

BEGÜM GÜL

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

YÜKSEK LİSANS DOKTORA
TEZİ

İSTANBUL-2006

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**ZİRKONYA ALTYAPI ÜZERİNE YAPILAN İŞLEMLERİN
MEKANİK VE ESTETİK ETKİLERİNİN İN VİTRO
OLARAK İNCELENMESİ**

BEGÜM GÜL

**DANIŞMAN
PROF. DR. DENİZ ŞEN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
KURON KÖPRÜ PROTEZLERİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2012

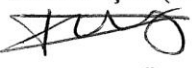
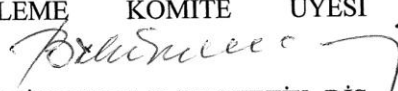
TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kuron Köprü Protezi Doktora Programında Dok. Öğr. Begüm Gül tarafından hazırlanan Zirkonya Altyapı Üzerine Yapılan İşlemlerin Mekanik ve Estetik Etkilerinin İn Vitro Olarak İncelenmesi başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

07 / Mayıs / 2012

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı) İmzası

- 1.PROF. DR. DENİZ ŞEN(DANIŞMAN-İ.Ü.DİŞHEK.FAK./PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.) 
- 2.PROF. DR. BETÜL TUNCELLİ (TEZ İZLEME KOMİTE ÜYESİ İ.Ü.DİŞHEK.FAK./PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.) 
- 3.PROF. DR. MURAT AYDIN (SINAV JÜRİ ÜYESİ-İ.Ü.DİŞHEK.FAK./PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.) 
- 4.PROF. DR. GÜLTEKİN GÖLLER (TEZ İZLEME KOMİTE ÜYESİ-İST.TEKNİK ÜNİV.KİMYA METALURJİ FAK.) 
- 5.PROF. DR. GÖKHAN AKGÜNGÖR (SINAV JÜRİ ÜYESİ-İ.Ü.DİŞHEK.FAK./PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.) 

BEYAN

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

Begüm Gül



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bana her zaman destek olan, benden değerli zamanını, sabrını, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen, bana daima yol gösteren değerli hocam ve tez danışmanım **Sayın Prof. Dr. Deniz Şen'e**,

Doktora çalışmalarım sırasında değerli fikirlerini ve bilgisini benimle paylaşan, sorularımı içtenlikle cevaplayan **Sayın Prof. Dr. Betül Tuncelli'ye**,

Doktora eğitimimde emeği geçen ve beni her zaman destekleyen, başta **Sayın Prof. Dr. Murat Aydın, Sayın Doç. Dr. Gökhan Akgüngör, Sayın Arş. Gör. Dr. Volkan Turp** olmak üzere kürsümüzün tüm değerli öğretim üyelerine,

İ.T.Ü Kimya ve Metalurji Fakültesi Malzeme Mühendisliği Bölümü'nün olanaklarından faydalanmamı sağlayan, değerli imkanlarını ve bilgisini benden esirgemeyen **Sayın Prof. Dr. Gültekin Göller'e**,

İ.T.Ü Kimya ve Metalurji Fakültesi Malzeme Mühendisliği Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarında SEM ve XRD analizlerinde bana yardımcı olan ve her türlü kolaylığı sağlayan **Sayın Hüseyin Sezer ve Sayın Talat Tamer Alpak'a**,

Doktora çalışmalarımda çok değerli emekleri bulunan ve beni daima anlayışla destekleyen sevgili arkadaşlarım **Ayşe Merve Türkmen, Eray Bal, Adnan Köse ve Nesrin Sönmez'e**,

Tüm hayatım boyunca bana güvenen, maddi manevi daima yanımda olan canım aileme sonsuz teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 16330

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİİ
ÖZET	XİV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. ZİRKONYUM	2
2.1.1. Zirkonyum Oksitin Mikroyapısı	3
2.1.1.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonyum Oksit.....	3
2.1.1.2. Parsiyel Stabilize Edilmiş Zirkonyum Oksit.....	3
2.1.1.3. Stabilize Zirkonyum Oksit	4
2.1.2. Zirkonyum Oksit Blokların Üretimi	4
2.1.2.1. Dry-pressed Zirkonyum Oksit (Green zirkonyum oksit)	4
2.1.2.2. Yarı Sinterlemiş Zirkonyum Oksit Bloklar	5
2.1.2.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonyum Oksit Bloklar.....	6
2.1.3. Zirkonyum Oksitin Mekanik Özellikleri.....	7
2.1.3.1. Stabilizatör Oksitin Miktarı.....	9
2.1.3.2. Zirkonyum Oksit Partiküllerinin Boyutu ve Şekli	9
2.1.3.3. Zaman.....	10
2.1.3.4. Isı.....	10
2.1.3.5. Nem	11
2.1.3.6. Aşındırma ve Yüzey Uygulama İşlemleri.....	11
2.1.4. CAD/CAM Sistemleri.....	12

2.1.4.1. Lava Sistemi.....	14
2.1.4.2. Everest Sistemi.....	14
2.1.4.3. Procera Sistemi.....	15
2.1.4.4. Cerec Sistemi	16
2.1.4.5. Cercon Sistemi	17
2.1.4.6. Zirkonzahn Sistemi	17
2.1.5. Zirkonyum Oksitin Estetik Özellikleri.....	18
2.1.5.1. Liner (Astar) Uygulaması	18
2.1.5.2. Renklendirici Solüsyon Uygulanması.....	18
2.1.5.3. Renkli Blok	19
2.2. IŞIK.....	21
2.2.1. Işığın kırılması, yansıması ve absorpsiyonu	21
2.2.1.1. Kırılma	21
2.2.1.2. Yansıma.....	22
2.2.1.3. Absorpsiyon	24
2.3. RENK.....	24
2.3.1. Renk Teorileri	24
2.3.1.1. Newton Teorisi.....	24
2.3.1.2. Young Teorisi.....	25
2.3.2. Renk Sistemleri	26
2.3.2.1. Munsell Renk Sistemi	26
2.3.2.2. CIELAB Renk Sistemi.....	30
2.3.3. Işık ve Renk ile İlgili Temel Kavramlar	32
2.3.3.1. Opaklık Özelliği	32
2.3.3.2. Transludentlik Özelliği	33
2.3.3.3. Transparanlık Özelliği.....	35
2.3.3.4. Floresans Özelliği.....	35
2.3.3.5. Fosforesans Özelliği.....	35
2.3.3.6. Opalesans Özelliği	36
2.3.3.7. Metamerizm	36
2.3.4. Renk Ölçüm Yöntemleri	36
2.3.4.1. Görsel Renk Analizi.....	37
2.3.4.2. Aletli Renk Analizi	37

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	40
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	40
3.2. Deney Örneklerinin Elde Edilmesi	41
3.3. Renklendirici Solüsyon Uygulaması.....	44
3.4. Örneklerin Sinterlenmesi	45
3.5. Renklendirici Solüsyonların Kimyasal Analizi	47
3.6. Örneklerin Transludentlik Ölçümlerinin Yapılması.....	47
3.6.1. Transludentlik Parametresinin Belirlenmesi	49
3.7. Mekanik Dayanımın Ölçülmesi	49
3.8. Mikroyapı Analizi	51
3.9. X-Işını Difraksiyon Analizi	52
3.10. İstatistiksel Değerlendirme	53
4. BULGULAR.....	55
4.1. Transludentlik Bulguları.....	55
4.2. Bükme Dayanımı Bulguları	60
4.3. Renklendirici Solüsyonların Kimyasal Analiz Bulguları	65
4.4. X- Işını Difraksiyon Analizi Bulguları	66
4.5. Mikroyapı Analizi Bulguları.....	71
5. TARTIŞMA	77
KAYNAKLAR	89
ÖZGEÇMİŞ	104

TABLolar LİSTESİ

Tablo 4-1: Renklere göre ortalama TP değeri ve standart sapmaları	55
Tablo 4-2: Renklere göre TP değeri ortalamaları arasındaki farkın Tukey HSD test sonuçları.....	57
Tablo 4-3: Farklı sinterleme sıcaklıklarına göre TP değeri ortalamaları ve standart sapmaları.....	57
Tablo 4-4: Renklendirilen gruplarda farklı sinterleme sıcaklıklarına göre TP değeri ortalamaları ve standart sapmaları	58
Tablo 4-6: Farklı renklerde elde edilen biaksiyel bükme dayanımı değeri ortalamaları	61
Tablo 4-7: Renklere göre biaksiyel bükme dayanımı değeri arasındaki farkların Tukey HSD test sonuçları	62
Tablo 4-8: Farklı sıcaklıklarda biaksiyel bükme dayanımı ortalama değeri ve standart sapmaları.....	63
Tablo 4-9: Farklı renklerde farklı sinterleme sıcaklıklarına göre biaksiyel bükme dayanımı ortalama değeri Tukey HSD test sonuçları.....	64
Tablo 4-10: Renk solüsyonlarının elementel analiz sonuçları.....	65
Tablo 4-12: Farklı gruplarda EDS ile analiz edilen Y_2O_3 miktarı.....	71

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Baskı kuvvetleri sonucu oluşan transformasyon sertleşmesinin şematik çizimi	8
Şekil 2-2: Elektromanyetik enerji spektrumu	21
Şekil 2-3: Işığın kırılma indisi	22
Şekil 2-4: Işığın düzgün yansıması	23
Şekil 2-5: Işığın dağınık yansıması.....	23
Şekil 2-6: Işığın prizmada kırılması.....	25
Şekil 2-7: Üç ana rengin birleşerek beyaz ışığı oluşturması.....	25
Şekil 2-8: Munsell'in renk tonu (Appalachian State University, t.y)	27
Şekil 2-9: Renk değeri (Color Academy, t.y)	28
Şekil 2-10: Renk yoğunluğu (kroma) (Color Academy, t.y)	29
Şekil 2-11: Renk değeri ve yoğunluğu (Appalachian State University, t.y).....	30
Şekil 2-12: CIE L^* a^* b^* koordinatları ve renk sistemi)	31
Şekil 2-13: Kontrast oran (Y_b/Y_w) ölçümü	33
Şekil 3-1: Silikon kalıp ve akrilik reçine materyali	41
Şekil 3-2: Silikon kalıba alınmış akrilik materyali ve akrilik maket	41
Şekil 3-3: Tarama platformuna yerleştirilen altyapı maketi	42
Şekil 3-4: Taranan örneğin düzenlendiği Kavo Everest bilgisayar yazılımı	42
Şekil 3-5: Kavo Everest ZS blok	43
Şekil 3-6: Everest Engine (aşındırma ünitesi)	43
Şekil 3-7: Aşındırması tamamlanmış altyapı.....	44
Şekil 3-8: Vita YZ renk solüsyonları	44
Şekil 3-9: Altyapıların renklendirilmesi	45
Şekil 3-10: Everest Therm (sinterleme fırını).....	46
Şekil 3-11: Tamamlanmış Everest Altyapı	46
Şekil 3-12: Altyapı kalınlığının ölçülmesi.....	47
Şekil 3-13: Vita EasyShade Advance	48
Şekil 3-14: Beyaz zemin üzerinde L^* , a^* ve b^* değerlerinin ölçülmesi	48
Şekil 3-15: Siyah zemin üzerinde L^* , a^* ve b^* değerlerinin ölçülmesi	48
Şekil 3-17: Biaksiyel Bükme Testi düzeneği.....	50
Şekil 3-18: Karbon Kaplama ve Platin Kaplama Cihazı	51

Şekil 3-19: Alan Saçılması Tarama Elektron Mikroskobu (SEM)	52
Şekil 3-20 X- Işını Difraksiyon Analizi Cihazı	53
Şekil 4-1: Renklere göre TP değerleri ortalamaları	56
Şekil 4-3: Farklı renklerin farklı sinterleme sıcaklıklarında ortalama TP değerleri	60
Şekil 4-4: Farklı renklerde biaksiyel bükme dayanımları ortalama değerleri	61
Şekil 4-5: Farklı renklerde farklı sinterleme sıcaklıklarına göre biaksiyel bükme dayanımı ortalama değerleri	63
Şekil 4-6: Farklı renklerde farklı sinterleme sıcaklıklarında biaksiyel bükme dayanımlarının ortalama değerleri	65
Şekil 4-7: Light solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	67
Şekil 4-8: Light solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	67
Şekil 4-9 Intense solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	67
Şekil 4-10: Intense solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	68
Şekil 4-11: Medium solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	68
Şekil 4-12: Medium solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	68
Şekil 4-13: Neutral solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	69
Şekil 4-14: Neutral solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	69
Şekil 4-15: Kontrol grubu 1350 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi .	69
Şekil 4-16: Kontrol grubu 1500 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi .	70
Şekil 4-17: Grupların karşılaştırmalı X-ışını difraksiyon analizi	70
Şekil 4-18: Light solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin.....	72
Şekil 4-19: Light solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü	72
Şekil 4-20: Intense solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü	73

Şekil 4-21: Intense solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü	73
Şekil 4-22: Medium solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü	74
Şekil 4-23: Medium solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C sinterlenen örneğin SEM görüntüsü	74
Şekil 4-24: Neutral solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü	75
Şekil 4-25: Neutral solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü	75
Şekil 4-26: Kontrol grubu 1350 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü	76
Şekil 4-27: Kontrol grubu 1500 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü	76

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Y-TZP: Yttrium ile stabilize zirkonyum oksit polikristali

CAD/CAM: (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)
Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim

t-m: Tetragonal monoklinik faz dönüşümü

HIP: (Hot Isostatic Pressing) Isı ile Presleme

XRD: (X-ray Diffraction) X-ışını Difraksiyon Analizi

EDS:(Energy Dispersive Spectrophotometry) Enerji Dağılım Spektrofotometresi

SEM: (Scanning Electron Microscope) Alan Saçılımı Tarama Elektron
Mikroskobu

TP: Translulentlik Parametresi

CR: Kontrast Oran

SFM: Spektrofotometre

ΔE: Renk Değişimi

mm: Milimetre

μm: Mikrometre

MPa: Megapaskal

nm: Nanometre

ppm: (par perts million) mg/L

ÖZET

Gül B, Zirkonya Altyapı Üzerine Yapılan İşlemlerin Mekanik ve Estetik Etkilerinin İn Vitro Olarak İncelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2012

Yttrium ile stabilize zirkonyum oksit (Y-TZP) seramikleri, yeterli mekanik özellikleri nedeni ile tam seramik kuron ve köprü protezlerinde altyapı materyali olarak kullanılmaktadır. Ancak polikristalin yapısı nedeniyle opasitesinin fazla olması materyalin estetik özelliklerini kısıtlamaktadır. Zirkonyum oksit materyalinin estetik özelliklerini geliştirmek amacı ile altyapılar farklı yöntemlerle renklendirilmektedir.

Zirkonyum oksit materyalinin üretim aşamasındaki sinterleme sıcaklığı, partikül boyutu, stabilizatör oksit miktarı gibi birçok faktör materyalin estetik ve mekanik özelliklerini etkilemektedir.

Bu çalışmanın amacı zirkonyum oksit altyapının solüsyonla renklendirilmesinin ve farklı sıcaklıklarda sinterlenmesinin materyalin estetik ve mekanik özellikleri üzerine etkilerini incelemektir.

Çalışmada zirkonyum oksit bloklardan CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) sistemi kullanılarak 1mm kalınlığında ve 15mm çapında örnekler hazırlanmıştır. Örnekler 4 farklı solüsyon kullanılarak renklendirilmiştir. Renklendirilmemiş örnekler kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Sinterleme sırasında iki farklı sıcaklık uygulanmıştır. Hazırlanan örneklerin translusentlik değerleri spektrofotometre yardımı ile elde edilen veriler doğrultusunda belirlenmiştir. Mekanik direncin ölçülmesinde biaksiyel bükme testi kullanılmıştır.

Anahtar Kelimeler : Y-TZP, Estetik, XRD, Translusentlik Parametresi, Spektrofotometre

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 16330

ABSTRACT

Gül B. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics.
PhD Thesis. İstanbul.2012.

Yttrium stabilized zirconia (Y-TZP) ceramics are used in all ceramic fixed prosthodontics as a substructure due to their sufficient mechanical properties. However, the polycrystalline content causes high opacity which negatively effects the esthetic properties of the material. To improve the esthetic properties of zirconium oxide material, substructures can be shaded with different methods.

Factors in manufacturing procedure such as sintering temperature, particle size, quantity of stabilizer oxide can effect the esthetic and mechanical properties of zirconium oxide material.

The aim of this study is to investigate the effects of shading with solution and sintering with different temperatures on the esthetic and mechanical properties of zirconium oxide material.

In this study samples, 1mm in thickness and 15mm in diameter were fabricated by CAD/CAM system. Four different shading liquid used for colored samples and uncolored samples were used as control group. Two different sintering temperature were performed . Translucency parameter was measured by spectrophotometer. Biaxial flexural test was used to determine the mechanical properties of material.

Key Words: Y-TZP, Esthetics, XRD, Translucency Parameter, Spectrophotometer

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 16330

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik diş hekimliğinde, materyal ve teknolojideki gelişmeler estetik beklentileri arttırmıştır. Metal destekli restorasyonlar en yaygın uygulanan sabit protetik restorasyonlar olmalarına rağmen, özellikle estetiğin ön plana çıktığı bölgelerde metal altyapıları nedeniyle estetiği sağlamada yetersiz kalmaktadır (Al- Wahadni ve ark. 2002; Zhang ve ark. 2004).

Günümüzde zirkonyum oksit materyali, yeterli mekanik ve biyolojik özellikleri nedeniyle protetik dişhekimliğinde kuron ve köprü protezlerinin altyapılarında sıklıkla kullanılmaktadır (Denry ve Kelly 2008). Materyalin estetik özellikleri metal seramik altyapılarla karşılaştırıldığında daha başarılı sonuçlar göstermekle birlikte ön bölge restorasyonlarında kullanılabilmeleri için estetik özelliklerinin geliştirilmesi gerekmektedir (Okamura ve ark. 2004). Bu amaçla zirkonyum oksit materyali farklı yöntemlerle renklendirilmektedir. Solüsyon uygulaması, liner (astar) materyali uygulaması ve üretim aşamasında metal oksitlerin zirkonyum oksit tozuna eklenmesi zirkonyum oksitin renklendirilmesi için kullanılmaktadır (Aboushelib ve ark. 2008).

Zirkonyum oksit materyalinin estetik ve mekanik özellikleri birçok faktörden etkilenmektedir. Renklendirme, sinterleme sıcaklığı, partikül boyutu, porozite miktarı, faz değişimleri, stabilizatör oksit oranı gibi faktörlerin yanısıra yapı üzerine uygulanan aşındırma ve kumlama gibi birçok işlem de materyalin mekanik direnci ve estetik özellikleri üzerinde etkili olmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999; Saygılı ve Sahmali 2003).

Sinterleme sıcaklığının artırılmasının materyal içerisindeki porozite miktarını azaltarak yapının yoğunluğunu arttırdığı, materyalin mekanik direncini ve translusentlik özelliklerini geliştirdiği bildirilmiştir (Jiang ve ark. 2011). Ancak bu alanda yapılan araştırma sayısı yetersizdir.

Bu tez çalışmasının amacı solüsyonla renklendirme işleminin ve sinterleme sıcaklığının değiştirilmesinin materyalin estetik, mekanik özelliklerine olan etkilerini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. ZİRKONYUM

Zirkonyum atom numarası 40, sembolü Zr ve atomik ağırlığı 91,22 olan ve periyodik cetvelin 4B grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Zirkonyum Arapça’da altın renginde anlamına gelen ‘zargun’ kelimesinden türemiştir. İlk olarak 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı değerli taşların ısıtılması sonucu oluşan reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur (Piconi ve Maccauro 1999).

Materyalin yoğunluğu $6,49 \text{ g/cm}^3$, erime noktası 1852°C ve kaynama noktası 3580°C ’dir. Heksagonal kristal yapıya sahip zirkonyum grimsi bir renge sahiptir. Zirkonyum doğada serbest olarak değil sıklıkla mineralleri şeklinde bulunur. Bilinen mineralleri; zirkonyum silikat (ZrSiO_4) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)’tir. Zirkonyum oksitin diğer adları zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit’tir (Lindemann 2000; Piconi ve Maccauro 1999).

Sertlik, aşınma direnci gibi yüksek mekanik özellikleri yanında ısısal değişimlere dayanıklılığı ve korozyona direnci nedeniyle önceleri endüstride kullanılmıştır. Biyomateryal olarak kullanımına ise, 1960’lı yıllarda başlanmıştır (Christel ve ark. 1988; Clarke ve ark. 2003).

Zirkonyum oksit, 1990’ların başında diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır.

Diş hekimliğinde zirkonyum oksit;

- Kuron ve köprü protezlerinde alt yapı materyali olarak,
- Ortodontik braketlerde,
- Post-core sistemlerde,
- İmplant dayanaklarında,
- İmplantlarda kullanılır (Keith ve ark. 1994; Meyenberg ve ark. 1995; Wohlwend ve ark. 1996; Kern ve Wegner 1998; Kohal ve Klaus 2004).

2.1.1. Zirkonyum Oksitin Mikroyapısı

2.1.1.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonyum Oksit

Zirkonyum oksit üç farklı kristal yapıya sahip bir materyaldir. Bunlar monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (k) fazlardır. Saf zirkonyum; oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve 1170°C 'ye kadar bu faz stabildir. Bu sıcaklık değerinin üzerine çıkıldığında 1170-2370°C arasında stabil olan tetragonal forma, 2370°C'nin üzerinde ise yapı kübik forma geçmektedir (Christel ve ark. 1989). Zirkonyum oksit fırınlama sıcaklığında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (Kelly 2004). Fırınlamanın ardından soğuma sırasında tetragonal-monoklinik faz değişimi (t-m faz dönüşümü) meydana gelir. Bu değişim esnasında %3-5'lik hacim artışı gerçekleşir (Garvie ve ark. 1975). Bu hacim artışı sonucunda yapı içerisinde var olan çatlakların uçlarında baskı gerilimleri meydana gelir. Oluşan bu baskı gerilimleri materyal içerisindeki daha büyük çatlakların ilerlemesine engel olur ve direnç artar (Piconi ve Maccauro 1999; Gupta ve ark. 1978; McLaren ve White 1999; Tinschert ve ark. 2001). Bu nedenle zirkonyum oksitin oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. Ancak tetragonal faz yüksek sıcaklıklarda stabildir. Tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilize edilmesi için yapıya çeşitli metal oksitler ilave edilir ve böylece parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum oksit oluşur (Luthardt ve ark. 1999; Meyenberg ve ark. 1995; Piconi ve Maccauro 1999).

2.1.1.2. Parsiyel Stabilize Edilmiş Zirkonyum Oksit

İlk olarak Ruff ve ark.; 1929 yılında ısıtma işlemleri sonucu oluşan kübik fazın oda sıcaklığında stabil kalabilmesi için, saf zirkonyuma düşük oranlarda CaO ilave etmişlerdir. Daha sonraki yıllarda yapının içerisine CaO yerine ısıtma işlemleri esnasında faz değişimine uğramayan MgO, CeO₂ ve Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilmiştir (Christel ve ark. 1989; Piconi ve ark. 1999). Birkaç fazı aynı anda yapısında barındırır ancak oda sıcaklığında majör faz olarak genelde kübik fazdan oluşur, minör faz olarak da tetragonal ve monoklinik fazlar içerir. Partikül boyutunun büyük olması (30-40 µm) buna bağlı olarak porozitesinin ve sinterleme sıcaklığının yüksek olması bu malzemelerin kullanımını azaltmıştır (Piconi ve Maccauro 1999; Tinschert ve ark. 2001).

Günümüzde diğer metal oksitlere göre daha üstün mekanik özellikleri sebebiyle, stabilizatör oksit olarak Y₂O₃ kullanılmaktadır. Saf zirkonyuma %2-3 oranında Y₂O₃

ilave edildiğinde çok ince partikül yapısında, oda sıcaklığında tetragonal fazdan oluşan ve diş hekimliğinde kullanılan tetragonal zirkonyum oksit polikristali Y-TZP elde edilir (Christel ve ark. 1989). Tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu geri dönebilen bir olgudur ve yapı içerisinde tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerji bulunmaktadır (Kelly 2004; Tinschert ve ark. 2001). Materyalin mekanik özellikleri, partikül boyutu ve eklenen Y_2O_3 miktarına bağlıdır. Oda sıcaklığında stabil tetragonal fazda bir yapı elde etmek için partikül boyutu 0,8 μm 'den küçük olmalıdır. Y-TZP seramiklerin bükme direnci 900-1200 MPa, elastiklik katsayısı ise yaklaşık 200 MPa'dır. Bu özellikleri sayesinde Y-TZP seramikleri tam seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (Derand ve ark. 2000).

2.1.1.3. Stabilize Zirkonyum Oksit

Saf zirkonyumun içerisine %16 CaO, %16 MgO ve %8 Y_2O_3 ilave edilmesiyle tam stabilize zirkonyum oksit elde edilir. Kristal yapı sertliği ve termal şok direnci yüksektir. Sertlik değerinin yüksek olması nedeniyle makine seramiklerinde ve aşındırıcı olarak kullanılır (Garvie ve ark. 1975).

2.1.2. Zirkonyum Oksit Blokların Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum oksit bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmalarına rağmen farklı şekilde elde edilebilirler. Burada kullanılacak yöntem, materyalin partikül boyutunu, porozite miktarını ve mikro çatlakların dağılımını etkileyerek mekanik özellikleri değiştirebilir. Üretim şekline göre yttria içeren zirkonyum oksit bloklar 3 grupta incelenir.

