaksiyal bükme dayanıklılığı testi uygulanmıştır. Testler sonucu elde edilen veriler değerlendirilerek yüzey ve yaşlandırma işlemlerinin etkileri tespit edilmiştir.

6.1.X-Ray Difraktometre Analizi

Örneklerin X-ray difraktometre analizleri sonucu yapılarındaki zirkonyanın niteliği tespit edilmiştir. Analiz sonucunda LAVA Frame materyaline ait kontrol grubu örneklerinin %100 tetragonal zirkonyadan oluştuğu görülmüştür. Yüzey işlemlerine bağlı olarak yaşlandırma sonrasında grupların farklı miktarlarda tetragonal ve monoklinik zirkonya içerdiği tespit edilmiştir. Tüm deney gruplarında yaşlandırma işlemlerini takiben meydana gelen faz transformasyonu sonucu oluşan monoklinik içerik yüzdelerinin minimum, maksimum, ortalama değerleri ve standart sapmaları Tablo 6.1. ve Şekil 6.1'de gösterilmiştir.

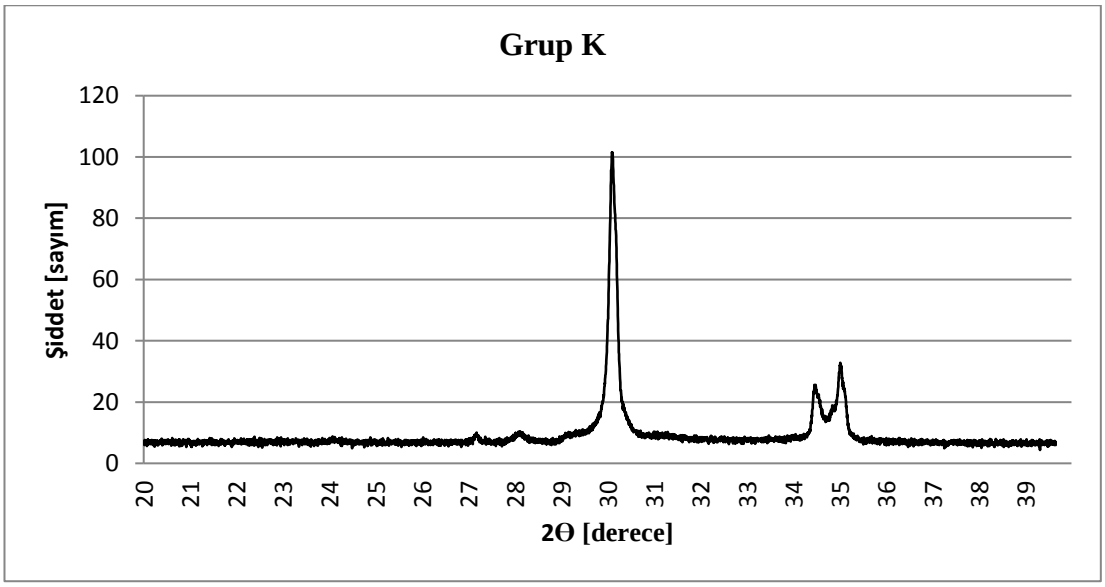
Tablo 6.1: Grupların monoklinik içerik yüzdelerinin minimum, maksimum ortalama değerleri ve standart sapmaları

Monoklinik faz yüzdesi	n	Min(%)	Max(%)	Ort±Ss(%)
Grup K	4	0	0	0±0
Grup Y	4	31,1	34,2	32,97±1,44
Grup A	4	20,4	24,7	23,15±1,92
Grup SA	4	19,7	23,9	22,4±0,61
Grup S	4	29,9	34,3	33,15±2,17
Grup AS	4	19,6	21,3	20,2±0,75
Grup 3F	4	28,3	33,4	30,83±2,1
Grup A3F	4	3,6	4,7	4,33±0,64
Grup 5F	4	31,1	36,6	34,48±2,47
Grup A5F	4	3,5	4	3,75±0,21

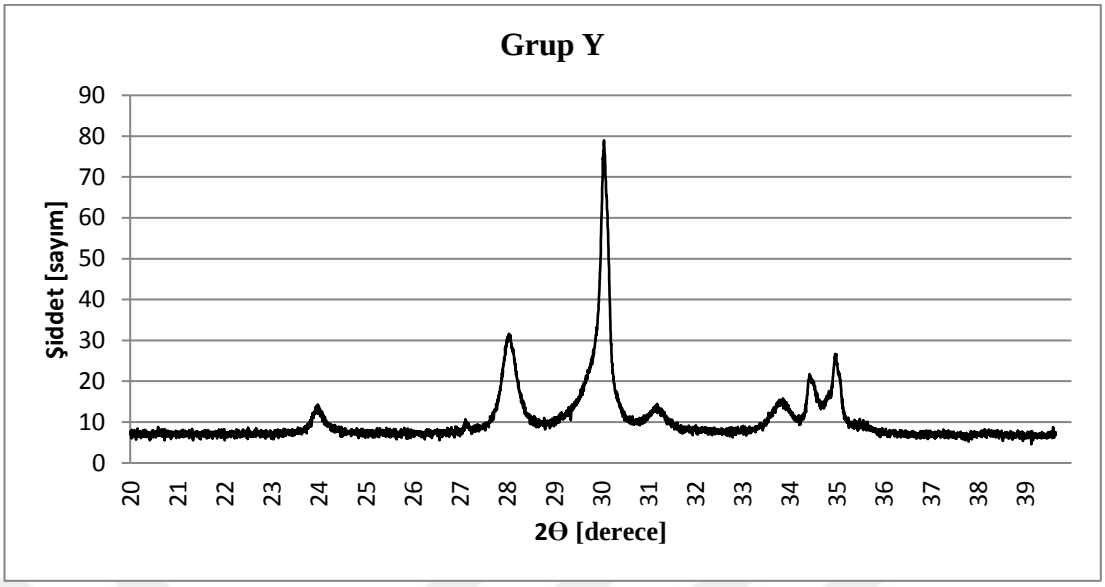


Şekil 6.1. Gruplara göre monoklinik faz yüzdeleri

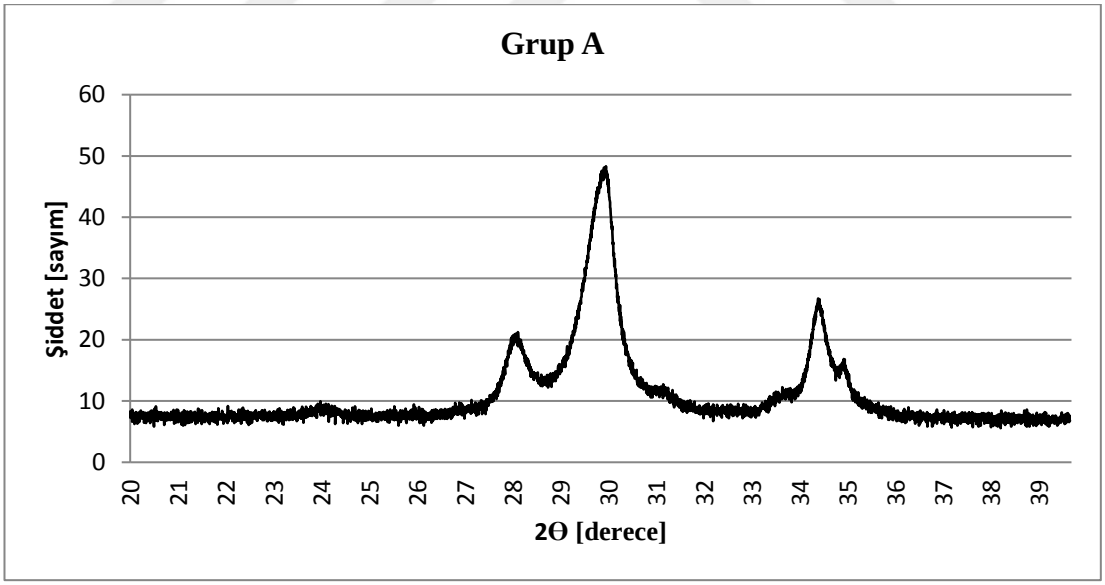
Analiz sonucunda grupların X-ray difraksiyon şekilleri Şekil 6.2.a-i' de gösterilmiştir.



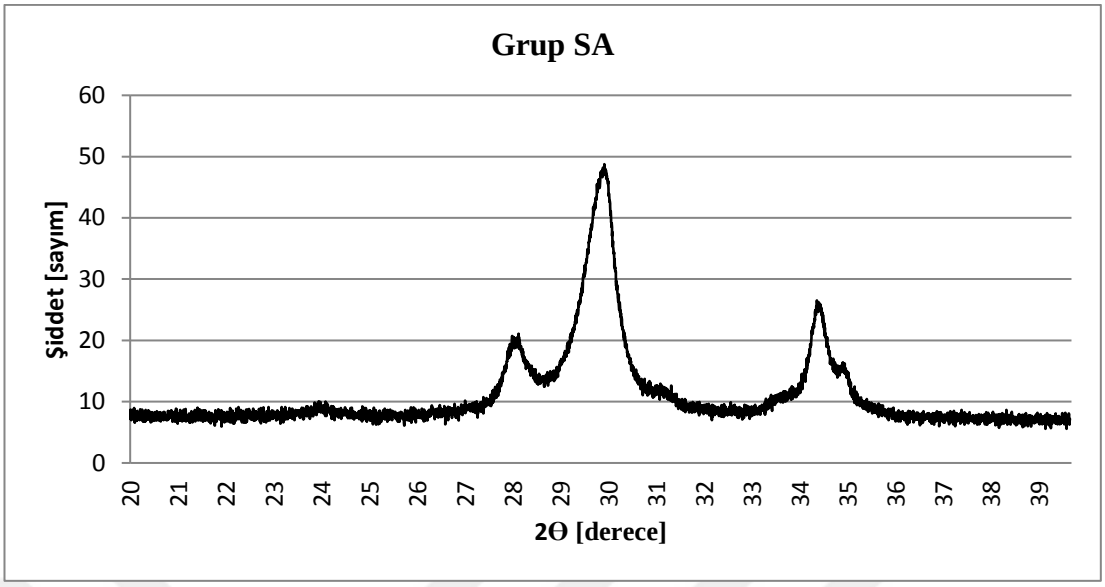
a


Grup Y
Şiddet [sayım]
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39
2Θ [derece]

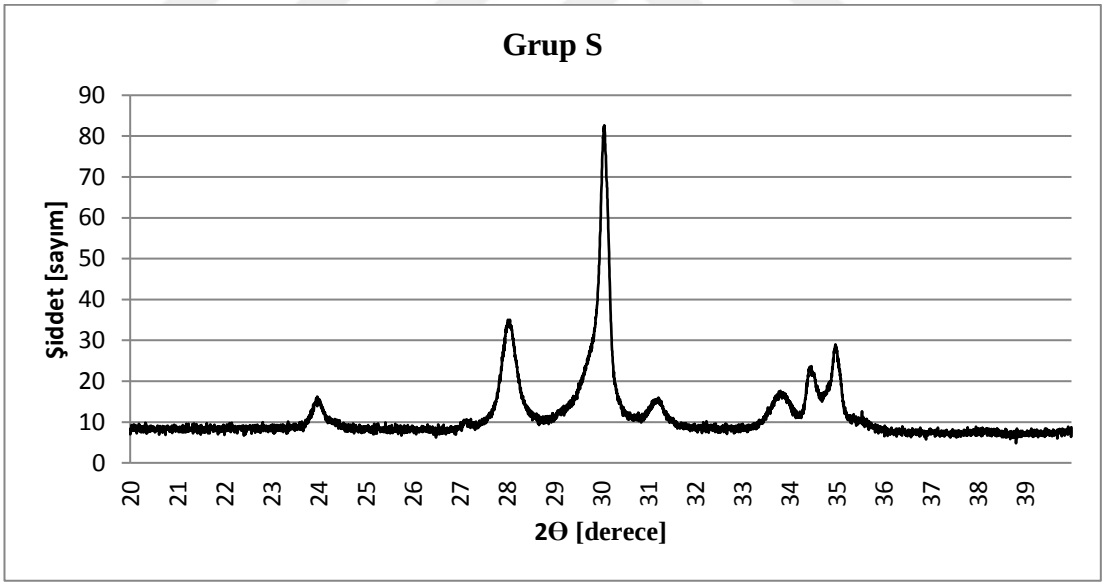
b


Grup A
Şiddet [sayım]
60
50
40
30
20
10
0
20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39
2Θ [derece]

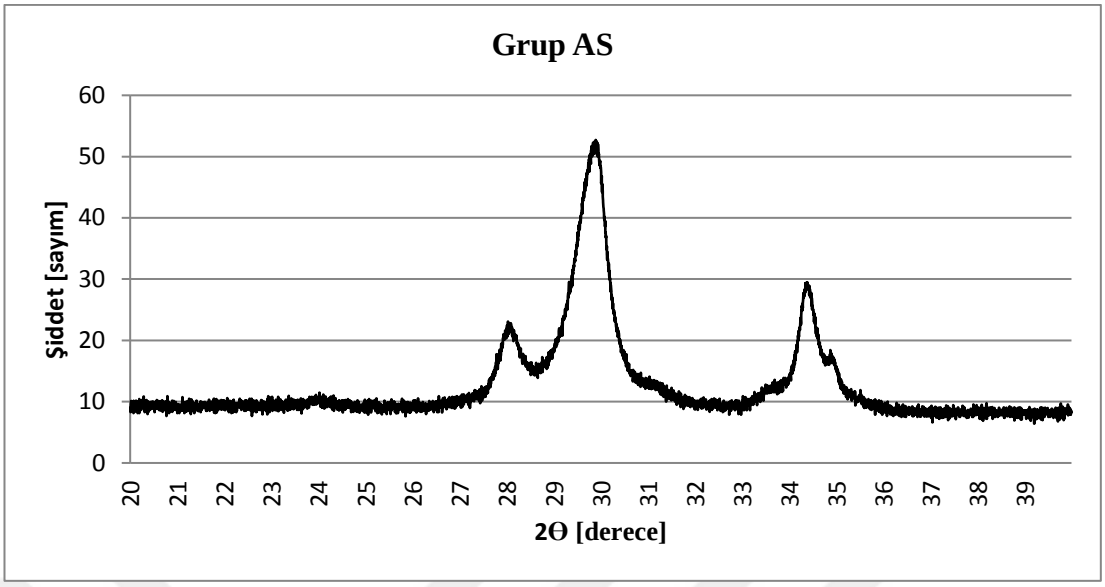
c


Grup SA
Şiddet [sayım]
60
50
40
30
20
10
0
20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39
2Θ [derece]

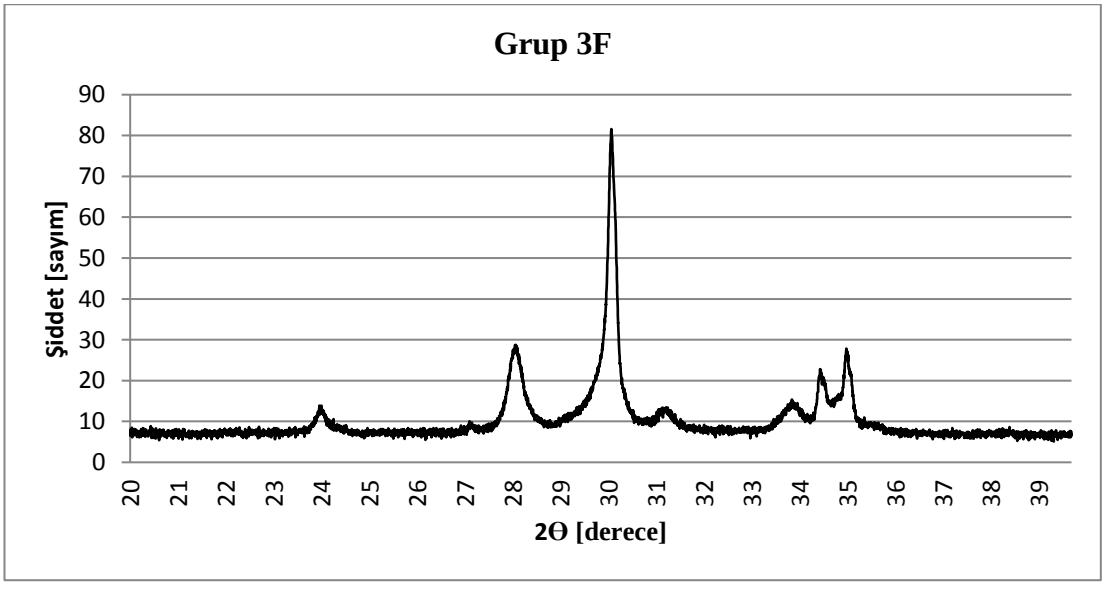
d


Grup S
Şiddet [sayım]
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39
2Θ [derece]

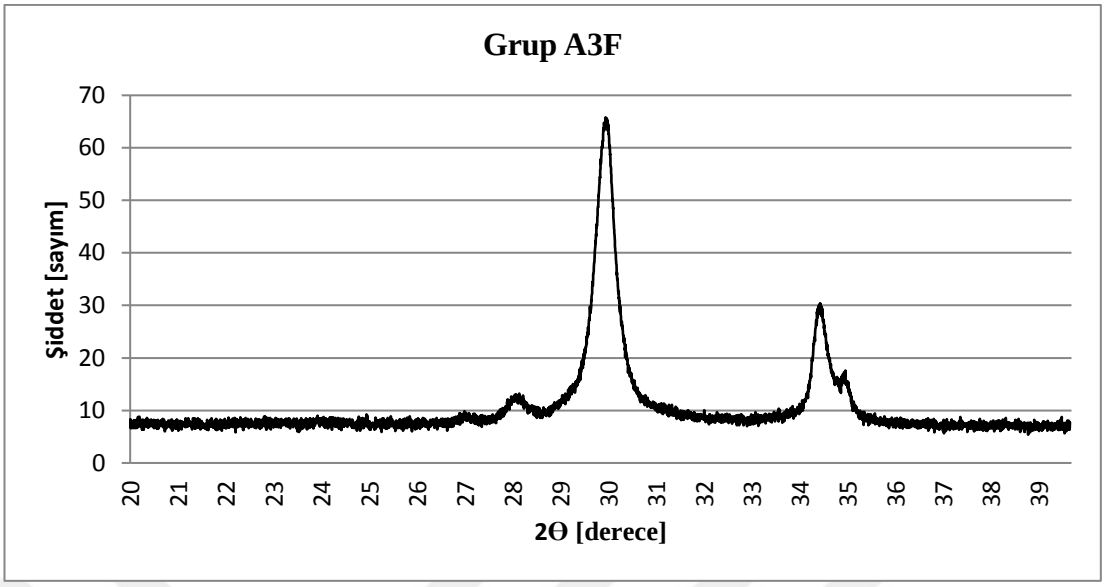
e


Grup AS
Şiddet [sayım]
2Θ [derece]

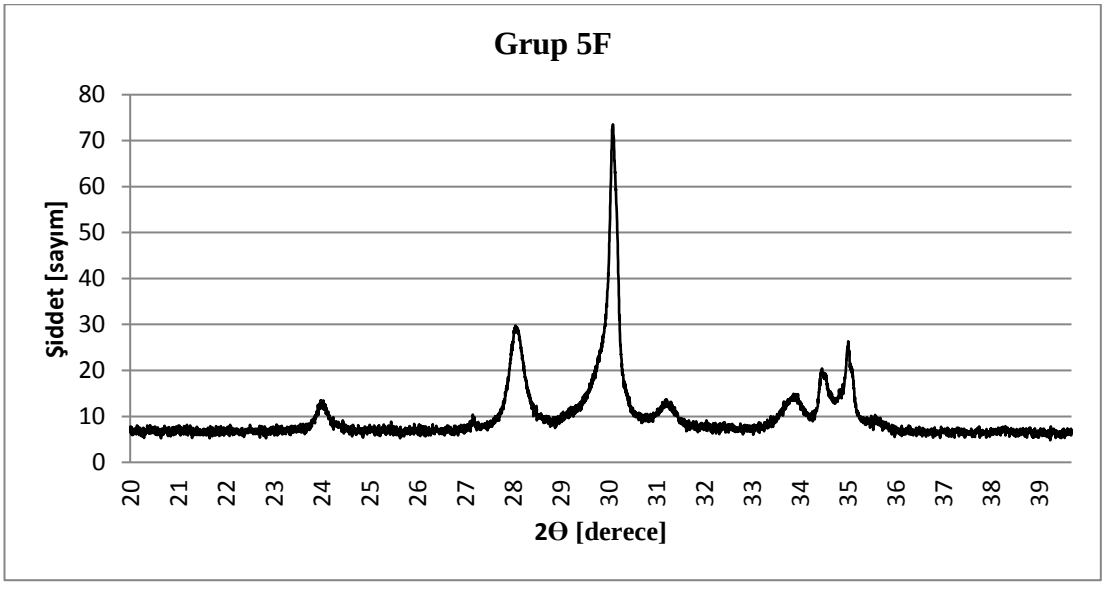
f


Grup 3F
Şiddet [sayım]
2Θ [derece]

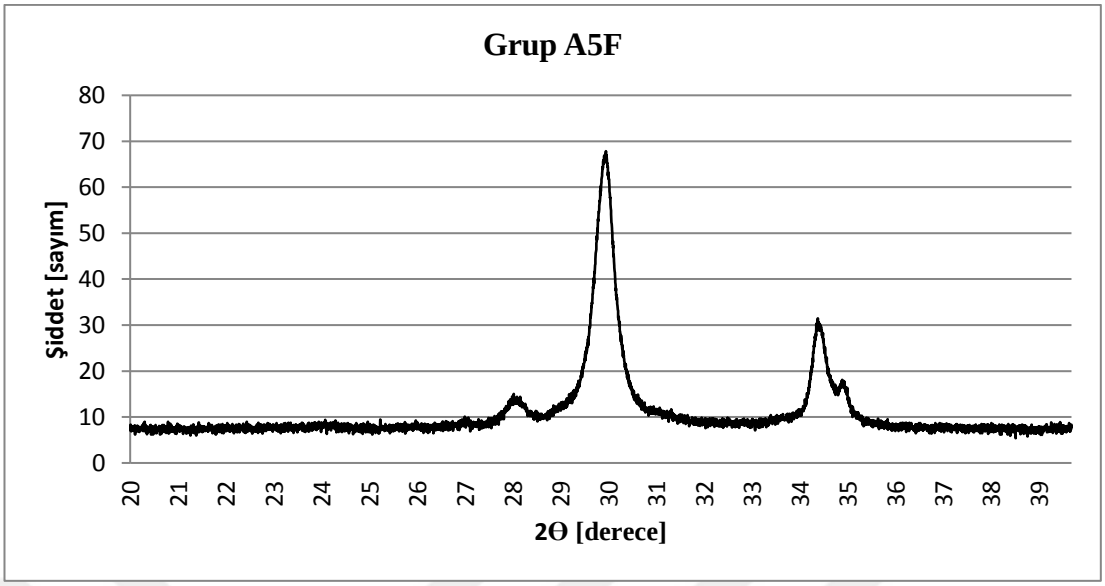
g


Grup A3F
Şiddet [sayım]
2Θ [derece]

h


Grup 5F
Şiddet [sayım]
2Θ [derece]

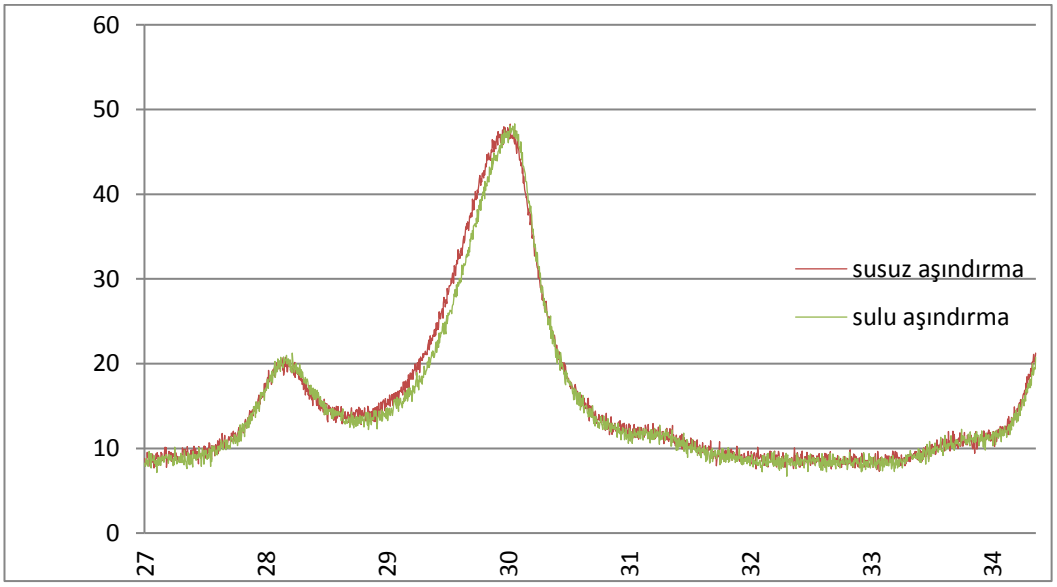
ı



i

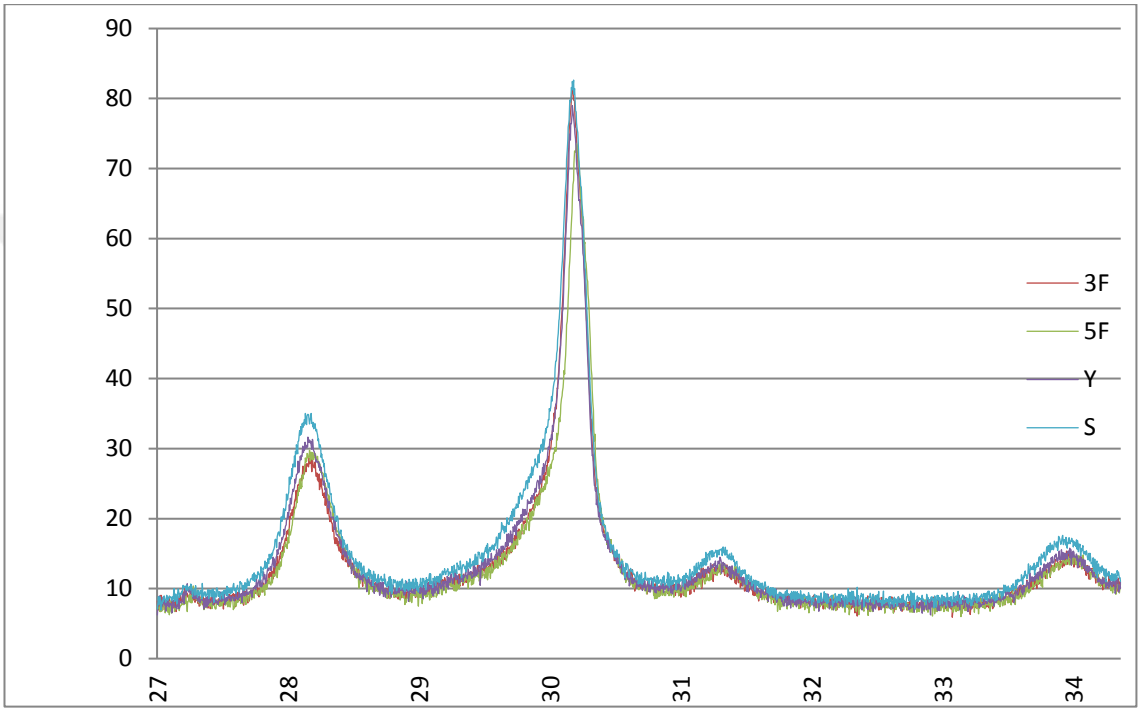
Şekil 6.2.a-i. Her gruptan örneğin X-Ray Difraksiyon grafikleri

Su soğutmalı ve su soğutmasız aşındırma yapılan örneklerde yaşlandırma işlemi sonrası meydana gelen t-m faz transformasyonunun kıyaslanması için X-Ray Difraksiyon grafikleri çakıştırılmıştır. Tetragonal ve monoklinik piklerin aynı değerlerde olduğu görülmüştür (Şekil 6.3.).



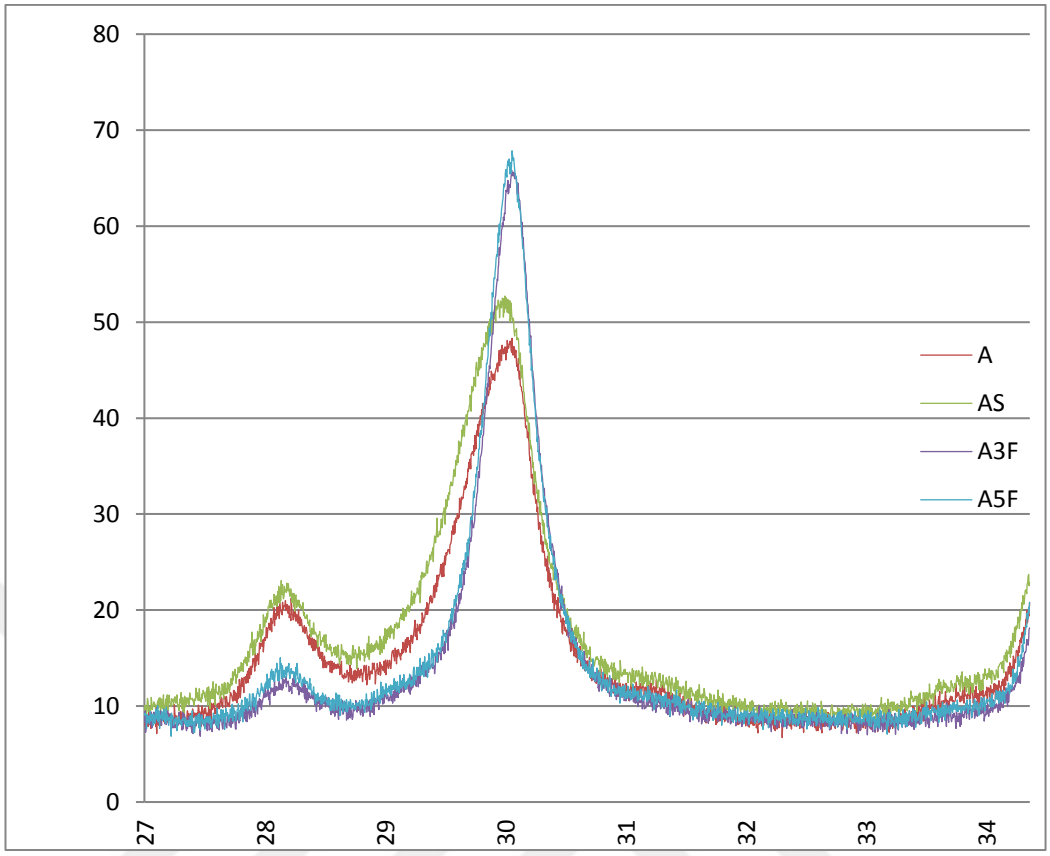
Şekil 6.3. Su soğutmalı ve su soğutmasız aşındırma gruplarının XRD grafiklerinin karşılaştırılması

Fırınlama ve silika kaplama işlemlerinin aşındırma uygulanmamış zirkonya örneklerinde faz değişimi üzerindeki etkilerini kıyaslamak için yaşlandırma, silika kaplama-yaşlandırma, 3 kez fırınlama-yaşlandırma ve 5 kez fırınlama-yaşlandırma gruplarından birer örneğin XRD grafileri bilgisayar programında çakıştırılmıştır. Silika kaplanan grupta yaşlandırma sonrası diğerlerine göre daha belirgin monoklinik pik görülmüştür (Şekil 6.4.).



Şekil 6.4. Fırınlama ve silika kaplama işlemlerinin aşındırılmamış örneklerde yaşlanma sonrası XRD grafiklerinin karşılaştırılması

Fırınlama ve silika kaplama işlemlerinin yaşlandırma esnasında aşındırılmış zirkonya örneklerinde faz değişimi üzerindeki etkilerini kıyaslamak için aşındırma-yaşlandırma, aşındırma-silika kaplama-yaşlandırma, aşındırma-3 kez fırınlama-yaşlandırma ve aşındırma-5 kez fırınlama-yaşlandırma gruplarından birer örneğin XRD grafileri bilgisayar programında çakıştırılmıştır. Aşındırma sonrası fırınlama işlemi yapılan gruplarda diğerlerine oranla daha yüzeyel monoklinik pik tespit edilmiştir (Şekil 6.5.).



Şekil 6.5. Fırınlama ve silika kaplama işlemlerinin aşındırılmış örneklerde yaşlanma sonrası XRD grafiklerinin karşılaştırılması

6.2. Renk Değişimi Analizi

Zirkonya örneklerinin renk ölçümleri yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası olmak üzere 3 parametrede değerlendirilmiştir.

Herhangi bir işlem yapılmamış kontrol örnekleri, silika kaplama , 3 kez fırınlama ve 5 kez fırınlama örneklerinin renk değerleri yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası ölçülmüştür.

Grupların yaşlandırma öncesi (YÖ), yaşlandırma sonrası (YS), aşındırma ve yaşlandırma sonrası (AYS); L, a, b değerlerinin ortalama, standart sapma, minimum, maksimum verileri Tablo 6.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 6.2. Grupların yaşlandırma öncesi (YÖ), yaşlandırma sonrası (YS), aşındırma ve yaşlandırma sonrası (AYS); L, a, b değerlerinin ortalama (Ort), standart sapma (Ss), minimum (Min), maksimum (Max) verileri.

		N	Ort.	SS	Min.	Max.
YÖ L	K	10	96,73	0,74	95,53	97,83
	3F	10	97,22	1,03	95,80	98,73
	5F	10	97,69	0,66	96,37	98,60
	S	10	98,06	1,03	96,47	99,37
YÖ a	K	10	1,51	0,15	1,30	1,73
	3F	10	1,08	0,09	0,93	1,23
	5F	10	1,08	0,08	0,87	1,20
	S	10	0,51	0,98	-1,17	1,40
YÖ b	K	10	10,72	1,16	9,37	12,40
	3F	10	7,68	0,64	6,57	8,53
	5F	10	7,68	0,80	6,90	9,17
	S	10	7,72	0,53	7,17	8,70
YS L	K	10	96,30	0,92	94,43	97,43
	3F	10	97,54	0,51	96,80	98,47
	5F	10	97,52	0,70	96,50	98,60
	S	10	96,98	0,53	96,07	97,60
YS a	K	10	1,31	0,17	1,03	1,63
	3F	10	1,34	0,14	1,10	1,57
	5F	10	1,39	0,08	1,27	1,50
	S	10	1,43	0,24	1,07	1,77
YS b	K	10	11,09	1,59	9,50	13,73
	3F	10	8,81	1,02	7,37	11,10
	5F	10	8,30	0,68	7,43	9,27
	S	10	8,51	0,58	7,63	9,20
AYS L	K	10	95,61	1,26	92,93	97,30
	3F	10	94,32	2,78	89,00	97,10
	5F	10	94,59	1,49	91,87	96,57
	S	10	92,73	1,75	89,50	95,27
AYS a	K	10	2,02	0,43	1,40	2,87
	3F	10	1,47	0,13	1,30	1,73
	5F	10	1,46	0,19	1,13	1,87
	S	10	2,41	0,42	1,80	2,90
AYS b	K	10	10,69	0,70	9,87	12,07
	3F	10	8,36	1,27	6,60	10,77
	5F	10	8,79	0,90	7,37	10,57
	S	10	11,32	1,15	9,23	13,27

Örneklerin L, a, b değerlerinin yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası değişimlerinin uygulanan istatistiksel analiz (Kruskal Wallis Testi) sonuçları şu şekilde belirlenmiştir (Tablo 6.3.).

Tablo 6.3. YÖ, YS ve AYS L, a, b verilerinin Kruskal Wallis Testi ile gruplar arası istatistiksel analiz sonuçları

	K	**S**	**3F**	**5F**	***p***
YÖ L	96,73±0,74	98,06±1,03	97,22±1,03	97,69±0,66	**0,011**
YÖ a	1,51±0,15	0,51±0,98	1,08±0,09	1,08±0,08	**0,001**
YÖ b	10,72±1,16	7,72±0,53	7,68±0,64	7,68±0,8	**0,0001**
YS L	96,3±0,92	96,98±0,53	97,54±0,51	97,52±0,7	**0,001**
YS a	1,31±0,17	1,43±0,24	1,34±0,14	1,39±0,08	0,454
YS b	11,09±1,59	8,51±0,58	8,81±1,02	8,3±0,68	**0,0001**
AYS L	95,61±1,26	92,73±1,75	94,32±2,78	94,59±1,49	**0,016**
AYS a	2,02±0,43	2,41±0,42	1,47±0,13	1,46±0,19	**0,0001**
AYS b	10,69±0,7	11,32±1,15	8,36±1,27	8,79±0,9	**0,0001**

Kontrol, 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika grupları arasında gözlenen istatistiksel farkların hangi gruplar arasında olduğunu analiz etmek için Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır (Tablo 6.4.).

Tablo 6.4. Gruplar arası L, a, b verilerinin Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre *p* değerleri.

Gruplar	**YÖ L**	**YÖ a**	**YÖ b**	**YS L**	**YS a**	**YS b**	**AYS L**	**AYS a**	**AYS b**
K/3 F	0,616	0,236	**0,0001**	**0,001**	NA	**0,0001**	0,442	**0,003**	**0,0001**
K/5 F	0,089	0,242	**0,0001**	**0,002**	NA	**0,0001**	0,636	**0,002**	**0,001**
K/S	**0,01**	**0,0001**	**0,0001**	0,138	NA	**0,0001**	**0,009**	**0,046**	0,533
3 F/5 F	0,626	0,999	0,999	0,999	NA	0,692	0,988	0,999	0,784
3 F/S	0,164	0,071	0,999	0,280	NA	0,915	0,262	**0,0001**	**0,0001**
5 F/S	0,794	0,069	0,999	0,300	NA	0,969	0,988	0,999	0,784

Kontrol, 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika gruplarının yaşlandırma öncesi L ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,01). Kontrol grubunun yaşlandırma öncesi L ortalamaları silika grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş (p=0,01), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Kontrol, 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika gruplarının yaşlandırma öncesi a ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,001). Kontrol grubunun yaşlandırma öncesi a ortalamaları silika grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş (p=0,01), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Kontrol, 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika gruplarının yaşlandırma öncesi b ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,001). Kontrol grubunun yaşlandırma öncesi b ortalamaları 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,0001), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Kontrol, 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika gruplarının yaşlandırma sonrası L ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,01). Kontrol grubunun yaşlandırma sonrası L ortalamaları 3 fırınlama ve 5 fırınlama grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş (p=0,001, p=0,002), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Kontrol, 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika gruplarının yaşlandırma sonrası a ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,454).

Kontrol, 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika gruplarının yaşlandırma sonrası b ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,0001). Kontrol grubunun yaşlandırma sonrası b ortalamaları 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,0001), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Kontrol, 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika gruplarının aşındırma-yaşlandırma sonrası L ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,016). Kontrol grubunun aşındırma-yaşlandırma sonrası L ortalamaları silika grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,009), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Kontrol, 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika gruplarının aşındırma- yaşlandırma sonrası a ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,001). Kontrol grubunun aşındırma-yaşlandırma sonrası a ortalamaları 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,003, p=0,002, p=0,046). Silika grubunun aşındırma yaşlandırma sonrası a ortalamaları 3 fırınlama ve 5 fırınlama gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,0001), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Kontrol, 3 fırınlama, 5 fırınlama ve silika gruplarının aşındırma- yaşlandırma sonrası b ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,001). Kontrol grubunun aşındırma-yaşlandırma sonrası b ortalamaları 3 fırınlama ve 5 fırınlama gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,001, p=0,0001). Silika grubunun aşındırma yaşlandırma sonrası b ortalamaları 3 fırınlama ve 5 fırınlama gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,0001), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Gruplar arası renk değişim (ΔE) değerlerinin yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası, aşındırma-yaşlandırma sonrası minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 6.5.'de gösterilmiştir.