2.1.2.1. Dry-pressed Zirkonyum Oksit (Green zirkonyum oksit)

Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim aşamasında materyalin, herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan sadece basınç uygulanarak sıkıştırılması ile hazırlanır. Bloklar tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşaktır. Bu yüzden aşındırma işlemleri oldukça hızlı yapılabilir. Aşındırma safhasından sonra restorasyon sinterleme işlemine tabi tutulur (Denry ve Kelly 2008).

Sinterleme

Sinterleme, yüksek erime sıcaklığına sahip malzemelerin üretiminde uygulanan bir ısıl işlemdir. Birbirine temas eden parçacıkların yüksek sıcaklıklarda birbirine

bağlanması, erimeden birleşmesidir. Bu bağlanma, erime sıcaklığının altında katı halde atom hareketleri ile oluşabilir. Sinterleme materyalin yoğunlaştırılmasını, mekanik, fiziksel ve ısısal özelliklerinin geliştirilmesini sağlayan bir işlemdir. Toz metalurjisinde ve seramik üretim teknolojisinde sıklıkla kullanılır. Başlıca katı hal ve sıvı faz olmak üzere iki gruba ayrılır. Daha hızlı ve homojen ısınan malzeme elde etmek için farklı sinterleme yöntemleri geliştirilmiştir. Uygulanan yöntemlere göre 6 farklı grupta incelenebilir (Çavdar ve Atik 2011).

Sinterleme Fırını (Parti fırınlar, sürekli fırınlar)

İndüksiyonla sinterleme

Mikrodalga ile sinterleme

Plazma sinterleme

Lazer sinterleme

Deşarj sinterleme

Zirkonyum oksit bloklar sinterleme yolu ile de elde edilebilir. Yapılan çalışmalarda zirkonyum oksit polikristallerinin farklı sıcaklıklarda, farklı sürelerde ve farklı yollarla sinterlenmesinin materyalin estetik ve mekanik özellikleri üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (Jiang ve ark. 2011; Hjerpe ve ark. 2009).

2.1.2.2. Yarı Sinterlemiş Zirkonyum Oksit Bloklar

Bu bloklar non-HIP veya presintered olarak adlandırılırlar. HIP kelimesi “Hot Isostatic Pressing” kelimesinin baş harflerinden oluşmaktadır. Isı ile presleme denilen bu işlem seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme tekniğidir (Guazzato ve ark. 2004b).

Zirkonyum oksit tozunun preslenerek blok haline getirilebilmesi için yapı içerisinde bağlayıcı madde bulunmaktadır. Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan zirkonyum oksit tozu, 1350- 1550 °C 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Bağlayıcı madde ön sinterleme işlemi sırasında elimine olmaktadır. Ön sinterleme aşamasında uygulanan sıcaklık derecesi ve ısıtma hızı materyalin özelliklerini etkilemektedir. Isıtma işleminin hızlı yapılması bağlayıcı maddenin hızlı eliminasyonuna ve sonucunda oluşan yanma ürünleri de üretilmekte olan blokta çatlaklara neden olabilmektedir (Filser 2001).

Ön sinterleme işlemindeki değişiklikler bloğun sertlik ve aşındırılabilirlik özelliklerini etkilemektedir. Bloğun kullanılabilirliği açısından belli sertlikte olması gerekir ancak sertliğin fazla olması aşındırma işlemini zorlaştıracaktır. Ön sinterleme işlemleri aynı zamanda yapının yüzey pürüzlülüğünü de etkilemektedir. Yüksek sıcaklık değerleri daha pürüzlü yüzeylerin oluşmasına sebep olmaktadır (Filser 2001).

Non-HIP bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Yapıyı daha yoğun hale getiren sinterleme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Seramiğin sinterlenmesi sırasında oluşan ortalama %25 büzülme, non-HIP zirkonyum oksit blokların üretimi sırasında henüz gerçekleşmediği için hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD/CAM sistemi kullanılarak ‘green machining’ olarak adlandırılan ‘ham şekillendirme’ işlemine tabi tutulurlar. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan altyapı 1000°C’de büzülmeye başlar. Azami sinterleme derecesi ise firmadan firmaya değişkenlik göstermekle birlikte 1350°C - 1500°C aralığındadır ve 2-5 saat süresince devam etmektedir. Sinterleme sırasında poröz zirkonyum oksit yapı normalden daha büyük hazırlanan modelajı karşılayacak şekilde yaklaşık % 20’lik bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir (Cales 1999).

Non-HIP zirkonyum oksit blokların üretilmesinde sinterleme işlemi aşındırma işleminin ardından yapıldığından, gerilimin başlattığı t-m faz dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan baskı gerilimleri dayanıklılığı arttırsa da, birçok üretici firma zirkonyum oksit üzerinde bu faz dönüşümünü arttırabilecek gerilimlere neden olan aşındırma ve kumlama işlemlerinin yapılmasını tavsiye etmemektedir (Guazzato ve ark. 2005).

HIP bloklara göre daha az zaman ve maliyetle şekillendirilebilmeleri ayrıca renklendirici solüsyonlarla renklendirilebilmeleri bu blokların avantajı olarak gösterilmektedir (Rieger ve ark. 2008).

2.1.2.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonyum Oksit Bloklar

HIP olarak adlandırılan tam sinterlenmiş zirkonyum oksit blokların üretiminde ilk aşama, materyalin yaklaşık 1300°C’ de sinterlenmesi ile %95 yoğunluğa ulaşmasının sağlanmasıdır. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400-1500°C arasında yüksek basınç altında, izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak

ısıtılır. Bu işlem sonunda yapı gri-siyah bir renk alır, devamında oksitlenip beyazlaşınca kadar atmosfer basıncı altında sinterlenmeye devam eder. Sinterleme işlemi tamamlandığında bu bloklar %99 yoğunluğa ulaşmaktadır (Blue ve ark. 2003).

HIP zirkonyum oksit bloklarda aşındırma işlemi yapılmadan önce sinterleme işlemi tamamlandığı için büzülme bu esnada gerçekleşmektedir. Bu nedenle altyapı üretimi sırasında daha hacimli değil, gerçek boyutlarında hazırlanır. Aşındırma işlemi sert bir yapı üzerinde gerçekleştirildiği için özel aşındırma üniteleri gerektirir ve uzun zaman alır (Blue ve ark. 2003; Denry ve Kelly 2008).

Aşındırma işlemi sırasında kullanılan frezlerin özelliği zirkonyum oksit yapısını etkilemektedir. Aşındırma özelliği fazla olan frezlerin kullanılması aşındırma süresini kısaltırken yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktadır (Yin ve ark. 2003; Yin ve Huang 2004). Seramiğin şekillendirilmesi sırasında yapılan aşındırma işlemleri yüzey tabakalarında t-m faz dönüşümüne sebep olmaktadır. Kalın grenli frezlerle yapılan aşındırma, derin çatlakların oluşmasına sebep olmakla birlikte yüzeyde m-t ters faz dönüşümünü tetikleyip, baskı kuvvetlerini azaltarak mekanik özelliklerde zayıflamaya sebep olmaktadır (Guazzato ve ark. 2005; Curtis ve ark. 2006). Kosmac ve ark. (1999) ise yaptıkları çalışmada, kumlama işleminin aşındırma işlemine oranla faz değişimini daha fazla tetiklediğini ve yapının direncini arttırdığını ortaya koymuşlardır (Kosmac ve ark. 1999).

HIP zirkonyum oksit blokların işlenmelerinin zor olması, materyalin mekanik özelliklerini de olumsuz yönde etkilemektedir. Bununla birlikte sinterleme büzülmesinin olmaması bu blokların avantajı olarak gösterilmektedir (Manicone ve ark. 2007).

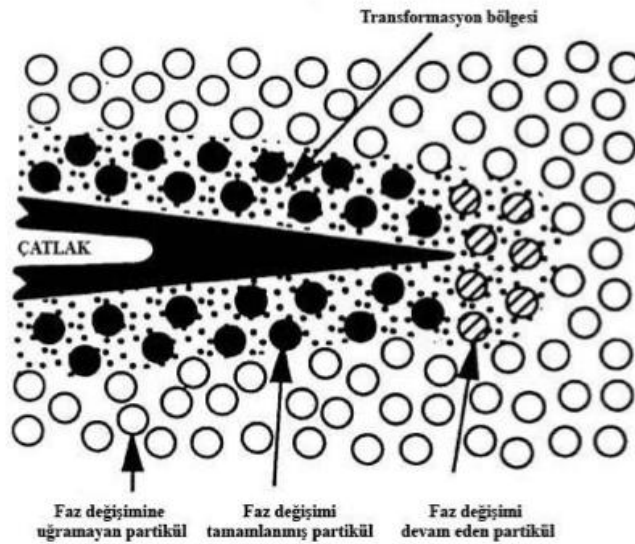
2.1.3. Zirkonyum Oksitin Mekanik Özellikleri

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

Isı genleşme katsayısı farkı: Zirkonyum oksit içindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı $6,5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ iken, kübik fazın ısı genleşme katsayısı $10,5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ dir. Aradaki bu fark ısı işlemler sırasında yapı içerisinde mikroçatlaklar oluşturarak bir iç gerilim

meydana getirir. Bu iç gerilim de ileride oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır ve çatlak ilerlemesini engelleyici bir etki gösterir (Piconi ve Maccauro 1999).

İç stres oluşumu: Parsiyel stabilize zirkonyum oksit materyalinde, tetragonal yapıdaki zirkonyum oksit partiküllerine baskı kuvveti uygulandığında; kübik matriks içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz, bu baskı sonucu daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu t-m faz dönüşümü sırasında kristallerde % 3-5 oranında oluşan hacim artışı yapı içerisinde var olan çatlakların uçlarında baskı gerilimleri meydana getirir. Oluşan bu baskı gerilimleri, materyal içerisindeki daha büyük çatlakların ilerlemesine engel olur ve materyalin dayanımını artırır (Piconi ve Maccauro. 1999; Gupta ve ark. 1978; McLaren ve White 1999; Tinschert ve ark. 2001) . Zirkonyuma yüksek kırılma dayanıklılığını veren ‘transformasyon sertleşmesi ‘ adı verilen bu özelliğidir (Evans ve Heuer 1980; Piconi ve Maccauro 1999) (Şekil 2-1).



Şekil 2-1: Baskı kuvvetleri sonucu oluşan transformasyon sertleşmesinin şematik çizimi

Zirkonyum oksitin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler;

- Stabilizatör oksitin miktarı
- Zirkonyum oksit partiküllerin boyutu ve şekli
- Zaman
- I_{S1}

- Nem
- Aşındırma ve yüzey uygulama işlemleridir.

2.1.3.1. Stabilizatör Oksitin Miktarı

Stabilizatör oksitin yapı içerisinde miktarının artması faz değişimini hızlandıran bir faktördür. Zirkonyum oksitin mekanik özelliklerini arttırmak için yapıya ilave edilen MgO, CaO ve Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitler düşük oranda olmalı ve homojen dağılması sağlanmalıdır (Robin ve ark 2002).

Yapılan çalışmalarda en yüksek mekanik özelliklerin, yapı içerisine %2 oranında Y_2O_3 ilave edilmesiyle elde edildiği görülmüştür. Bu oranın artırılması durumunda; tetragonal fazın oranı azalır, partikül boyutu artar ve bunun sonucunda yapının stabilitesi bozulur. Aynı zamanda Y_2O_3 oranının artırılması sinterleme sıcaklığını düşürür. Sinterlemenin düşük sıcaklıkta yapılması yapı içindeki porozite miktarını artırarak kırılma dayanımında azalmaya neden olur (Robin ve ark. 2002).

2.1.3.2. Zirkonyum Oksit Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

Zirkonyum oksit partiküllerinin boyutu ve şekli; mekanik özellikleri etkileyen faktörlerden biridir. İdeal kırılma dayanıklılığı için, materyalin partikül boyutunun 0,3 μm olması gerektiği bildirilmiştir (Heuer 1982). Stabilizatör oksit miktarının artırılması, partikül boyutunun artmasına ve yapının mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olmaktadır. Partikül boyutunun artması ile t-m faz dönüşümü meydana gelir. Bu değişim; yapının içindeki partikül dağılımının ince taneli ve homojen olmasıyla önlenabilir (Piconi ve Maccauro 1999). Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma dayanımı elde edebilmek için %2 Y_2O_3 ilave edilmesi ve 0,3 μm gren boyutu idealdir (Piwowarczyk ve ark. 2005).

Eşit partikül boyutuna sahip iki materyalin kırılma ve bükme dayanımı ise, poroziteye bağlı olarak değişmektedir. Yapı içerisinde porozite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zayıflamaktadır. Porozite miktarı çatlak ilerlemesi üzerinde de etkilidir (Kern ve Wegner 1998). Eğer yapı içerisinde porozite miktarı fazlaysa, çatlak ilerlemesi küçük partiküller arasındaki boşluklardan başlar. Bu durum malzemenin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir (Matinlinna ve ark. 2004).

2.1.3.3. Zaman

Seramiklerin uzun dönem stabiliteleri; çatlak ilerlemesine ve nem ile oluşan korozyona bağlıdır. Y-TZP gibi cam matris içermeyen polikristalin yapılar; nemli ortamlarda zamanla yaşlanmaya eğilimlidir. Yaşlanma mekanik özelliklerin bozulması, yapı içerisinde tetragonal fazın devamlı olarak monoklinik faza dönüşmesi olarak tanımlanmaktadır. Bu davranışın nem varlığında 200°C üzerindeki sıcaklıklarda meydana geldiği bildirilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Swab (1991) yaşlandırma aşamalarını şu şekilde özetlemiştir:

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

Mekanik özelliklerin zayıflaması tüm Y-TZP seramikleri için aynı değildir. Yaşlanma davranışındaki bu değişkenlik yapı içerisindeki yttria miktarı ve dağılımı, partikül büyüklüğü, çatlak varlığı ve dağılımı gibi farklılıklara bağlıdır (Piconi ve Maccauro 1999). Ayrıca materyalin üretimi sırasında yapılan değişiklikler (Ör: ısı ve zaman) materyalin yapısını ve yaşlanmaya olan direncini etkiler (Chevalier 2006).

2.1.3.4. Isı

Isı artışı Y-TZP'nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilmektedir. Bunun nedeni t-m faz dönüşümüdür (Sato ve ark. 2007). Bu faz dönüşümünün ortaya çıkması için 200-300°C'lik kritik bir sıcaklık aralığı belirlenmiştir (Zhu ve Zhang 1999). Materyalin 100- 400°C sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulması sonucu ortaya çıkan t-m faz dönüşümüne 'düşük ısı bozunması' (LTD- low temperature degradation) denir.

Ortamda nemin de var olması durumunda ise t-m faz dönüşümü artacaktır (Saldana ve ark. 2003; Swab 1991).

2.1.3.5. Nem

Çalışmalarda elde edilen sonuçlara göre nem tek başına zirkonyum oksitin mekanik direncini etkileyen bir faktör değildir. Bununla birlikte, yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiğinde t-m faz dönüşümünün arttığı çeşitli çalışmalarla bildirilmiştir. Ancak düşük ısı bozunması olayında nemin etkisi tam olarak açıklanamamaktadır (Piconi ve ark. 1998).

2.1.3.6. Aşındırma ve Yüzey Uygulama İşlemleri

Aşındırma

Zirkonyum oksite aşındırma ve kumlama gibi dış kuvvetler uygulandığında t-m faz dönüşümü gerçekleşir (Guazzato ve ark. 2005). Aşındırma işlemleriyle yüzeyde oluşan tabakada artık baskı gerilimleri oluşur ve bu gerilimler materyalin bükme dayanımını artırır. Ancak bu tabakanın kalınlığının aşırı artması yüzeyin altında çatlak oluşumlarına neden olabilir (Denry ve Holloway 2006). Kosmac'a göre bu çatlakların uzunluğu, yüzeyde aşınma sonucu oluşan baskı tabakasını aşarsa materyalin dayanıklılığı azalır (Kosmac ve ark 1999). Bu işlemlerin materyalin mekanik özelliklerinde meydana getirdiği değişiklikler kullanılan elmas frezlerin aşındırıcı özelliği, gren sayısı ve şekli ayrıca t-m faz dönüşümüne uğrayan zirkonyum oksitin hacmine bağlıdır (Luthard ve ark. 2004). Öte yandan aşındırma işlemi sırasında ortaya çıkan yüksek ısı ve gerilimler materyalin bükme dayanımı üzerinde etkilidir. Isı miktarı arttıkça tersine m-t faz dönüşümü gerçekleşir (Ardlin 2002).

Kumlama

Kumlama, aşındırmaya göre daha hassas bir yüzey işlemidir. Kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırılmakta, ısı artışı ve yüzeyde oluşan gerilim yüksek boyutlara ulaşmamaktadır. Kumlama ile oluşan çatlaklar yüzeyde meydana gelen tabakayı geçemediklerinden kumlama işlemi materyalin bükme dayanımını arttırmaktadır (Blatz ve ark. 2004).

Kosmac ve ark. (1999) yaptıkları çalışmada aşındırma işleminin zirkonyum oksit örneklerin bükme dayanımını azalttığı, kumlama işleminin ise bükme dayanımını arttırdığını ortaya koymuşlardır (Kosmac ve ark. 1999). Guazzato ve ark. (2005)

zirkonyum oksit örnekler üzerine farklı yüzey işlemleri uyguladıkları bir çalışmada kumlama işlemi yapılan grubun bükme dayanımının artmasının kumlamadan sonra monoklinik faz içeriğinin önemli derecede artmasına (%9,5) bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Dönüşüme uğrayan monoklinik fazın yüzeyde baskı tabakası oluşturarak, kumlamayla oluşan çatlakların yapının dayanımını bozmasına engel olduklarını belirtmişlerdir (Guazzato ve ark. 2005).

Cilalama

Cilalamanın zirkonyum oksitin yaşlanmasına etkisini inceleyen çalışmalarda farklı sonuçlar bulunmuştur. Papanagiotou ve ark. (2006), zirkonyum oksit örnekleri cilalama yapıldığında uygulanan kuvvetin faz dönüşümünü başlatacak büyüklükte olmadığını ve işlem sırasında açığa çıkan ısı artışının da tersine dönüşüme neden olabilecek kadar yüksek miktarda olmadığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar yaptıkları çalışmada cilalamanın materyalin dayanımında bozulmaya sebep olmadığını ve bu işlemin üretim esnasında yüzeyde oluşan çatlakların büyüklüğünü azaltarak bükme dayanımını arttırabileceğini bildirmişlerdir (Papanagiotou ve ark. 2006).

Deville ve ark. (2006) ise üretim veya cilalama sırasında oluşan bazı derin mikroçatlakların, yüzeyin 20 µm altındaki derinliğe kadar iç gerilimlere sebep olabileceğini ve sonuçta yaşlanmayı olumsuz etkileyebileceğini bildirmişlerdir (Deville ve ark. 2006).

2.1.4. CAD/CAM Sistemleri

Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri 1980'li yılların başlarında diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistemlerin geliştirilmesindeki amaç, restorasyonların daha yüksek kalitede ve daha uygun bir maliyetle elde edilmesidir. Alümina ve zirkonyum oksit esaslı seramikler gibi yüksek dirence sahip seramiklerin sadece CAD/CAM sistemleri ile üretilmesi bu sistemlere olan ilgiyi arttırmıştır (Strub ve ark. 2006).

Bütün CAD/CAM sistemleri başlıca 3 aşamada üretim yapmaktadır:

- Verilerin elde edilmesi
- Restorasyonun tasarımı (CAD)

- Restorasyonun üretimi (CAM) (Strub ve ark. 2006).

Verilerin Elde Edilmesi

Diş hekiminin yaptığı diş hazırlığının, komşu dişlerin ve okluzyondaki dişlerin geometrisinin ağız ortamından veya model üzerinden taranması işlemidir. Verilerin elde edilmesi aşaması CAD/CAM sistemleri arasında farklılık göstermektedir. CEREC sisteminde (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) intraoral olarak dijital 3 boyutlu tarayıcı kullanılmaktadır. Mevcut olan diğer CAD/CAM sistemlerinde ise veriler, mekanik veya optik tarayıcıların modelleri taraması ile elde edilmektedir (Strub ve ark. 2006).

Mekanik tarayıcılarda uç kısımda yer alan bir küre, iğne ucu ya da pin aracılığıyla model taranır ve prepare edilen bölgenin haritası çıkartılır. Optik tarayıcıların çoğu harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken, lazer projeksiyonu, beyaz ışık ya da renkli ışık ile tarama yapılır. Hızlı ve yüksek çözünürlükte veri elde edilebilmesi optik tarayıcıların avantajlarıdır. Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (Strub ve ark. 2006).

Restorasyonun Tasarımı

Restorasyonun 3 boyutlu olarak bilgisayar ekranında tasarlanmasına olanak veren birçok CAD yazılımı bulunmaktadır. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan şablonları direkt olarak kullanabileceği gibi, modifikasyonlar oluşturarak kendi tasarımını da yapabilmektedir. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlamaktadır (Strub ve ark. 2006).

Restorasyonun Üretimi

Bilgisayar kontrolünde olan frezeleme ve aşındırma makineleri yardımıyla restorasyonun oluşturulmasıdır. Restorasyon, sistem için hazırlanmış bloklardan frezelenerek elde edilir. Bilgisayar destekli üretim yapan cihazlar 3 akslı, 4 akslı ve 5 akslı olmak üzere 3 çeşittir. Kural olarak CAM aşamasından sonra bazı manuel

düzeltilmeler, renklendirmeler ve üstyapı uygulamaları diş teknisyeni tarafından yapılır (Beuer ve ark. 2008).

2.1.4.1. Lava Sistemi

2002 yılında 3M ESPE (Seefeld, Almanya) tarafından piyasaya sürülmüş olan sistemde yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklar kullanılır. Sistem özel bir tarayıcı (Lava Scan), yazılım, bilgisayar destekli freze ünitesi (Lava Form) ve sinterleme fırınından oluşmaktadır (Piwowarczyk ve ark. 2005).

Laboratuvarda model elde edildikten sonra optik tarayıcı modeli 3 boyutlu olarak tarar. Elde edilen veriler bilgisayara aktarılır, alt yapı sistem parametrelerine göre tasarlanır ve freze ünitesinde yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklardan geniş bir şekilde aşındırılır. Lava Therm sinterleme fırınında, 1500°C’de 11 saat sinterlenir. Alt yapılara Lava Ceram üstyapı porseleni uygulanarak restorasyona son şekli verilir (Piwowarczyk ve ark. 2005).

Lava sistemi ile ön ve arka bölge kuron ve 3-4 üyeli köprü protezleri, inley, onley, kanatlı köprü protezlerinin yapımı mümkündür (Piwowarczyk ve ark. 2005).

2.1.4.2. Everest Sistemi

Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sistemi tarama ve tasarım ünitesi (Everest Scan Pro, Everest Energy), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırını (Everest Therm) olmak üzere 3 ünitelerden oluşmaktadır (Kavo Everest Elements Brochure 2009).

Sistemin kendisine ait hem yarı sinterlenmiş (Kavo Everest ZS-Blank), hem de tam sinterlenmiş (Kavo Everest ZH- blank) zirkonyum oksit blokları mevcuttur. Bu blokların yanı sıra sistemde titanyum blokları (T blok), lösit ile güçlendirilmiş cam seramik blokları (G blok), lityum disilikat seramik bloklar (Ips e-max CAD blok) ve kompozit bloklar (C-Temp Blok) aşındırılabilir (Kavo Everest Elements Brochure 2009).

Model, tarama ünitesinde optik olarak 3 boyutlu taranır. Model taraması yapılabildiği gibi mum maket taraması, yalancı kök ve okluzal yüzey taraması da yapılabilmektedir. Tarayıcı ünite birçok açıdan görüntü alabilecek şekilde hareketlidir (Kavo Everest Elements Brochure 2009).

Bilgisayar, tarayıcıdan gelen bilgilere göre altyapı tasarımı yapar. Restorasyon üzerinde değişiklik yapmak mümkündür. Bu aşamada altyapı kalınlığı, kontakt noktaları, kenar bitirme şekli ve siman aralığı gibi özellikler belirlenir (Kavo Everest Elements Brochure 2009).

Everest sistemi birçok CAD/CAM sisteminden farklı olarak 5 eksen teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Aşındırma işlemi restorasyonun iç yüzeyinden başlar. Ardından bu alana reçine doldurularak restorasyon sabitlenir ve dış yüzey aşındırması tamamlanır. 1500°C’ de 12 saatte sinterleme işlemi gerçekleştirilir. Altyapılar tamamlandıktan sonra üstyapı işlemlerine geçilir (Kavo Everest Elements Brochure 2009).

Everest sistemi ile; inley, onley, laminate veneerler, ön ve arka bölge kuron protezleri ve 14 üyeye kadar köprü protezlerinin yapımı mümkündür (Leinfelder ve ark. 1989; Polansky 1999).

2.1.4.3. Procera Sistemi

Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) sistemi; ilk olarak kuron ve köprü protezlerinin yapımında kullanılmak üzere titanyum altyapılar üretmek amacıyla 1986 yılında geliştirilmiştir. 1993 yılında ise yoğun sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit içeren seramik altyapılar Procera Allceram sistemi ile üretilmeye başlanmıştır (Rekow 1991; Andersson ve Oden 1993). Procera Allzirkon blokları 2001 yılında üretilmeye başlanmıştır (Procera Allceram Brochure 2010).

Procera sisteminin kullanılabilmesi için; özel bir tarayıcıya (Scanner), taranan bilgilerin değerlendirildiği özel bir yazılıma (Procera software), gelişmiş bir bilgisayara ve internet bağlantısına ihtiyaç duyulmaktadır (Andersson ve Oden 1993). Procera sistemine ait bilgisayar destekli tasarım ünitesi (CAD) laboratuvarında mevcutken, bilgisayar destekli üretim ünitesinin (CAM) biri ABD’de, diğeri İsveç’tedir. Laboratuvarında modeller 3 boyutlu olarak taranır. Altyapı materyali seçildikten sonra; taranan görüntü internet aracılığı ile Nobel Biocare Procera Sandvick’e gönderilir. Altyapı burada hazırlanır. Daha sonra laboratuvarında sistemle uyumlu seramik materyali kullanılarak üstyapı hazırlanır. Glazür işleminin ardından restorasyon tamamlanır (Russell ve ark. 1995; Ottl ve ark. 2000).

Procera sistemi ile; alüminyum oksit altyapılı restorasyonlar, zirkonyum oksit altyapılı restorasyonlar, titanyum altyapılı restorasyonlar ve implantüstü titanyum altyapılar üretilebilir (Procera Allceram Brochure 2010).

2.1.4.4. Cerec Sistemi

Açılımı ‘Ceramic Reconstruction’ olan Cerec (Sirona, Beinsheim, Almanya) sistemi; Brains A.G tarafından tasarlanmış ve Siemens tarafından geliştirilmiştir (Heymann ve ark. 1996; Mörmann ve Bindl 1996).

İlk olarak 1985 yılında Mörmann ve Brandestini tarafından seramik inley yapmak üzere geliştirilen bu sistem; 1988 yılında piyasaya sürülmüş olan ilk CAD/CAM sistemidir (Otto ve De Nisco 2002).

Cerec sistemini üç jenerasyonda gelişim göstermiştir.

CEREC I: Piyasaya ilk sürülen sistemdir. Bu sistemde üç eksenle aşındırma yapılmaktadır. Yetersiz kenar uyumu ve okluzal şekillendirmede görülen başarısızlıklar nedeniyle çok fazla ilgi görmemiştir (Anusavice 1993; Qualtrough ve Piddock 1999).

CEREC II: Bu dezavantajları elimine etmek amacıyla, 1994 yılında 6 eksenle aşındırma işlemi yapabilen CEREC II sistemi geliştirilmiştir. Okluzal yüzeyin anatomik tasarımları için yazılım programı geliştirilmiş olmasına rağmen, sistem yine de yetersiz kalmıştır (Mörman ve Bindl 1996).

CEREC III: 2000 yılında geliştirilen bu sistemde, üç boyutlu ağız içi kamera ve dijital radyografi ünitesi bulunmaktadır. Bu sistemde Windows NT programı kullanılmıştır (Mörmann ve Bindl 1996).

Sistemde restorasyonların yapımı direkt ve indirekt olarak iki ayrı teknikte gerçekleştirilir.

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 aşındırılabilir (Mörmann ve Brandestini 2006).

Cerec sistemi ile; inley, onley, laminate veneer, ön ve arka bölge kuron protezleri ve üç üyeli köprü protezlerinin altyapıları hazırlanabilir (Christensen 2001).

Diğer sistemlerle karşılaştırıldığında daha düşük maliyetli olması, zirkonyum oksitten başka blokları da aşındırabilmesi kullanımını yaygınlaştırmaktadır (Heymann ve ark. 1996).

2.1.4.5. Cercon Sistemi

Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya) sistemi diğer CAD/CAM sistemlerinden farklı olarak sadece CAM ünitesine sahiptir ve sistemde bilgisayar destekli tasarım yapılmamaktadır. Sistemde diş teknisyeninin hazırlamış olduğu mum modelaj tasarımı esas alınarak CAM sistemiyle altyapı üretimi yapılmaktadır.

İlk geliştirilen Cercon sistemi ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırınından (Cercon Heat) oluşmaktadır. Cercon Brain lazer tarayıcı ve aşındırma birimini içerir. Mum modelaj taslak olarak taranır ve elde edilen veri aşındırma ünitesine aktarılır. Altyapı, yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklardan (Cercon Base), özel tungsten karbid frezler yardımıyla aşındırılır. Bu aşamada sinterleme sonrası büzülmeyi karşılaması için aşındırmanın %25-30 daha büyük yapılması gerekmektedir. Ardından Cercon Heat fırınında 1350°C de 6-8 saat sinterlenir. Sisteme uygun üstyapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) uygulanır (Cercon Eye Brochure 2006).

2005 yılında ‘Cercon Art CAD Design’ adı verilen ve CAD sisteminde içeren yeni bir Cercon sistemi kullanılmaya başlanmıştır. Sistem Cercon Brain ve Cercon Heat’in yanında tasarımı gerçekleştiren ‘Cercon Art CAD’ ünitesinden oluşur. Bu sistemde mum modelaj değil yalancı kökün kendisi taranarak ‘Cercon Art 1.1’ adı verilen özel bir yazılımla tasarlanır ve veriler aşındırma ünitesine iletilir. Sonraki aşamalar önceki sistemle aynıdır (Cercon Eye Brochure 2006).

2.1.4.6. Zirkonzahn Sistemi

Zirkonzahn sistemi (Steger, Ahrntal, İtalya), bir CAD/CAM sistemi değildir. Mekanik yöntemle üretim yapan bir kopya freze sistemidir. Bu sistemde altyapı tasarımı diş teknisyeni tarafından ışıkla polimerize olan kompozit materyali yardımı ile yapılır. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit reçineden oluşturulan tasarım aşındırma cihazının okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit blok (ICE Zirconia) ise aşındırmanın yapılacağı tarafa adapte edilir. Sinterleme işlemi sonrası oluşacak büzülmeyi karşılaması için %25-30 daha büyük aşındırma

yapılır. 1500°C 'de 16 saat sinterlenir ve sisteme uygun üstyapı porseleni (ICE Ceramic) uygulanır (Zirkonzahn Product Brochure 2009).

2.1.5. Zirkonyum Oksitin Estetik Özellikleri

Zirkonyum oksit polikristalin mikroyapısı nedeniyle opak beyaz renktedir (Lee ve ark. 2000; Milleding ve ark. 2003). Opak beyaz rengin restorasyonun rengini olumsuz yönde etkileyeceği düşünülmektedir. Bu nedenle zirkonyum altyapısının renklendirilmesi için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir (Crispin ve ark. 1991; Hjerppe ve ark. 2008; Okamura ve ark. 2004).

Zirkonyum oksit altyapının renklendirilmesinde 3 yöntem kullanılmaktadır (Aboushelib ve ark. 2008):

- 1) Tek renk (beyaz) zirkonyum oksit blok üretilir, altyapının renklendirilmesinde liner (astar) materyalleri kullanılır.
- 2) Tek renk (beyaz) zirkonyum oksit blok üretilir, altyapının renklendirilmesinde renklendirici solüsyonlar kullanılır.
- 3) Zirkonyum oksit bloklar üretim aşamasında farklı renklerde üretilir.

2.1.5.1. Liner (Astar) Uygulaması

Liner zirkonyum altyapının beyaz rengini maskelemek ve altyapı-üstyapı arasındaki bağlantı kuvvetini arttırmak için kullanılmaktadır (Lee ve ark. 2007).

Zirkonyum oksit altyapı hazırlandıktan sonra üretici firmaya ait liner materyali uygulanır. Seçilen renkteki toz, likiti ile karıştırılarak hazırlanır ve altyapının tüm yüzeyine uygulanır. Öncelikle kuruması için açık havada bekletilir. Daha sonra vakumlu ortamda yaklaşık 450°C' de 2 dak kurutma işlemi yapılır ardından sıcaklık dakikada 55°C lik artışlarla 800°C kadar çıkarılır ve 1 dakikalık vakumsuz ortamda bekletilmesiyle işlem tamamlanır. Uygulama sonrası liner materyalinin tabaka kalınlığı yaklaşık 0,1 mm dir ve altyapı parlak bir görünümündedir (Ips e.max ZirPress Scientific Documentation; Matchmaker Product Brochure).

2.1.5.2. Renklendirici Solüsyon Uygulanması

Zirkonyum oksit altyapının renklendirilmesi için kullanılan bir diğer yöntem solüsyon uygulanmasıdır. Birçok firmaya ait renklendirici solüsyon bulunmaktadır. Bunun yanı sıra bazı firmaların üretmiş oldukları zirkonyum oksit bloklar üzerinde,

farklı firmalara ait solüsyonlar kullanılabilir (Vita Product Brochure 2006; 3M ESPE Expertise Scientific Facts 2009).

Günümüzde cam seramik ve üstyapı seramiklerinin renklendirilmesinde, pişirme işleminden önce yapıya renklendirici pigmentler eklenmektedir. Fakat polikristalin yapıya sahip zirkonyum oksit ve alüminyum oksit seramiklerin yüksek pişirilme sıcaklıkları nedeniyle bu pigmentler yapıya eklenemez. Zirkonyum oksitin renklendirilmesinde pigmentler yerine iyonlar içeren renklendirici solüsyonlar kullanılmaktadır (Vita Product Brochure 2006; 3M ESPE Expertise scientific Facts 2009). Solüsyonların yapısında renklendirici iyon olarak Fe, Bi, Al, Cr, Co, Mg ve Ca bulunmaktadır (Hjerppe ve ark. 2008).

Zirkonyum oksit altyapı renklendirme öncesi yüzeyde bulunan artıkların uzaklaştırılması için seramik fırınında temizleme işlemine tabi tutulur. Ardından istenilen renkte, firma talimatlarına uygun süre solüsyon içerisine bekletilerek renklendirilir. Açık havada kurutulur ardından sinterlenir (Vita In-Ceram YZ Coloring Liquid Product Brochure 2011).

Sinterleme öncesi henüz poröz bir yapıya sahip olan zirkonyum oksit altyapı, renklendirici solüsyonu daha kolay emerek daha çabuk renklenebilmektedir. İyonlar zirkonyum oksit içine diffüze olarak sinterleme işlemi ile birlikte renk sabitlenmesi gerçekleşmektedir. Yapılan çeşitli çalışmalarda renklendirilip sinterlenmiş örneklerle EDS analizi yapılmış ve örnek yüzeyinde renklendirici element bulunmadığı, renklendirici elementlerin nanopartiküller şeklinde partikül yapıları içine difüze olduğu bildirilmiştir (Hjerppe ve ark. 2008).

2.1.5.3. Renkli Blok

Zirkonyum oksit altyapıyı renklendirmek için kullanılan yöntemlerden bir diğeri üretim aşamasında zirkonyum oksit tozuna çeşitli metal oksitlerin ilave edilmesi ve ardından bu şekilde sinterlenmesidir. Çeşitli metal oksitlerin sinterleme sonrası zirkonyum oksit üzerinde oluşturduğu renkler:

Metal oksit	Oluşturduğu Renk
Gümüş	Gri
Demir	Kahverengi

Manganez	Siyah
Bizmut	Koyu Krem
Seryum	Krem
Çinko	Renksiz
Neodim	Açık Pembe
Terbiyum	Açık Turuncu

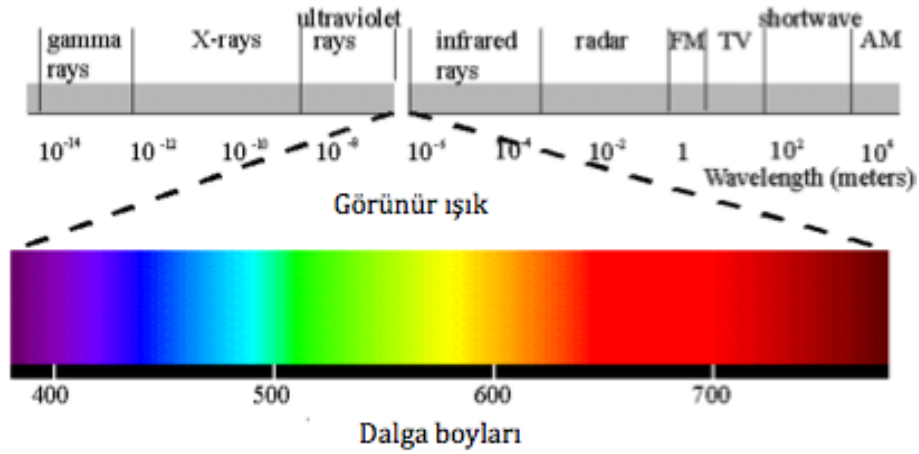
Bu elementlerden Fe, klorid ve asetat formuna kolaylıkla getirilebildiği için sıklıkla kullanılmaktadır.

Günümüzde birçok firmaya ait renkli blok bulunmaktadır.

2.2. IŞIK

Işık, nanometreler (nm) ile ifade edilen dalga boylarının meydana getirdiği görülebilir elektromanyetik bir radyasyondur. Görünür ışık, elektromanyetik spektrumun yalnızca küçük bir kısmını oluşturur. Gözümüzün duyarlı olduğu görünür ışığın dalga boyu 380-780 nm arasındadır. Bu dalga boyuna “ışık spektrumu” adı verilir (Rosenstiel ve ark. 2001) .

Gözün algıladığı bu ışık spektrumu altında kalan, daha kısa dalga boyu olan ışınlar “ultraviyole ışınları” denir. X ışınları, kozmik ışınlar ve gamma ışınları bu gruba girer. Gözün algıladığı bu ışık spektrumu üzerinde olan, daha uzun dalga boyuna sahip ışınlar ise “kızılötesi ışınlar” denir. Mikrodalga, radyo ve elektrik dalgaları ise bu gruptadır (Rosenstiel ve ark. 2001) (Şekil 2-2).



Şekil 2-2: Elektromanyetik enerji spektrumu

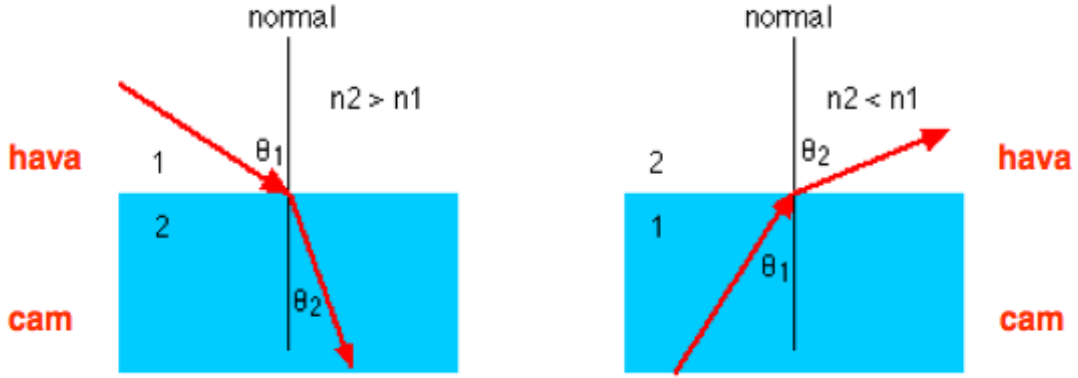
2.2.1. Işığın kırılması, yansımaları ve absorpsiyonu

Bir obje üzerine düşen ışık demeti; güneş veya yapay ışık kaynaklarından direkt veya yansıyarak objeye ulaşır. Objeye bu ışık demetini; absorbe ederek, yansıtarak ya da geçirerek modifiye eder ve rengin niteliğini ortaya çıkarır (O'Brien 2002; Chu ve ark. 2004).

2.2.1.1. Kırılma

Kırılma, ışığın oblik olarak bir ortamdan diğerine geçerken hızında bir azalma ile birlikte yön değiştirmesi olarak adlandırılır. Kırılma indisi; cismin karakteristik bir özelliğidir ve cismin tipini belirlemede kullanılır. Işığın havadaki kırılma indisi 1 olarak kabul edilir (Rosenstiel ve ark. 2001).

Işık şeffaf bir yüzeye belirli bir açıyla düştüğünde hızı artarsa normalden uzaklaşarak kırılır. Örneğin, ışık camdan havaya çıkarsa, normalden uzaklaşarak kırılır. Aksi yönde ise yani ışık havadan cama geçerse, normale doğru yaklaşır (Rosenstiel ve ark. 2001) (Şekil 2-3).



Şekil 2-3: Işığın kırılma indisi

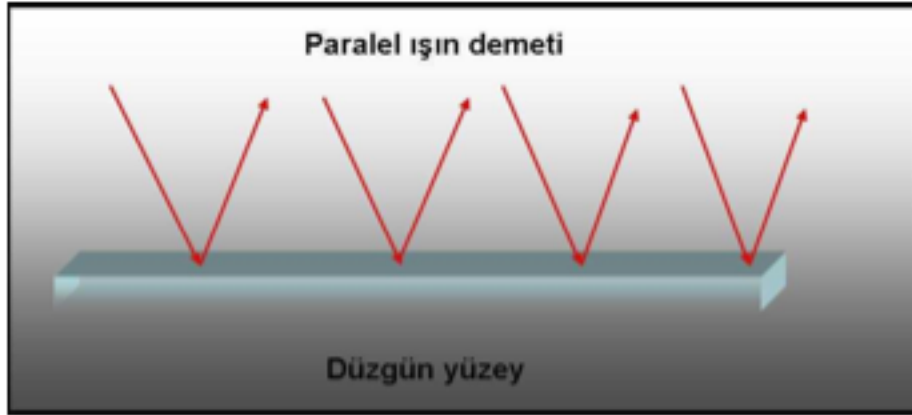
Doğal dişler farklı tabakalardan oluşan bir yapıya sahiptir. Mine dokusu dışta prizma içermeyen örtücü bir tabaka ile altında bu tabakadan net bir biçimde ayrılmış apatit kristal yapıdan oluşmaktadır. Her bir apatit kristali gelen ışık için ayrı bir ortam oluşturur. Işık apatit kristallerinden geçerken iç kısımlara doğru yönlendirilir, apatit kristalleri arası sınırlarda ise kırılmaya uğrar ve bir kısmı da yansıtılarak dışarı doğru yönlendirilir (Rosenstiel ve ark. 2001).

Restoratif materyaller tarafından da benzer bir etki elde edilebilmektedir. Seramik materyali ışığın kırıldığı kristal yüzeyleri içerir, bunun yanında sınırlı miktarlarda farklı kırılma indisine sahip cam fritler de yapıya eklenmektedir (Rosenstiel ve ark. 2001).

2.2.1.2. Yansıma

Yansıma, bir cismin yüzeyinden geri dönen ışık demeti olarak tanımlanır. Cisimden geçemeyip yansıyan ışığa ise “yansıyan ışık” adı verilir. Cismin yüzey özelliklerine bağlı olarak yansıma iki şekilde oluşabilir (Obregon ve ark. 1981).

1-Düzgün yansıma: Düz bir obje üzerine düşen ışık demetinin obje üzerine geldiği açıyla geri yansımasıdır (Şekil 2-4).



Şekil 2-4: Işığın düzgün yansıması

2-Dağınık yansıma: Yüzeyi düzgün olmayan bir obje üzerine gelen ışık demetinin değişik açılarla birçok yöne dağılmasıdır (Şekil 2-5).



24 23 22 21 20

Şekil 2-5: Işığın dağınık yansıması

Başarılı dental restorasyonlarda en önemli olay ışığın tıpkı doğal dişlerde olduğu gibi dağınık yansımasının sağlanmasıdır (Muia 1985; Craig ve Powers 1989).

2.2.1.3. Absorbsiyon

Objenin, üzerine düşen ışık demetinin içerisinde belirli dalga boylarında olanları emmesidir (Muia 1985).

Bu özellik, objenin temel rengini belirler. Gelen ışık demetindeki mavi ve kırmızı ışınları absorbe eden, yeşil ışınları yansıtan bir obje yeşil görünür (Muia 1985; Chu ve ark. 2004).

Işık geçirgenliği ve yansıma ile birlikte absorbsiyon, algılanan renklerde etkilidir. Bu nedenle bu üç faktör dental restorasyonların başarısında önemli rol oynar (Mcphee 1985; Muia 1985).

2.3. RENK

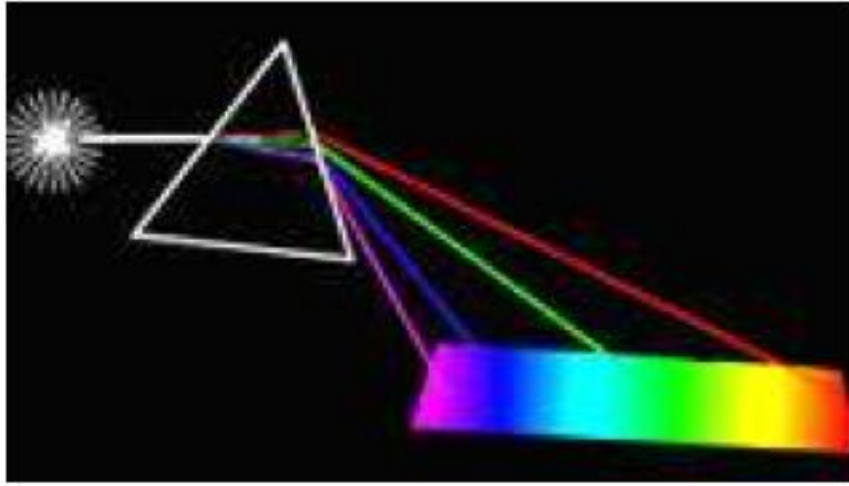
Renk, görme sisteminde cisimlerden yansıyan ışınlara cevap olarak ortaya çıkan, psikofiziksel bir algıdır (Paravina ve Powers 2004). Rengin görülebilmesi için, objeden yansıyan ışık, gözün retina kısmına odaklaştırılır. Buradan göz sinirleri yoluyla beyindeki görme merkezine iletilir ve orada yorumlanır (Brewer ve ark. 2004). Bir cisim, renk spektrumunda bulunan renklerden kendi rengi dışındaki tüm renkleri emer, kendi rengini ise yansıtır. Siyah renk, ışığın tüm dalga boylarını emerken, beyaz tümünü yansıtmaktadır. Cisim mavi ise, mavi dışındaki tüm dalga boylarını emer, sadece mavi renk dalga boyunu yansıtır (Rosenstiel ve ark. 2006).

2.3.1. Renk Teorileri

En yaygın olarak kabul gören renk teorileri Newton ve Young renk teorileridir (Jack ve Stephen 1980).

2.3.1.1. Newton Teorisi

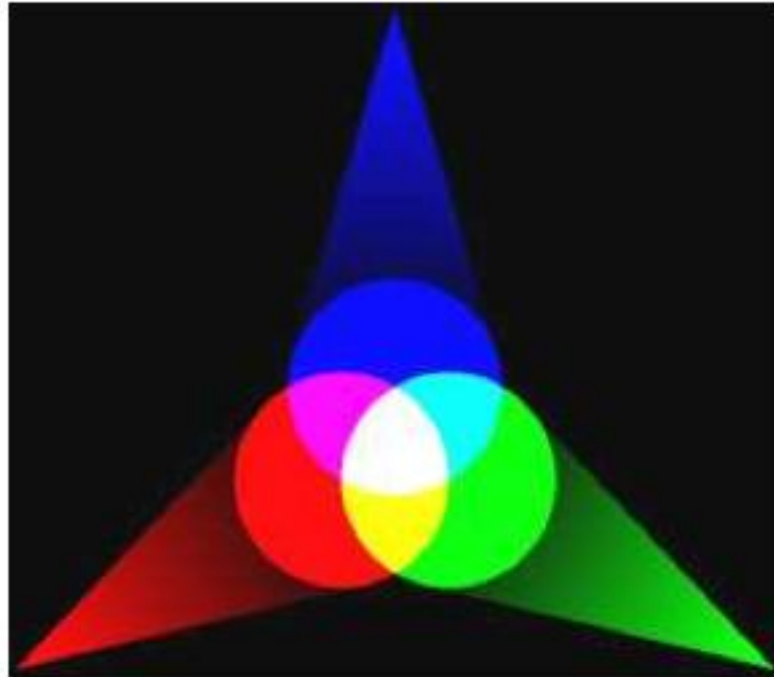
Işık üzerine birçok deney yapmış olan Sir Isaac Newton 1676 yılında gerçekleştirdiği bir deneysel araştırmada, tek bir beyaz ışık demetini cam prizmadan geçirerek beyaz ışığın, dalga boyuna göre ayrılarak görünür spektrum renklerini oluşturduğunu ortaya koymuştur (Şekil 2-6). Bu spektrum kırmızıdan mora; sırasıyla kırmızı, turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mor olmak üzere kesintisiz yayılmaktadır (Fondriest 2003b).



Şekil 2-6: Işığın prizmada kırılması

2.3.1.2. Young Teorisi

Young renk konusunda ışığın dalga teorisini ortaya koymuş olan Newton'un yaptığı deneyin tersini gerçekleştirmiştir. Newton ışığı spektrumun renklerine ayırmış, Young ise beyaz ışığı yeniden oluşturmuştur. Görünür spektrumun renklerini beyaz bir perdede birbiri üzerine düşürerek beyaz ışığı elde etmiştir (Fondriest 2003b) (Şekil 2-7).