Tablo 6.5. Gruplar arası renk değişim (ΔE) değerlerinin yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası, aşındırma-yaşlandırma sonrası min., maks., ort. ve ss değerleri

		N	Min.	Maks.	Ort.	Ss
	S-K	10	1,63	5,74	3,75	1,46
	3F-K	10	1,1	5,13	3,37	1,16
	5F-K	10	1,7	6,02	3,30	1,35
	3F-5F	10	0,45	2,57	1,52	0,59
	5F-S	10	0,86	2,78	1,85	0,67
YÖ	**3F-S**	10	0,67	2,79	1,85	0,75
	S-K	10	0,85	5,78	2,91	1,88
	3F-K	10	1,22	5,07	2,89	1,54
	5F-K	10	1,06	7,08	3,18	1,72
	3F-5F	10	0,33	3,92	1,28	1,08
	5F-S	10	0,27	2,65	1,33	0,64
YS	**3F-S**	10	0,58	2,8	1,39	0,69
	S-K	10	1,3	7,06	3,13	1,75
	3F-K	10	1,99	7,57	4,00	1,58
	5F-K	10	1,44	3,76	2,81	0,74
	3F-5F	10	0,93	6,02	2,94	1,63
	5F-S	10	1,33	5,76	3,82	1,62
AYS	**3F-S**	10	1,46	7,24	3,99	2,00

Grupların yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası ‘ΔE’ değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 6.6.’de gösterilmiştir.

Tablo 6.6. Grupların yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası ‘ΔE’ değerlerinin min., maks., ort. ve ss. değerleri

Gruplar		**N**	**Min.**	**Maks.**	**Ort.**	**Ss**
	ΔE AŞ-YÖ	10	0,89	4,38	2,08	1,03
	ΔE AŞ-YS	10	0,47	4,94	2,49	1,48
K	**ΔE YÖ-YS**	10	0,31	4,15	1,78	1,43
	ΔE AŞ-YÖ	10	3,02	9,94	6,87	2,23
	ΔE AŞ-YS	10	2,49	8,41	5,31	1,92
S	**ΔE YÖ-YS**	10	1,14	3,23	2,06	0,83
	ΔE AŞ-YÖ	10	0,59	9,58	3,64	3,19
	ΔE AŞ-YS	10	1,24	8,36	3,96	2,56
3F	**ΔE YÖ-YS**	10	0,57	3,69	1,76	0,91
	ΔE AŞ-YÖ	10	1,3	6,69	3,53	1,91
	ΔE AŞ-YS	10	1,29	5,81	3,06	1,61
5F	**ΔE YÖ-YS**	10	0,46	2,65	1,33	0,80

Grupların yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma- yaşlandırma sonrası renk değişimlerinin (ΔE) uygulanan istatistiksel analiz (Kruskal Wallis) sonuçları şu şekilde belirlenmiştir (Tablo 6.7.).

Tablo 6.7. Yaşlandırma öncesi (YÖ), yaşlandırma sonrası (YS) ve aşındırma-yaşlandırma sonrası (AYS), gruplara göre renk değişim miktarlarının (ΔE) Kruskal Wallis testi sonucuna göre *p* değerleri ($p<0,05$)

	ΔE AYS-YÖ	**ΔE AYS-YS**	**ΔE YÖ-YS**	***p***
K	2,08±1,03	2,49±1,48	1,78±1,43	0,386
S	6,87±2,23	5,31±1,92	2,06±0,83	**0,0001**
3F	3,64±3,19	3,96±2,56	1,76±0,91	**0,033**
5F	3,53±1,91	3,06±1,61	1,33±0,8	**0,003**
p	**0,0001**	**0,014**	0,470	

Yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma yaşlandırma sonrası (ΔE) değerlerindeki istatistiksel farkların hangi gruplar arasında görüldüğünü tespit etmek için Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi yapılmıştır (Tablo 6.8., Tablo 6.9.).

Tablo 6.8. Yaşlandırma öncesi (YÖ), yaşlandırma sonrası (YS) ve aşındırma-yaşlandırma sonrası (AYS) grupların renk değişim miktarlarının (ΔE) Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre istatistiksel analiz *p* değerleri ($p<0,05$)

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	**K**	**S**	**3 F**	**5 F**
ΔE AYS-YÖ /ΔE AYS-YS	NA	**0,001**	0,414	0,175
ΔE AYS-YÖ /ΔE YÖ-YS	NA	**0,0001**	0,093	**0,009**
ΔE AYS-YS /ΔE YÖ-YS	NA	**0,001**	**0,032**	**0,027**

Tablo 6.9. Grupların yaşlandırma öncesi (YÖ), yaşlandırma sonrası (YS), aşındırma ve yaşlandırma sonrası (AYS); renk değişim miktarlarının (ΔE), Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre istatistiksel analiz *p* değerleri ($p<0,05$)

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	**ΔE AYS-YÖ**	**ΔE AYS-YS**	**ΔE YÖ-YS**
K/S	**0,0001**	**0,012**	NA
K/3F	0,408	0,337	NA
K /5F	0,471	0,909	NA
S /3F	**0,013**	0,414	NA
S /5F	**0,01**	**0,042**	NA
3F/5F	0,998	0,729	NA

Kontrol, silika, 3 fırın ve 5 fırın gruplarının aşındırma-yaşlandırma sonrası ve yaşlandırma öncesi ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,0001). Silika grubunun ΔE aşındırma-yaşlandırma sonrası ve yaşlandırma öncesi ortalamaları kontrol, 3 fırın ve 5 fırın gruplarının ΔE aşındırma-yaşlandırma sonrası ve yaşlandırma öncesi ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,0001, p=0,013, p=0,01), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Kontrol, silika, 3 fırın ve 5 fırın gruplarının ΔE aşındırma-yaşlandırma sonrası ve yaşlandırma sonrası ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,014). Silika grubunun ΔE aşındırma-yaşlandırma sonrası ve yaşlandırma sonrası ortalamaları kontrol ve 5 fırın gruplarının ΔE aşındırma-yaşlandırma sonrası ve yaşlandırma sonrası ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,012, p=0,042), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Kontrol, silika, 3 fırın ve 5 fırın gruplarının ΔE YÖ-YS ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,470).

Kontrol grubunun AYS-YÖ, AYS-YS ve YÖ-YS ölçüm gruplarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,386).

Silika grubunun AYS-YÖ, AYS-YS ve YÖ-YS ölçüm gruplarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,0001). YÖ-YS grubunun ΔE ortalamaları AYS-YÖ ve AYS-YS gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş (p=0,0001, p=0,001), AYS-YÖ grubunun ΔE ortalamaları AYS-YS grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=0,001).

Üç fırın grubunun AYS-YÖ, AYS-YS ve YÖ-YS ölçüm gruplarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,03). YÖ-YS grubunun ΔE ortalamaları AYS-YÖ gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş (p=0,032), diğer gruplar arasında ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Beş fırın grubunun AYS-YÖ, AYS-YS ve YÖ-YS ölçüm gruplarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,003). YÖ-YS grubunun ΔE ortalamaları AYS-YÖ ve AYS-YS gruplarından istatistiksel

olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş (p=0,009, p=0,027), AYS-YÖ ve AYS-YS grupları arasında ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,175).

Yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma yaşlandırma sonrası gruplar arasındaki ΔE ortalamalarının istatistiksel analizi Kruskal Wallis Testi ile değerlendirilmiştir (Tablo 6.10).

Tablo 6.10. Yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma yaşlandırma sonrası gruplar arasındaki ΔE ortalamalarının Kruskal Wallis istatistiksel analiz sonuçları (p<0,05)

	YÖ	**YS**	**AYS**	***P***
S-K	3,75±1,46	2,91±1,88	3,13±1,75	0,531
3 F-K	3,37±1,16	2,89±1,54	4±1,58	0,247
5 F-K	3,3±1,35	3,18±1,72	2,81±0,74	0,693
3 F-5 F	1,52±0,59	1,28±1,08	2,94±1,63	**0,008**
5 F-S	1,85±0,67	1,33±0,64	3,82±1,62	**0,0001**
3 F-S	1,85±0,75	1,39±0,69	3,99±2	**0,0001**
P	**0,0001**	**0,001**	0,337	

Yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma yaşlandırma sonrasında grupların aralarındaki ΔE değerlerinin istatistiksel farklılıklarının hangi grup çiftleri arasında olduğunu tespit etmek için Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi kullanılmıştır (Tablo 6.11., Tablo 6.12.).

Tablo 6.11. Yaşlandırma öncesi (YÖ) ve yaşlandırma sonrası (YS) gruplar arası renk değişim miktarlarının (ΔE), Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre istatistiksel analiz p değerleri (p<0,05)

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	**YÖ**	**YS**	**AYS**
S-K / 3F-K	0,967	0,998	NA
S-K / 5F-K	0,932	0,998	NA
S-K / 3F-5F	**0,0001**	0,089	NA
S-K / 5F-S	**0,002**	0,107	NA
S-K / 3F-S	**0,002**	0,134	NA
3F-K / 5F-K	0,998	0,997	NA
3F-K / 3F-5F	**0,003**	0,094	NA
3F-K / 5F-S	**0,024**	0,114	NA
3F-K / 3F-S	**0,024**	0,142	NA
5F-K / 3F-5F	**0,005**	**0,03**	NA

5F-K / 5F-S	**0,036**	**0,037**	NA
5F-K / 3F-S	**0,037**	**0,048**	NA
3F-5F / 5F-S	0,982	0,998	NA
3F-5F/3F-S	0,981	0,998	NA
5F-S/3F-S	0,998	0,998	NA

Tablo 6.12. Fırınlama ve silika gruplarının ΔE değerlerinin yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası değerlerinin Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testine göre istatistiksel *p* değerleri

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	**3F-5F**	**5F-S**	**3F-S**
YÖ/YS	0,889	0,530	0,706
YÖ/AYS	**0,032**	**0,001**	**0,003**
YS/AYS	**0,011**	**0,0001**	**0,0001**

Silika-kontrol, 3 fırın-kontrol, 5 fırın-kontrol, 3 fırın-5 fırın, 5 fırın-silika ve 3 fırın-silika gruplarının yaşlandırma öncesi ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,0001). Silika-kontrol grubunun ΔE ortalamaları 3 fırın-5 fırın, 5 fırın-silika ve 3 fırın-silika gruplarının ΔE ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,002, p=0,0001), 3 fırın-kontrol grubunun ΔE ortalamaları 3 fırın-5 fırın, 5 fırın-Silika ve 3 fırın-silika gruplarının ΔE ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,003, p=0,024), 5 fırın-kontrol grubunun ΔE ortalamaları 3 fırın-5 fırın, 5 fırın-silika ve 3 fırın-silika gruplarının ΔE ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,005, p=0,036, p=0,037), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Silika-kontrol, 3 fırın-kontrol, 5 fırın-kontrol, 3 fırın-5 fırın, 5 fırın-silika ve 3 fırın- silika gruplarının yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,001). 5 fırın-kontrol grubunun ΔE ortalamaları 3 fırın-5 fırın, 5 fırın-silika ve 3 fırın-silika gruplarının ΔE ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,03, p=0,037, p=0,048), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Silika-kontrol, 3 fırın-kontrol, 5 fırın-kontrol, 3 fırın-5 fırın, 5 fırın-silika ve 3 fırın-silika gruplarının aşındırma-yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,337).

Silika-kontrol grubunun yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,531).

Üç fırın-kontrol grubunun yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,247).

Beş fırın-kontrol grubunun yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,693).

Üç fırın-5 fırın grubunun yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,008). Aşındırma-yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları YÖ ve YS ΔE ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,032, p=0,011), yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,889).

Beş fırın-silika grubunun yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,0001). Aşındırma-yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası ΔE ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,001, p=0,0001), yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,530).

Üç fırın-silika grubunun yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,0001). Aşındırma-yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası ΔE ortalamalarından istatistiksel olarak

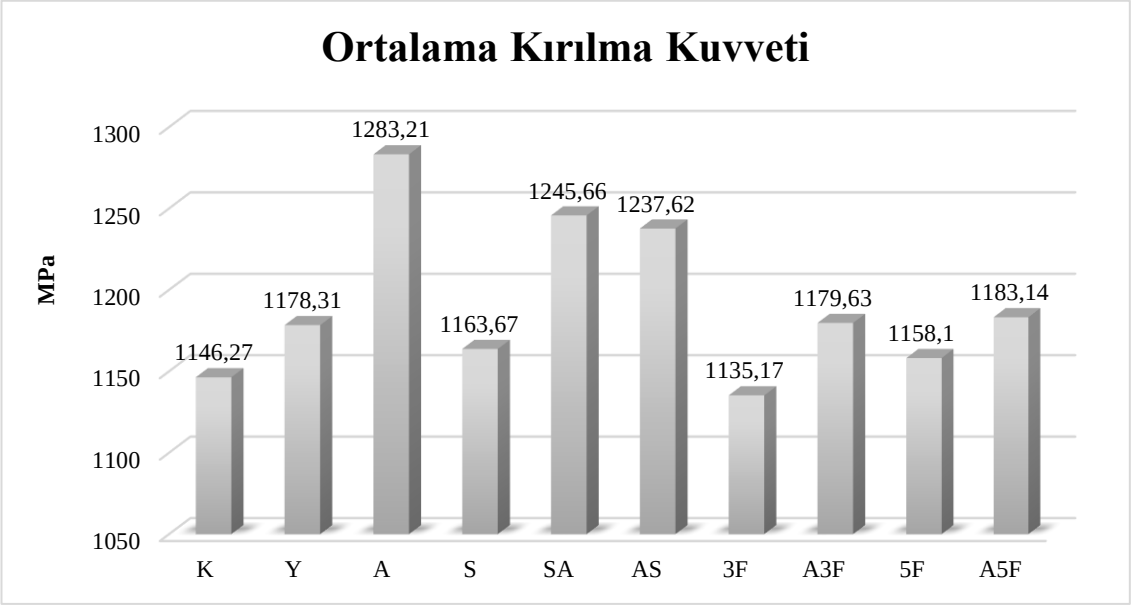
anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,003, p=0,0001), yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,706).

6.3.Bükme Testleri

Bükme testleri sonucunda elde edilen ortalama bükme dayanımı değerleri, standart sapmalar, maksimum ve minimum bükme dayanımı değerleri tablo 6.13.' de ve Şekil 6.6.' da gösterilmiştir.

Tablo 6.13. Grupların bükme dayanımı değerlerinin (MPa); ortalama (Ort), standart sapma (Ss), minimum (Min), maksimum (Maks) verileri.

Gruplar	Ort±Ss (MPa)	Min (MPa)	Maks (MPa)
K	1146,27±130,23	917,66	1370,32
Y	1178,31±98,97	954,49	1292,94
A	1283,21±69,81	1201,67	1384,13
S	1163,67±103,98	976,33	1281,52
SA	1245,66±88,7	1092,56	1378,21
AS	1237,62±98,2	1069,35	1390,81
3F	1135,17±94,18	932,49	1286,53
A3F	1179,63±154,09	939,25	1358,46
5F	1158,1±104,32	998,07	1296,95
A5F	1183,14±124,7	964,79	1351,04



Şekil 6.6. Örneklerin ortalama bükme dayanımı değerleri (MPa)

İstatistiksel analiz sonucunda gruplar arasında bükme dayanımı değerleri açısından anlamlı farklılık görülmüştür (Oneway Anova) (Tablo 6.14).

Tablo 6.14. Gruplar arası ve gruplar içi Oneway Anova testi anlamlılık değerleri

ONEWAY ANOVA					
Dayanım	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Gruplar arası	209801,354	9	23311,262	1,959	**0,043**
Gruplar içi	1071154,288	90	11901,714		
Total	1280955,642	99			

($p<0,05$)

İstatistiksel farkın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için LSD çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır (Tablo 6.15.). Bu teste göre, aşındırma-yaşlandırma grubunun ortalama bükme dayanım değeri sulu aşındırma-yaşlandırma ve aşındırma-silika-yaşlandırma grubu hariç diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Sulu aşındırma-yaşlandırma grubunun ortalama bükme dayanımı değerleri kontrol grubuna ve 3 kez fırınlama grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Aşındırma-silika grubunun ortalama bükme dayanımı değeri 3 kez fırınlama grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,038$).

Tablo 6.15 Kırılma değerlerinin LSD çoklu karşılaştırma testi anlamlılık değerleri (p<0,05).

LSD Çoklu Karşılaştırma Testi					95% Confidence Interval	
(I) Grup	(J) Grup	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound
1,00	2,00	-32,100000	48,788758	,512	-129,02738	64,82738
	3,00	-137,000000*	48,788758	**,006**	-233,92738	-40,07262
	4,00	-17,400000	48,788758	,722	-114,32738	79,52738
	5,00	-91,300000	48,788758	,065	-188,22738	5,62738
	6,00	11,200000	48,788758	,819	-85,72738	108,12738
	7,00	-33,300000	48,788758	,497	-130,22738	63,62738
	8,00	-11,800000	48,788758	,809	-108,72738	85,12738
	9,00	-36,800000	48,788758	,453	-133,72738	60,12738
	10,00	-99,359210*	48,788758	**,045**	-196,28659	-2,43183
2,00	1,00	32,100000	48,788758	,512	-64,82738	129,02738
	3,00	-104,900000*	48,788758	**,034**	-201,82738	-7,97262
	4,00	14,700000	48,788758	,764	-82,22738	111,62738
	5,00	-59,200000	48,788758	,228	-156,12738	37,72738
	6,00	43,300000	48,788758	,377	-53,62738	140,22738
	7,00	-1,200000	48,788758	,980	-98,12738	95,72738
	8,00	20,300000	48,788758	,678	-76,62738	117,22738
	9,00	-4,700000	48,788758	,923	-101,62738	92,22738
	10,00	-67,259210	48,788758	,171	-164,18659	29,66817
3,00	1,00	137,000000*	48,788758	**,006**	40,07262	233,92738
	2,00	104,900000*	48,788758	**,034**	7,97262	201,82738
	4,00	119,600000*	48,788758	**,016**	22,67262	216,52738
	5,00	45,700000	48,788758	,351	-51,22738	142,62738

	6,00	148,200000*	48,788758	**,003**	51,27262	245,12738
	7,00	103,700000*	48,788758	**,036**	6,77262	200,62738
	8,00	125,200000*	48,788758	**,012**	28,27262	222,12738
	9,00	100,200000*	48,788758	**,043**	3,27262	197,12738
	10,00	37,640790	48,788758	,442	-59,28659	134,56817
4,00	1,00	17,400000	48,788758	,722	-79,52738	114,32738
	2,00	-14,700000	48,788758	,764	-111,62738	82,22738
	3,00	-119,600000*	48,788758	**,016**	-216,52738	-22,67262
	5,00	-73,900000	48,788758	,133	-170,82738	23,02738
	6,00	28,600000	48,788758	,559	-68,32738	125,52738
	7,00	-15,900000	48,788758	,745	-112,82738	81,02738
	8,00	5,600000	48,788758	,909	-91,32738	102,52738
	9,00	-19,400000	48,788758	,692	-116,32738	77,52738
	10,00	-81,959210	48,788758	,096	-178,88659	14,96817
5,00	1,00	91,300000	48,788758	,065	-5,62738	188,22738
	2,00	59,200000	48,788758	,228	-37,72738	156,12738
	3,00	-45,700000	48,788758	,351	-142,62738	51,22738
	4,00	73,900000	48,788758	,133	-23,02738	170,82738
	6,00	102,500000*	48,788758	**,038**	5,57262	199,42738
	7,00	58,000000	48,788758	,238	-38,92738	154,92738
	8,00	79,500000	48,788758	,107	-17,42738	176,42738
	9,00	54,500000	48,788758	,267	-42,42738	151,42738
	10,00	-8,059210	48,788758	,869	-104,98659	88,86817
6,00	1,00	-11,200000	48,788758	,819	-108,12738	85,72738
	2,00	-43,300000	48,788758	,377	-140,22738	53,62738
	3,00	-148,200000*	48,788758	**,003**	-245,12738	-51,27262
	4,00	-28,600000	48,788758	,559	-125,52738	68,32738

	5,00	-102,500000*	48,788758	**,038**	-199,42738	-5,57262
	7,00	-44,500000	48,788758	,364	-141,42738	52,42738
	8,00	-23,000000	48,788758	,638	-119,92738	73,92738
	9,00	-48,000000	48,788758	,328	-144,92738	48,92738
	10,00	-110,559210*	48,788758	**,026**	-207,48659	-13,63183
7,00	1,00	33,300000	48,788758	,497	-63,62738	130,22738
	2,00	1,200000	48,788758	,980	-95,72738	98,12738
	3,00	-103,700000*	48,788758	**,036**	-200,62738	-6,77262
	4,00	15,900000	48,788758	,745	-81,02738	112,82738
	5,00	-58,000000	48,788758	,238	-154,92738	38,92738
	6,00	44,500000	48,788758	,364	-52,42738	141,42738
	8,00	21,500000	48,788758	,661	-75,42738	118,42738
	9,00	-3,500000	48,788758	,943	-100,42738	93,42738
	10,00	-66,059210	48,788758	,179	-162,98659	30,86817
8,00	1,00	11,800000	48,788758	,809	-85,12738	108,72738
	2,00	-20,300000	48,788758	,678	-117,22738	76,62738
	3,00	-125,200000*	48,788758	**,012**	-222,12738	-28,27262
	4,00	-5,600000	48,788758	,909	-102,52738	91,32738
	5,00	-79,500000	48,788758	,107	-176,42738	17,42738
	6,00	23,000000	48,788758	,638	-73,92738	119,92738
	7,00	-21,500000	48,788758	,661	-118,42738	75,42738
	9,00	-25,000000	48,788758	,610	-121,92738	71,92738
	10,00	-87,559210	48,788758	,076	-184,48659	9,36817
9,00	1,00	36,800000	48,788758	,453	-60,12738	133,72738
	2,00	4,700000	48,788758	,923	-92,22738	101,62738
	3,00	-100,200000*	48,788758	**,043**	-197,12738	-3,27262
	4,00	19,400000	48,788758	,692	-77,52738	116,32738

	5,00	-54,500000	48,788758	,267	-151,42738	42,42738
	6,00	48,000000	48,788758	,328	-48,92738	144,92738
	7,00	3,500000	48,788758	,943	-93,42738	100,42738
	8,00	25,000000	48,788758	,610	-71,92738	121,92738
	10,00	-62,559210	48,788758	,203	-159,48659	34,36817
10,00	1,00	99,359210*	48,788758	**,045**	2,43183	196,28659
	2,00	67,259210	48,788758	,171	-29,66817	164,18659
	3,00	-37,640790	48,788758	,442	-134,56817	59,28659
	4,00	81,959210	48,788758	,096	-14,96817	178,88659
	5,00	8,059210	48,788758	,869	-88,86817	104,98659
	6,00	110,559210*	48,788758	**,026**	13,63183	207,48659
	7,00	66,059210	48,788758	,179	-30,86817	162,98659
	8,00	87,559210	48,788758	,076	-9,36817	184,48659
	9,00	62,559210	48,788758	,203	-34,36817	159,48659

*Testin anlamlılık düzeyi 0.05'tir

Aşındırmada kullanılan suyun bükme dayanımına etkisi değerlendirildiğinde aşındırma-yaşlandırma ve sulu aşındırma-yaşlandırma grupları arasında yapılan Mann Whitney- U testine göre bu grupların ortalama bükme dayanımları arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir (Tablo 6.16).