Şekil 2-7: Üç ana rengin birleşerek beyaz ışığı oluşturması

2.3.2. Renk Sistemleri

Renk karmaşık bir kavramdır ve hem subjektif hem de objektif fenomenleri içermektedir. Rengin 3 boyutlu olduğunun 1611 yılında Sigfried Forsius tarafından tanımlanmasından beri, bu özelliği açıklamak için birçok sistem ve yaklaşım geliştirilmiştir (Sproull 2001). Günümüzde birçok farklı renk belirleme sistemi bulunmaktadır (Paravina ve Powers 2004). Ancak uluslararası kabul edilebilirliği, güvenilirliği ve uygulama kolaylığı açısından en çok tercih edilen sistemler Munsell ve CIELAB renk sistemi'dir (Pizzamiglio 1991).

2.3.2.1. Munsell Renk Sistemi

Munsell renk sistemi 1905 yılında Albert H. Munsell tarafından geliştirilmiştir. En eski renk belirleme sistemidir ve birçok versiyonu üretilmiştir (Paravina ve Powers 2004).

Rengin tarif edilmesinde 3 temel özellik rol oynamaktadır. Bu özelliklerin tanımlanması kullanılan renk sistemine göre değişiklik gösterir.

Munsell renk sisteminde; rengin bu üç özelliği, hue (ana renk), value (parlaklık) ve chroma (doygunluk) olarak tanımlanmıştır (O'Brien 2002; Pizzamiglio 1991; Miller ve ark. 1993; Rosenstiel ve ark. 2001; Jahangiri ve ark. 2002; 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, içi dolu bir küre ya da silindir özelliklerine sahip bir şekildir. Merkezde renksiz veya akromatik eksen bulunmaktadır. Eksenin en üstünde saf beyaz, en altında ise siyah yer almaktadır. Renk tonları eksen etrafında yer almakta ve her renk tonu kendi içinde renk değerine, doygunluğuna göre sıralanmaktadır. Silindirin üst kısmında açık renkler, alt kısmında ise koyu renkler bulunmaktadır. Silindirin en dış kısmında en saf renk tonları bulunurken merkeze yaklaştıkça renkler grileşmektedir (Sproull 2001).

Ana Renk (Hue)

Renge kişiliğini veren ve onu diğer renklerden ayıran özelliktir. Çoğu zaman basitçe rengin adı olarak tanımlanır. Bu özellik yansıyan veya absorbe edilen ışığın, görünür ışık spektrumunda baskın olduğu dalga boyu ile belirlenmektedir (Brewer ve

ark. 2004; Fondriest 2003b; O'Brien 2002; Rosenstiel ve ark. 2006). Göz görülebilir tayf içinde kalan dalga boylarını (380-780 nm) ayırt edebilir (Fondriest 2003b).

Ana renkler, bu aralıkta, değişen dalga boylarına göre isimlendirilir. Fiziksel olarak renk sıralaması kısa dalga boyundan uzun dalga boyuna doğru; mor, mavi, yeşil, sarı, turuncu ve kırmızı şeklindedir. Bu renkler ışık tayfı içinde kesin sınırlar ile ayrılmazlar, birbirleri arasında geçiş göstererek sıralananırlar (McClean 1980; Jack ve Stephen 1980).

Munsell renk sisteminde 10 adet renk tonu bulunmaktadır. 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) (Şekil 2-8).



Şekil 2-8: Munsell'in renk tonu (Appalachian State University, t.y)

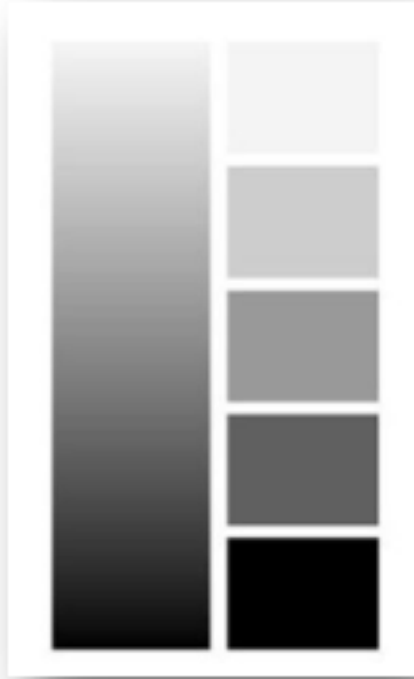
Parlaklık (Value)

Bir rengin açıklık veya koyuluğunu tanımlar. Munsell renk değerini beyaz-siyah skala ile tanımlamıştır (Fondriest 2003b). Parlaklık 0'dan (siyah) 10'a (beyaz) doğru sıralanmaktadır. Siyahtan beyaza doğru olan gri tonları renk değerlerini oluşturmaktadır (Paravina ve Powers 2004) (Şekil 2-9). Parlak objeler daha az miktarda gri içerirken, düşük parlaklığa sahip objeler daha yüksek miktarda gri içermekte ve daha koyu görünmektedirler (Fondriest 2003b).

Diş hekimliğinde renk seçimini etkileyen en önemli faktör parlaklıktır (Shillingburg ve ark. 1981). Parlaklık derecesi doğru seçildiyse, ana renkte veya doygunlukta oluşabilecek ufak hatalar fark edilmeyebilir ancak, tersi bir durum için bunu söylemek mümkün değildir. Çok yüksek parlaklıktaki bir restorasyon yapay görünürken, düşük parlaklıktaki bir restorasyon cansız bir görünüme sahip olur (Sproull 1973b).

Birbirinden tamamıyla farklı iki renk tam anlamıyla aynı parlaklık değerine sahip olabilirler (Rosenstiel ve ark. 2001; Nohl ve ark. 2002; Chu ve ark.2004). Parlaklık derecesinin hatalı seçilmesi özellikle yüksek parlaklık değerine sahip bir restorasyon, gözlemci tarafından kolaylıkla ayırt edilebilir ve yaygın görülen bir estetik hatadır (Rosenstiel ve ark. 2001).

Renk konusunda parlaklık boyutu, özelliği gereği ana renk ve doygunluk boyutundan bağımsızdır. Parlaklık değerinin değişmesi ana rengin ya da doygunluğun değişmesi anlamına gelmez (Toutai ve ark. 1999).

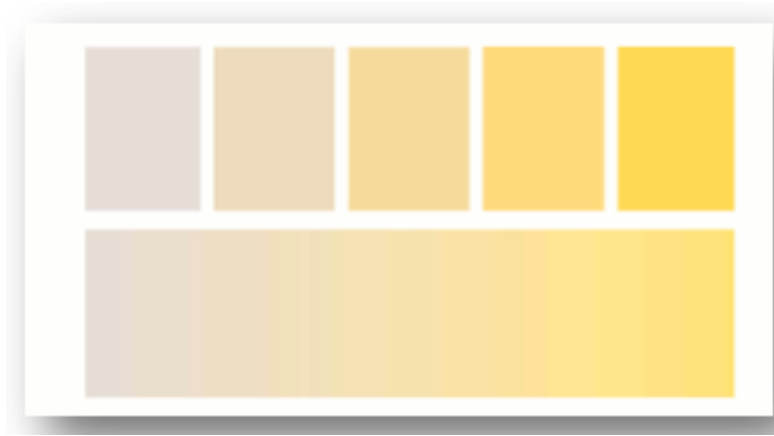


Şekil 2-9: Renk değeri (Color Academy, t.y)

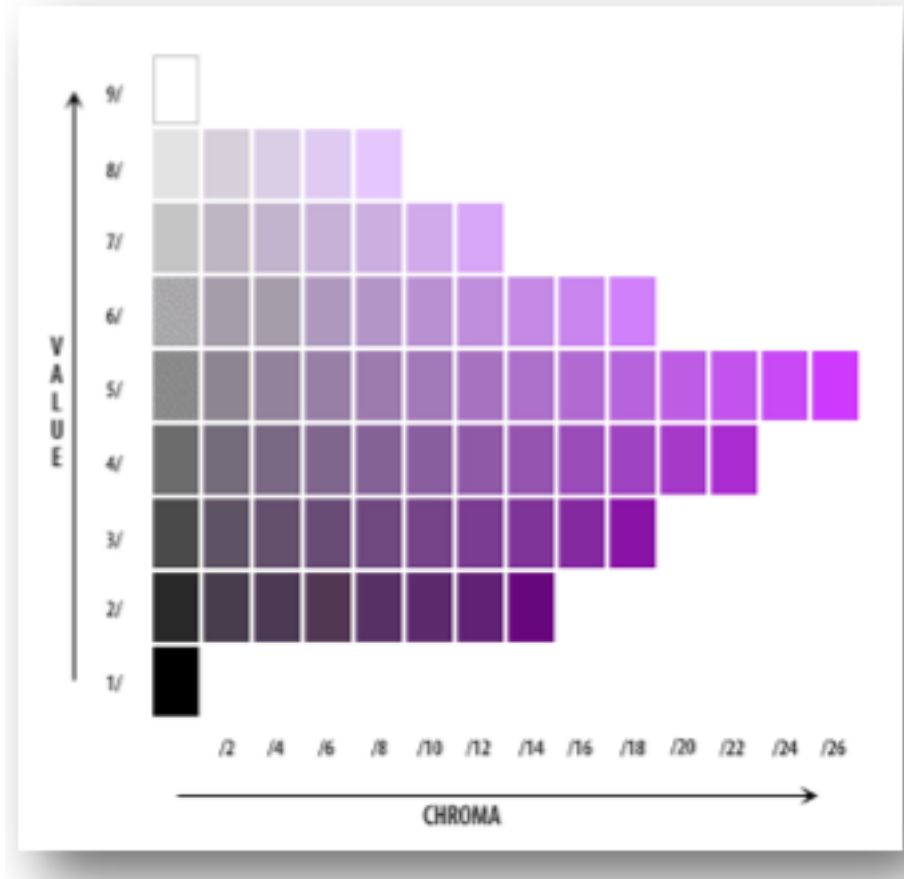
Doygunluk(Chroma)

Doygunluk ana rengin gücü ya da konsantrasyonu olarak tanımlanır. Kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayıran özelliktir. Renk içerisindeki pigment konsantrasyonunu tanımlar (Toutai ve ark. 1999) (Şekil 2-10 ve 2-11).

Örneğin; koyu sarı, yoğun sarı pigmentasyonuna sahiptir. Açık sarı ise aynı kalitede pigmentasyona sahiptir, ancak miktarı azdır ve sarı pigmentin etkisi seyretilmektedir (Lombardi 1973).



Şekil 2-10: Renk yoğunluğu (kroma) (Color Academy, t.y)



Şekil 2-11: Renk değeri ve yoğunluğu (Appalachian State University, t.y)

Parlaklık boyutundan farklı olarak doygunluk, ana renk boyutundan bağımsız değildir. Ancak ana renk olduğu zaman doygunluktan bahsedilebilir (Gürel 2004).

2.3.2.2. CIELAB Renk Sistemi

Renk ölçümlerinde uluslararası standart olarak kabul edilen renk sistemi olan CIELAB sistemi, 1931 yılında Comission Internationale De L'eclairage (CIE) tarafından tanımlanmıştır. CIELAB renk sistemi, rengin oluşturduğu spektral cevabın standart bir ışık kaynağı altında ve standart bir gözlemci tarafından tanımlanmasına dayanmaktadır (Seghi ve ark. 1986; Shotwell ve ark. 1986; Kochard ve ark. 1991; Rosenstiel ve ark. 2001; Wee ve ark. 2002).

Hem Munsell hem de CIELAB renk sistemlerinde, bir rengin lokalizasyonu üç koordinatla belirlenir. Munsell sistemi için Value, Hue ve Chroma; CIELAB sistemi için L^* , a^* ve b^* değerleri mevcuttur. Value ve L^* birbirleri ile orantılıdır ve rengin açıklık, parlaklık ya da siyah-beyaz karakterini tanımlar. Yüksek parlaklık ya da L^*

değerine sahip renkler renk sisteminin tepesine yakın olarak konumlanır. Saf siyah 0, saf beyaz ise 100 L^* değerini almaktadır (Fondriest 2003b; Joiner 2004) (Şekil 2-12).

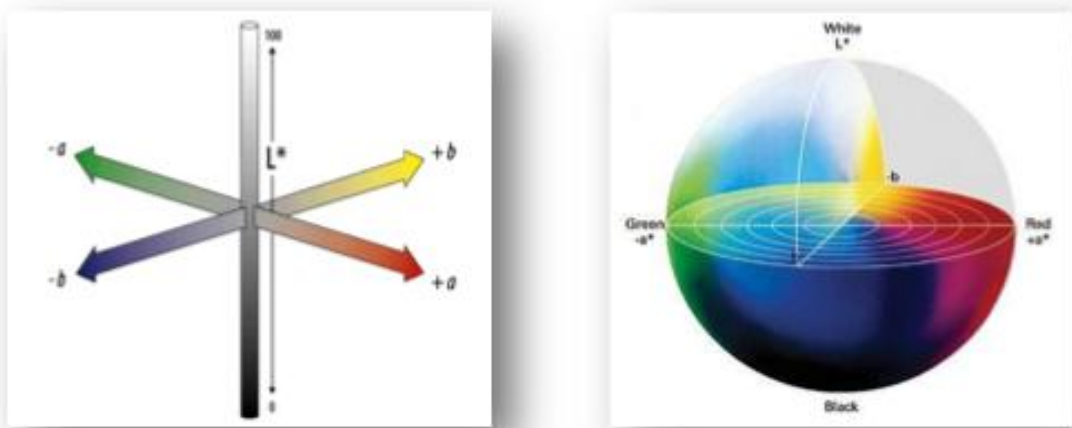
a^* ve b^* koordinatları ise rengin kromatik karakterini göstermektedir. Munsell sistemindeki Hue ve Chroma ile CIELAB sistemindeki a^* ve b^* koordinatları rengin lokalizasyonunu belirler. Munsell sisteminde renk tek kutuplu koordinat olan Hue ve lineer koordinat olan Chroma ile belirlenir CIELAB sisteminde ise her iki koordinat da lineerdir ve renklerin dağılımı daha düzgün bir sıralama ile yapılmaktadır (Seghi ve ark. 1986; Fondriest 2003b).

CIELAB renk sisteminin özelliklerini, Munsell renk sistemindeki Value ve Chroma ile ilişkilendirecek olursak;

L^* : Munsell sistemindeki Value değeri ile orantılı olarak değişen parlaklıktır. Rengin akromatik özelliği tarif eder (Rosenstiel ve ark. 2001).

a^* ve b^* : Bu koordinatlar rengin kromatik özelliklerini tanımlar. Munsell renk sistemindeki Hue ve Chroma ile direkt ilişkili değilse de, sayısal parametreler ile bu değerlere 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 hesaplanır.

a^* değeri rengin kırmızılık-yeşillik oranını, b^* değeri ise sarılık-mavilik oranını göstermektedir. a^* değeri pozitif ise kırmızılık, negatif ise yeşilliği; b^* değeri pozitif ise sarılığı, negatif ise maviliği belirtmektedir (Paravina ve Powers 2004; Rosenstiel ve ark. 2006).



Şekil 2-12: CIE L^* a^* b^* koordinatları ve renk sistemi)

CIELAB renk sisteminin en önemli avantajı iki örnek arasındaki renk değişikliğinin belirlenebilmesidir. Bu sistem tüm ışık kaynaklarının standardizasyonunu

sağlar ve gözlemcinin görsel algılamadaki varyasyonlarını elimine eder. Matematiksel olarak renk farklılığı, iki psiko-fiziksel renk uyarımı arasındaki farklılığın yönü ve büyüklüğüdür. Renk değişim büyüklüğü ΔE ile ifade edilmektedir. ΔE iki farklı L^* , a^* ve b^* değerleri arasındaki renk değişiminin büyüklüğünü belirtir (Seghi ve ark. 1989; Rosenstiel ve ark 2001).

Renk değişiminin formülü şu şekildedir:

$$\Delta E = \sqrt{(L^*_1 - L^*_2)^2 + (a^*_1 - a^*_2)^2 + (b^*_1 - b^*_2)^2}$$

ΔE değerlerinin yorumlanabilmesi için farklı materyaller üzerinde birçok araştırma yapılmış ve renk farkının algılanabilirlik (*perceptibility*) ve kabul edilebilirlik (*acceptability*) tolerans değerleri belirlenmeye çalışılmıştır (Kuehni ve Marcus 1979). İdeal gözlem koşulları altında, gözlemcilerin yarısının 1' den büyük ΔE değerlerini algılayabildiklerini bulgulamışlardır. Kabul edilebilir renk farkı üzerine in vitro koşullarda yapılan araştırmalardan elde edilen bulgular, kabul edilebilir ΔE değerinin 1.7-3.3 arasında değiştiğini göstermektedir (Douglas ve Brewer 1998; Ragain ve Johnston 2000; Ruyter ve ark. 1987). In vivo koşullar altında değerlendirme yapan Johnston ve Kao (1989) ise algılanabilirlik eşik ΔE değerini 3.7 olarak tespit etmişler; 6.8' den büyük ΔE değerini ise ağız ortamında kabul edilebilir renk farkı için üst sınır olduğunu öne sürmüşlerdir (Kao ve Johnston 1989). In vivo koşullarda araştırma yapan Douglas ve ark. (2007) ise algılanabilir ΔE değeri sınırını 2.6; kabul edilebilir sınırı ise 5.5 olarak bulgulamışlardır (Douglas ve ark. 2007). O' Brien (2002) ise kabul edilebilir ΔE değerlerini sınıflayarak, renk farklarının klinik olarak yorumlanmasını sağlamıştır (O'Brien 2002).

2.3.3. Işık ve Renk ile İlgili Temel Kavramlar

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

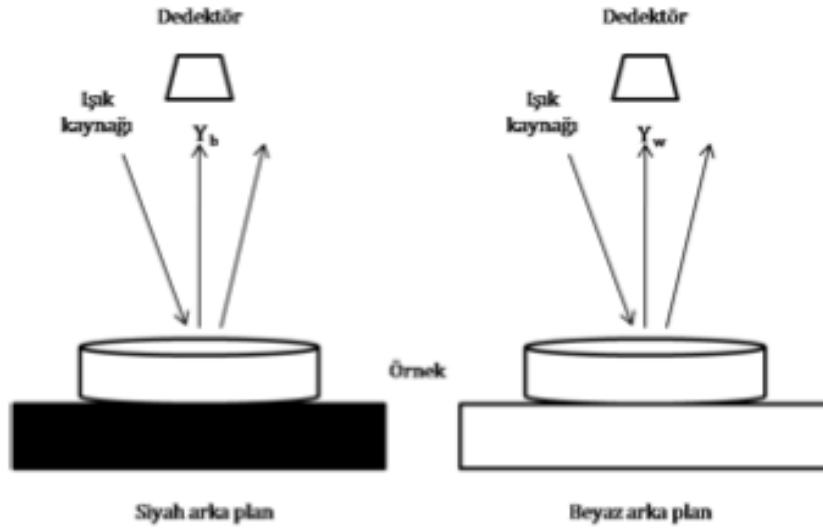
2.3.3.1. Opaklık Özelliği

Opaklık, materyallerin ışığın geçişini engellemesi olarak tanımlanır. Opak materyaller gelen ışığın bir kısmını absorbe ederken büyük bir kısmını ise yansıtırlar. Yansıtılan ışık cismin rengini belirler (Craig ve Powers 1989; Chu ve ark. 2004).

2.3.3.2. Translulentlik Özelliği

Translulent materyaller, ışığın geçişine kısmen izin veren materyallerdir. Ardındaki objelerin tamamen görünmesine olanak vermezler (Yu ve ark. 2009).

Dental seramiklerin translulentliklerinin değerlendirilmesinde üç geleneksel yöntem kullanılmaktadır. Direkt ışık geçişinin ölçülmesi, dağılan ışık geçişinin ölçülmesi ve spektral yansımanın tespit edilmesi (Lim ve ark. 2010). Direkt ışık geçişinin ölçülmesi yöntemi için spektrometreler kullanılmaktadır. Kontrast oran ve translulentlik parametreleri ise spektral yansımayı ölçmektedir (Spink 2009). Genellikle translulentlik parametresi (TP) ve kontrast oran (CR) ile ifade edilir (Yu ve ark. 2009). CR, bir cisimden, siyah arka plan (black -b) üzerinde iken yansıyan ışık miktarının (Y_b), beyaz arka plan (white-w) üzerinde iken yansıyan ışık miktarına (Y_w) oranıdır (Y_b/Y_w) ve translusensi karşılaştırmaları için en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. CR opak materyaller için 1' e yaklaşırken, transparan materyaller için 0' a yaklaşmaktadır (Antonson ve Anusavice 2001) (Şekil 2-13).



Şekil 2-13: Kontrast oran (Y_b/Y_w) ölçümü

TP ise ilk olarak 1995 yılında Johnston ve ark. tarafından tanımlanmıştır ve spektral yansıma yönteminin bir modifikasyonudur (Lim ve ark. 2010). TP bir cismin beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerindeki renk farkıdır ve translulentliğin görsel değerlendirmesi ile direkt uyushmaktadır. Translulentlik kıyaslamaları için TP'nin

kullanımı ile translusentlik spektrumunun tek bir parametreye indirgenmesinin, CR ölçümlerine göre daha basit bir yöntem olduğu düşünülmektedir. CR'ın belirlenmesi için CIE XYZ parametrelerine ihtiyaç duyulmaktadır ancak piyasadaki çoğu ölçüm cihazı sonuçları L^* , a^* , b^* göre vermektedir. CR'ı hesaplamak için bu değerler oldukça karmaşık bir formül kullanılarak CIE XYZ değerlerine çevrilmektedir. TP ise L^* , a^* , b^* değerleri ile hesaplanabilmektedir (Ahn ve Lee 2008).

TP hesaplanmasında kullanılan formül

$$TP = \sqrt{(L_w^* - L_b^*)^2 + (a_w^* - a_b^*)^2 + (b_w^* - b_b^*)^2}$$

L_w : Beyaz arka fon ile ölçülen L^* değeri

L_b : Siyah arka fon ile ölçülen L^* değeri

a_w : Beyaz arka fon ile ölçülen a^* değeri

a_b : Siyah arka fon ile ölçülen a^* değeri

b_w : Beyaz arka fon ile ölçülen b^* değeri

b_b : Siyah arka fon ile ölçülen b^* değeri

Bu formül aynı kalınlıktaki materyallerin siyah ve beyaz zemin üzerinde renk farklılıklarını ve direkt olarak translusentlik değerlerinin karşılığını gösterir. Yüksek TP değeri, yüksek translusentlik ve düşük opasiteyi ifade eder (Ahn ve Lee 2008).

Diş hekimliği alanında kullanılan porselenler ve doğal diş dokuları translusent yapıdadırlar. Translusentliğin niteliği, ışığın materyal içinde ne kadar dağılım gösterdiği ile ilgilidir. Translusent bir cisim içine geçen ışık, yüzeyin hemen altında dağılım gösterir. Materyal içindeki ışık dağılımı azaldıkça, translusentliği artarak daha şeffaf hale gelir (Yamamoto 1985).

Doğal dişler, değişen miktarlarda ışığın geçişine izin verirler. Dişlerin yüksek derecede translusent olan ve mine tabakasından meydana gelen insizal bölgelerinde, ışık direkt olarak geçerken, daha az geçirgen olan dentin tabakasında dağılarak yayılır. Dişlerin labial yüzeylerinden göze ulaşan ışınlar, dişin iç yapılarında her yöne dağılan ışınların göze doğru yansıyanlarıdır (McLean 1980).

2.3.3.3. Transparanlık Özelliği

Transparan materyaller ise, ufak değişikliklerle beraber gelen ışığın tamamının geçişine izin veren tam geçirgen cisimlerdir (Muia 1985; Şahin ve Sarıoğlu 1983). Bu objelerin ardındaki cisimler rahatlıkla görünür (Craig ve Powers 1989; Chu ve ark 2004).

Transparan alanlar, genelde genç bireylerin dişlerinde bulunur. Bu alanlar insizal kenarlar boyunca ince ve uzundurlar. Genellikle insizal kenarların bitimine yakın alanlarda, distal ve mezial ara yüzeylerde bulunur. Transparan alanların görünümü griden koyu maviye değişiklik gösterebilmektedir. Kesici kenardaki aşırı şeffaf mine ağız ortamı karanlık olduğu için koyu görünür. Daha şeffaf bir materyal, arka planın etkisini daha fazla gösterecektir. Saydamlık, materyal içerisinde saçılmanın artması ile azalır (Touati ve ark. 1999).

2.3.3.4. Floresans Özelliği

Floresans özelliği, belirli bir dalga boyuna sahip radyasyonun absorbe edilerek daha uzun boylu radyasyon olarak yayılmasıdır (Fondriest 2003b; Paravina ve Powers 2004). Ultraviyole ışık, doğal diş veya restoratif bir materyale çarptığında görülebilir radyasyon yayılır. Radyasyon başladığında materyaller floresans aktivite gösterir, ışık saçarlar, radyasyon bittiğinde floresans aktivite de sona erer. Doğal dişler, dentindeki yüksek organik materyal içeriği nedeniyle floresans özellik gösterirler. Dentinin floresans özelliği arttıkça renk yoğunluğu (kroma) azalmaktadır (Fondriest 2003b). Dental seramikler de ultraviyole ışık altında floresans özellik göstermektedirler (O'Brien 2002). Geçmişte, doğal floresansı taklit edebilmek için dental seramiklere uranyum bileşikleri eklenirdi ancak radyoaktif özelliği nedeniyle bu materyallerin kullanımından kaçınılmıştır. Günümüzde bu amaçla evropiyum, seryum ve itriyum gibi elementler kullanılmaktadır (Monsenego ve ark. 1993; Powers ve Sakaguchi 2006).

2.3.3.5. Fosforesans Özelliği

Radyasyonun emilimi ile ortaya çıkan ve radyasyon durduktan sonra bir süre devam eden ışıma "fosforesans" denir. Nedeni, uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile saçmasıdır. Fosforesans özelliği esas olarak fosfor içeren bileşiklerde görülür (Chu ve ark. 2004).

2.3.3.6. Opalesans Özelliği

Opalesans özellik, materyal üzerine düşen ışık demetinin, o materyalde kendi dalga boyundan daha kısa dalga boyu ile karşılaştığı an, tüm doğrultularda yansıtılarak saçılmasıdır. Bu özellik materyale, yansıyan ışık altında mavimsi-beyaz bir görünüm; iletilen ışık altında ise turuncu-kahverengi bir görünüm vermektedir (Paravina ve Powers 2004).

Bu özelliğe adını veren değerli opal minerali, çok küçük kürecikler halinde amorf veya kriptokristalin materyalinden oluşur ve çok ince damlacıklar halinde su içerir. Doğal diş minesi yapısındaki hidroksiapatit kristalleri dişe opalesans özellik vermekte; bu özellik de dişe derinlik ve canlılık kazandırmaktadır. Seramiklerde opalesans, temel matrikse çok ince ve kuvvetli biçimde ışığı kırma özelliğine sahip partiküllerin eklenmesi ile elde edilir (Prismus ve ark. 2002).

2.3.3.7. Metamerizm

Farklı spektral yansımaya sahip olmalarına rağmen belirli bir ışık kaynağı altında aynı görünen renklere metamer, bu fenomene de metamerizm adı verilmektedir (Rosenstiel ve ark. 2006). Metamerik renkler, ışık kaynağı değiştiğinde farklı görünmektedirler (O'Brien 2002; Powers ve Sakaguchi 2006). Örneğin iki cisimden biri kırmızı rengi diğerine göre daha çok yansıtmaktadır. Ancak bu cisimlere kırmızı renk içermeyen ışık kaynağı altında bakılacak olursa, aynı görüneceklerdir. Kırmızı renk içeren ışık kaynağı altında bakıldığında ise farklı görüneceklerdir (Fondriest 2003b).

Dental materyal ve diş yapısının rengi akkor lamba, floresan ışık veya gün ışığı altında farklılık gösterebilmektedir (Powers ve Sakaguchi 2006). Bu nedenle metamerizmi önlemek için, renk belirleme sırasındaki aydınlatma koşullarının standardize edilmesi gerekmektedir (O'Brien 2002).

2.3.4. Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk ölçümü için iki yöntem kullanılır; görsel renk analizi ve aletli renk analizi (Van Der Burgt ve ark. 1985).

2.3.4.1. Görsel Renk Analizi

Test edilen örneğin renk standartlarıyla karşılaştırılmasıdır. Doğal dişlerle protetik restorasyonlar arasında uygun renk seçimi için dental renk skalaları kullanılmaktadır (Sproull 1973b).

Görsel ölçüm, renk ve translusentliğin belirlenmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Ancak bu yöntem genellikle güvenilir olmayan ve tutarsız sonuçlar vermektedir (Okubo ve ark. 1998; Rosenstiel ve ark 2006). Renk ölçümlerindeki tutarsızlıklar yorgunluk, yaşlanma, aydınlatma koşulları, cismin ve ışığın pozisyonu ile metamerizm gibi kontrol edilemeyen faktörlerle ilişkilendirilmektedir (Okubo ve ark. 1998). Ayrıca skaladaki renkler doğal dişlerdeki kadar geniş renk seçeneği içermezler. Yeterli ve mantıklı bir düzen sağlayamadıkları için doğal diş rengi seçimi bazı durumlarda görsel olarak imkansız hale gelir (White ve O'Brien 1989).

2.3.4.2. Aletli Renk Analizi

Optik aletlerle test edilen örnekten yansıyan ışığın analiz edilmesiyle yapılır. Aletli renk analizi ile renk hakkında tutarlı, güvenli ve matematiksel veriler elde edilir. Aletle yapılan renk analizlerinde kolorimetre, spektrofotometre ve dijital kamera kullanılır (Keyf ve ark. 2009).

Kolorimetre; üç primer renkteki ışığın (kırmızı, yeşil, mavi) her birinin rengini ve örnek üzerinden yansıma miktarını, referans örnekten yansıyan ışığa göre yüzde olarak ölçer. Yani, üçlü uyaran değerlerine göre örnek renginin koordinatlarını belirler (Bayındır ve Wee 2006; Chu ve ark. 2010).

Spektrofotometre(SFM); her dalga boyunda yansıtılan ışık miktarını ölçer. Spektral yanıtı, cisim için renk değişkenleri hesaplanabilir. Spektrofotometrik ölçümler ile renk sayısal olarak ifade edilebilir ve iki renk arasındaki fark değerlendirilebilir (Keyf ve ark. 2009; Chu ve ark. 2010).

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 Easysshade Technology 2003; Chu ve ark. 2010).

SFM'lerde farklı renk ısıısına sahip ışık kaynakları kullanılmakla birlikte çoğunlukla D55 ve D65 olarak tanımlanan 5500-6500°K renk ısıısına sahip aydınlatma kaynakları tercih edilmektedir (Chu ve ark. 2010).

2011 yılında kullanıma giren VİTA Easysshade Advance spektrofotometre, kolaylıkla taşınabilen bir el aparatından oluşmaktadır. Cihazın dış yüzeyi ile temas edecek kısmı yaklaşık 5 mm çapındadır. Cihazın içerdiği geniş çaplı fiber optikler paslanmaz çelik bir kanalın içinde belli bir dizilişte bulunurlar. Dıştaki tabakada bulunanlar ölçüm sırasında dışı aydınlatırken iç kısımdakiler spektrometre için gereken bilgiyi sağlayacak optik uçlardan ve açığı denetleyici sensör fiberlerden oluşmaktadır (Vita Easysshade Technology 2011).

İç kısımda yayılan ışık miktarı iki farklı noktadan ölçülmektedir. Bu iki farklı noktadan yapılan ölçüm değeri yayılma, translusentlik ve materyalin kalınlığı da göz önüne alınarak hesaplanmaktadır. Ölçüm yapılmadan önce ölçüm modu (Dış, restorasyon veya renk skalası) seçilmektedir. Cihaz renk ölçümü sonucunu Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre vermektedir (Brewer ve ark. 2004; Paravina ve Powers 2004).

Seghi ve ark. (1989), çeşitli spektrofotometrik cihazların performanslarını değerlendirdiği çalışmalarında, bu cihazların rengin belirlenmesinde başarılı ve net sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (Seghi ve ark. 1989).

Dijital kamera; bu sistemin avantajı, obje üzerindeki tek bir noktanın renginin ölçülmemesi tüm objenin görüntüsünün resim halinde elde edilerek ölçüm yapmasıdır (Paravina ve Powers 2004). Üç primer renkteki ışığı (kırmızı, mavi, yeşil) üçlü koordinatlara çevirir. Birçok sistemde kolorimetrik analiz ile birlikte kullanılır (Brewer ve ark. 2004).

Kolorimetreler, herhangi bir matematik işlem olmaksızın direkt renk koordinatlarını veren cihazlardır. Rengin 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 (Bayındır ve Wee 2006; Chu ve ark. 2010).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Zirkonyum oksit altyapının renklendirici solüsyon ile renklendirilerek farklı sinterleme sıcaklıklarında sinterlenmesinin, altyapının estetik ve mekanik özelliklerine olan etkisinin incelendiği çalışmamızda Kavo Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) CAD/CAM sistemi kullanıldı. Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla ISO TR 6872 Diş Hekimliği Seramik Malzemeleri Standardı'na başvuruldu. Kavo Everest sistemine ait ZS Blank (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) bloklardan toplam 100 adet 15 mm çapında 1 mm kalınlığında disk şeklinde zirkonyum oksit örnekler hazırlandı. Örnekler 4 farklı renkte solüsyon uygulaması ve 1 solüsyon uygulanmayan kontrol grubu olmak üzere 5 gruba ayrıldı. Her grup kendi içerisinde 10 adet örnekten oluşan, farklı sinterleme ısılarında sinterlenen 2 alt gruba daha ayrıldı. Buna göre toplam 10 adet deney grubu oluşturuldu.

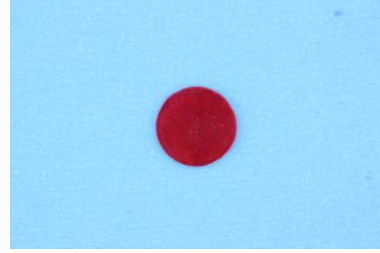
Çalışmamızda öncelikle, kullanılan renklendirici solüsyonlara kalitatif ve kantitatif analiz yapılarak solüsyonların kimyasal içerikleri incelendi. Tüm gruplarda örneklerin translusentlik ölçümlerinin yapılabilmesi için spektrofotometre kullanıldı. Mekanik dayanımının değerlendirilebilmesi amacı ile örnekler biaksiyel bükme testi uygulandı. Uygulanan renklendirme işlemi ve farklı sinterleme ısılarına bağlı olarak materyaldeki stabilizatör miktarındaki değişimi incelemek için EDS analizi, faz değişimlerini değerlendirmek için ise XRD analizi kullanıldı. Nitelik analizlerinin değerlendirilmesinde SEM görüntüleri karşılaştırıldı. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

3.2. Deney Örneklerinin Elde Edilmesi

Elde edilecek deney örneklerine model oluşturması için sinterleme sonrası oluşacak %20'lik büzölme miktarı gözönüne alınarak 18 mm çapında ve 1.2 mm kalınlığında silikon kalıplar hazırlandı. Silikon kalıplardan karbonize akrilik reçine materyali kullanılarak (Pattern Resin LS, American Inc., Amerika) altyapı maketleri oluşturuldu (şekil 3-1 ve 3-2). Bu altyapı maketleri daha sonra hazırlanacak olan zirkonyum oksit disklerin üretimi için model olarak kullanıldı.



şekil 3-1: Silikon kalıp ve akrilik reçine materyali

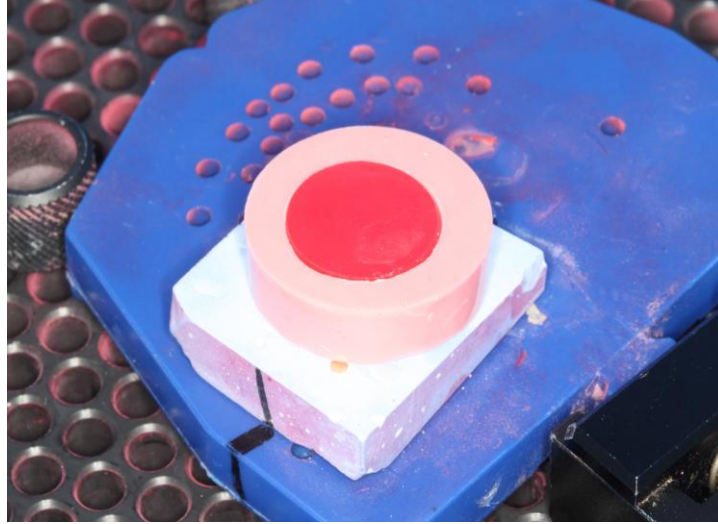


şekil 3-2: Silikon kalıba alınmış akrilik materyali ve akrilik maket

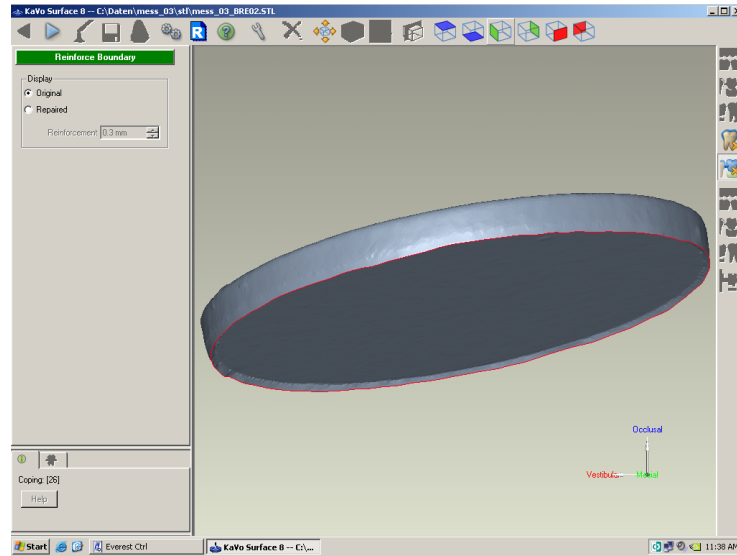
Kavo Everest Sistemi ile Örneklerin Hazırlanması

Karbonize akrilik reçine materyali (Pattern Resin LS, American Inc., Amerika) ile hazırlanan altyapı maketleri sisteme ait ışığı yansıtmayan özel tip IV model alçısı olan Everest Rock (Kavo Dental GmbH) kullanılarak tarama platformuna (Everest Scan Pro, Kavo Dental GmbH) sabitlendi (şekil 3-3). Tasarım öncesinde görüntülerin bilgisayar ekranına aktarılabilmesi için tarama işlemi gerçekleştirildi. Tarama sırasında

yansımayı engellemek amacıyla sisteme özel sprej (Okklusions Classic Sprey, Dupro Dental, Almanya) taranacak bölgeye uygulandı ve tarama işlemi yapıldı. Tarama tamamlandıktan sonra tasarım işlemine geçildi. Everest sistemine ait özel yazılım olan Everest CAD (Kavo Dental GmbH) ile sanal maketin (Şekil 3-4) sınırları üzerinde gerekli düzeltmeler yapıp, görüntü aşındırma ünitesine (Everest Engine, Kavo Dental GmbH) aktarıldı.



Şekil 3-3: Tarama platformuna yerleştirilen altyapı maketi



Şekil 3-4: Taranan örneğin düzenlendiği Kavo Everest bilgisayar yazılımı

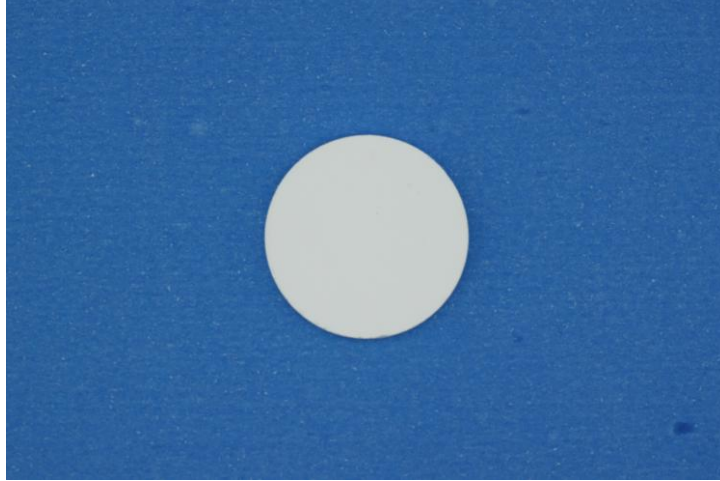
Sisteme ait yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit blok (ZS Blank, Kavo Dental GmbH) (Şekil 3-5) aşındırma ünitesine yerleştirildi (Şekil 3-6) ve altyapıların aşındırılma işlemi gerçekleştirildi. Toplam 100 adet örnek hazırlandı (Şekil 3-7).



Şekil 3-5: Kavo Everest ZS blok



Şekil 3-6: Everest Engine (aşındırma ünitesi)



Şekil 3-7: Aşındırması tamamlanmış altyapı

3.3. Renklendirici Solüsyon Uygulaması

Hazırlanan örnekler, renklendirici solüsyon (Vita YZ coloring Liquid, Bad Sackingen, Almanya) (Şekil 3-8) uygulaması öncesinde yüzeyde bulunan artıkların uzaklaştırılması amacıyla üretici talimatlarına uygun olarak seramik fırınında temizleme işlemine tabi tutuldu. Temizleme işlemi için seramik fırını 600°C ye ayarlanarak örnekler 3 dakika bu ısıda bekletildi. Dakikada 33°C lik ısı artışıyla fırın ısısı 700°C ye çıkartılarak 5 dakikada bu ısıda bekletildi, ardından oda ısısında soğumaya bırakıldı.



Şekil 3-8: Vita YZ renk solüsyonları

Temizlenen örnekler her grupta 20 adet örnek olacak şekilde Light, Medium, Intense ve Neutral olmak üzere 4 farklı renklendirici solüsyonda firma talimatlarına uygun olarak 2 dakika süreyle bekletildi (Şekil 3-9). Plastik bir pens yardımıyla solüsyondan çıkarılarak solüsyonu emmeyecek plastik bir zemine yerleştirildi ve açık havada kurumaya bırakıldı.



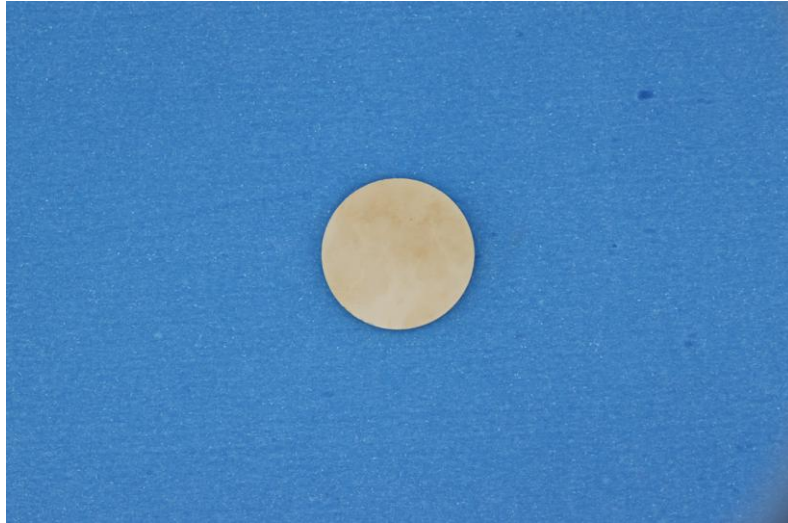
Şekil 3-9: Altyapıların renklendirilmesi

3.4. Örneklerin Sinterlenmesi

Renklendirilmiş örnekler ve kontrol grubu herbiri 10'ar adet örnek içeren 2 alt gruba ayrıldı. 50 adet örnek içeren 1. grup saatte 600°C sıcaklık artışına ayarlanmış olan sinterleme fırınında (Everest Therm Kavo Dental GmbH) (Şekil 3-10) 1350°C'ye ulaştıktan sonra 2 saat bu sıcaklıkta bekletildi ve sonrasında soğutma işlemine başlandı. Diğer örnekler ise saatte 600°C sıcaklık artışına ayarlanmış sinterleme fırınında 1500°C'ye ulaştıktan sonra 2 saat bu sıcaklıkta bekletildi ve sonrasında soğutma işlemine geçildi. Sinterleme işlemi toplam 8 saat sürdü.



Şekil 3-10: Everest Therm (sinterleme fırını)



Şekil 3-11: Tamamlanmış Everest Altyapı

Sinterleme işlemi sonrasında %20'lik büzölmeye uğrayan örnekler sonuç olarak 15mm çap ve 1mm kalınlığa ulaştı. Örneklerin kalınlıkları 0,01 mm doğruluk ve tekrarlanabilirliğe sahip dijital mikrometre (Max- Extra Professional Tools, Çin) ile 3 farklı bölgeden kontrol edildi (Şekil 3-12). Örneklerle herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.



Şekil 3-12: Altyapı kalınlığının ölçülmesi

3.5. Renklendirici Solüsyonların Kimyasal Analizi

Renklendirici solüsyonların içeriklerinin belirlenmesi amacıyla yapılan kimyasal analiz İ.T.Ü Kimya-Metalurji Fakültesi Termodinamik-Kinetik Araştırma ve Demirçelik Laboratuvarı'nda atomik absorpsiyon cihazı ile elementel analiz (Perkin Elmer, Analyst800, Amerika) yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

3.6. Örneklerin Translülentlik Ölçümlerinin Yapılması

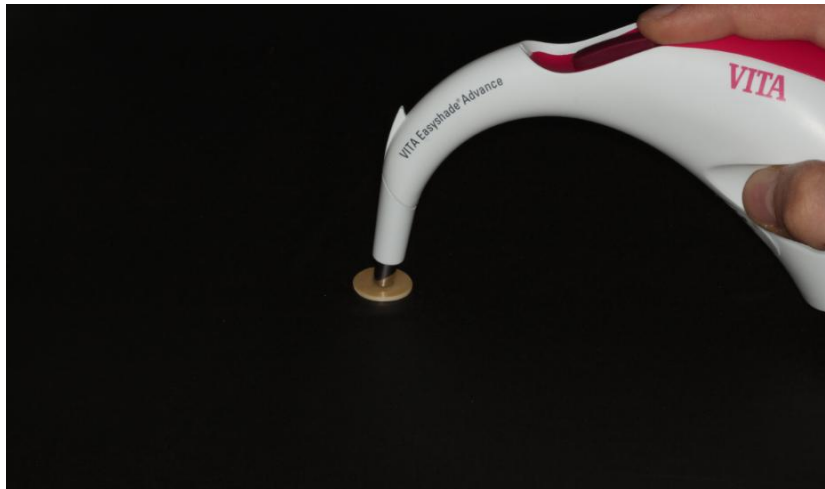
Translülentlik ölçümleri yapılmadan önce örnekler ultrasonik olarak 10 dakika distile su ile yıkandı ve kurutuldu. Ölçümler sıcaklığı 24°C olan karanlık bir odada gerçekleştirildi. 100 adet örneğin siyah ve beyaz arka plan üzerindeki CIE $L^*a^*b^*$ değerleri Vita Easyshade Advance (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (Şekil 3-13) ile ölçüldü. Spektrofotometrenin ideal gün ışığı veren fiber optik ucu, her ölçüm öncesinde üretici firma talimatlarına uygun şekilde kalibrasyon bölgesinde test edildi. Siyah arka planın L^* , a^* ve b^* değerleri $L^*=12,2$, $a^*=1,1$, $b^*=1,6$; beyaz arka planın L^* , a^* ve b^* değerleri $L^*=100$, $a^*=0,7$, $b^*=2,6$ olarak belirlendi. Ölçümler cihazın “toothsingle-tek ölçüm” modunda yapıldı ve her örnekten, her arka plan üzerinde 3'er kez ölçüm yapılarak ortalaması alındı.



Şekil 3-13: Vita EasyShade Advance



Şekil 3-14: Beyaz zemin üzerinde L^* , a^* ve b^* değerlerinin ölçülmesi



Şekil 3-15: Siyah zemin üzerinde L^* , a^* ve b^* değerlerinin ölçülmesi

3.6.1. Translülentlik Parametresinin Belirlenmesi

TP'ni hesaplamak için, beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerine yerleştirilen örneklerin Vita Easyshade Advance ile elde edilen L_w^* , a_w^* , b_w^* ve L_b^* , a_b^* , b_b^* değerleri, formüle yerleştirilerek hesaplandı.

$$TP = \sqrt{(L_w^* - L_b^*)^2 + (a_w^* - a_b^*)^2 + (b_w^* - b_b^*)^2}$$

L_w^* : Beyaz arka fon ile ölçülen L^* değeri

L_b^* : Siyah arka fon ile ölçülen L^* değeri

a_w^* : Beyaz arka fon ile ölçülen a^* değeri

a_b^* : Siyah arka fon ile ölçülen a^* değeri

b_w^* : Beyaz arka fon ile ölçülen b^* değeri

b_b^* : Siyah arka fon ile ölçülen b^* değeri

3.7. Mekanik Dayanımın Ölçülmesi

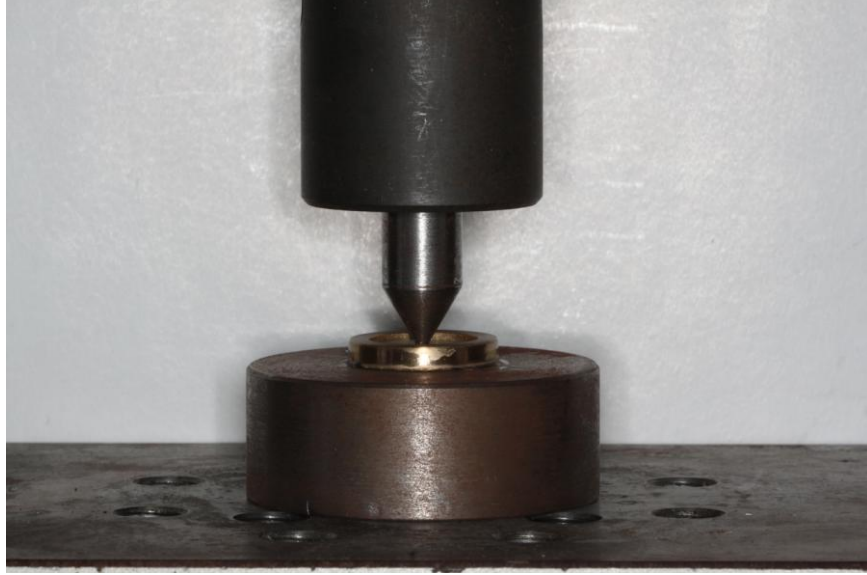
Örneklerin mekanik dayanımının ölçülmesinde biaksiyel bükme testi uygulandı. Biaksiyel bükme testi için İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan Universal test cihazı (Shimadzu AG-IS, Shimadzu, Japonya) kullanıldı. Biaksiyel bükme testlerinden “üç top üzerinde piston” (piston on three balls) yöntemi uygulandı. Örneklerin bükme testini gerçekleştirebilmek için cihazın üst ve alt bölümlerine bu test için tasarlanmış (ISO 6872 standardına uygun olarak) parçalar yerleştirildi.