Tablo 6.16. Grupların aşındırmadaki suyun varlığı açısından Mann Whitney U testine göre bükme dayanımı değerlerinin (MPa); ortalama (Ort), standart sapma (Ss), minimum (Min), maksimum (Max) verileri.

	Ort±Ss (MPa)	**Min. (MPa)**	**Maks. (MPa)**
A	1283,21±69,81	1201,67	1384,13
SA	1245,66±88,7	1092,56	1378,21
p	0,307		

Mann Whitney- U Testi

7.TARTIŞMA

Tam seramik restorasyonların estetik, biyouyumluluk, kimyasal stabilite gibi avantajlarına karşın kırılgan bir yapıya sahip olması nedeniyle son yıllarda zirkonya alt yapılı seramiklerin kullanımı gündeme gelmiştir. Diş hekimliğinde kuron ve köprü protezlerinde alt yapı materyali olarak kullanılmak üzere geliştirilmiş olan zirkonya, yitriyum tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) yapıdadır. Diğer altyapı seramiklerine göre yüksek mekanik performans, dayanıklılık ve dirence sahiptir. Tam seramik restorasyonların kullanımı sadece ön bölgelerle sınırlı iken zirkonya alt yapılı seramiklerin üstün özellikleri arka bölgelerde de tam seramik restorasyon kullanımına imkan vermiştir.

Y-TZP üstün mekanik özellikleri sayesinde protetik alt yapıların, monolitik kuronların ve implant dayanaklarının yapımında oldukça yaygın olarak tercih edilen bir materyal olmuştur. Tetragonal fazda stabilize edilmiş zirkonya, yapısal dayanım ve direncini artırarak eksternal streslere karşı koyabilmektedir. Fakat, nemli bir ortama maruz kaldığında zirkonya materyalinde artmış yüzey pürüzlülüğü, tanecik büyümesi ve mikroçatlakların ilerlemesiyle karakterize mekanik özelliklerini zayıflatan bir bozunma süreci başlamaktadır. 'LTD (düşük ısılarda bozunma)' olarak da bilinen bu fenomen özellikle biyomedikal alanda zirkonyanın uzun ömürlülüğüne olumsuz etki eden bir durumdur. LTD farklı sonuçlar ortaya koyan in vitro ve in vivo pek çok çalışmada ele alınmıştır; fakat mevcut klinik çalışmalar zirkonyanın dental uygulamalardaki başarısızlık insidansını yansıtmamatadır. LTD'nin doğru uygulanan laboratuvar testleriyle ele alınması bu açıdan daha iyi bir analiz yöntemi olmuştur.

Yapılan pek çok klinik çalışmada, zirkonya alt yapıların yeterli dayanıklılığı göstererek protezlerde optimum fonksiyon ve başarı oranını sağladığı bildirilmiştir (Molin ve Karlsson, 2008; Raigrodski ve ark., 2006; Sailer ve ark., 2006; Tinschert ve ark., 2008). Zirkonya alt yapılı restorasyonların başarı oranı 1-5 yıllık takip periyotlarında %74 -97 arasında değişmektedir (Crisp ve ark., 2008; Sailer ve ark., 2007; Sailer ve ark., 2006; Schmitt ve ark., 2009; Wolfart ve ark., 2009). Metal alt

yapılı restorasyonlarla kıyaslandığında zirkonya alt yapılı sabit restorasyonların benzer başarı oranı gösterdiği görülmüştür (Sailer ve ark., 2009).

Zirkonyanın ağız ortamında oral sıvılarla birlikte mekanik strese maruz kalması dental zirkonyada mekanik özellikleri olumsuz etkileyen LTD sorununu gündeme getirmiştir (Vatali ve ark., 2014). Alt yapı materyali olarak kullanıldığında restorasyonun marjinal bölgelerinde zirkonyanın oral sıvılarla sürekli teması söz konusudur. Ayrıca, günümüzde monolitik zirkonya kullanımı göz önüne alındığında zirkonyanın daha geniş yüzey boyunca ağız ortamıyla temasından ve artmış LTD riskinden bahsedilebilir. Bu nedenle, zirkonya seramiklerde faz transformasyonunu kontrol altına almak mekanik özelikleri iyileştirmek ve LTD riskini azaltmak açısından önem taşımaktadır.

Bu çalışmada LTD'nin engellenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, zirkonya örneklerinde PVD silika kaplama yönteminin LTD'ye etkisi ile birden fazla fırınlama işleminin tersine faz transformasyonu üzerine etkileri araştırılmıştır.

Zirkonya ile ilgili LTD'yi önlemeye yönelik çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Kohorst ve arkadaşları yitrrium oksiti seryum oksitle değiştirmenin LTD'yi baskıladığını fakat zirkonyanın biaksiyal bükme dayanımını azalttığını bildirmişlerdir (Kohorst ve ark., 2012). Hallman ve arkadaşları, zirkonyanın yapısına katılan maddelerin ve sinterizasyon sıcaklığının LTD üzerindeki etkisine bakmışlar, tanecik çapı küçüldükçe bozulma hızının da azaldığını bulmuşlar, yapıca %0,25 oranında aliminyum oksit ilavesinin sinterizasyon esnasında tanecik çapını artırdığını bildirmişlerdir (Hallman ve ark., 2012).

Nogiwa-Valdez ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında; yapıya alüminyum oksit, lantan oksit gibi metallerin ilavesiyle LTD'nin yavaşlatılabildiğini bulmuşlardır. Hallman ve arkadaşlarının aksine, aliminyum oksitin sinterizasyon esnasında tanecik çapını etkilemediğini, yapıya katılmasıyla birlikte, monoklinik yapıyı oluşturan nükleasyon bölgelerinin sayısını azaltarak, materyalin tamamına yayılacak transformasyonun ilerleme hızını ve tanecik sınırlarındaki mikroçatlak oluşumunu azalttığını bildirilmişlerdir (Nogiwa-Valdez ve ark., 2013).

Gremillard ve arkadaşları, yapıya silika ilavesinin taneciklerdeki LTD'yi başlatan gerilimi azalttığını bildirmişlerdir (Gremillard ve ark., 2000). Aynı zamanda silika ilavesinin transformasyonun materyalin bütününe ilerlemesini engellediği bildirilmiştir (Samodurava ve ark.,2014).

Bazı araştırmacılar LTD'yi önlemeye yönelik zirkonya yüzeyine koruyucu film kaplanmasını incelemişlerdir (Hübsch ve ark., 2015). Hübsch ve arkadaşları PVD kaplama tekniği ile titanyum ve titanyun-aliminyum film kapladıkları zirkonya disklerde otoklav yaşlandırması sonrası faz dönüşümünü incelemişler ve yapılan her iki kaplamanın da zirkonyanın yaşlandırma süresince mekanik özelliklerini zayıflatmadan monoklinik faz oluşumunu yavaşlattığını bildirmişlerdir. Bazı araştırmacılar da PVD tekniği ile silika kaplamışlar ve bu yöntemle yüksek kalitede, ince bir silika filminin zirkonya yüzeyinde ara tabaka olarak elde edilebileceğini bildirmişlerdir (Queiroz ve ark., 2011; Queiroz ve ark., 2012). Fakat silika kaplayan bu çalışmalar, zirkonya-rezin siman ya da zirkonya-veneer bağlantı direnci üzerinedir.

B*u çalışmada, PVD yöntemiyle elde edilen silikanın zirkonya üzerinde homojen bir film tabakası oluşturarak yaşlandırma süresince zirkonya materyalinin dış yüzeyinden içine suyun penertasyonunu engelleyeceği ve LTD'yi yavaşlatacağı hipotezinden yola çıkarak zirkonya örnekler üzerine PVD silika kaplama yöntemi uygulanmıştır.*

Zirkonya seramiklerde LTD termal olarak aktive olur ve suyun varlığında bozunma hızlanır. Bu nedenle yüksek sıcaklıklardaki buhar otoklav yaşlandırmasının hızlandırılmış LTD testlerinde iyi bir metod olduğu bildirilmiştir (Chevalier ve ark., 1999). Chevalier ve arkadaşlarına göre 134°C'de 0,2 MPa basınçta 1 saatlik yaşlandırmanın ağız ortamında 3-4 yıla denk geldiği bildirilmiştir. Aynı zamanda ISO, 134°C'de 0,2 MPa basınç ortamında 5 saatlik atoklav işlemini zirkonyanın hızlandırılmış yaşlandırma protokolü olarak belirlemiştir. Bazı araştırmacılar ise, yaşam ömrü tahminlerinin hızlandırılmış testlerdeki Y-TZP seramiklerinin düşük ısılarda bozulmasına dayandırılmasının ve in vivo tahminlerin hesaplanmış aktivasyon enerjilerine göre yapılmasının oldukça riskli olduğunu ve gerçek klinik koşullarda stres faktörünün de etkili olduğunu savunmuşlardır (Lughi ve Sergo,

2010). Fakat hızlandırılmış testler, zirkonyanın mikroyapısı ve prognozunu etkileyen pek çok özelliği hakkında bilgi vermektedir.

Zirkonyanın düşük ısılarda bozulması ile ilgili çalışmalarda oluşturulan yaşlandırma ortamları, nemli ortamda 3 seneden fazla bulundurmak gibi hafif koşullardan otoklav gibi daha agresif yaşlandırma koşullarına kadar değişkenlik göstermektedir. Mevcut çalışmalarda hızlandırılmış test protokolü olarak yaşlandırma testlerinde genellikle buhar otoklavı kullanılmıştır (Tanaka ve ark., 2003; Kim ve ark., 2010; Siarampi ve ark., 2014; Inokoshi ve ark., 2014; Flinn ve ark., 2014, Hübsch ve ar; 2015). Bazı çalışmalarda ise buhar otoklavı ile birlikte mekanik döngü, asetik asitte bekletme (Eğilmez ve ark., 2014); bazılarında da termal döngü, termo-mekanik döngü, mekanik döngü (Cotes ve ark., 2014) ve belli bir süre suda bekletme (Papanagiotou ve ark., 2006; Cotes ve ark., 2014) gibi yaşlandırma yöntemleri de kullanılmıştır.

Zirkonyanın yaşlandırma çalışmalarında genellikle buhar otoklavında seçilen sıcaklık 134°C olup yaşlandırma süresi 1-960 saat arasında değişmektedir (Chevalier ve ark., 1999; Denry ve ark., 2010; Kohorst ve ark 2012; Flinn ve ark., 2014). Gaillard ve arkadaşları, 131°C'de su buharında 1-60 saat arasında hidrotermal yaşlandırmanın t-m faz transformasyonunu ve yüzeyin altında mikroçatlakların oluşumunu başlattığını bildirmişler ve bunu bozulmaya uğramış yüzeydeki Young's modulusunun ve sertliğinin azalmasına bağlamışlardır (Gaillard ve ark., 2008).

Bu çalışmada, yapılan çalışmalara benzer şekilde yaşlandırma testi olarak 134°C ve 0,2 bar basınçta buhar otokavı kullanılmıştır. Yaşlandırma işlemi 12 saat süresince uygulanmıştır. Bu süre, Chevalier modeline göre transformasyon kinetiği hesabıyla in-vivo ortamdaki 36-48 seneye denktir. Bu da dental restorasyonların hedeflenen yaşam sürelerinin üzerinde bir zaman dilimine takabül etmektedir.

Zirkonya alt yapıların üretimi esnasında uygulanan bazı işlemler, materyalde çeşitli yüzey hasarı ve çatlaklara neden olmaktadır. CAD/CAM sisteminin frezeleme işlemleri, bitmiş restorasyonun dişe uyumlanması sırasında yapılan aşındırmalar ve veneer porselenin uygulanması aşamasındaki ısı işlemleri zirkonya seramiklerin

mekanik ve yapısal özelliklerini etkileyen işlemlerdir (Aboushelib ve ark., 2009; Lee ve ark., 2012).

Prepare edilmiş diş yüzeyi ile optimum uyumun sağlanması için zirkonya alt yapılarda sinterizasyon sonrasında aşındırma işlemi uygulanabilmektedir. Y-TZP seramiklerde dışarıdan uygulanan strese bağlı olarak yarı stabil tetragonal zirkonya transformasyon gösterebilmekte, materyalin mekanik özelliklerini ve dayanıklılığı etkilenebilmektedir. Zirkonya seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin materyalin yapısına etkilerini inceleyen çok sayıda çalışma yapılmıştır (Kosmac ve ark., 1999; Kosmac ve ark., 2000; Yin ve ark 2003; Guazzato ve ark., 2005; Denry ve Holloway 2006; Papanagiotou ve ark., 2006). Bu araştırmaların arasında kumlama, aşındırma, cilalama, fırınlama gibi işlemlerden birkaçını veya hepsini uygulayan çalışmalar mevcuttur. Kumlama yapılan çalışmalarda genellikle farklı büyüklüklerde Al_20_3 tanecikleri çeşitli basınçlarda uygulanmıştır. Aşındırma ve cilalama işlemleri ise farklı gren boyutlarında frezler kullanılarak su soğutmalı (Denry ve Holloway, 2006;) su soğutmasız veya her ikisi uygulanarak gerçekleştirilmiştir (Kosmac ve ark., 2008).

Bu çalışmada, yüzey işlemi olarak klinikte gerek altyapı ajuste safhasında gerekse kontur uyumlamaları safhalarında mecbur kalınabilecek bir uygulama olan aşındırma işlemi uygulanarak materyalin yapısına etkisi incelenmiştir.

Yüzey pürüzlülüğünün LTD'nin etkilerini artırdığı, makanik özelliklerin bozulmasına, katostrofik başarısızlık riskinin artmasına neden olduğu; daha pürüzsüz bir yüzeyin ise LTD'yi baskıladığı ve mekanik özelliklerin zayıflaması riskini azalttığı bildirilmiştir (Pereira ve ark., 2015).

Bu çalışmada, daha yüksek yüzey pürüzlülüğü sağlamak ve LTD'ye olan yatkınlığı artırmak amacıyla aşındırma işleminde kalın grenli frez seçilmiştir. Örneklerin aşındırılması amacıyla 150 μm gren boyutundaki elmas frezler kullanılmış, aşındırma işlemi su soğutmalı ve su soğutmasız olmak üzere iki farklı şekilde gerçekleştirilmiştir. İnce grenlerin kesme etkinliğinin düşük olması ve zirkonya materyalinde daha fazla yüzey deformasyonu gerçekleştirilmek istendiğinden kalın grenli elmas frez seçilmiştir. Aşındırma işlemini standart hale

getirmek ve materyalin her yüzeyine eşit temas sağlayabilmek için paralelometre ile hazırlanmış düzenek kullanılmıştır.

Zirkonya restorasyonlar veneer porselenin fırınlanması esnasında yüksek sıcaklıklarda ısıya maruz kalmaktadır. Bu işlem restorasyonda optimum estetik görüntüyü elde etmek amacıyla birden fazla sefer tekrarlanabilmektedir (Subaşı ve ark., 2014). Isı işlemlerindeki farklılıkların, ısının artış hızı, son sıcaklık derecesi gibi faktörlerin t-m faz transformasyonu ve mekanik dayanım açısından farklı sonuçlar doğurabileceği bildirilmiştir (Vatali ve ark., 2014). Song ve arkadaşları, 500-1000°C'de 15 dakika uygulanan ısı ile zirkonya yüzeyindeki tüm monoklinik fazın tetragonal faza dönüştürğünü bildirirken, Sato ve arkadaşları 500-1200°C'de 5 dakikalık ısı işleminin sonucunda yüzeyde bir miktar monoklinik fazın kaldığını rapor etmişlerdir (Song ve ark., 2013; Sato ve ark., 2008).

Bazı çalışmalar, 900-1000°C sıcaklık aralığındaki ısı işlemlerinin aşındırma işlemi sonrası uygulandığında tersine faz dönüşümüne (m-t) neden olarak aşındırma işlemi ile meydana gelen kompresif kuvvetleri elimine ettiği ve materyalin dayanımını azalttığını bildirmişlerdir. (Matsumoto ve ark., 1985; Guazzato ve ark 2005). Denry ve arkadaşları, zirkonyada tersine faz transformasyonunun 350°C gibi düşük bir sıcaklıkta başlayıp 550°C'de sona erdiğini, aynı zamanda 500°C'nin altında az miktarda monoklinik fazın bulunduğunu ve 350°C'nin altındaki sıcaklıklarda monoklinik içeriğin değişmediğini rapor etmişlerdir (Denry ve ark., 2010). Yapılan çalışmalara göre veneer porselenin fırınlanma işleminin zirkonya altyapıda tersine faz dönüşümünü başlattığı sonucuna varılabilir.

Bu çalışmada, LAVA Frame zirkonyanın veneer fırınlama talimatlarına uygun olarak birden fazla fırınlama işlemi zirkonya örneklere uygulanmıştır. Üçüncü ve 5. fırınlama siklusları çalışmaya dahil edilmiştir.

Materyalin kristal yapılarını oluşturan fazların analizi X-ray difraksiyon (XRD) yöntemi ile yapılmaktadır.

Bu çalışmada deney gruplarına uygulanan yüzey ve yaşlandırma işlemleri sonucu zirkonyanın mikroyapısında meydana gelen değişimler XRD analizi ile tespit edilmiştir.

Dayanıklılık, restorasyoların klinik başarısını test etmekte kullanılan önemli bir parametredir ve materyalin kırılması için gerekli maksimum stress olarak tanımlanmaktadır. Yapılan çalışmalarda zirkonya seramiklerin bükme dayanımları 3 nokta bükme testi (Guazzato ve ark., 2005; Papanagiotou ve ark., 2006); 4 nokta bükme testi (Flinn ve ark., 2014) veya biaksiyal bükme testi (Yılmaz ve ark., 2007; Souza ve ark., 2013; Hübsch ve ark 2015) kullanılarak ölçülmüştür. Kelly'e göre üç nokta bükme testi ile uyumlu örneklerin fabrikasyonu esnasında materyalde defektler meydana gelebilmektedir (Kelly, 1995). Yılmaz ve arkadaşlarına göre, bu örneklerin üretimi sırasında seramik yüzeyinde oluşan yarıkların tümüyle eliminasyonu imkansızdır (Yılmaz ve ark., 2007). Bu nedenle dayanım değerleri çeşitli varyasyonlar gösterebilmektedir. Diğer taraftan biaksiyal bükme testinde örneklerin kenar bölgeleri kuvvete direk maruz kalmadığından "edge chipping" tarzında defektlerin meydana gelmediği bildirilmiştir (Ozcan ve ark., 2013).