Alt sabit bölüme; disk örneklerin yerleşeceği, iç çapı 12,0 mm olan, tabanında birbirine 120 derecelik açıda, 3,2 mm çapında çelik bilyeler bulunan parça yerleştirildi. Üst hareketli bölüme ise; uç kısmı 1,4 mm çapında, disk örneğe tam ortasından temas edecek şekilde ayarlanmış baskı ucu monte edildi.



Şekil 3-16: Biaksiyel bükme testi için kullanılan alt sabit ve üst hareketli parça

Örnekler sırayla Instron cihazının alt bölümünde bulunan 3 çelik bilye üzerine yerleştirildi. Üst hareketli parçadaki baskı ucu disk örneğinin tam merkezine gelecek şekilde ayarlandı ve 1mm/dak. hızla, örnekler kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı.



Şekil 3-17: Biaksiyel Bükme Testi düzeneği

Örneklerin kırıldığı andaki kuvvet “Newton” cinsinden bilgisayar bağlantılı test cihazı tarafından kaydedildi. “Newton” biriminde elde edilen biaksiyel bükme testi sonuçları uluslararası standartlarına (ISO 6872) göre aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal (MPa) birimine çevrildi.

Denklem:

$$S = -0,2387P(X-Y)/d^2$$

S: Megapaskal cinsinden maksimum gerilim kuvveti

P: Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı

$$X = (1+\nu)\ln(r_2/r_3)^2 + [(1-\nu)/2](r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1+\nu)[1+\ln(r_1/r_3)^2] + (1-\nu)(r_1/r_3)^2$$

(ν): Poisson oranı (Bilinmiyorsa 0.25, çalışmamızda da 0.25 olarak hesaplandı)

r_1 : milimetre cinsinden, çelik bilyeler üzerinden geçen hayali destek çemberinin çapı

r_2 : milimetre cinsinden, baskı ucunun çapı

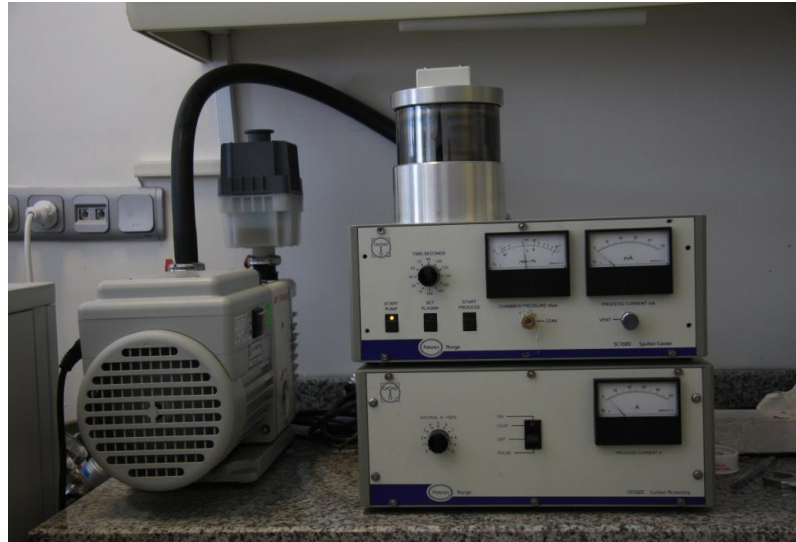
r_3 : milimetre cinsinden örneğin çapı

d : milimetre cinsinden, örneğin kırılma merkezindeki kalınlığı

3.8. Mikroyapı Analizi

Mikroyapı analizi İ.T.Ü Kimya- Metalurji Mühendisliği Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarında gerçekleştirildi. Örnek yüzeylerinin mikroyapı analizi, Enerji Dağılım Spektrofotometre (EDS) ünitesinin bağlı olduğu Alan Saçılması Tarama Mikroskobu (JSM 7000F, Jeol, Almanya) ile elde edildi.

Her gruptan, biaksiyel bükme deneyi sonucunda ortalama değere sahip örnekler seçildi. Tüm örneklerinin iletkenliklerinin artması için “karbon kaplama ve platin kaplama” cihazında (Polaron CA7625, Quorum Technologies, İngiltere) platin kaplama işlemi uygulandı. Örnekler x100, x1000, x10000, x20000 büyütmelerde incelendi. Kırık şekilleri ve partikül boyutları değerlendirildi. Örneklerin yüzeylerindeki stabilizatör Y_2O_3 miktarı EDS ile analiz edildi.



Şekil 3-18: Karbon Kaplama ve Platin Kaplama Cihazı



Şekil 3-19: Alan Saçılması Tarama Elektron Mikroskobu (SEM)

3.9. X-Işını Difraksiyon Analizi

X-Işını Difraksiyon Analizi İ.T.Ü Kimya-Metalurji Mühendisliği Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. X-Işını difraksiyon analizi için her gruptan ortalama değere sahip örnekler seçildi ve kırık zirkonyum oksit yüzeylerinde analiz yapıldı. X- ışını $\text{CuK}\alpha$ -1 40 kV'da, 40 mA'da, örnekten 250 mm uzaklıkta kullanıldı.

Monoklinik ve tetragonal fazların miktarı Garvie ve Nicholson Yöntemi (Garvie ve Nicholson 1972) ile aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı.

Denklem:

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

X_m : monoklinik fazın tamamlı şiddet oranı

$I_m(-111)$: 28.2° de monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_m(111)$: 31.5° de monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_t(101)$: 30.2° de tetragonal tepe noktasının şiddeti

Monoklinik ve tetragonal faz hacim oranı Troya ve ark. Yöntemi (Toraya ve ark. 1984) ile aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı.

Denklem:

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

$$V_t = 1 - V_m$$

X_m : monoklinik fazın toplamı şiddet oranı

V_m : monoklinik faz hacim oranı

V_t : tetragonal faz hacim oranı



Şekil 3-20 X- Işını Difraksiyon Analizi Cihazı

3.10. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmamızda elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences Windows 15.0) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Niceliksel verilerin karşılaştırılmasında parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Two-way ANOVA ve One-way ANOVA testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Parametrelerin iki

grup arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde, ileri düzeyde anlamlılık $p<0.01$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Kavo Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sistemi kullanılarak hazırlanan zirkonyum oksit altyapı örneklerinin 4 farklı renkte solüsyonla renklendirilmesinin ve sinterleme sıcaklıklarının değiştirilmesinin materyalin translusentliğine ve bükme dayanımına olan etkisinin incelendiği çalışmada, translusentlik bulgularının değerlendirilmesinde translusentlik parametresi (TP) kullanılmıştır. TP'nin hesaplanmasında spektrofotometre ölçümleri ile elde edilen L^* , a^* , b^* değerlerinden yararlanılmıştır.

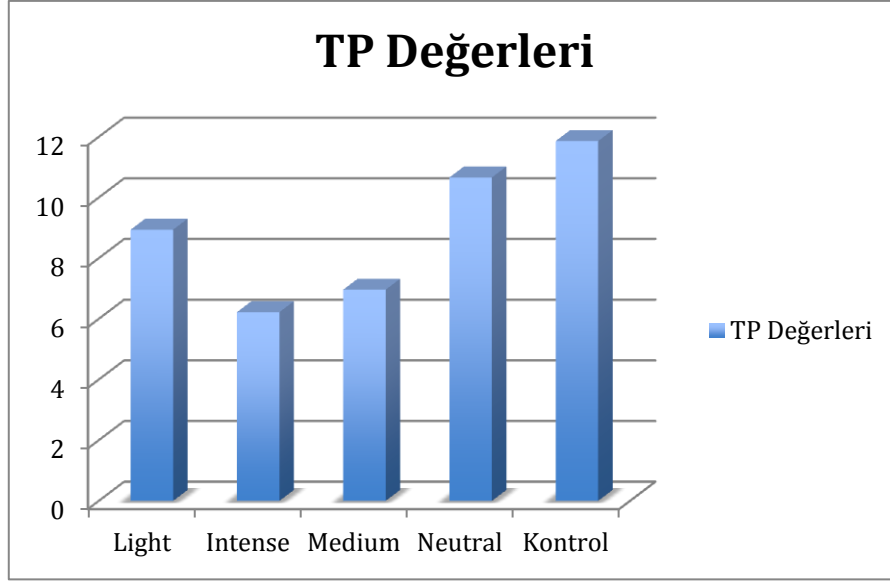
Her örnek için ölçümler üçer kez tekrarlanmıştır ve TP değerleri için 600 (100 örnek×3 ölçüm tekrarı×2 farklı siyah-beyaz arka fon) ölçüm yapılmıştır. Değerlendirmeler yapılırken üç ölçüm değerinin ortalaması alınmıştır.

4.1. Translusentlik Bulguları

Örneklerin ortalama TP değerleri ve standart sapmaları Tablo 4-1'de gösterilmiştir. Daha yüksek TP değerleri daha yüksek translusentlik olduğunu göstermektedir (Şekil 4-1).

Renk	TP Değerleri	<i>p</i>
	Ort±SS	
Light	8,94±0,49	0,001**
Intense	6,22±1,01	
Medium	6,96±0,82	
Neutral	10,66±0,74	
Kontrol	11,86±0,44	
<i>Oneway ANOVA Test</i>		** $p < 0.01$

Tablo 4-1: Renklere göre ortalama TP değerleri ve standart sapmaları



Şekil 4-1: Renklere göre TP değerleri ortalamaları

Renklere göre TP değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Intense grubunun TP değerleri, diğer tüm renklerden ve kontrol grubundan anlamlı derecede düşüktür ($p < 0.05$). Medium grubunda TP değerleri, Light, Neutral ve Kontrol gruplarından istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı derecede düşüktür ($p < 0.01$). Light grubunda TP değerleri Kontrol grubu ve Neutral grubundan istatistiksel ileri düzeyde anlamlı derecede düşüktür ($p < 0.01$). Neutral grubunda TP değerleri Kontrol grubundan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı derecede düşüktür ($p < 0.01$) (Tablo 4-2).

Renk	TP Değerleri
	<i>p</i>
L – İ	0,001**
L – M	0,001**
L – N	0,001**
L – K	0,001**
İ – M	0,016*
İ – N	0,001**
İ – K	0,001**
M – N	0,001**
M – K	0,001**
K – N	0,001**
Tukey HSD Test * $p < 0.05$ ** $p < 0.01$	

Tablo 4-2: Renklere göre TP değerleri ortalamaları arasındaki farkın Tukey HSD test sonuçları

Isılara göre TP değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.05$). 1500°C’de ortalama TP değeri, 1350°C’den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p < 0.05$) (Tablo 4-3).

Sıcaklık	TP Değerleri	<i>p</i>
	Ort±SS	
1350 °C	8,35±2,43	0,011*
1500 °C	9,51±1,93	
Student t Test		* <i>p</i> <0.05

Tablo 4-3: Farklı sinterleme sıcaklıklarına göre TP değerleri ortalamaları ve standart sapmaları

Light grubunda; 1500°C’de TP değerleri, 1350 °C de tespit edilen TP değerlerinden istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$).

Intense grubunda; 1500°C’de TP değerleri, 1350°C’de tespit edilen TP değerlerinden istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$).

Medium grubunda; 1500°C’de TP değerleri, 1350°C’de tespit edilen TP değerlerinden istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$).

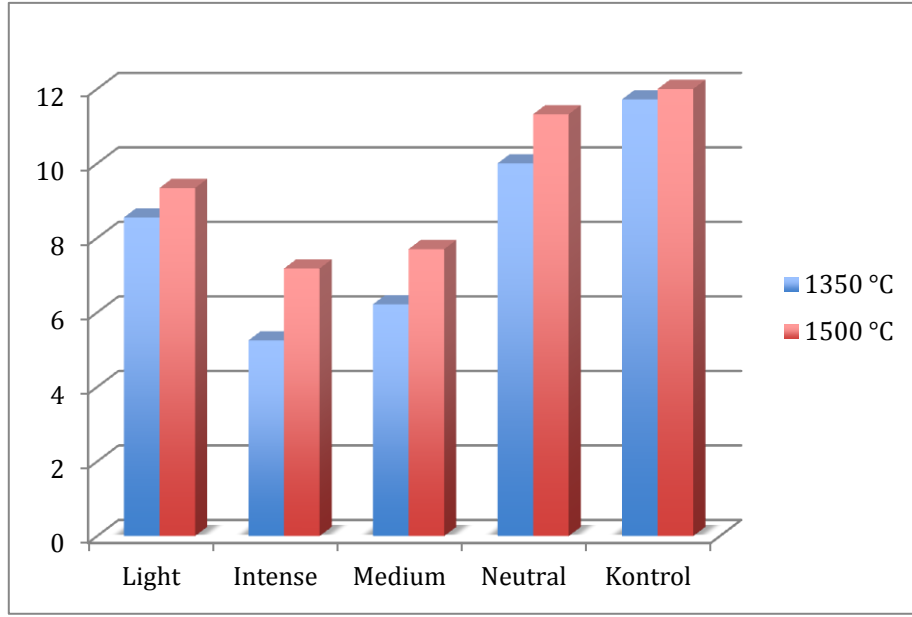
Neutral grubunda; 1500°C’de TP değerleri, 1350°C’de tespit edilen TP değerlerinden istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$).

Kontrol grubunda; farklı sinterleme sıcaklıklarına göre ışık geçirme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4-4) (Şekil 4-2).

Renk	Sıcaklık		<i>p</i>
	1350 °C	1500 °C	
	Ort±SS	Ort±SS	
Light	8,55±0,39	9,34±0,12	0,001**
Intense	5,25±0,28	7,18±0,15	0,001**
Medium	6,22±0,42	7,70±0,14	0,001**
Neutral	10,00±0,35	11,32±0,29	0,001**
Kontrol	11,72±0,49	12,00±0,36	0,170

Student t Test **** $p<0.01$**

Tablo 4-4: Renklendirilen gruplarda farklı sinterleme sıcaklıklarına göre TP değerleri ortalamaları ve standart sapmaları



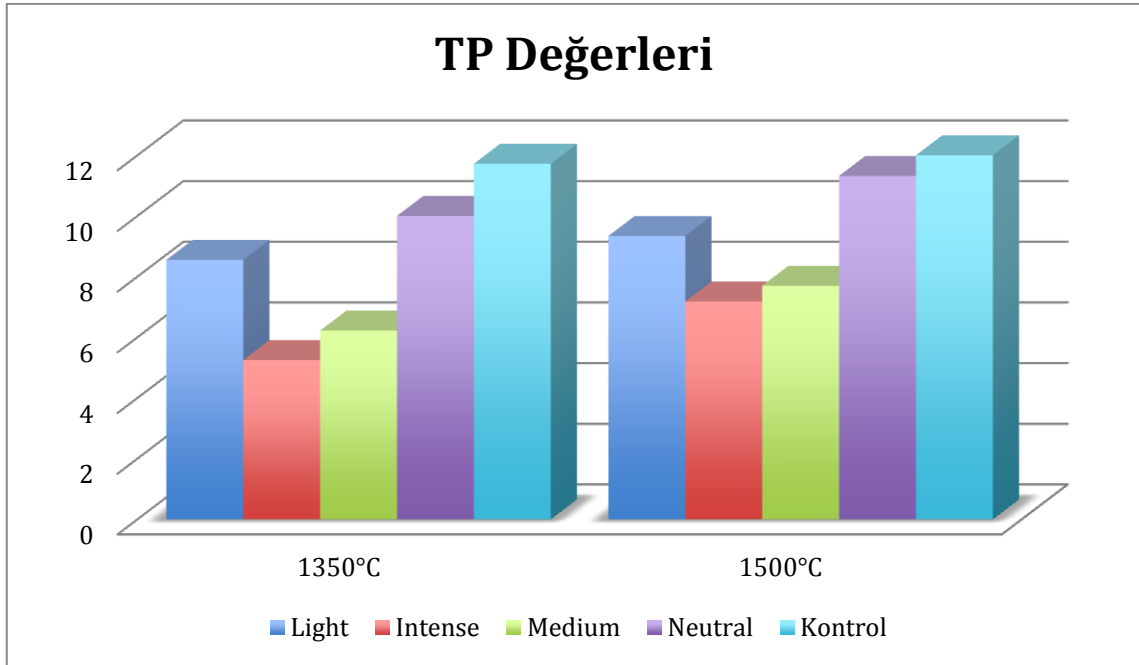
Şekil 4-2: Farklı renklerde farklı sinterleme sıcaklıklarında TP değerleri ortalamaları

1350°C’de; renklere göre TP değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Intense grubunun TP değerleri diğer tüm renklerden anlamlı olarak düşüktür ($p<0.01$). Medium grubunda TP değerleri, Light, Medium ve Kontrol gruplarından istatistiksel anlamlı olarak düşüktür ($p<0.01$). Light grubunun TP değerleri, Neutral ve Kontrol gruplarından anlamlı olarak düşüktür ($p<0.01$). Neutral grubunda TP değerleri Kontrol grubundan anlamlı olarak düşüktür ($p<0.01$) (Tablo 4-5) (Şekil 4-3).

1500°C’de; renklere göre TP değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Intense grubunun TP değerleri diğer tüm gruplardan ileri derecede anlamlı olarak düşüktür ($p<0.01$). Medium renginin TP değerleri, Light, Neutral ve Kontrol gruplarından ileri derecede anlamlı olarak düşüktür ($p<0.01$). Neutral grubunun TP değerleri, Kontrol grubundan ileri derecede anlamlı olarak düşüktür ($p<0.01$) (Tablo 4-5) (Şekil 4-3).

Renk	Sıcaklık	
	1350 °C	1500 °C
L – İ	0,001**	0,001**
L – M	0,001**	0,001**
L – N	0,001**	0,001**
L – K	0,001**	0,001**
İ – M	0,001**	0,001**
İ – N	0,001**	0,001**
İ – K	0,001**	0,001**
M – N	0,001**	0,001**
M – K	0,001**	0,001**
K – N	0,001**	0,001**
Tukey HSD Test		** $p < 0.01$

Tablo 4-5: Farklı renklerde farklı sıcaklıklara göre ortalama TP değerleri arasındaki farkların Tukey HSD sonuçları



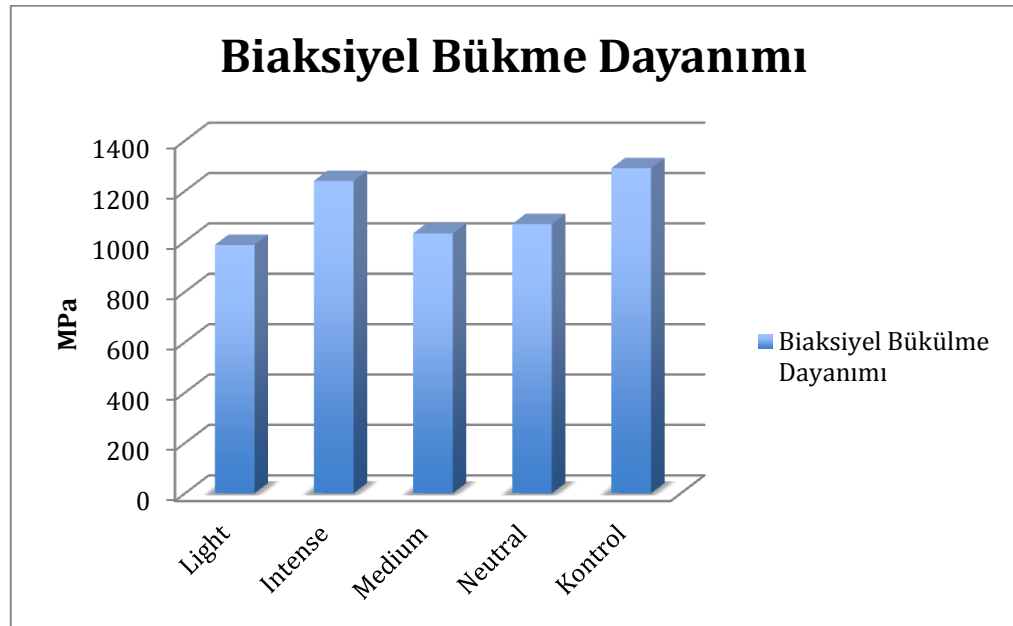
Şekil 4-3: Farklı renklerin farklı sinterleme sıcaklıklarında ortalama TP değerleri

4.2. Bükme Dayanımı Bulguları

Farklı renk gruplarından elde edilen bükme dayanımı sonuçları Tablo 4-6 'da gösterilmiştir (Şekil 4-4).

Biaksiyel Bükme		
Renk	Dayanımı	<i>p</i>
	Ort±SS	
Light	985,92±181,09	0,004**
Intense	1240,05±279,81	
Medium	1031,33±110,47	
Neutral	1069,25±208,57	
Kontrol	1290,51±287,93	
One-way ANOVA Test		** <i>p</i> <0.01

Tablo 4-6: Farklı renklerde elde edilen biaksiyel bükme dayanımı değerleri ortalamaları



Şekil 4-4: Farklı renklerde biaksiyel bükme dayanımları ortalama değerleri

Renklere göre biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Light renginin biaksiyel bükme dayanımı ortalaması, Intense ve Kontrol gruplarından anlamlı olarak düşüktür ($p < 0.05$). Medium renginin biaksiyel bükme dayanımı ortalaması, Kontrol grubundan

anlamlı olarak düşüktür ($p < 0.05$). Diğer grupların biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 4-7).

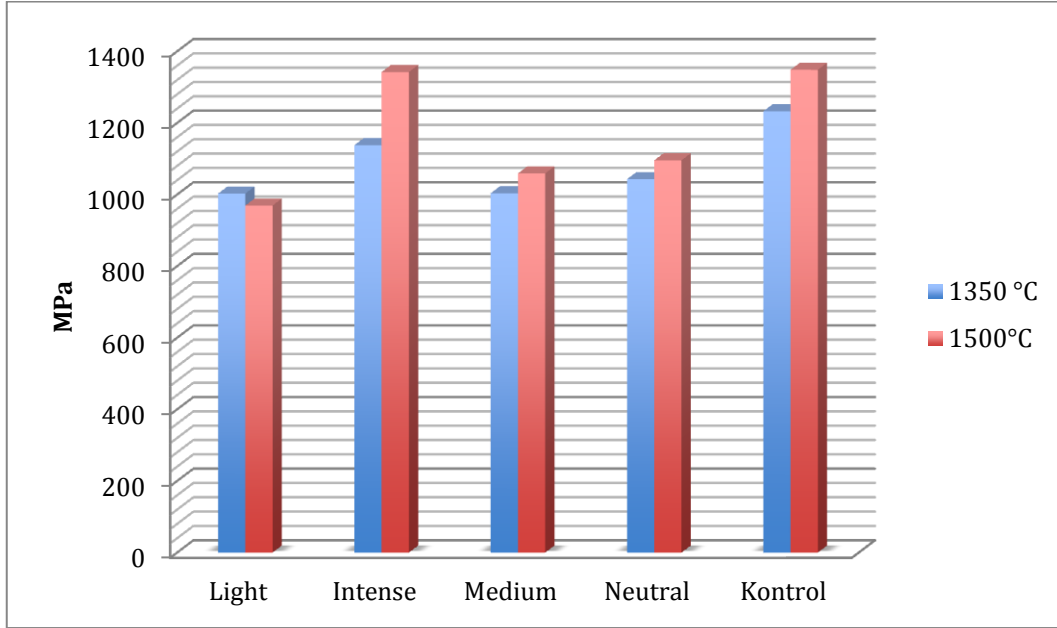
Renk	Biaksiyel Bükme Dayanımı
	Değerleri
	p
L – İ	0,044*
L – M	0,987
L – N	0,891
L – K	0,013*
İ – M	0,164
İ – N	0,344
İ – K	0,981
M – N	0,994
M – K	0,048*
K – N	0,124
Tukey HSD Test * $p < 0.05$	

Tablo 4-7: Renklere göre biaksiyel bükme dayanımı değerleri arasındaki farkların Tukey HSD test sonuçları

Sıcaklıklara göre direnç ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 4-8) (Şekil 4-5).

Sıcaklık	Biaksiyel Bükme		<i>p</i>
	Dayanımı		
	Ort±SS		
1350 °C	1083,96±199,98		0,219
1500 °C	1162,87±285,00		
Student t Test			

Tablo 4-8: Farklı sıcaklıklarda biaksiyel bükme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları



Şekil 4-5: Farklı renklerde farklı sinterleme sıcaklıklarına göre biaksiyel bükme dayanımı ortalama değerleri

Light renginde; sıcaklıklara göre direnç ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Intense renginde; sıcaklıklara göre direnç ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Medium renginde; sıcaklıklara göre direnç ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Neutral renginde; sıcaklıklara göre direnç ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

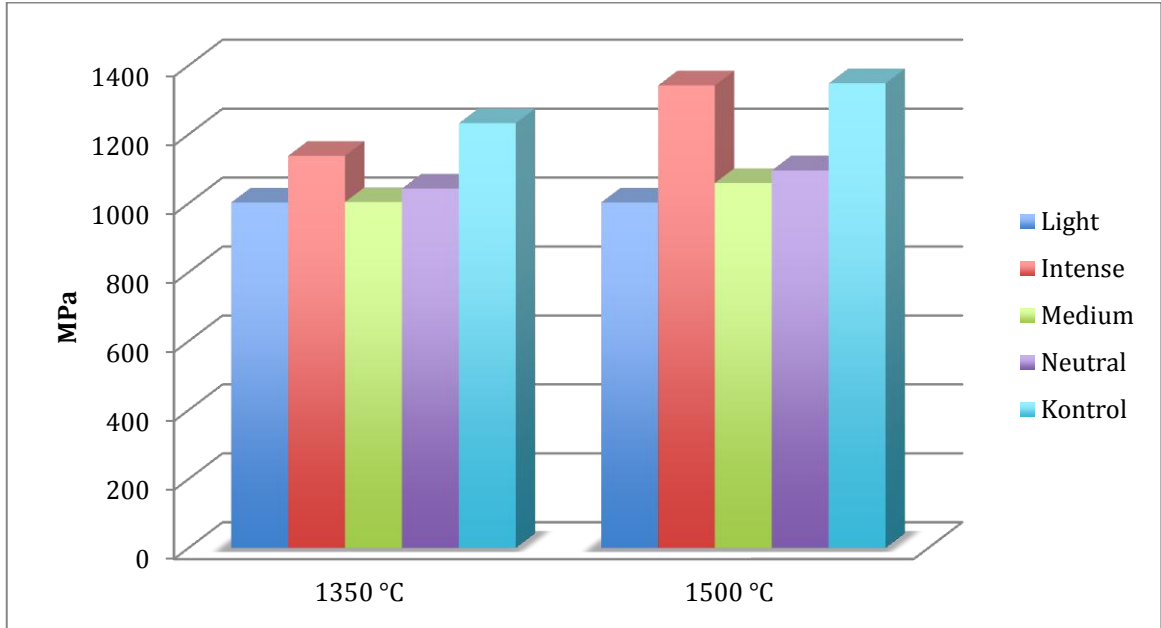
Kontrol grubunda; sıcaklıklara göre direnç ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-5).

Renk	Sıcaklık	
	1350 °C	1500 °C
L – İ	0,740	0,017*
L – M	1,000	0,973
L – N	0,996	0,910
L – K	0,262	0,018*
İ – M	0,745	0,335
İ – N	0,909	0,471
İ – K	0,911	1,000
M – N	0,996	0,999
M – K	0,266	0,315
K – N	0,445	0,446
Tukey HSD Test		* $p<0.05$

Tablo 4-9: Farklı renklerde farklı sinterleme sıcaklıklarına göre biaksiyel bükme dayanımı ortalama değerlerinin Tukey HSD test sonuçları

1350 °C’de; renklere göre direnç ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

1500 °C’de; renklere göre direnç ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Light renginin direnç ortalaması, Intense ve Kontrol gruplarından anlamlı derecede düşüktür ($p<0.05$). Diğer grupların direnç ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4-9) (Şekil 4-6).



Şekil 4-6: Farklı renklerde farklı sinterleme sıcaklıklarında biaksiyel bükme dayanımlarının ortalama değerleri

4.3. Renklendirici Solüsyonların Kimyasal Analiz Bulguları

Bu çalışmada kullanılan Light, Intense, Neutral ve Medium solüsyonlarının kimyasal içeriği elementel analiz yöntemi ile belirlenmiştir. Solüsyonların yapısındaki bazı elementler ve miktarları Tablo 4-10’ da gösterilmektedir.

	Light	Intense	Neutral	Medium
Fe	1736 ppm	8210 ppm	eser	8720 ppm
Al	eser	16.75 ppm	7 ppm	1.0 ppm
Cr	30.67 ppm	39.76 ppm	eser	eser
Mg	1.0 ppm	64.5 ppm	1.30 ppm	1.45 ppm
Ca	5.03 ppm	11.75 ppm	4.10 ppm	6.12 ppm

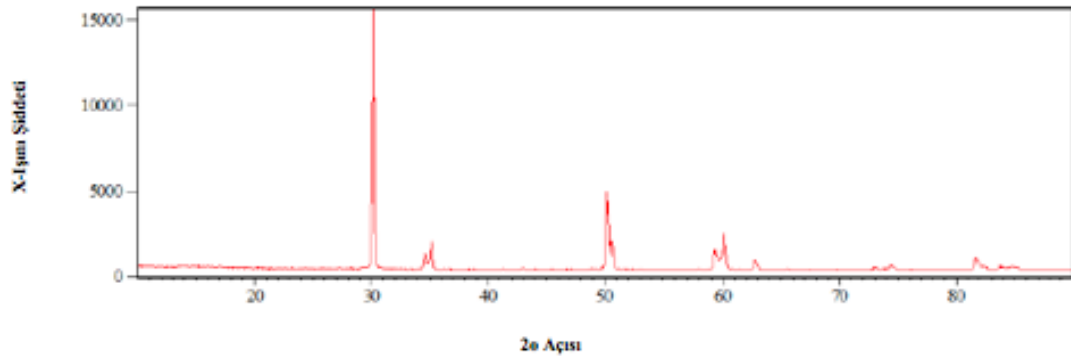
Tablo 4-10: Renk solüsyonlarının elementel analiz sonuçları

4.4. X- Işını Difraksiyon Analizi Bulguları

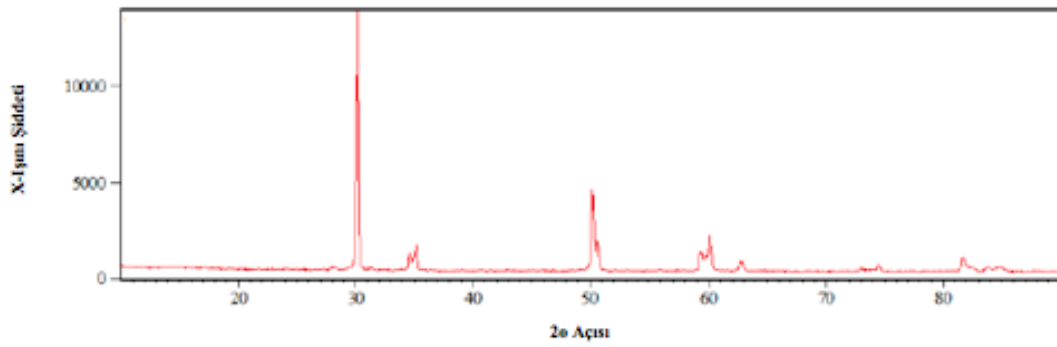
X- ışını difraksiyon analizi ile hesaplanan monoklinik faz hacim oranları Tablo 4-11’de görülmektedir. X-ışını difraksiyon analizi faz grafikleri Şekil 4-7 ve 4-16 arasında görülmektedir.

Grup	Monoklinik Faz (Hacim %)
<u>Light</u> 1350 °C	9,6
<u>Light</u> 1500 °C	11,9
<u>Intense</u> 1350 °C	9,7
<u>Intense</u> 1500 °C	10,4
<u>Medium</u> 1350°C	9,3
<u>Medium</u> 1500 °C	11,2
<u>Neutral</u> 1350 °C	9,2
<u>Neutral</u> 1500 °C	10,7
Kontrol 1350 °C	8,9
Kontrol 1500 °C	10,2

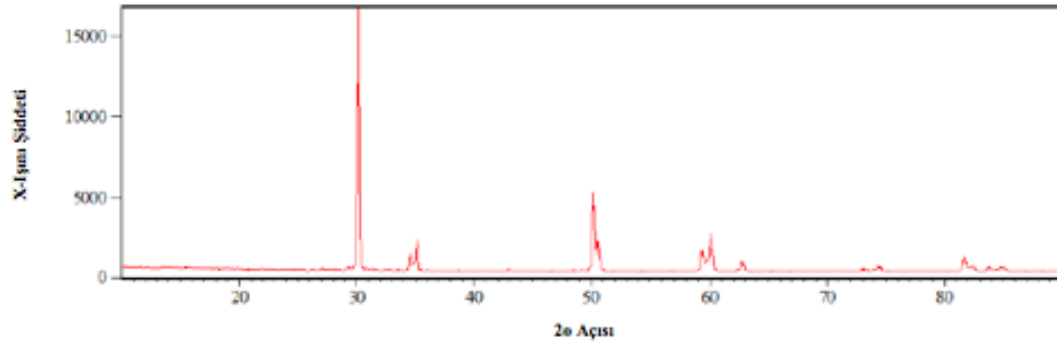
Tablo 4-11: X-Işını difraksiyon analizi sonuçları



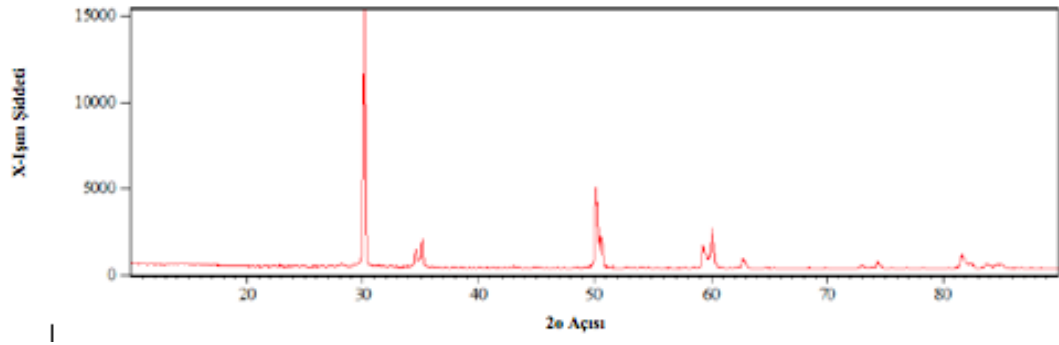
Şekil 4-7: Light solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi



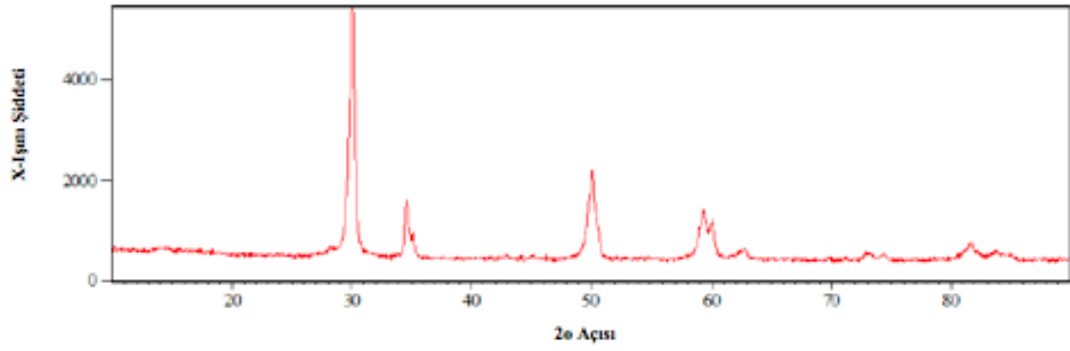
Şekil 4-8: Light solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi



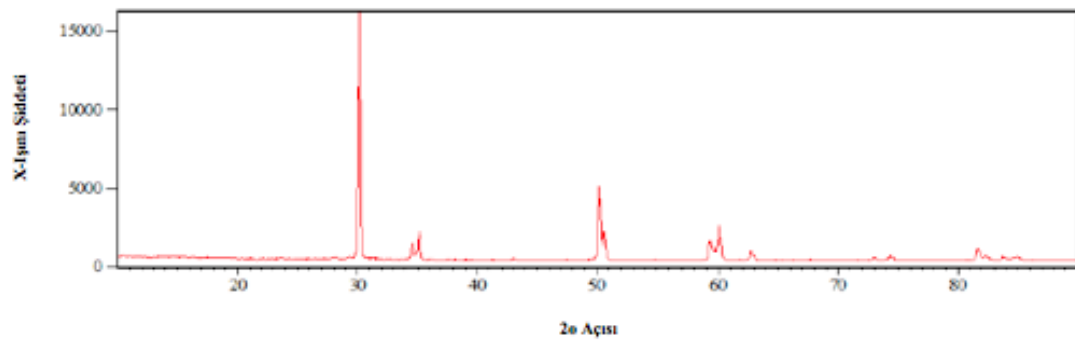
Şekil 4-9 Intense solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi



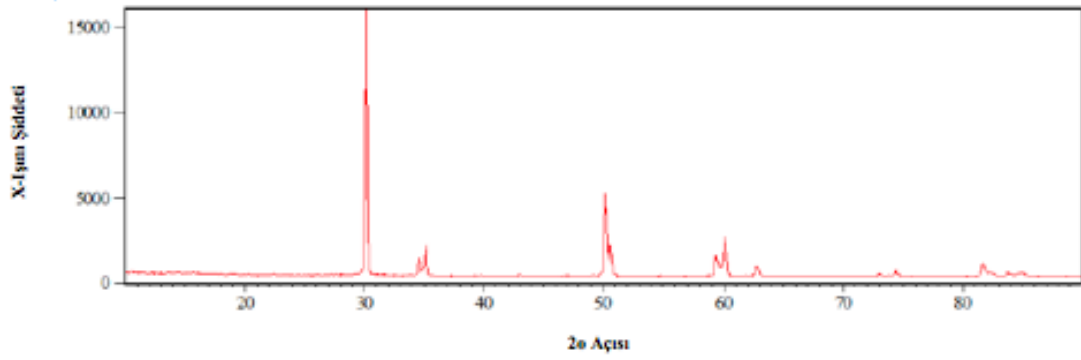
Şekil 4-10: Intense solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi



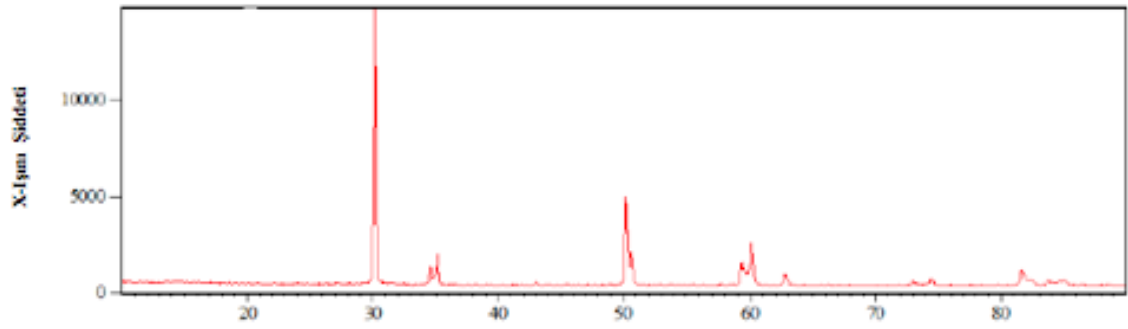
Şekil 4-11: Medium solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi



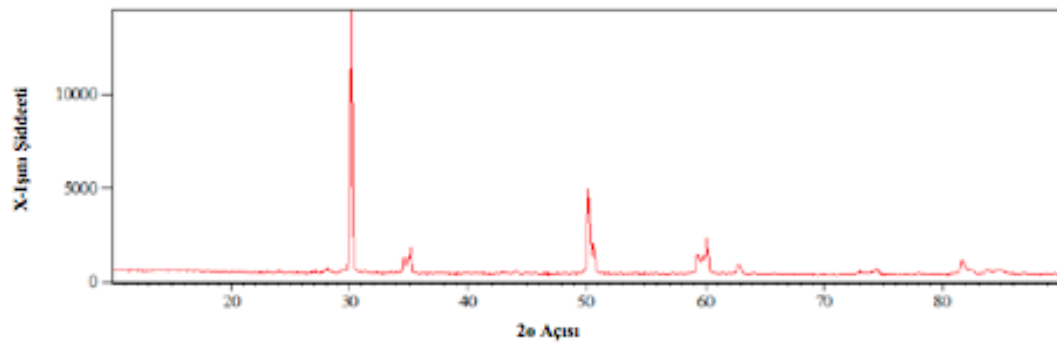
Şekil 4-12: Medium solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi



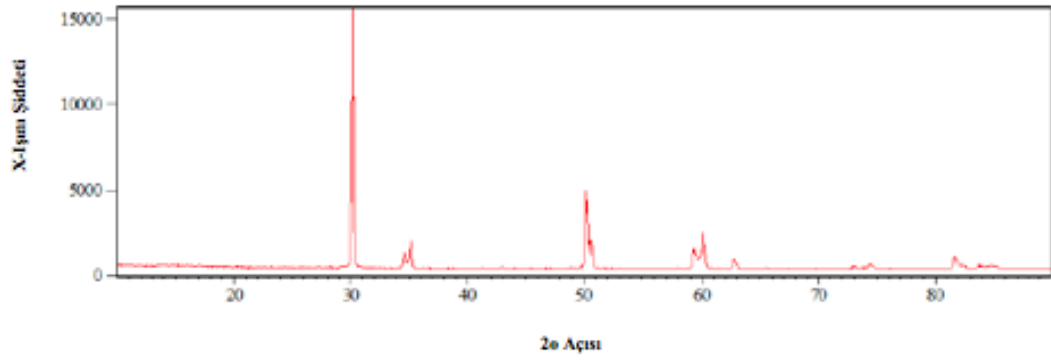
Şekil 4-13: Neutral solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi



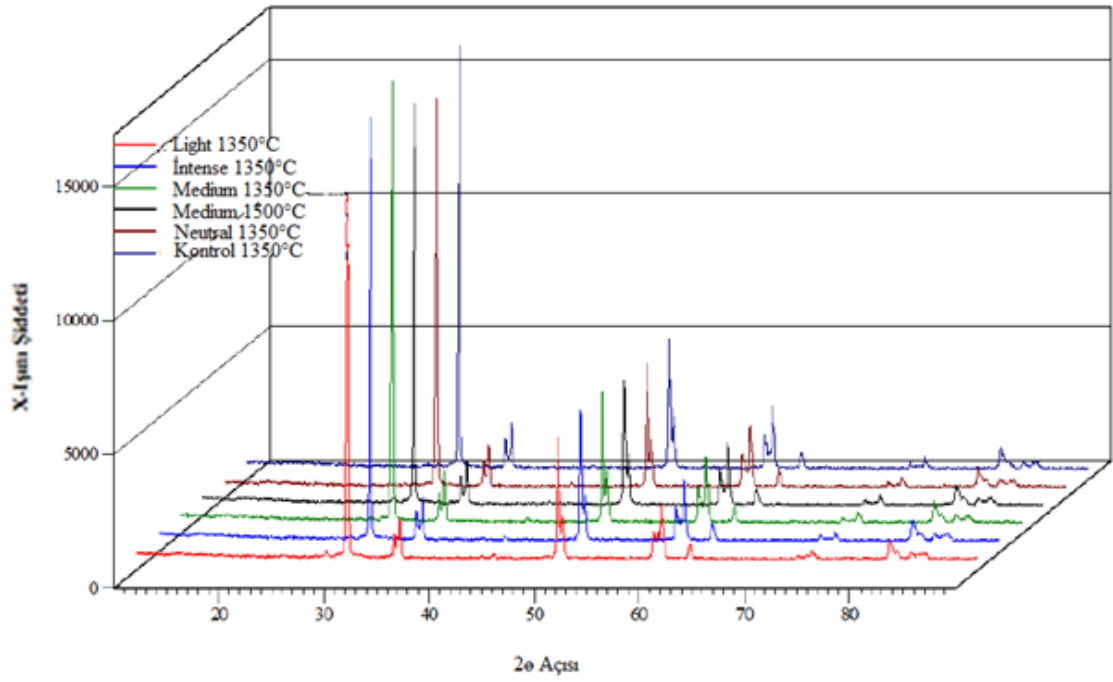
Şekil 4-14: Neutral solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi



Şekil 4-15: Kontrol grubu 1350 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi



Şekil 4-16: Kontrol grubu 1500 °C de sinterlenen örneğin X-ışını difraksiyon analizi



Şekil 4-17: Grupların karşılaştırmalı X-ışını difraksiyon analizi

4.5. Mikroyapı Analizi Bulguları

Enerji Dağılım Spektrofotometresi (EDS) bulguları Tablo 4-12’ de gösterilmiştir. Farklı solüsyonlarla renklendirilen gruplar kendi aralarında ve kontrol grubu ile karşılaştırıldıklarında farklılık göstermiştir.

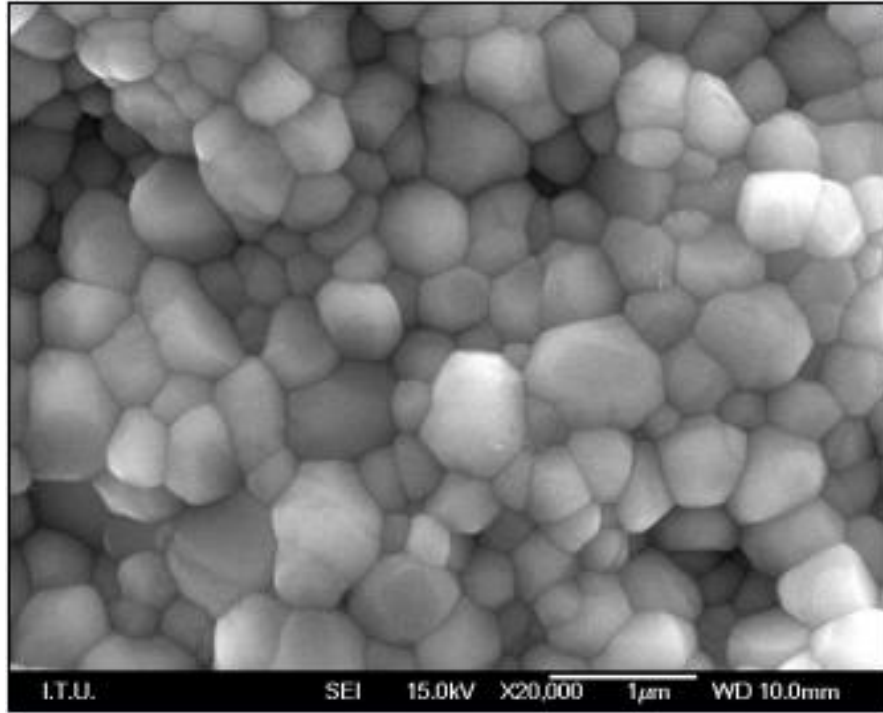
Grup	Y ₂ O ₃ Miktarı (Ağırlık %)
Light 1350 °C	1,53
Light 1500 °C	1,48
Intense 1350 °C	1,85
Intense 1500 °C	1,75
Medium 1350 °C	1,52
Medium 1500 °C	1,49
Neutral 1350 °C	2,35
Neutral 1500 °C	2,33
Kontrol 1350 °C	2,88
Kontrol 1500 °C	2,77

Tablo 4-12: Farklı gruplarda EDS ile analiz edilen Y₂O₃ miktarı

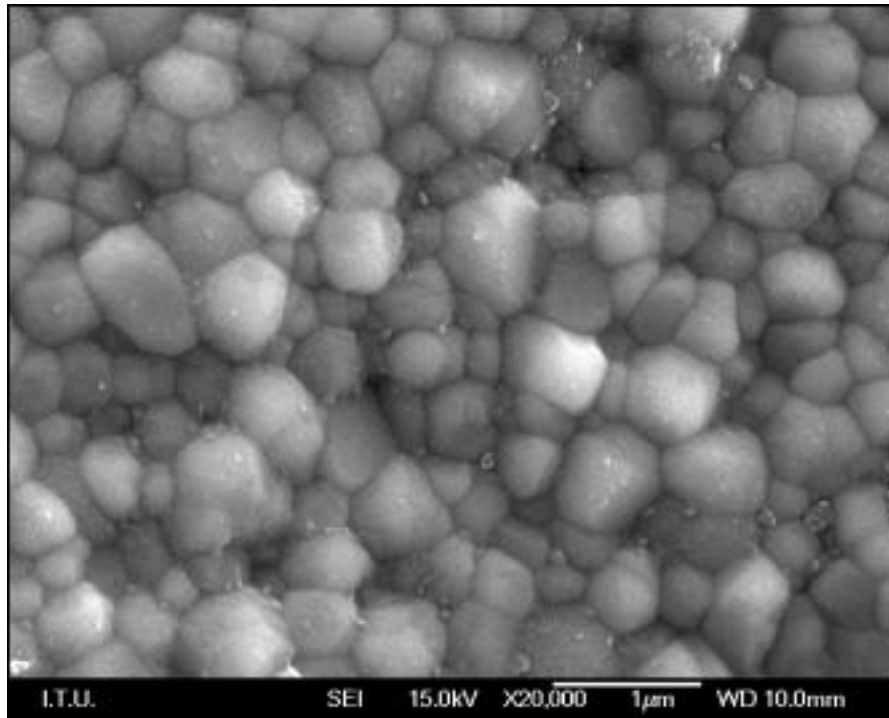
SEM görüntülerinde renklendirilmiş gruplardan Light ve Medium gruplarında köşeli partikül şekli ve homojen olmayan partikül boyutuna rastlanmıştır (Şekil 4- 18 - 19-22-23). Kontrol, Neutral ve Intense gruplarında daha homojen partikül boyutu ve kübik partikül şekli gözlenmiştir (Şekil 4- 20-21-24-25-26-27).