Bu çalışmada kullanılan tüm disk örneklerin fabrikasyonu uluslarası standartlara (ISO 6872) göre yapılmıştır. Tüm örneklerin standart olarak aynı boyutlarda hazırlanmasıyla, zirkonya disk örneklerinin dayanıklılık sonuçlarını etkileyebilecek boyutsal hatalar elimine edilmiştir. Örneklerin bükme dayanımını test etmek için biaksiyal bükme testlerinden olan üç-top-üzerinde piston düzeneği kullanılmıştır.

Faz transformasyonu

Zirkonyanın mikroyapısı ile ilgili yapılmış çalışmalarda uygulanan yüzey işlemleri, ısı uygulamaları ve yaşlandırma protokolleri sonucu zirkonya materyalinde çeşitli derecelerde faz transformasyonu meydana gelmiştir.

Bu çalışmada kullanılan zirkonya örnekler presinterize Y-TZP bloklardan elde edilmiştir. CAD/CAM frezelemesi esnasında yüzeyde kompresif stresler ve mikroçatlaklar oluşmaktadır, fakat frezeleme sonrası yapılan final sinterizasyon ısısı

sonucu tersine faz transformasyonu (m→t) gerçekleşmektedir. Dolayısıyla frezlemeden kaynaklanan yüzey hasarları sinterizasyon işleminde elimine edilmektedir. Bu nedenle, XRD analizinde kontrol grubu örneklerde herhangi bir monoklinik faza rastlanılmamıştır.

Bazı araştırmacılar 134°C ve 2 bar basınçta 20 saatlik otoklav yaşlandırmasının, %55-80 monoklinik faz oluşturacak düzeyde t-m transformasyonunu sağladığını bildirmiştir (Chevalier ve ark., 2007; Kim ve ark., 2010; Inokoshi ve ark., 2015).

Bu çalışmada 134°C ve 2 bar basınçta 12 saatlik yaşlandırma işlemi sonrası herhangi bir işlem görmemiş zirkonya örneklerde %33 monoklinik faz tespit edilmiştir. Silika kaplama uygulaması ise aşındırma yapılmamış örneklerin yaşlandırma işlemi esnasında faz transformasyonunu azaltamamış, aksine yaşlandırma grubu örneklerine göre silika kaplama-yaşlandırma grubu örneklerinin daha yüksek monoklinik faz içerdiği görülmüştür (Y:%32,97; S: %33,15). Fakat; silika kaplama uygulaması aşındırılmış örneklerde yaşlanma işlemi esnasında faz transformasyonunu azaltmış ve aşındırılmış-silika kaplanmış örneklerde sadece aşındırılmış örneklere göre yaşlandırma sonrası daha düşük monoklinik faz tespit edilmiştir (A: %23; AS: % 20). Bu durumda silika kaplama uygulamasının t-m faz transformasyonunu aşındırılmış örneklerde engellediği söylenebilir.

Yüzey işlemlerinin zirkonyada faz değişimine etkisi

Zirkonya esaslı seramiklerde yüzey işlemlerinin faz değişimine etkisini inceleyen çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Zirkonyada faz analizi yapılan çalışmalarda yüzey işlemi olarak aşındırma işlemi uygulayan çok sayıda araştırma mevcuttur (Kosmac ve ark., 1999; Kosmac ve ark., 2000; Kosmac ve ark., 2008; Guazzato ve ark., 2005; Denry ve Holloway, 2006; Kim ve ark., 2009; Pereira ve ark., 2015; Pereira ve ark., 2016). Bu çalışmalarda uygulanan aşındırma işlemi su soğutması altında yapıldığı gibi (Kosmac ve ark., 2000; Kosmac ve ark., 2008; Denry ve Holloway., 2006), su soğutmasız aşındırma yapan çalışmalar da mevcuttur (Kosmac ve ark., 2008; Karakoca ve Yılmaz., 2009; Subaşı ve ark., 2014). Bazı çalışmalarda aşındırma işlemi ile beraber kumlama işlemi de uygulanmıştır (Kosmac ve ark., 1999; Guazzato ve ark., 2005; Kim ve ark., 2009)

Su soğutması ve gren çapına göre aşındırmanın etkisi

Aşındırmanın zirkonya seramikteki faz değişimine etkisinin incelendiği bir çalışmada, aşındırma işlemi 150 μm grenli elmas frez ile su soğutmalı ve su soğutmasız olarak gerçekleştirilmiştir. Su soğutmasız aşındırma sonrası daha yüksek monoklinik faz tespit edilmiştir (Kosmac ve ark., 1999).

Yapılan diğer bir çalışmada da iki farklı zirkonya materyaline 50 μm grenli frezle su soğutmasız, 150 μm grenli frezle su soğutmasız ve 150 μm grenli frezle su soğutmalı olmak üzere 3 farklı aşındırma işlemi uygulanmıştır. Yapılan çalışmanın sonucunda en yüksek monoklinik faz 150 μm grenli frezle su soğutmasız aşındırmada elde edilmiştir (Kosmac ve ark.,2000).

Kim ve arkadaşlarının presinterize bloklardan elde edilmiş zirkonya numunelerine kumlama ve farklı gren boyutlarında aşındırma uyguladıkları çalışmalarında, en çok monoklinik faz sırasıyla kumlanmış, 200 μm'lik frezle aşındırılmış, 162 μm'lik frezle aşındırılmış ve 30 μm'lik frezle aşındırılmış örneklerde görülmüştür. 200 μm'lik frez ve 162 μm'lik frezle aşındırmanın monoklinik faz yönünden istatistiksel olarak fark yaratmadığı bildirilmiştir (Kim ve ark., 2009).

Bu çalışmada 150 μm grenli frezlerle aşındırma su soğutmalı ve su soğutmasız olarak yapılmış; su soğutmasının örneklerde meydana gelen faz transformasyonunu etkilemediği görülmüştür; her iki grupta da yaşlandırma işlemi sonrası benzer oranda monoklinik faz içeriği (%) tespit edilmiştir (A: %23,15; SA: %22,4).

Yüzey işlemi sonrası ısı uygulamalarının zirkonyada faz değişimine etkisi

Zirkonya esaslı seramiklerde ısı uygulamalarının faz değişimine etkisini inceleyen çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Yapılan çalışmalarda ısı uygulamasıyla monoklinik taneciklerden tekrardan tetragonal yapıya dönüşümün gerçekleştiği bildirilmiştir (Papanagiotou ve ark; Kao ve ark., 2000; Guazzato ve ark., 2005).

Yapılan bir çalışmada, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina esaslı seramik materyaline yüzey işlemleri sonrası uygulanan ısı işleminin monoklinik taneciklerin

sayısını azalttığı bildirilmiştir. Bu durumu faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın ısı uygulaması sonucunda tersine faz transformasyonu göstererek tekrar tetragonal tanecikleri oluşturması şeklinde açıklamışlardır (Guazzato ve ark., 2005).

Yapılan başka bir çalışmada, zirkonya örneklere 30-40 μm gren boyutundaki elmas disklerle su soğutması altında uygulanan aşındırma sonrası yapılan 1000°C'de 1 saat ısı uygulamasının aşındırılmış örneklerin ihtiva ettiği monoklinik fazı ortadan kaldırdığı belirtilmiştir (Denry ve Holloway, 2006).

Başka bir çalışmada öncekilere paralel olarak, kumlama işleminden sonra 920°C'de 1 saatlik ısı uygulanması sonucu monoklinik fazdan tekrardan tetragonal faza dönüşüm gerçekleştiği bildirilmiştir (Kosmac ve ark., 2008).

Zirkonyaya uygulanan yüzey ve ısı işlemlerinin LTD'ye etkileri

Zirkonya alt yapılarda aşındırma işlemi, genellikle daha iyi bir uyum sağlamak için uygulanan bir yüzey işlemidir. Aşındırma işlemi sonucu t-m transformasyonuyla gerçekleşen hacimsel artış ve bununla birlikte kompresif stresler açığa çıktığı gibi materyalin LTD'ye yatkınlığını artıran mikroçatlaklar da meydana gelmektedir (Swain 1989; Kim ve ark., 2009; Amaral ve ark 2013). Deville ve arkadaşları, yüzeydeki kompresif streslerin LTD'yi baskıladığını, Chevalier ise mikroçatlakların suyun geçişini sağlayarak LTD riskini artırdığını bildirmişlerdir (Deville ve ark., 2005; Chevalier,1999).

Sinterizasyon sonrası dental zirkonya üzerine yapılan aşındırma ve kumlama işlemleri materyal yüzeyinde kompresif streslerin yanı sıra mekanik deformasyon da meydana getirmektedir. Kumlama işlemi sonrası t-m transformasyonu sonucu oluşan hacim artışı ile materyalin tanecik sınırlarında mikroçatlaklar ve materyal yüzeyinde plastik deformasyon oluşurken (Zhang ve ark., 2006); aşındırma işlemi sonrasında kullanılan frezin gren çapı, uygulama hızı ve kuvvetine bağlı olarak materyal üzerinde derin ya da yüzeysel yarıklar oluşmaktadır (Quinn ve ark., 2005). Yarık kenarları boyunca gerilim stresleri meydana gelirken yarığın derin noktasının altında kompresif stresler oluşur. Aşındırma ve kumlama işlemlerinden sonra meydana gelen

plastik deformasyon t-m transformasyonun gerçekleşmesiyle birlikte kompresif stresleri ortaya çıkarır.

Zirkonyanda LTD ile ilgili olarak materyale uygulanan yüzey işlemleri, mikroyapı, yapıya katılan maddeler ve pürüzlü yüzeyler pek çok çalışmada ele alınmıştır (Papanagiotou ve ark., 2006; Chevalier ve ark., 2011; Mochales ve ark., 2011; Lee ve ark., 2012; Hallman ve ark; 2012). Yapılan çalışmalarda kumlama, aşındırma ve cilalama gibi yüzey işlemlerinin yaşlandırma öncesi yüzeydeki monoklinik faz miktarını etkilediği bildirilmiştir (Mochales ve ark., 2011). Fakat bu işlemlerin LTD hızı üzerindeki etkilerinin zirkonya materyalinin markasına bağlı olarak değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir (Lee ve ark., 2012; Papanagiotou ve ark., 2006). Lava markasının daha büyük tanecik çapına sahip olduğu için LTD'ye daha yatkın olduğu bildirilmiştir (Chevalier ve ark., 2007).

Zirkonyada yüzey işlemleri sonrası yaşlandırma işleminin uygulanmasıyla seramik yüzeyinde farklı miktarlarda monoklinik faz elde edildiği bildirilmiştir (Kobayashi ve ark., 1981; Lee ve ark., 2012). Aşındırma, kumlama ve ısı işleminin hidrotermal yaşlandırma sonrası LTD üzerine etkilerini inceleyen bir çalışmada aşındırma, kumlama ve kumlamayı takiben 920°C'de 1 saat ısı uygulaması sonrası örnekler 134°C'de 2 ve 24 saat olmak üzere otoklav yaşlandırmasına tabi tutulmuştur. En yüksek monoklinik fazın 24 saatlik yaşlandırma sonrası kontrol grubu örneklerinde görüldüğü, aşındırma ve kumlama yapılmış örneklerin kontrol grubu örneklerine göre yaşlandırma işlemine daha dirençli oldukları gözlenmiştir (Kosmac ve ark., 2008).

Kim ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada aşındırma, kumlama gibi yüzey işlemlerinin zirkonyanın hidrotermal yaşlanmasında belirgin bir etkisi olduğu bildirilmiştir. Presinterize bloklardan elde edilmiş zirkonya numunelerine kumlama ve farklı gren boyutlarında aşındırma uyguladıkları çalışmalarında, bu yüzey işlemlerinin hidrotermal yaşlandırma sonrası LTD'ye olan etkilerini incelemişler, yapılan 20 saatlik yaşlandırma sonrası, kumlama ve aşındırma yapılan örneklerin LTD'ye daha dirençli olduğu, yüzey işlemi uygulanmamış örneklere göre daha düşük monoklinik faz içerdikleri tespit edilmiştir (Kim ve ark., 2009).

Yapılan başka bir çalışmada, aşındırma ve yaşlandırmanın materyalin monoklinik fazında belirgin bir artışa yol açtığı görülmüş, fakat frezin gren boyutu ile monoklinik faz dönüşümü arasında bir ilişki bulunamamıştır. Aşındırılmış örneklerde LTD'ye olan yatkınlığın azaldığı bildirilmiş; aşındırılmış örneklerin aşındırılmamış örneklere göre yaşlandırma öncesi daha çok monoklinik faz içermesine rağmen yaşlandırma sonrası aşındırılmış gruplarda daha az monoklinik faza rastlandığı bildirilmiştir (Pereira ve ark, 2016).

Bu çalışmada, yukarıdaki çalışmalara paralelel olarak yaşlandırma öncesi kontrol grubunda herhangi bir monoklinik faza rastlanmamıştır. Mikroçatlakların varlığına karşın oluşan diğer stresler LTD'yi baskıladığından, 12 saatlik yaşlandırma sonrasında kontrol grubu örneklerindeki monoklinik faz oranı, sadece aşındırma yapılmış örneklerdeki monoklinik faz oranını geçmiştir. 12 saatlik yaşlandırma sonrasında kontrol grubunda monoklinik faz % 33 iken, aşındırma yapılan grupta yaşlandırma sonrası monoklinik faz oranı % 23 bulunmuştur.

Isı işlemini takiben yapılan yaşlandırma işleminin sadece ısı ya da sadece yaşlandırma işlemi uygulamalarına göre t-m transformasyonunu daha fazla artırdığı bildirilmiştir (Vatali ve ark., 2014).

Bu çalışmada 5 kez fırınlama sonrası yaşlandırma işlemine tabi tutulan 5F grubundaki örneklerde sadece yaşlandırma yapılan Y grubu örneklerine göre daha yüksek monoklinik faz tespit edilmiştir. Buna karşılık 3 fırınlama-yaşlandırma grubunda yaşlandırma grubuna göre daha az monklinik faz tespit edilmiştir.

Denry, aşındırma işleminden sonra uygulanan ısı işleminin zirkonyada daha küçük taneciklere rekristalizasyonu meydana getirerek, yaşlandırma esnasında bükme dayanımını etkilemeden monoklinik faz oluşumunu engellediğini bildirmiştir.

Bu çalışmada da benzer olarak aşındırılmış-ısı işlemi uygulanmış zirkonya örneklerde (%3,75-4,33) sadece aşındırılmış örneklere (%23,15) göre 12 saatlik otoklav yaşlandırması sonrası belirgin derecede düşük monoklinik içerik tespit edilmiştir. Aynı zamanda A5F grubu örneklerinde A3F grubuna göre daha az monoklinik faz görülmüştür (%3,75; %4,33). Bu çalışmanın sonucunda ısı işleminin

aşındırılmış örneklerde yaşlandırma esnasında t-m transformasyonunu azalttığı söylenebilir.

Zirkonyada dayanıklılık

Hem yaşlandırmanın (Zhang ve ark., 2006; Kobayashi ve ark., 1981), hem de yüzey işlemlerinin (Kobayashi ve ark., 1981; Kim ve ark., 2009; Kim ve ark., 2010) zirkonyanın mekanik dayanımı etkilediği bildirilmiştir.

Y-TZP'nin uzun periyotlarda su ile temasında LTD'ye olan yatkınlığını inceleyen pek çok çalışma mevcuttur (Chevalier, 1999; Ban ve ark., 2008; Kim ve ark., 2010; Lee ve ark., 2012). Bu çalışmalarda farklı miktarlarda t-m transformasyonlarının gerçekleştiği görülmüş; fakat sadece birkaç çalışmada yaşlandırma sonrası mekanik dayanıma bakılmıştır.

Yüksek monoklinik içeriğin materyalin mekanik dayanımda tek başına belirleyici bir faktör olmadığı bildirilmiştir.

LTD'nin zirkonyanın mekanik özellikleri üzerine etkilerine bakıldığında bazı çalışmalarda zirkonya örneklerinin sağlamlığının ISO standardına (2 bar basınçta 134°C'de 5 saatlik buhar otoklavı) göre yapılan yaşlandırma işlemlerinden yüksek miktarda monoklinik faz oluşmasına rağmen anlamlı olarak etkilenmediği görülmüştür (Kim ve ark., 2010; Tanaka ve ark., 2003). Kim ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada, bükme dayanımının düşmeye başladığı andaki monoklinik içeriğin %12-54 arasında olduğunu belirtmişlerdir (Kim ve ark., 2009). Yapılan başka bir çalışmada yaşlandırmanın ilerleyen safhalarında transformasyonun materyalin içine doğru ilerlemesine rağmen monoklinik fazın değişmeden kaldığını bildirilirken (Cattoni-Lorente ve ark., 2011), bükme dayanımının negatif yönde etkilenmesi için en az %50 monoklinik faz içeriğinin gerekli olduğu belirten araştırmacılar da mevcuttur (Ban ve ark., 2008).

Tanaka ve arkadaşları, 121°C'de 1,5 bar basınçta 190 saatlik otoklav yaşlandırması sonrası XRD analizinde tespit edilen monoklinik fazın %90 'dan fazla olmasına rağmen bükme dayanımının 1054 MPa olduğunu bildirmiştir. Fakat bu

çalışmada kullanılan örneklerin kalınlıkları 1,5-1,6 mm aralığında olup klinik olarak kullanılan alt yapılardaki kalınlıklardan iki-üç kat fazladır (Tanaka ve ark., 2003).

Yapılan başka bir çalışmada, iki farklı zirkonya materyalinden oluşan örnekler 121°C ve 2 bar basınçta 5 ve 10 saatlik otoklav yaşlandırmasına tabi tutulmuş; her iki seramikte de t-m transformasyonu gerçekleşmiş; 5 saatlik yaşlandırma sonrası ortalama %5, 10 saatlik yaşlandırma sonrası ise ortalama %15 monoklinik faz tespit edilmiştir. Her iki seramikte de 5 saatlik yaşlandırma sonrası bükme dayanımlarında hafif bir artış gözlemlendiği, 10 saatlik yaşlandırma sonrası ise bükme dayanımlarının azaldığı bildirilmiştir (Siarampi ve ark., 2014).

Amaral ve arkadaşları, zirkonya örneklerinin bükme dayanımının 127°C ve 1.5 bar basınçta 12 saat otoklav yaşlandırması sonrası arttığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmada da bükme dayanımı sonuçlarına göre 12 saatlik yaşlandırma sonrası kontrol grubu örneklerinde istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir artış gözlenmiştir. Bu durum, monoklinik fazdaki yükseliş (%0-%32,97) ile açıklanabilir.

LTD ile ilgili çalışmalarda farklı yaşlandırma tekniklerinin dayanıklılığa etkisine de bakılmıştır.

Ban ve arkadaşları, 0,5 mm kalınlığındaki örnekleri otoklav, fizyolojik saline solüsyonu ve %4 ‘lük asetik asit kullandıkları yaşlandırma ortamlarında test etmişler, sadece otoklav yaşlandırmasına maruz kalan örneklerin dayanıklılığında anlamlı bir azalma görülmüş, monoklinik fazda %0,3 ten %49,9’a çıkan bir yükseliş gerçekleşmiştir (Ban ve ark., 2008).

Yaşlandırma işleminin dayanıklılığa etkisini inceleyen bir başka çalışmada yarı sinterize Y-TZP bloklardan elde ettikleri örneklere farklı koşullarda yaşlandırma işlemi yapmışlardır. Çalışmalarının sonucunda, yaşlandırma işlemleri sonrası yüzeyel bir faz transformasyonu gerçekleştiğini ve bu trasformasyonun materyalin bükme dayanımını olumsuz yönde etkilemediğini bildirmişlerdir (Papanagiotou ve ark., 2006).

Zirkonyaya uygulanan yüzey ve ısı işlemlerinin dayanıklılığa etkisi

Aşındırma işlemi, sıkıştırıcı stres tabakası oluşturarak dayanıklılığı artırabildiği gibi yüzeyde oluşturduğu derin çatlaklar nedeniyle materyali zayıflatabilmektedir. Aşındırma ile oluşan yüzey çatlakları sıkıştırıcı stres tabakasını aştığında dayanıklılık azalır. Zirkonyanın aşındırılması sırasında açığa çıkan ısının yüzeyde tersine faz dönüşümünü aktive ederek kırılma dayanımında azalmaya sebep olduğu bildirilmiştir (Kosmac ve ark., 1999). Diğer taraftan aşındırma işlemi sonucu monoklinik fazın artmasıyla meydana gelen 'dönüşüm doygunluğu' mekanizmasının dayanımı artırdığı yönünde görüşler de mevcuttur (Amaral ve ark., 2013; Pereira ve ark., 2016; Preira ve ark., 2015).

Zirkonya seramiklere uygulanan aşındırma ve diğer yüzey işlemlerinin mekanik etkilerini inceleyen çok sayıda çalışma yapılmıştır (Kosmac ve ark., 1999; Kosmac ve ark., 2000; Yin ve ark 2003; Guazzato ve ark., 2005; Denry ve Holloway 2006; Papanagiotou ve ark., 2006; Amaral ve ark., 2013; Pereira ve ark., 2016; Preira ve ark., 2015). Aşındırma işleminin pek çok çalışmada zirkonyada kompresif stresleri oluşturarak bükme dayanımını artırdığı bildirilmiştir (Kobayashi ve ark., 1981; Zhang ve ark., 2006; Cattani-Lorente ve ark., 2011). Chevalier ise aşındırmanın mikroçatlakların ilerlemesi ve gerilim streslerinin oluşmasıyla birlikte dayanımı azalttığı görüşünü savunmuştur (Chevalier ve ark., 2007).

Yapılan bir çalışmada, aşındırma sonrası Y-TZP'nin mekanik özelliklerinin sinterizasyon koşulları, materyalin kristal tanecik boyutu, aşındırma esnasında uygulanan basınç, soğutmanın olup olmaması, aşındırmanın hızı gibi materyale ve metoda bağlı faktörlerden etkilendiğini bildirilmiştir (Kim ve ark., 2010).

Kosmac ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada 2 farklı zirkonya seramikten elde edilen örneklere sadece kumlama,150 μm grenli elmas frez ile su soğutmalı aşındırma, su soğutmasız aşındırma ve aşındırma ve kumlama işlemleri beraber uygulanmak üzere çeşitli yüzey işlemleri uygulanmıştır. Sadece aşındırma yapılan örneklerde su soğutmalı ya da soğutmasız her iki durumda da dayanıklılık azalırken, kumlama işlemi tek başına veya aşındırma ile birlikte uygulandığında ise dayanıklılığın arttığı görülmüştür (Kosmac ve ark., 1999).

Kosmac ve arkadaşlarının yaptıkları başka bir çalışmada 3 farklı zirkonya seramikten elde edilen örneklere, kalın (150 μm) ve ince (50 μm) grenli elmas frezlerle su soğutmalı, su soğutmasız ve kumlama işlemi ile beraber aşındırma işlemi uygulamışlardır. Aşındırma esnasında ısı artışı ve kıvılcımlar gözlenmiş, kumlama işleminde ise daha az ısı artışı meydana gelmiştir. Bir önceki çalışmalarına paralel olarak sadece aşındırma yapılan örneklerde su soğutmalı ya da soğutmasız her iki durumda da dayanıklılık azalırken, kumlama işlemi tek başına veya aşındırma ile birlikte uygulandığında ise dayanıklılığın arttığı görülmüştür (Kosmac ve ark., 2000).

Aşındırmanın hızının ve aşındırma esnasında meydana gelen ısının zirkonyanın bükme dayanımını etkilediği bildirilmiştir (Pereira ve ark., 2016).

Bu çalışmada yüksek grenli frezlerle yapılan aşındırmanın su soğutması altında veya su soğutmasız yapılması bükme dayanımı yönünden anlamlı bir fark ortaya çıkarmamıştır. Her iki aşındırma grubunda da benzer bükme dayanımı değerleri görülmüştür (A:1384 MPa; SA:1373 MPa).

Kosmac ve arkadaşları elmas frezlerle yüksek hızda aşındırma yapmış oldukları çalışmalarında, aşındırmanın monoklinik faz içeriğini artırmadığı fakat materyal yüzeyinde derin defektler oluşturarak mekanik özelliklerin bozulmasına sebep olduğunu bildirmişlerdir. Bu durum, yüksek hızda yapılan aşındırma işlemiyle, Y-TZP üzerinde ısı artışına sebep olarak tersine bir faz dönüşümü (m-t) gerçekleşmesi, bu durumun da 'dönüşüm sertleşmesi' mekanizması oluşumunu engelleyerek mekanik dayanımı azalttığı şeklinde açıklanmıştır (Kosmac ve ark., 1999; Kosmac ve ark., 2008).

Denry ve Holloway, zirkonya örneklere 30-40 μm gren boyutundaki elmas disklerle su soğutması alında 1 dakika boyunca aşındırma işlemi uygulayarak dayanıklılığa olan etkilerini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, aşındırılmış örneklerde kontrol grubuna göre daha yüksek dayanıklılık değerleri elde edilmiştir (Denry ve Holloway, 2006).

Guazzato ve arkadaşları, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina esaslı seramik bloklardan elde ettikleri örneklere yüzey işlemleri uygulayarak bu işlemlerin dayanıklılığa etkisini araştırmışlardır. Örneklere kumlama, aşındırma ve polisaj yüzey işlemleri uygulanmıştır. En yüksek bükme dayanımı aşındırıldıktan sonra kumlanmış örneklerde görülürken, istatistiksel anlamlı olarak en düşük dayanıklılık değerleri kumlanmış örneklerde görülmüştür (Guazzato ve ark., 2005).

Kosmac ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında ısı ve yüzey işlemleri sonrası bükme dayanımı ve monoklinik faz içeriği arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. 900°C'de 1 saatlik ısı işleminin zirkonya yüzeyinde tersine faz transformasyonunu meydana getirerek yüzeydeki monoklinik içeriği düşürdüğünü ve kompresif stresleri serbest bırakarak bükme dayanımını azalttığını bildirmişlerdir (Kosmac ve ark., 2008).

Bu çalışmada aşındırma-yaşlandırma grubunun ortalama bükme dayanım değeri aşındırma-3 fırınlama-yaşlandırma ve aşındırma-5 fırınlama-yaşlandırma grubu örneklerine göre istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur. Bu durum tekrarlı fırınlama işlemindeki ısının tersine faz trasformasyonu meydana getirerek monoklinik içeriği azaltması ile açıklanabilir.

Pereira ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir çalışmada farklı gren boyutlarındaki frezlerle aşındırmanın bükme dayanımına olan etkisini araştırmışlardır. Gren boyutları 25 ve 181µm olan frezlerle su soğutmalı aşındırma yapmışlardır. Biaksiyal bükme testi sonucunda aşındırma işleminin kullanılan gren botuyundan bağımsız olarak dayanımı artırdığı bildirilmiştir. Bu durumun aşındırma işlemi sonucu monoklinik fazın artmasıyla meydana gelen 'dönüşüm doygunluğu' mekanizmasından ileri gelmiş olabileceği bildirilmiştir (Pereira ve ark., 2014).

Aşındırma ve yaşlandırma işleminin zirkonyada mekanik etkilerini inceleyen oldukça az çalışma vardır (Pereira ve ark., 2015; Pereira ve ark., 2016).

Pereira ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, 134°C ve 2 bar basınçta 20 saatlik otoklav yaşlandırması aşındırma yapılmamış örneklerde bükme dayanımını artırmış; fakat aşındırılmış örneklerin dayanımında değişikliğe yol

açmamıştır. Kontrol grubundaki yaşlandırma sonrası dayanımda meydana gelen artışın, artan monoklinik faz oranıyla birlikte gerçekleşen dönüşüm doygunluğu mekanizmasından kaynaklanabileceği bildirilmiş, aşındırılmış örneklerde ise yaşlandırmanın herhangi bir etkisinin olmaması ise yine dönüşüm doygunluğu mekanizmasıyla açıklanmıştır (Pereira ve ark., 2016).

Preira ve arkadaşlarının yapmış oldukları başka bir çalışmada, farklı gren çaplarında frezlerle yapılan aşındırma işlemlerinin yaşlandırma sonrası bükme dayanımına etkilerine bakılmıştır. Düşük grenli aşındırma yapılan örneklerde yaşlandırmanın bükme dayanımı açısından herhangi bir değişikliğe yol açmadığı fakat; yüksek grenli frezle yapılan aşındırmanın yüksek monoklinik içeriğine rağmen yaşlandırma sonrası daha düşük dayanım değerleri verdiği belirtilmiştir (Pereira ve ark., 2015).

Bu çalışmada, aşındırma işlemi yaşlandırma yapılan örneklerin bükme dayanımlarını istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilemiştir. Aşındırma-yaşlandırma grubunun bükme dayanımı değeri aşındırma-silika kaplama-yaşlandırma grubu dışındaki tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Pereira ve arkadaşlarının çalışmalarının aksine, aşındırlmış örneklerin yaşlandırma sonrası dayanım değerleri yaşlandırma grubu örneklerine göre daha düşük monoklinik faz içermelerine rağmen istatistiksel olarak yüksek bulunmıştur.

Bir materyalin klinik performansının değerlendirilmesinde en güvenilir yol klinik koşulları mümkün olduğunca taklit edebilen testler dizayn etmektir (Kelly, 1995). Bu çalışmanın bazı limitasyonları bulunmaktadır. Zirkonya örnekler kuron şeklinde hazırlanmamış ve veneer seramikle venerlenmemiştir. Örneklerin uygulanan yüzey ve yaşlandırma işlemleri sonrasında bile ölçülen ortalama bükme dayanımı değerleri ağız içinde meydana gelebilecek streslerii karşılayacak büyüklüktedir. Fakat, yüzey işlemi uygulanmış zirkonyada t-m transformsasyonunun kontrolünü sağlamak zirkonya restorasyonlarda en çok görülen chipping ve delaminasyon gibi başarısızlıkları engellemek açısından da önemlidir (Mainjot ve ark., 2013). Hızlandırılmış yaşlanma işlemi Chevalier modeline göre gerçekleştirilmiştir, örneklerde tespit edilen monoklinik faz miktarı örneklere yükleme yapılmadan statik

koşullardaki yaşlandırma ile elde edilmiştir. Birkaç mikrometre derinlikte bile meydana gelen yüzey LTD'sinin çiğneme kuvvetlerinin varlığında materyalin iç yüzüne kadar ilerleyerek katastrofik başarısızlığa neden olabileceği bildirilmiştir (Vatali ve ark., 2014).

Renk

Günümüzde restoratif diş hekimliğinde fonksiyonun yanında estetiğin sağlanması, restorasyonların doğal diş rengine uyumlu olması çok önemlidir. Porselenin mekanik özelliklerinde birçok gelişme kaydedilse de, porselen restorasyonlarının yapımında renk uyumsuzluğu ile ilgili sorunlarla karşılaşılmak olasıdır. Renk uyumsuzluğunun nedenlerini Barghi ve arkadaşları hekime bağlı, teknisyene bağlı ve üretici firmaya bağlı faktörler olarak üç başlık altında bildirmişlerdir. Porselenin fırınlama sayısının dayanıklılığa olan etkileri ile ilgili çalışmaların yanısıra bazı araştırmacılar fırınlanma sayısının renk stabilitesine etkisinin olabileceğini bildirmişlerdir (Barghi ve ark., 1985; O'Brien ve ark., 2002).

Bu çalışmada da, tekrarlanan fırınlamalar sonrası dayanıklılığın yanısıra renk değişimine de bakılmıştır. Tekrarlanan fırınlamaların yaşlandırma öncesi ve sonrası ve aşındrılmış örneklerde yaşlandırma sonrası olmak üzere renk üzerindeki etkileri test edilmiştir. Aynı zamanda tekrarlanan fırınlamaların yanı sıra silika kaplama işleminin de renk üzerinde etkisi yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası değerlendirilmiştir.

O'Brien ve arkadaşları da porselenin fırınlanması sırasındaki renk değişim sebeplerini; -porselen restorasyonundaki opağın kalınlığı ve rengi, dentin porseleninin kalınlığı, rengi ve şeffaflığı, -mine porseleninin kalınlığı, rengi ve şeffaflığı, -porselenin fırınlanma ısısı, -porselenin fırınlanma sayısı, şeklinde sıralamışlardır (O'Brien ve ark., 2002).

Seramik materyallerinin tekrarlanan fırınlamalara bağlı renginde oluşabilecek değişimlerle ilgili çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Fırınlama sayılarının renk değişimi üzerindeki etkisini inceleyen birçok çalışmada fırınlama sonrası anlamlı bir renk farkı bulunmamıştır (Jorgenson ve ark., 1979; Barghi ve Lorenzana, 1982; Barghi ve

Goldberg, 1977). Fakat bazı çalışmalarda birden fazla fırınlama sonrası belirgin renk değişimleri tespit edilmiştir (Ozturk ve ark., 2008; O'Brien ve ark 1991; Uludağ ve ark., 2007). Materyalin türüne göre çeşitli derecelerde renk değişimleri gözlenebilir. Belirgin renk değişimlerinin başlangıç fırınlamasından ziyade tekrarlayan fırınlamalara bağlı gerçekleştiği bildirilmiştir (Mulla and Weiner, 1991). Tekrarlayan fırınlama sonrası hafif renk değişiminin porselen içine kaçan hava kabarcıklarının azalmasına bağlı olarak yoğunluğun artmasına bağlı olabileceğini bildirilmiştir (Barghi, 1982).

Tekrarlayan fırınlamaların seramik restorasyonların rengini inceleyen çalışmalarda kullanılan alt yapı materyalleri, metal alaşımlar, lösit ve lityum disilikat içerikli kristalin alt yapılar, alümina ve zirkonya polikristalin sistemlerdir. Yapılan çalışmalarda alt yapı renginin bitmiş restorasyonunun rengini etkilediği belirtilmiştir (Heffeman ve ark., 2002; Uludağ ve ark., 2004; Pres de Souza ve ark., 2009; Gozneli ve ark., 2013).

Bu çalışmada, alt yapı materyali olarak LAVA Frame zirkonya alt yapılar kullanılmış ve tekrarlayan fırınlamaların zirkonya alt yapının rengine etkisi incelenmiştir.

Literatürde, in vitro renk çalışmalarında seramik materyalin disk şeklinde fabrike edildiği görülmektedir.

Bu çalışmada, renk ölçümleri de disk şeklindeki zirkonya örnekler üzerinde yapılmıştır.

Tekrarlanan fırınlamaların seramik materyallerinin rengine etkisini araştırmış pek çok çalışmada örnekler en az 1, en fazla 9 kez fırınlanmıştır (Crispin, 1991; Lund ve ark., 1992; Heffeman ve ark., 2002; Uludağ ve ark., 2004; Çelik ve ark., 2008; Yılmaz ve ark., 2008; Öztürk ve ark., 2008; Pres de Souza ve ark., 2009; Sahin ve ark., 2010; Bachhav ve Aras, 2011; Hasssija ve ark., 2012; Gozneli ve ark., 2013; Yılmaz ve ark., 2014). Yapılan çalışmalarda fırınlama periyotları 700-900°C arasında değişmektedir. Sadece 1 kez fırınlama yapılan çalışmalarda örneklerin fırınlama öncesi ve sonrası renk değşimleri incelenirken (Crispin, 1991; Lund ve

ark., 1992), 1'den fazla fırınlama yapılan çalışmalarda fırınlamalar arası renk değişimleri de karşılaştırılmıştır (Heffeman ve ark., 2002; Uludağ ve ark., 2004; Çelik ve ark., 2008; Yılmaz ve ark., 2008; Öztürk ve ark., 2008; Pres de Souza ve ark., 2009; Sahin ve ark., 2010; Bachhav ve Aras, 2011; Hasssija ve ark., 2012; Gozneli ve ark., 2013; Yılmaz ve ark., 2014).

Bu çalışmada kullanılan LAVA Frame zirkonya alt yapılar, standart laboratuvar işlemleri sırasında en az 3 kez fırınlanır ve restorasyon hekime gönderilecek hale gelir. Hekimin tespit ettiği uyum ve renk ile ilgili problemler restorasyonun birkaç kez daha fırınlanmasını gerektirir. Bu nedenle renk değişimi analizi için 3 ve 5 fırınlama sonrası renk değişimleri araştırılmıştır.

Görsel ölçümlerin testin yapıldığı ortam koşullarına, referans alınan skalanın güvenilirliğine, ölçüm yapan kişinin durumuna bağlı olarak hatalı sonuçlar verebileceği, bu nedenle dental materyallerde cihaz kullanılarak yapılan renk ölçümlerinin görsel ölçümlere göre çok daha güvenilir sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Seghi ve ark., 1995; Wee ve ark., 2002; Douglas ve ark., 2007). Renk ölçümü için günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; spektrofotometreler kolorimetreler ve dijital fotoğraf makineleridir. Bu cihazların kullanımı ile daha objektif ve hızlı ölçümler yapılabildiğinden görsel yolla yapılan renk seçimine göre avantaj sağlanmaktadır (Pimental ve ark., 2014).

Bu çalışmada, tüm renk ölçümleri intraoral bir spektrofotmetre cihazı olan Easyshade (Vita, Bad Sackingen, Almanya) kullanılarak yapılmış ve grupların L, a, b, değerleri üzerinden ΔE değerleri hesaplanmıştır.

Crispin ve arkadaşlarına göre, ΔE değerlerinin 1'den küçük olması renk değişiminin görsel olarak fark edilemeyeceği, 1 ve 2 arasında olması kısmen fark edilebileceği (%50), 2'den fazla olmasının görsel olarak da fark edilebileceği anlamına gelmektedir (Crispin ve ark., 1991). Bunun yanısıra bazı araştırmacılar renk değişiminin klinik olarak ağız içinde fark edilebilmesi için ΔE değerinin 1 ΔE birimden (Wee ve ark., 2002), bazıları 3 ΔE birimden (Zhang ve ark., 2000), bazı araştırmacılar da 7 ΔE birimden büyük olması gerektiğini savunmaktadırlar (Uludağ ve ark., 2008).

Uludağ ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir çalışmada, tekrarlanan fırınlamaların ve seramik kalınlığının 3 farklı seramikte renge olan etkisi araştırılmıştır. Fırınlama sayısı arttıkça L değerinde azalma, a ve b değerlerinde ise artış görüldüğü bildirilmiştir. ΔE renk değişimi Inceram Alümina da 3 ve 5 fırınlama arasında 1 birimden küçük bulunurken, IPS Empress örneklerinde 1 birimi geçmiştir (Uludağ ve ark., 2007).

Tekrarlanan fırınlamaların alümina seramik sistemin rengine olan etkisinin incelendiği bir çalışmada, L, a, b değerlerinin fırınlama sayısından etkilendiği, fırınlama sayısı arttıkça L değerinin uygulanan veneer porseleninin rengine bağlı olarak değişim gösterdiği, a ve b değerlerinin ise azaldığı bildirilmiştir. Tekrarlanan fırınlamalara bağlı ortalama renk farklılıklarının göz ardı edilebilir derecede ve klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar verdiği ($\Delta E<1,16$) belirtilmiştir. En büyük ΔE değerinin ise 3. ve 9. fırınlamalar arasında görüldüğü bildirilmiştir (Sahin ve ark., 2010).

Öztürk ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada tekrarlanan fırınlamaların lityum disilikat cam seramik ve zirkonyum oksit sistemlerin rengine olan etkisini araştırmışlardır. L, a, b değerlerinin fırınlama sayısı ve seramik kompozisyonunu etkilendiği bildirilmiştir. Fırınlama sayısı arttıkça her iki seramikte de L değerinde artış gözlenmiş; ΔE değeri her iki materyalde de 3 ve 5 fırınlamalar arasında 1 birimden büyük bulunmuştur (Öztürk ve ark., 2008).

Zirkonya materyali üzerine tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk değişiminin incelendiği bir çalışmada, L, a, b değerlerinin fırınlama sayısından etkilendiği bildirilmiştir. Fırınlama sayısının artması ile örneklerin tümünde L değerinde artış a değerinde ise azalma görülmüştür. Örneklerin b değerlerinin ise kullanılan porselenin rengine bağlı olarak fırınlama sayısından etkilendiği bildirilmiştir. Üçüncü ve 5. fırınlamalar arasındaki ΔE değeri 1,23 bulunmuştur. En yüksek ΔE değeri ise 3-9. fırınlamalar arasında görülmüştür (Çelik ve ark., 2008).

Dentin seramiklerinin kalınlığının ve fırınlama sayısının rengi kesin olarak etkilediğini bildirilmiştir. Farklı kalınlıklarda dentin seramiği bulunduran zirkonya alt yapı üzerine tekrarlayan fırınlamaların uygulandığı bir çalışmada; L, a, b

değerlerinin fırınlama sayıları ve seramik kalınlığından anlamlı olarak etkilendiği, fırınlama sayıları arttıkça L ve a değerlerinde seramik kalınlığına bağlı olarak artma veya azalma görülebildiği, b değerlerinde ise, tüm kalınlıklarda artış meydana geldiği bildirilmiştir. Zirkonyum oksit seramiklerinin ΔE değerlerinin seramik kalınlığı arttıkça arttığı, fakat bu değerin 3,7'nin üzerinde olmadığını bildirilmiştir (Bachhav ve Aras, 2011).

Bu çalışmada ise, zirkonyanın gerek yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası, gerek aşındırma-yaşlandırma sonrasında 3 ve 5. fırınlamalar sonrası ΔE renk değişimi 1 birimden büyük sonuç vermiştir. Üçüncü ve 5. fırınlamalar arasındaki en yüksek renk değişimi aşındırma-yaşlandırma sonrası görülürken (ΔE=2,94), en az renk değişimi yaşlandırma sonrası (ΔE=1,28) ölçülmüştür.

Bazı çalışmalarda, bazı metal oksitlerin fırınlama ısısına maruz kaldığında renklerinin stabil kalmadığını ve yüzey renklendiricilerinin fırınlama sonrası renk değişimlerinin fırınlama sıcaklıklarında pigmentlerin parçalanması sonucu gerçekleştiği bildirilmiştir (Barghi ve Richardson, 1978).

Seramik kalınlığının ve fırınlama sayısının metal seramik restorasyonların rengine olan etkisinin incelendiği bir çalışmada, üç farklı kalınlıkta opak seramik uygulanan metal alt yapıların tekrarlayan fırınlamalar sonrası renk ölçümleri yapılmıştır. Seramik kalınlığı arttıkça L değerlerinde artış gözlenirken, ΔE değerlerinde de kalınlığa bağlı değişiklik görüldüğü bildirilmiştir. Birden fazla fırınlamanın ise metal seramik restorasyonlarda renk üzerinde herhangi bir etkiye sebep olmadığı belirtilmiştir (Hasssija ve ark., 2012).

Yılmaz ve arkadaşlarının tekrarlanan fırınlamaların farklı metal alaşımlı porselen sitemlerinin rengine etkisini inceledikleri çalışmalarında, klinik olarak kabul edilebilir ΔE değeri 5,5 birim olarak; göz ardı edilen ΔE değeri ise 2,6'dan küçük olarak baz alınmıştır. Tüm materyallerde ΔE değerlerindeki anlamlı farklılıklar 1., 2. ve 4. fırınlamalar sonrası ortaya çıkmıştır (Yılmaz ve ark., 2008).

Yapılan başka bir çalışmada, tekrarlanan fırınlamaların tam seramik sistemde metal seramik sisteme göre L, a, b değerleri açısından daha anlamlı değişikliklere sebep olduğu bildirilmiştir. Fırınlama sayıları arttıkça tam seramik sistemde L değerinin azaldığı, a* ve b* değerlerinin arttığı; metal seramik sisteminde ise 3 fırınlama sonrası L* değerinde anlamlı artış gözlendiği bildirilmiştir (Pres de Souza ve ark., 2009).

Bazı tam seramik materyalleri, in vitro çok yüksek dayanıklılık değerlerine sahip olmalarına rağmen bu materyallerin dirençlerinin arttırılması için katılan kristalin içeriklerinin fazlalığı yüksek opasiteye neden olur. Albakry ve arkadaşları, lityum disilikat içerikli materyallerin kristalize fiber yapısı sayesinde sağlamlığının artmasının yanı sıra materyalin opasitesinin de arttığını, fırınlama sayısı arttıkça bu yapıya bağlı olarak opasitenin daha da artacağını bildirmişlerdir (Albakry ve ark., 2003). Ancak bununla birlikte birçok lityum disilikat içermeyen materyale göre daha az opak olduğunu bildirmişlerdir. Buna karşın, Heffeman ve arkadaşları, çalışmalarında 6 farklı tam seramik materyalinin (Procera Allceram, IPS Empress, IPS Empress 2, Inceram Alumina, Inceram Spinell, Inceram Zirconia), glazür fırınlamasından önce ve sonraki opasite değerlerini kıyaslayıp 1 kez fırınlamanın opasiteye etkisini araştırmışlardır. Sonucunda, lösit içeren IPS Empress materyalinin opasitesinin istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığını, ancal lityum disilikat içeren Empress 2 materyalinin opasitesinin azalmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulmadıklarını belirtmişlerdir (Heffeman ve ark., 2002).

Birden fazla fırınlamanın 4 farklı preslenebilir seramik (Empress 2, Finesse, Cergo, Wegold) üzerindeki renge etkisini inceleyen bir çalışmada, tüm örneklerin 1, 3, 5 ve 7 kez fırınlama yapıldıktan sonraki renk dataları CIE L*a*b* sistemi ile ölçülmüştür. Çalışmanın sonucunda, tekrarlayan fırınlamanın Empress 2 seramiklerin renginde diğer seramiklere göre daha fazla etkili olduğu bulunmuştur. Empress 2 materyalinde tekrarlayan fırınlamalara bağlı renk farklılıklarının gözle görülür derece sonuçlar verdiği ($\Delta E>1$); bunun sebebinin diğer materyallerden farklı olarak Empress 2 materyalinin lityum disilikat içermesi olduğu bildirilmiştir (Gozneli ve ark., 2013).

Fırınlama sonrası makyajdaki renk değişimi üzerinde çalışılmış, porselenin fırınlama derecesinde pigmentlerin parçalanmasından dolayı klinik olarak belirgin bir renk değişikliği olduğu bildirilmiştir (Çelik ve ark,2008). Yapılan bir çalışmada üç farklı seramik materyalinde (IPS Classical metal ceramic, Empress Esthetic ve Empress 2 ceramics) farklı glaze metodu uygulanarak birden fazla fırınlamanın renk değişimine olan etkisini incelemiş, ΔE kritik değeri 3,7 üzeri olarak belirlenmiştir. Çalışmalarının sonucunda Empress Esthetic ve Empress 2 seramiklerinde yüzey renginin tekrarlanan fırınlamadan istatistiksel olarak etkilendiği, fırınlama sayısına bağlı olarak en düşük renk değişiminin de glaze yapılan metal seramik örneklerinde görüldüğü bildirilmiştir (Yılmaz ve ark., 2014).

Bu çalışmada, L, a, b değerlerine bakıldığında tekrarlayan fırınlamanın yaşlandırma öncesi kontrol örneklerinin b değerini anlamlı olarak azalttığı görülmüştür. Fırınlama işlemi ile zirkonya alt yapının renginin renk koordinatında mavi yöne yaklaştığı söylenebilir. Yaşlandırma sonrasında ise tekrarlayan fırınlama yapılan örneklerde L değerleri anlamlı olarak artış göstermiş, b değerleri ise azalmıştır. Yaşlandırma sonrası tekralanan fırınlama yapılan örneklerin parlaklıklarında artış görüldüğü söylenebilir. Aşındırma-yaşlandırma sonrasında ise fırınlama yapılan örneklerde a değerleri anlamlı olarak azalma göstermiş, renk koordinatında yeşil yönde renk değişimi olmuştur. Ayrıca aşındırma-yaşlandırma sonrası 3. ve 5. fırınlamalar arasında b değerlerinde azalma olmuş, örneklerin rengin renk koordinatında mavi yöne yaklaşmıştır.

Tekrarlayan fırınlama uygulamaları yaşlandırma öncesi, yaşlandırma sonrası ve aşındırma-yaşlandırma sonrası zirkonya numunelerinde gözle ayırt edilebilir renk değişikliklerine sebep olmuştur (ΔE>2). Kontrol örneklerinde en büyük renk değişikliğine yaşlandırma öncesi 3 fırınlama işlemi (ΔE=3,37); yaşlandırma sonrası 5 fırınlama işlemi (ΔE=3,18); aşındırma-yaşlandırma sonrası ise 3 fırınlama işlemi (ΔE=4) neden olmuştur. Tekrarlayan fırınlama işlemi sadece aşındırma-yaşlandırma sonrası 3 fırınlama yapılan örneklerde klinik olarak kabul edilebilir sınırının üzerinde renk değişikliğine neden olmuştur (ΔE>3,4). Yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası tekrarlayan fırınlama işlemlerinin zirkonya örnekler üzerinde meydana getirdiği renk değişiklikleri klinik olarak kabul edilebilir değerdedir

(ΔE<3,4). Yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrasında 3 fırınlama ve 5 fırınlama uygulaması arasında meydana gelen renk değişimi gözardı ediebilecek değerdedir (ΔE<2). Aşındırma-yaşlandırma sonrasında ise 3 fırınlama ve 5 fırınlama arasında gözle ayırt edilebilir ve kinik olarak kabul edilebilir renk değişimi meydana gelmiştir (2<ΔE<3,4).

8. SONUÇ

Bu çalışma kapsamında aşağıdaki sonuçlara aşağıdaki sonuçlara ulaşılabilir;

1.PVD silika kaplama ve fırınlama uygulamaları, aşındırılmamış zirkonya örneklerinde LTD'yi engellemede anlamlı etki gösterememiştir.

2.PVD silika kaplama işlemi aşındırılmış zirkonya örneklerinin LTD'ye olan yatkınlığını, materyalin dayanıklılığını olumsuz yönde etkilemeden, azaltmıştır. Silika kaplanan aşındırılmış örneklerde yaşlanma işlemi sırasında daha az oranda t-m faz transformasyonu meydana gelmiştir.

3.Aşındırma işlemi sonrası tekrarlanan fırınlamaya tabi tutulmuş örneklerde yaşlandırma sırasında daha az monoklinik faz oluşumu gerçekleşmiştir. Fakat yaşlandırma sonrası, aşındırılmış ve fırınlanmış örnekler sadece aşındırılmış örneklere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük dayanım değerleri göstermişlerdir.

3.Aşındrıma işlemi yaşlandırma esnasında t-m faz transformasyonunu baskılayarak zirkonyanın LTD'ye olan yatkınlığını azaltmıştır.

4.Aşındırma-yaşlandırma grubunun biaksiyal bükme dayanımları aşındırma-silika kaplama-yaşlandırma grubu dışındaki tüm gruplardan istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur.

5.Yaşlandırma öncesi silika kaplama işlemi kontrol örneklerinin L ve a değerlerini anlamlı olarak artırmış, b değerlerini ise anlamlı olarak azaltmıştır.

6.Yaşlandırma öncei tekrarlayan fırınlama işlemi kontrol grubu örneklerinin b değerini anlamlı olarak azaltmış, L ve a değerleri üzerinde anlamlı etki göstermemiştir.

7.Yaşlandırma sonrası tekrarlayan fırınlama işlemi kontrol örneklerinin L değerini anlamlı olarak yükseltmiş, b değerlerini anlamlı olarak azaltmıştır.

8.Yaşlandırma sonrası silika kaplama işlemi b değerlerini anlamlı olarak azaltmıştır.

9. Yaşlandırma sonrası tekrarlayan fırınlama ve silika kaplama işlemleri kontrol örneklerinin a değerleri üzerinde anlamlı değişiklik göstermemiştir.

10. Aşındırılmış ve yaşlandırılmış örneklerde silika kaplama işlemi L değerlerini anlamlı olarak azaltmıştır.

11.Aşındırma-yaşlandırma sonrası silika kaplanan örneklerin tekrarlanan fırınlama yapılan örneklere göre a ve b değerleri anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

12.Aşındırılmış ve yaşlandırılmış örneklerde tekrarlayan fırınlama işlemi b değerlerini anlamlı olarak azaltmıştır.

13.Yaşlandırma öncesi en büyük renk değişikliği (ΔE değeri), silika ve kontrol grubu arasında görülmüştür.

14.Yaşlandırma sonrası en büyük renk değişikliği (ΔE değeri), 5 fırınlama ve kontrol grubu arasında görülmüştür.

15.Aşındırılmış yaşlandırılmış örneklerde en büyük renk değişikliği 3 fırınlama ve kontrol grubu arasında görülmüştür.

9.KAYNAKLAR

1. Aboushelib MN, De Jegar N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Dent Mater. 2005;21: 984-991.

2. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ: Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. Dent Mater. 2009;25: 383–391.

3. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ: Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. Dent Mater. 2006;22: 857-863.

4. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ: Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part III: double veneer technique. J Prosthodont. 2008;17: 9-13.

5. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli and X-Ray diffraction characterization of three pressable all- ceramic materials. J Prosthet Dent. 2003;89: 374-380.

6. Amaral M, Valandro LF, Bottino MA. Low- temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2013;101: 1387–1392.

7. Arata A, Campos TMB, Machado JPB, Lazar DRR, Ussui V, Lima NB, Tango RN. Quantitative phase analysis from X-ray diffraction in Y-TZP dental ceramics: a critical evaluation. J. Dent.2014;42: 1487–1494.

8. Ardlin B. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: Chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater.2002;18: 590-595.

9. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. J Dent.1999;27: 275-278.

10. Bachhav VC, Aras MA. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. J Adv Prosthodont. 2011;3: 57-62.

11. Baltzer A. All-ceramic single-tooth restorations: choosing the material to match the preparation preparing the tooth to match the material. Int J Comput Dent. 2008;11: 241–56.

12. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. J Dent Res. 1990;69: 1791-1799.

13. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al2O3 nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2008;87: 492–498.

14. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations: A review article. Japan Dent Sci Rev. 2008;44: 3-21.

15. Barghi N, Goldberg J. Porcelain shade stability after repated firings. J Prosthet Dent.1977;37: 173-175.

16. Barghi N, Lorenzana RE. Optimum thickness of opaque and body porcelain. J Prosthet Dent. 1982;48: 429-431.

17. Barghi N, Pedrero JAF, Bosch RB. Effects of batch variation on shade of dental porcelain. J Prosthet Dent. 1985;54: 625-627.

18. Barghi N. Color and glaze: effects of repeated firings. J Prosthet Dent.1982;47: 393-5.

19. Baroudi K, İbraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. J Int Oral Health. 2015;7: 96–104.

20. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer- assisted generation of all ceramic crowns and fixed partial dentures. Int J Comput Dent. 2001;4: 243- 262.

21. Bishop CA. Vacuum Deposition onto Webs, Films and Foils, William Andrew Publishing, New York, USA, 2007.

22. Blaes J. Today's technology improves the shade-matching problems of yesterday. J Indian Dent Assoc. 2003;81: 17–19.

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

24. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. J Prosthet Dent. 2003;90: 247-254.

25. Borchers L, Stiesch M, Bach FW. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. Acta Biomater. 2010;6: 4547–52.

26. Brackett SE, Leary JM, Turner KA, Jordan RD. An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment. J Prosthet Dent. 1989;61: 446-451.

27. Brewer JD, Wee A, ve Seghi R. Advances in color matching. Dental Clinics of North America. 2004;48: 341-358.

28. Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. Clin Orthop. 2000;1: 94–112.

29. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. Acta Biomater. 2011;7: 858–865.

30. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics: Part II. J Dent. 1997;25: 409-414.

31. Celik G, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Ozturk O, Goktug G. The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. J Prosthet Dent. 2008;99: 203-8.

32. Cercon Eye Brochure, (2006).

33. Chen YM, Smales RJ, Yip HK, Sung WJ. Transluceny and biaxial strength of four ceramic core materials. Dent Mater. 2008;24: 1506-1511.

34. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y- TZP ceramics. J Am Ceram Soc.1999;82: 2150-2154.

35. Chevalier J, Gremillard L, Deville S: Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. Annu Rev Mater Res. 2007;37: 1-32.

36. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV. The tetragonal–monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. J Am Ceram Soc. 2009;92: 1901–1920.

37. Chevalier J, Loh J, Gremillard L, Meille S, Adolfson E. Low temperature degradation in zirconia with a porous surface. Acta Biomater. 2011;7: 2986-93.

38. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. Study of the residual stressfield around Vickers indentation in a 3Y-TZP. J Mater Sci. 1996;31: 2711–2717

39. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? Biomaterials. 2006;27: 535-543.

40. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. Biomed Mater Res J. 1989;23: 45–61.

41. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko A. Fundamentals of Color, Shade Matching and Communication in Esthetic Dentistry. China: Quintessence Publishing Co, Inc. 2004.

42. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. J Dent. 2010; 38: 2-16.

43. Cotes C, Arata A, Melo RM, Bottino MA, Machado JPB, Souza ROA. Effects of aging procedures on the topographic surface, structural stability, and mechanical strength of a ZrO2-based dental ceramic. Dent Mater. 2014;30: 396–404.

44. Cottom BA, Mayo MJ. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO_2-3mol% Y_2O_3 determined by Vickers indentation. Scripta Mater. 1996;34: 809- 40.

45. Craig GR, Powers JM. Restorative Dental Materials. (8th ed.). St. Louis: The Mosby, Inc. 1989.

46. Crispin BJ, Okamoto SK, Globe H. Effect of porcelain crown substructures on visually perceivable value. J Prosthet Dent. 1991;66: 209- 12.

47. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramics. J Dent. 2006;34: 195-206.

48. Çelik G, Üşümez A, Sarı T. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. Cumhuriyet Dent J. 2013;16: 74-82.

49. De Jager N, De Kler M, Zel JM. The influence of different core material on the FEA determined stres distribution in dental crowns. Dent Mater. 2006;22: 234-242.

50. De Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. J Oral Rehabil. 2007;34: 841-7.

51. Denes F. Synthesis and surface modification by macromolecular plasma chemistry. TRIP. 1999;5: 23-28

52. Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006;76: 440-448.

53. Denry IL, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dental Materials. 2008;24: 299-307.

54. Denry IL, Peacock JJ, Holloway JA: Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3Y-TZP. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2010;93: 236-243.

55. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont. 2000;13: 131-135.

56. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. Dent Mater. 2005;21: 1158–1162.

57. Devigus A, Lombardi G. Shading Vita In-ceram YZ substructures: influence on value and chroma, part II. Int J Comput Dent. 2004;7: 379-88.

58. Deville S, Chevalier J: Martensitic relief observation by atomic force microscopy in yttria-stabilized zirconia. J Am Ceram Soc. 2003;86: 2225- 27.

59. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. Critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttriastabilized zirconia. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2005;72: 239-245.

60. Douglas RD, Steinhover TJ, Wee AG. Intraoral determination of the tolerence of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. J Prosthet Dent. 2007;97: 200-208.

61. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LV. Factors affecting the mechanical behaviour of Y-TZP. J Mech Behav Biomed Mater. 2014;37: 78-87.

62. Fabris S, Panxton AT, Finnis MW. A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacanities only. Acta Mater. 2002;50: 5171-5178.

63. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining. Int J Comput Dent. 2001;4: 84-106.

64. Filser, FT. Direct ceramic machining of dental restorations. Ph. D. Thesis. Zurich: Swiss Federal Institute of Technology Zurich, 2001.

65. Flinn BD, de Groot DA, Mancl LA. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. J Prosthet Dent. 2012;108: 223–30.

66. Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. J Prosthet Dent 2014;112: 1377-1384.

67. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: Science and strategies. Int J Periodont Rest Dent. 2003;23: 467-479.

68. Gaillard Y, Jimenez-Pique E, Soldera F, Mucklich F, Anglada M. Quantification of hydrothermal degradation in zirconia by nanoindentation. Acta Mater. 2008;56: 4206–16.

69. Garvie RC, Hannink RHJ, Pascoe RT. Ceramic steel? Nature 1975;258: 703–4.

70. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. J Am Ceram Soc. 1972;55: 303–305.

71. Giordano RA. Comparison of all-ceramic restorative systems. J Mass Dent Soc. 2002;50: 16-20.

72. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. Dentiss J. 2007;1: 34-38.

73. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. Int J Prosthodont. 2004;17: 285-90.

74. Gozneli R, Kazazoglu E, Ozkan Y. Flexural properties of leucite and lithium disilicate ceramic materials after repeated firings. J Dent Sci. 2014;9: 144-150.

75. Gozneli R, Kazazoğlu E, Ozkan YK. Effects of Repeated Firings on Colour of Leucite and Lithium Di-Silicate Ceramics. Balk J Stom. 2013;17: 122-127.

76. Green DJ. A technique for introducing surface compression into zirconia ceramics. Journal of the American Ceramic Society. 1983;66: 178–179.

77. Gremillard L, Chevalier J, Epicier T, Fantozzi G. Microstructural study of silica-doped zirconia ceramics. Acta Mater. 2000; 48: 4647-52.

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

79. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. J Dent 2005;33: 9–18.

80. Guo X. On the degradation of zirconia ceramics during lowtemperature annealing in water or water vapor. J Phy Chem Solids. 1999;60: 539–46.

81. Gupta PK: Strengthening by surface damage in metastable tetragonal zirconia. Journal of the American Ceramic Society. 1980;63: 117–21.

82. Gürel G. Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. 2004.

83. Hager B, Odeon A, Andersson B, Andersson L. Procera AllCeram laminates: A clinical report. J Prosthet Dent. 2001;85: 231-232.

84. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, Stawarczyk B, Ozcan M, Hammerle CHF. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. J Biomed Mater Res. 2012;100: 447–456.

85. Hansson O, Moberg LE. Evaluation of three silicoating methods for resin bonded prosthesis. Scand J Dent Res. 1993;101: 243–251.

86. Hasssija J, Hegde V, Sridhar N. An In Vitro Study on Effect of Ceramic Thickness and Multiple Firings on Colour of Metal Ceramic Restorations. J Indian Prosthodont Soc. 2014;14: 86–S92.

87. Heffeman MJ, Aquilino SA, Diaz-Amold AM, Haseton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all- ceramic systems. J Prosthet Dent. 2002;88: 4-9.

88. Heuer AH. Stability of tetragonal ZrO_2 particles in ceramic matrices. Journal of American Ceramical Society. 1982;65: 642-650.

89. Hint-Els technical product profile, (2011).

90. Hübsch C, Dellinger P, Maier HJ. Protection of yttria-stabilized zirconia for dental applications by oxidic PVD coating. Acta Biomater 2015;11: 488-493.

91. Inokoshi M, Vanmeensel K, Zhang F, De Munck J, Eliades G, Minakuchi S, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J. Aging resistance of surface-treated dental zirconia. Dent Mater. 2015;31: 182–194.

92. International Organization for Standardization. ISO-6872: 2008, Dental Ceramic. Geneva:ISO.

93. Isgrò G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. Dent Mater 2005;21: 557-64.

94. Jack DP, Stephen FB. Color Science and Dental Art. Chicago: Mosby Company. 1980.

95. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. J Dent Research. 1989;68: 819-822.

96. Joiner A. Tooth color: A review of the literature. J Dent. 2004;32: 3-12.

97. Jorgenson MW, Goodkind RJ. Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of colour, porcelain thickness and repeated firings. J Prosthet Dent. 1979;42: 96-105.

98. Kanno T, Milleding P, Wennerberg A. Topography, microhardness, and precision of fit on ready-made zirconia abutment before/after sintering process. Clin Implant Dent Relat Res. 2007;9: 156-165.

99. Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2009;91: 930-937.

100. Kavo Everest CAD/CAM System Technical Information (2011).

101. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dent Mater 2008;24: 289–298.

102. Kelly JR. Dental ceramics: Current thinking and trends. Dent Clin North Am. 2004;48: 513-530.

103. Kelly JR: Perspectives on strength. Dent Mater. 1995;11: 103–110.

104. Kelly PM, Francis Rose LR. The martensitic transformation in ceramics-its role in transformation toughening. Prog Mater Sci. 2002; 47:463–557.

105. Kern M, Wegner S. Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. Dent Mater. 1998;14: 64–71.

106. Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. Hacettepe Diş Hek. Dergisi. 2009; 33: 52-58.

107. Kim HT, Han JS, Yang JH. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of YTZP ceramics. J Adv Prosthodont. 2009;1: 113–117.

108. Kim JW, Covel NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. J Dent Res. 2010;89: 91–95.

109. Kittipibul P, Godfrey K. In vitro shearing force testing of the Australian zirconia- based ceramic Begg bracket. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995;108: 308-315.

110. Kobayashi K, Kuwajima H, Masak T. Phase change andmechanical properties of ZrO_2-Y_2O_3 solid electrolyte after aging. Solid State Ionics. 1981; 34:489–93.

111. Kohorst P, Borchers L, Strempel J. Low temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. Acta Biomater. 2012;8: 1213–1220.

112. Kon M, Ishikawa K, Kuwayam N. Effects of zirconia addition on fracture toughness and bending strength of dental porcelains. Dent Mater J. 1990;9: 181-92.

113. Kosmac T, Oblac C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res. 2000;53: 304-313.

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

115. Kosmac T, Oblak C, Marion L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. J Eur Ceram Soc. 2008;28: 1085–1090.

116. Kuehni RG, Marcus RT. An experiment in visual scaling of small color differences. Color Res Appl. 1979;4: 83-91.

117. Lee TH, Lee SH, Her SB. Effects of surface treatments on the susceptibilities of low temperature degradation by autoclaving in zirconia. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2012;100: 1334-43.

118. Lindemann W. Dentalkeramiken-mineralogisch betrachtet. ZMK. 2000;5: 280-285.

119. Liu PR, Essig ME. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent. 2008;29: 482-493.

120. Lombardi R. The principles of visual perception and their clinical application to denture esthetics. J Prosthet Dent. 1973;29: 358.

121. Lughi V, Sergo V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: a critical review of the relevant aspects in dentistry. Dent Mater. 2010;26: 807–20.

122. Lund PS, Piotrowski TJ. Color changes of porcelain surface colorants resulting from firing. Int J Prosthodont. 1992;5: 22-27.

123. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater. 2004;20: 655–662.

124. Mainjot AK, Douillard T, Gremillard L. 3D-characterization of the veneer-zirconia interface using FIB nano-tomography. Dent Mater. 2013;29: 157-65

125. Matinlinna JP, Heikkinen T, Özcan M, Lassila LV, Vallittu PK. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. Dent Mater.2006;22: 824-31

126. Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Valittu PK. An introduction to silanes and their clinical application in dentistry. Int J Prosthodont. 2004;17: 155-64.

127. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces- an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. J Oral Rehabil. 2007;34: 622-630.

128. Matsumoto RLK. Strength recovery in degraded yttria-doped tetragonal zirconia polycrystals. J Am Ceram Soc 1985;68: C213.

129. McLean, JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co.1980.

130. Milleding P, Karlsson S, Nyborg L. On the surface elemental composition of non-corroded and corroded dental ceramic materials in vitro. J Mater Sci Mater Med. 2003;14: 557-66.

131. Miller A, Long J, Cole J. Shade selection and laboratory communication. Quint Int.1993;24: 305-309.

132. Mochales C, Maerten A, Rack A, Cloetens P, Mueller WD, Zaslansky P. Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. Acta Biomater. 2011;7: 2994-3002.

133. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. Int J Prosthodont. 2008;21: 223-7.

134. Mörmann WH, Bindl A. All ceramic, chair side computer aided design/computer aided machining restorations. Dent Clin North Am. 2002;46: 405-426.

135. Mörmann WH, Brandestini M. The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. In: Mörmann WH. State of the art of CAD/CAM restorations. 20 years of CEREC.Berlin: Quintessence. 2006 :1-7.

136. Muia PJ. The Four Dimensional Tooth Color System. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc.1985.

137. Mulla FA, Weiner S. Effects of temperature on color stability of porcelain stains. J Prosthet Dent. 1991;65: 507-512.

138. Musil R, Tiller HJ. The kulzer silicoater technique. Wehrbeim: Kulzer and Co. Gmb; 1984. The adhesion of dental resin to metal surfaces; p. 9-53.

139. Nakamura K, Adolfsson E, Milleding P, Kanno T, Örtengren U. Influence of grain size and veneer firing process on the flexural strength of zirconia ceramics. Eur J Oral Sci. 2012;120: 249-254.

140. Nakamura T, Usami H, Ohnishi H. The effect of adding silica to zirconia to counteract zirconia's tendency to degrade at low temperatures. Dent Mat J. 2011;30: 330–335.

141. Nogiwa-Valdez AA, Rainforth WM, Zeng P. Deceleration of hydrothermal degradation of 3Y-TZP by alumina and lanthana codoping. Acta Biomater. 2013;9: 6226-6235.

142. O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL. Sources of colour variation on firing ceramic. Dent Mater.1991;7: 170-3.

143. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. (3rd ed.) Canada: Quintessence Publishing Co, Inc. 2002.

144. Obregon, A, Goodkind RJ, Schwabacher WB, Chem B. Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceromometal restorations. J Prosthet Dent. 1981;46: 330-340.

145. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. Dent Mater. 2008;24: 471-475.

146. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. J Prosthet Dent. 1998;80: 642-648.

147. Ottl P, Piwowaeczyk A, Laueur C. The Procera AllCeram System. Int J Periodont Rest Dent. 2000;20: 151-61.

148. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. Dent Mater. 2003;19: 725-731.

149. Ozcan M, Volpato CÂM, Fredel MC. Artificial Aging of Zirconium Dioxide: An Evaluation of Current Knowledge and Clinical Relevance. Cur Oral H Rap. 2016;3 : 193-197.

150. Ozcan M, Melo RM, Souza RO. Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. J Mech Behav Biomed Mater.2013;20 :19-28.

151. Ozcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: A clinical report. J Prosthet Dent. 2002;87: 469–472.

152. Ozturk O, Uludağ B, Usumez A, Sahin V, Çelik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. J Prosthet Dent. 2008;100: 99-106.

153. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZPdental ceramics. J Prosthet Dent. 2006;96: 154–164.

154. Paravina RD, Powers JM. Esthetic Color Training in: Elsevier Mosby.2004.

155. Pereira GK, Amaral M, Simoneti R, Rocha GC, Cesar PF, Valandro LF. Effect of grinding with diamond disc and bur on the mechanical behaviour of a Y-TZP ceramic. J Mech Behav Biomed Mater. 2014;37: 133-140.

156. Pereira GK, Silvestri T, Camargo R. Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: effect of grinding and low-temperature aging. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2016;63: 70-7.

157. Pereira GK, Amaral M, Cesar PF. Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. J Mech Behav Biomed Mater. 2015;45: 183-92.

158. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20: 1–25.

159. Pimental W, Tiossi R. Comparison between visual and instrumental methods for natural tooth shade matching. Gen Dent. 2014;62: 47-49.

160. Pires-de-Souza Fde C, Casemiro LA, Garcia Lda F, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. J Prosthet Dent. 2009;101: 13-8.

161. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. Dent Mater. 2007;23: 1018-29.

162. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. Oper Dent 2005;30: 382–388.

163. Pizzamiglio E. A color selection technique. J Prosthet Dent. 1991;66, 592-596.

164. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Materials. (12th ed.). St. Louis: Mosby Elsevier Inc, Co. 2006.

165. Primus CM, Chu CCY, Shelby JE, Buldrini E, Heckle E. Opalescence of dental porcelain enamels. Quint Int. 2002;33: 439-449.

166. Queiroz JR, Benetti P, Massi M, Junior LN, Della Bona A. Effect of multiple firing and silica deposition on the zirconia-porcelain interfacial bond strength. Dent Mater. 2012;28: 763-8.

167. Queiroz JRC, Duarte DA, Souza ROA. Deposition of SiOx thin films by reactive magnetron sputtering: influence of plasma parameters on the adhesion properties between Y-TZP and resin cement for application in dental prosthesis. J Mat Res. 2011;14: 212–216.

168. Quinn GD, Ives LK, Jahanmir S. On the nature of machining cracks in ground ceramics: Part I: SRBSN strengths and fractographic analysis. Machin Sci Technol. 2005;9: 169-210.

169. Ragain JC, Johnston WM. Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. Color Research & Application. 2000;25: 278-285.

170. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent. 2006;96: 237-44.

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

172. Robin C, Scherrer SS, Wisortt HW, Rijk WG ve Besler UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. Dent Mater. 2002;18: 389-395.

173. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. (4th ed.). St. Louis: Mosby. 2001.

174. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. (4th ed.). St. Louis: Mosby.2006.

175. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat-treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. J Am Ceram Soc.1996;79: 2331-40.

176. Russell G. Materials for chairside CAD/CAM produced restorations. J Am Dent Assoc. 2006;137: 14S-21S.

177. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. Int J Periodont Rest Dent. 2005;25: 213-219.

178. Sahin V, Uludag B, Usumez A, Ozkir SE. The effect of repeated firings on the color of an alumina ceramic system with two different veneering porcelain shades. J Prosthet Dent. 2010;104: 372-8.

179. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont. 2007;20: 383-8.

180. Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. Quint Int. 2006;37: 685-93.

181. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hämmerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. Int J Prosthodont. 2009;22: 553-60.

182. Saldana JM, Ramirez HB, Vigueras DJ, Iga T, Schneider GA. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. J Mater Res. 2003;18

183. Samodurova A, Kocjan A, Swain MV, Kosmač T. The combined effect of alumina and silica co-doping on the ageing resistance of 3Y-TZP bioceramics. Acta Biomater. 2014;11: 477-87.

184. Samuel R, Chandrasekar S, Farris TN, Licht RH. Effect of residual streses on the fracture of ground ceramics. J Am Ceram Soc. 1989;72: 1960-1966.

185. Sato H, Ban S, Nawa M, Suehiro Y, Nakanishi H. Effect of grinding, sandblasting and heat treatment on the phase transformation of zirconia surface. Key Eng Mater. 2007; 330: 1263-1266.

186. Sato H, Yamada K, Pezzotti G. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. Dent Mater J. 2008;27: 408-414.

187. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO_2 polycrystals by annealing in water. J Am Ceram Soc. 1985;68: 356-59.

188. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. Int J Prosthodont. 2009;22: 597-603.

189. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAMmanufactured veneer. J Dent. 2012;40: 154–62.

190. Schmitter M, Schweiger M, Mueller D, Rues S. Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. Dent Mater. 2014;30: 122-30

191. Schubert H, Frey F. Stability of Y-TZP during hydrothermal treatment: neutron experiments and stability considerations. J Eur Ceram Soc. 2005;25: 1597–602.

192. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. Dent Mater. 1990;6: 181-184.

193. Seghi RR, Denry LL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. J Prosthet Dent. 1995;74: 145-150.

194. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain sysytems. J Prosthet Dent. 1986;56: 35-40.

195. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. (2nd ed.). Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.1981.

196. Siarampi E, Kontonasaki E, Andrikopoulos KS, Kantiranis N, Voyiatzis GA, Zorba T, Paraskevopoulos KM, Koidis P. Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture to Y-TZP zirconia ceramic for all ceramic restorations. Dent Mater. 2014;30: 306-16.

197. Singh J, Quli F, Wolfe DE. An Overview: Electron Beam-Physical Vapor Deposition Technology- Present and Future Applications. Institute for Manufacturing and Sustainment Technologies (iMAST) Quarterly, Penn State University, State College, PA. 1999;3: 3-6.

198. Sjölin R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. Int J Comput Dent. 1999;2: 197-207.

199. Song JY, Park SW, Lee K. Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. J Prosthet Dent. 2013;110: 274-280.

200. Souza RO, Valandro LF, Melo RM. Air-particle abrasion on zirconia ceramic using different protocols: effects on biaxial flexural strength after cyclic loading, phase transformation and surface topography. J Mech Behav Biomed Mater. 2013;26: 155-163.

201. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. J Prosthet Dent. 2001;86: 453-457.

202. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Ass. 2006;137: 1289-1296.

203. Subaşı MG, Demir N, Kara Ö. Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings. J Adv Prosthodont. 2014;6: 462-7.

204. Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. J Dent. 2000;28: 441–445.

205. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater. 2005;21: 476–82.

206. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA- the system for all-ceramic ZrO_2 crown and bridge frameworks. Int J Comput Dent. 2001;4: 195- 206.

207. Swab JJ. Low Temperature degradation of Y-TZP materials. J Mater Science, 26: 6706- 6714, 1991.

208. Swain MV, Hannınk RHJ. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol % ceria-zirconia alloy: Grinding studies. J Am Ceram Soc. 1989;72: 1358-1364.

209. Swain MV. Toughening mechanisms for ceramics. Materials Science Forum. 1989;13: 237–53.

210. Tan PL, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. J Prosthet Dent. 2004;91: 215-218.

211. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K. Phase stability after aging and its influence on pin-on-disk wear properties of Ce-TZP/Al_2O_3 nanocomposite and conventional Y-TZP. J Biomed Mater Res A. 2003;67: 200–7.

212. Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue and strength characterization of three ceramic materials. J Mater Sci Mater Med. 2007;18: 1219-24.

213. Tholey MJ, Swain M, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. Dent Mater. 2009;25: 857-862

214. Thompson JY, Stoner BR, Jeffrey PR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? Dent Mater. 2011; 27: 71–82.

215. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int J Comput Dent. 2004;7: 25- 45.

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

217. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. Int J Prosthodont. 2008;21: 217-22.

218. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. J Dent. 2000;28: 529-535.

219. Touati B, Miara P ve Nathanson D. Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations. New York: Martin Dunitz. 1999; 139-161.

220. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partialdentures: a review literature. J Adv Prosthodont. 2012;4: 76–83.

221. Tsalouchou E, Cattell MJ, KnowlesCJ, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria stabilized zirconia crown systems. Dent Mater. 2008;24: 308- 318.

222. Tsukuma K, Kubota Y, Tsukidate T. Thermal and mechanical properties of Y_2O_3-stabilized tetragonal the zirconia polycrystals. J Am Ceram Soc.1984;82: 382–390.

223. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2007;97: 25-31.

224. Uo M, Sjögren G, Sundh A. Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics. Dent Mater. 2003;1: 487–92.

225. Vatali A, Kontonasaki E, Kavouras P. Effect of heat treatment and in vitro aging on the microstructure and mechanical properties of cold isostatic-pressed zirconia ceramics for dental restorations. Dent Mater. 2014;30: 272-82.

226. VITA In-Ceram YZ Coloring Liquid Product Brochure. 2011.

227. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. J Prosthet Dent. 2002;87: 657-666.

228. White CM, O'Brien WJ. The colors of mixtures of dental opaque porcelains. J Dent Res. 1989;68: 1319-1322.

229. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. Quint Dent Technol. 2008;28: 1-16.

230. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the shear bond strengthto zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. Dent Mater. 2006;23: 45-50.

231. Wolfart S, Harder S, Eschbach S, Lehmann F, Kern M. Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design. Eur J Oral Sci. 2009;117: 741-9.

232. Woolfson MM. An introduction to X-Ray crystallography. 2nd edition. Cambridge University Pres; New York, NY. 1998;78-109.

233. Yamamoto M. Metal Ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co.12th ed.). St. Louis: Mosby Elsevier Inc, Co.1985.

234. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri II. GÜ Dishek Fak Derg. 2005;22: 49-60.

235. Yılmaz K, Gonuldas F, Ozturk C. The effect of repeated firings on the color change of dental ceramics using different glazing methods. J Adv Prosthodont. 2014;6: 427-33.

236. Yilmaz B, Ozçelik TB, Wee AG. Effect of repeated firings on the color of opaque porcelain applied on different dental alloys. J Prosthet Dent. 2008;101: 395-404.

237. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent. 2007;98 :120–128.

238. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. Wear. 2003;255: 975–989.

239. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K. Role of H2O on the degradation process of Y-TZP. J Mater Sci L. 1987;6: 465-67.

240. Yu B, Ahn J, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. Acta odontol scand. 2009;67: 57-64.

241. Zhang B, Zheng XL, Tokura H, Yoshikawa. Grinding induced damage in ceramics. J Mater Process Tech. 2003;132: 353-364.

242. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME. Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. J Prosthet Dent. 2000;84: 425-431.

243. Zhang K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. Int J Prosthodont. 1996;9: 434-439.

244. Zhang Y, Kim JW. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. Dent Mater. 2009;25: 781–90.

245. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006;71: 381–386.

246. Zhu ZW, Zhang XB. Aging behavior of tetragonal zirconia polycrystal (TZP) ceramics in the temperature range of 200°C to 350°C in air. Scr Mater. 1999;40: 1229-1233.

10.EKLER

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Eğitim Düzeyi

Adı	**TUTKU BURCU**	**Soyadı**	**ÇAKIR**
Doğum Yeri	**SARIYER**	**Doğum Tarihi**	**10.04.1987**
Uyruğu	**T.C.**	**Tel**	**05336295709**
E-mail	**tburcucakir@hotmail.com**		

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mezuniyet yılı**
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2010
Lise	Beşiktaş Atatürk Anadolu Lisesi	2005

İş Deneyimi(Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl-Yıl)**

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama***	**Konuşma***	**Yazma***
İngilizce	Çok İyi	İyi	İyi

Yabancı Dil Sınav Notu*								
KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	75.000							

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
ALES Puanı	79.231	78.789	77.238

Bilgisayara Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
Office uygulamaları, Windows	İyi