Light ve Medium gruplarında porozite saptanmıştır. Kontrol ve Neutral gruplarında poroziteye rastlanmamıştır.

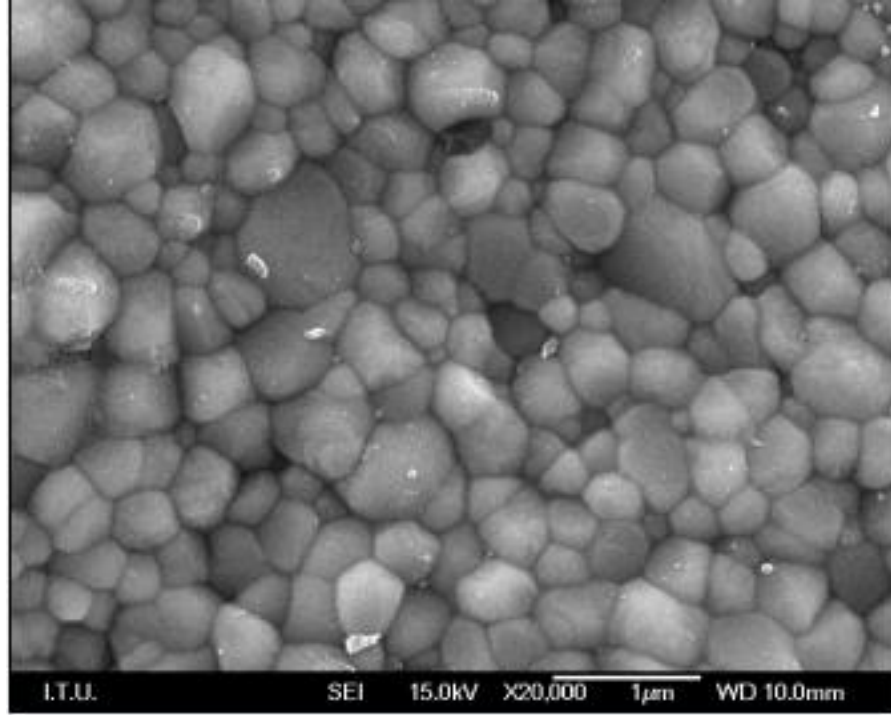
Tetragonal ve monoklinik faza sahip partikülleri SEM görüntülerinde ayırt etmek mümkün değildir.



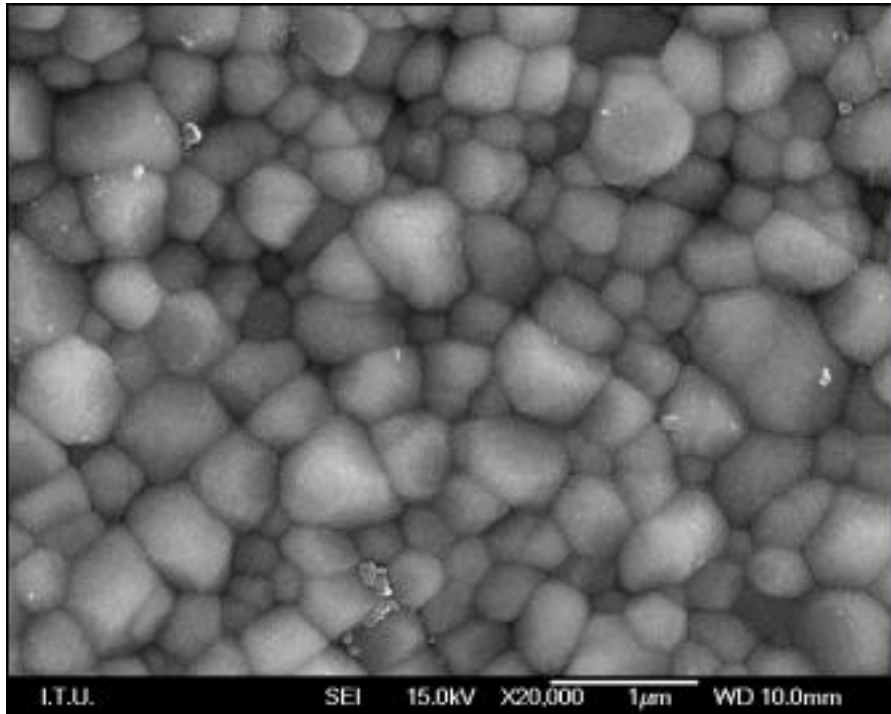
Şekil 4-18: Light solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü



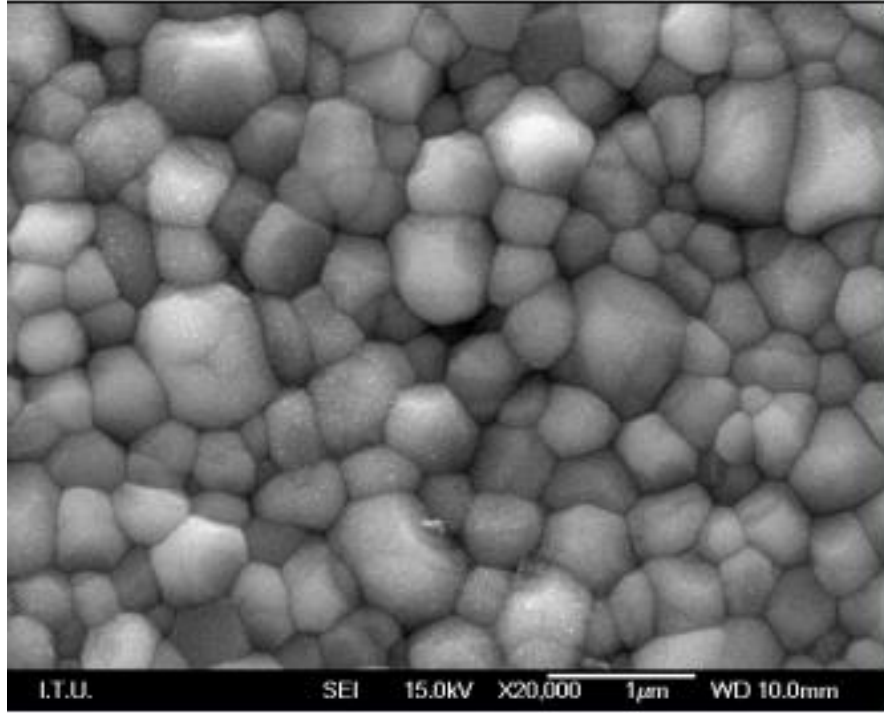
Şekil 4-19: Light solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü



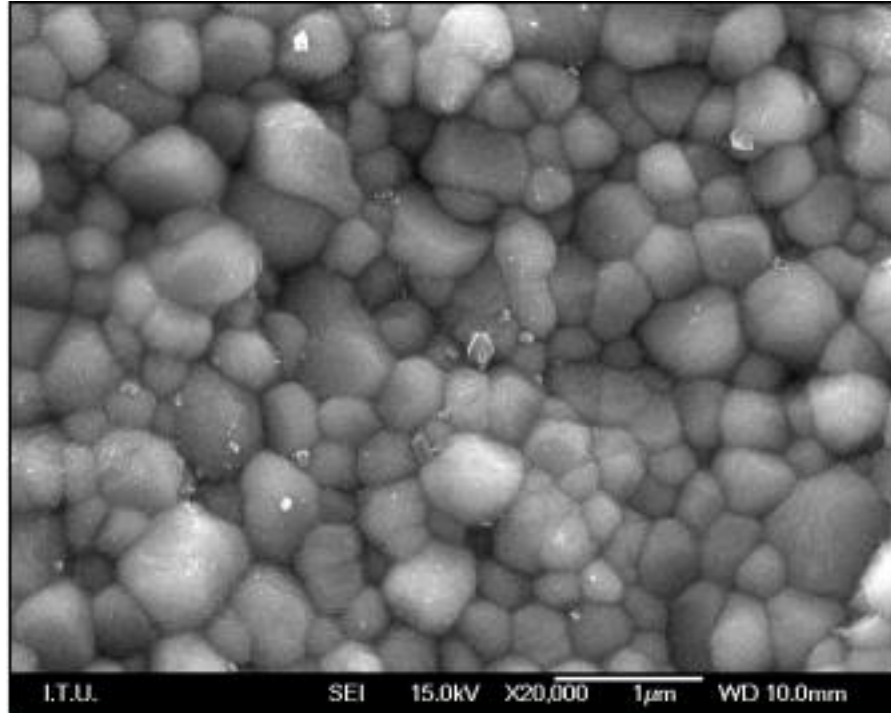
Şekil 4-20: Intense solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü



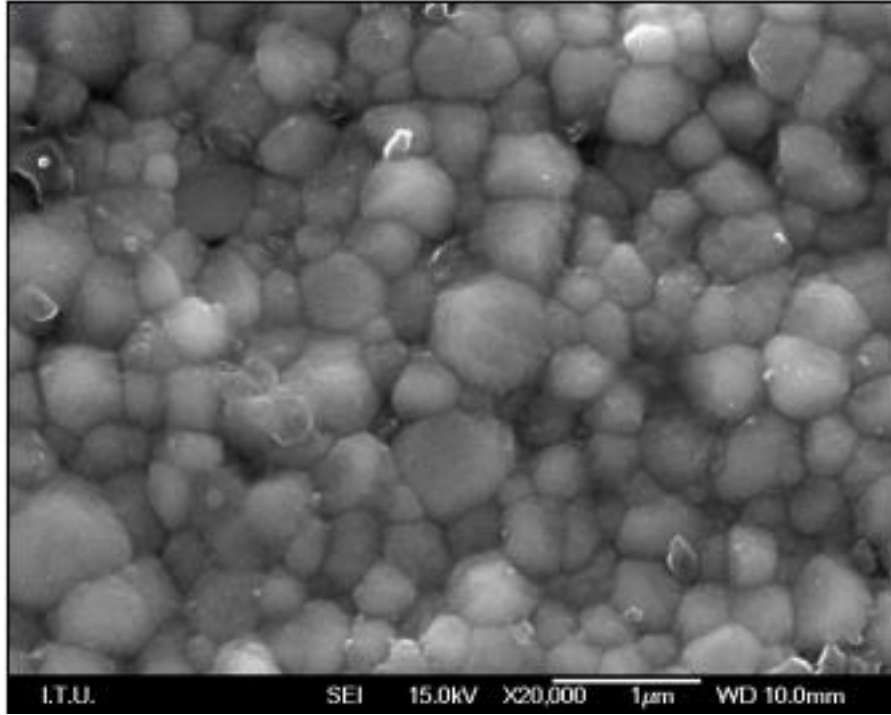
Şekil 4-21: Intense solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü



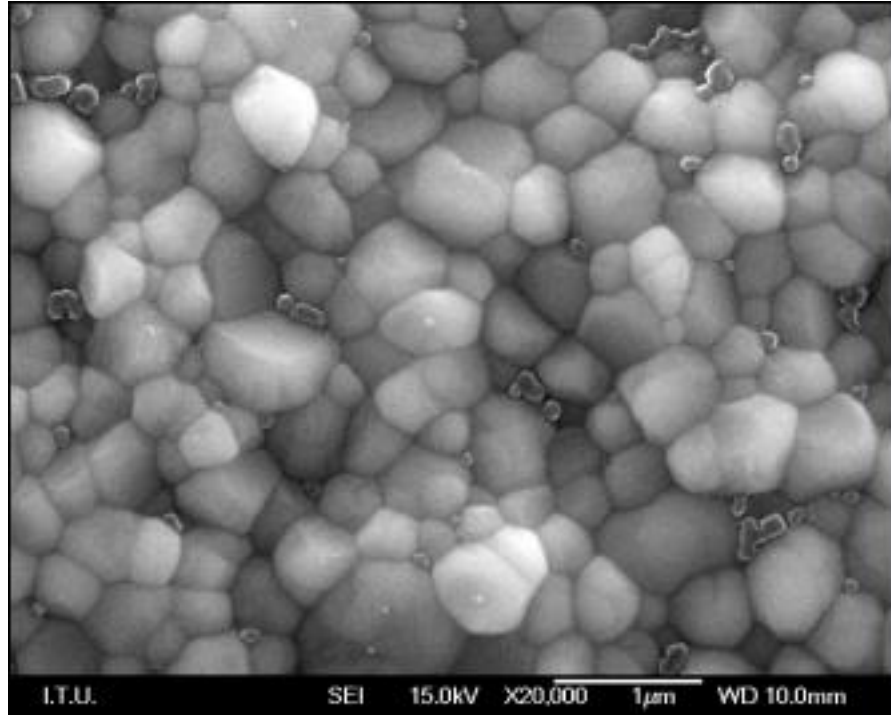
Şekil 4-22: Medium solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü



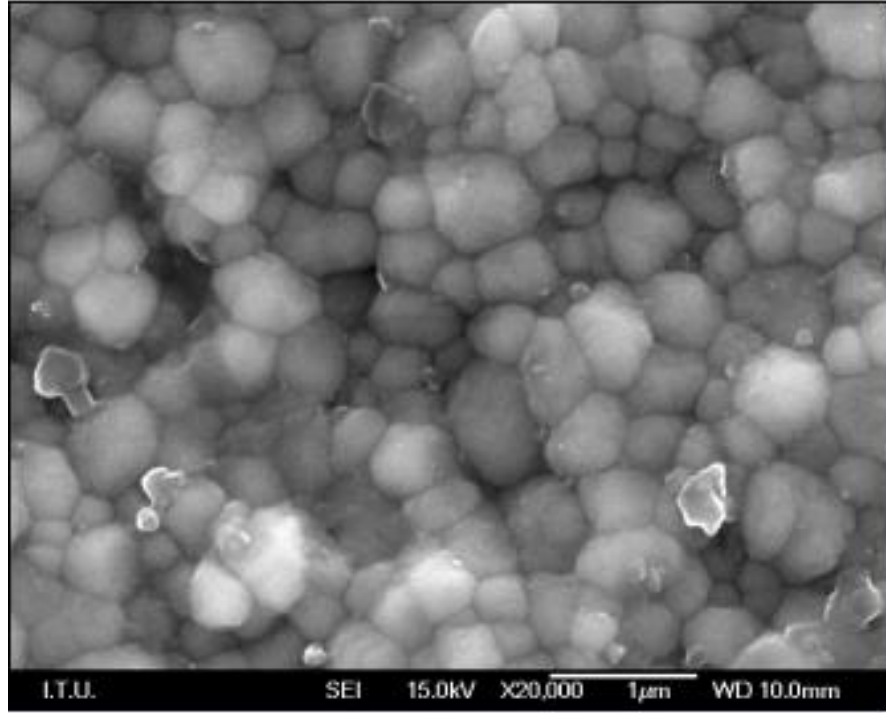
Şekil 4-23: Medium solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C sinterlenen örneğin SEM görüntüsü



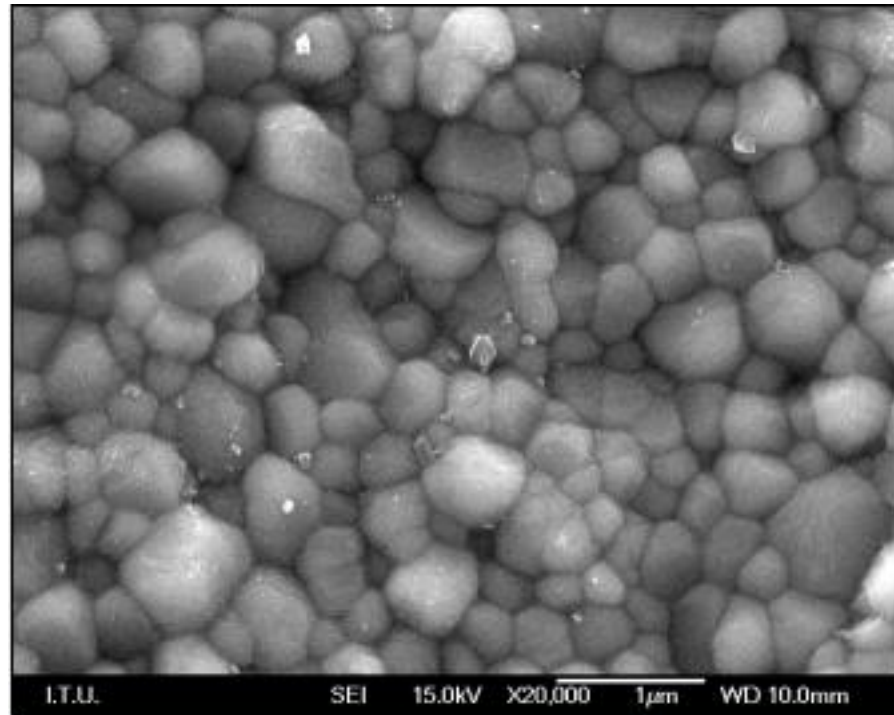
Şekil 4-24: Neutral solüsyonu ile renklendirilen 1350 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü



Şekil 4-25: Neutral solüsyonu ile renklendirilen 1500 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü



Şekil 4-26: Kontrol grubu 1350 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü



Şekil 4-27: Kontrol grubu 1500 °C de sinterlenen örneğin SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Zirkonyum oksit yeterli mekanik, estetik özellikleri ve biyolojik uyumu nedeniyle metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılmaktadır (Raigrodski 2004; Pallis ve ark. 2004). Diş hekimliğinde kullanımı giderek artan zirkonyum oksit polikristalinin, yüksek bükme dayanımına sahip olması arka bölgelerde kuron ve köprü protezi altyapı materyali olarak kullanılmasını sağlamaktadır (Guazzato ve ark. 2004b). Ancak polikristalin mikroyapısı nedeniyle opak beyaz renkte olması, restorasyonun estetik görünümünü olumsuz yönde etkilemekte ve ön bölgelerdeki kullanımını kısıtlamaktadır (Okamura ve ark. 2004; Devigus ve Lombardi 2004).

Kelly ve ark. (1996) altyapı materyalinin translusentliğinin, estetiğin sağlanmasında başlıca faktör olduğunu belirtmişlerdir (Kelly ve ark. 1996). Heffernan ve ark. (2002a) In-Ceram-Alumina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirkonya, Procera AllCeram, Ips Empress ve Ips Empress 2 olmak üzere altı farklı tam seramik materyalini kullanarak disk şeklinde örnekler hazırlamış ve materyallerin translusentliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda zirkonyum oksit polikristalinin translusentlik değerlerinin cam seramiklerden daha az olduğunu bildirmişlerdir. Tam seramik restorasyonlarda, zirkonyum oksit dışında kullanılan alüminyum oksit seramikler (Procera Allceram) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin (IPS Empress 2) optimal estetik sağladığı belirtilmiştir (Heffernan ve ark. 2002a). Örnekler arasındaki translusentlik farklılığını, seramik materyallerinin sahip olduğu farklı kristal hacmine ve kristallerin farklı kırılma indekslerine bağlı olması ile açıklamışlardır.

Chen ve ark. (2008) farklı altyapı materyallerinin translusentliklerini araştırdıkları çalışmada 4 farklı tam seramik materyali kullanmışlardır. In-Ceram Zirkonya, Cercon Base Zirkonya, Ips Empress 2 ve In-Ceram Alumina kullanarak 0,5 mm kalınlığında örnek hazırlamışlardır. Çalışma sonucunda en düşük translusentlik değerleri In-Ceram Zirkonya ve Cercon Base Zirkonya materyalleri için bulunmuştur . Ancak iki materyalin translusentlik değerleri arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Chen ve ark. 2008).

Zirkonyum oksit altyapıların opak görünümünü maskelemek için 3 farklı renklendirme yöntemi kullanılmaktadır (Hjerpe ve ark. 2008; Shah ve ark. 2008). Bu

yöntemler liner (astar) uygulaması, üretim aşamasındaki zirkonyum oksit tozlarına çeşitli metal oksitlerin ilave edilmesi ve freze edilmiş zirkonyum oksit altyapıların sinterleme öncesinde klorid solüsyonları içerisinde bekletilerek renklendirilmesidir (Cales 1999; Kulkarni ve ark. 2001). Renklendirme yöntemlerinin uygulamaları ile ilgili çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Yapılan çalışmalarda zirkonyum oksit bloklara uygulanan renklendirme işlemlerinin yapısal değişikliklere neden olduğu bildirilmiştir (Aboushelib ve ark. 2008).

Aboushelib ve ark. (2008) farklı renkteki zirkonyum oksit bloklar (Cercon beyaz, Cercon Sarı, Lava beyaz, Lava sarı, Procera beyaz) üzerine liner (astar) materyali uygulayarak yaptıkları bir çalışmada, liner uygulamasının zirkonyum oksit altyapı ve veneer seramiği arasındaki bağlantıyı zayıflattığını göstermişlerdir. Liner materyalinin bağlantıyı zayıflatmasının yanında veneerleme işlemi öncesi ilave bir fırınlama gerektirmesinin yöntemin dezavantajı olduğu düşünülmektedir (Aboushelib ve ark. 2008).

Aboushelib ve ark. (2010) renklendirme yöntemlerinin restorasyonun rengine olan etkisini farklı yöntemler kullanarak araştırmışlardır. Cercon sistemine ait beyaz bloklar üzerine liner uygulaması, renkli bloklar üzerine liner uygulaması ve renkli blokları tek başına kullanarak yaptıkları çalışma sonucunda hedeflenen renge en yakın sonuçlar renkli bloklar üzerine liner materyali uygulaması ile elde edilmiştir. En başarısız sonuçlar ise beyaz bloklar üzerine liner uygulaması ile tespit edilmiştir. Bu sonuç liner materyali uygulamasının, renklendirme işleminde tek başına yeterli olmadığını göstermektedir (Aboushelib ve ark. 2010).

Farklı zirkonyum oksit tam seramik sistemlerinin translusentlik değerlerinin ve renk özelliklerinin karşılaştırdığı diğer bir çalışmada ise 3 farklı sistem (In-Ceram Zirkonya, ICE Zirkonya, Katana) kullanılmıştır. In-Ceram Zirkonya ve ICE Zirkonya örnekleri solüsyon ile renklendirilmiş, Katana sisteminde ise üretim aşamasında renklendirilmiş blok kullanmıştır. Solüsyonla renklendirilen gruplarda translusentlik değerleri üretim aşamasında renklendirilen gruplara göre daha başarılı bulunmuştur. (Yılmaz 2011). Bu nedenle çalışmamızda renklendirme işlemi solüsyon uygulaması yöntemi ile yapılmıştır.

Çalışmamızda zirkonyum oksit örnekler Medium, Light, Intense ve Neutral solüsyonları kullanılarak renklendirilmiştir. Kontrol grubu olarak beyaz bloklardan elde

edilen örnekler kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlarda en yüksek translusentlik değerleri kontrol grubunda, en düşük translusentlik değerleri ise Intense grubunda görülmüştür. Spyropoulou ve ark. (2011) çalışmamız ile benzerlik gösteren araştırmasında Light, Medium ve Intense solüsyonlarını kullanmışlar ve sonuçta en düşük translusentlik değerlerini Intense grubunda belirlemişlerdir (Spyropoulou ve ark. 2011). En düşük translusentlik değerlerinin gözlemlendiği Intense grubu en yoğun pigment konsantrasyonuna sahiptir. Renk pigmentleri zirkonyum oksit partiküllerinin yapısına katılarak translusentliği azaltmaktadır.

Zirkonyum oksit materyalinin translusentliği, renklendirme işleminin yanısıra materyalin partikül boyutu ve yapısı, partikül sınırları arasındaki boşluklar ve partikül sınırlarındaki düzensizliklerden etkilenmektedir (Heffernan ve ark. 2002a; Casolco ve ark. 2008). Baldissara ve ark. (2010) zirkonyum oksitin partikül boyutunun küçültülerek translusentliğinin geliştirilmesinin mümkün olduğunu öne sürmüşlerdir (Baldissara ve ark. 2010). Sinterleme süresi, sıcaklığı ve basıncı gibi zirkonyum oksitin sinterleme koşullarının modifiye edilmesi ile partikül boyutu değiştirilebilir (Heffernan 2002a; Chealivalier ve ark. 2004; Denry ve Kelly 2008).

Baldissara ve ark. 2010 yılında yaptıkları çalışmada, üretici firma önerileri doğrultusunda minimum kalınlıkta hazırladıkları yedi farklı zirkonyum oksit altyapı materyalinin (Lava Frame 0,3 mm; Lava Frame 0,5 mm; IPS emax ZirCAD 0,5 mm; Vita YZ 0,5 mm; Procera AllZirkon 0,6 mm; Digizon 0,6 mm; DC Zirkon 0,5 mm; Cercon Base 0,4 mm) translusentlik değerlerini karşılaştırmışlardır. Kontrol grubu olarak 0,5 mm kalınlığında lityum disilikat altyapı kullanmışlardır. Elde edilen sonuçlarda en yüksek translusentlik değerlerini lityum disilikat altyapı grubu için bulmuşlardır. Zirkonyum oksit gruplar arasında ise Lava Frame 0,3 mm ve 0,5 mm en yüksek translusentlik değerlerine sahip olarak belirlenmiştir. 0,3 mm kalınlığındaki Lava Frame altyapı grubunun ışık geçirgenliğini diğer tüm zirkonyum oksit gruplardan daha yüksek bulmuşlardır. Cercon Base grubunda ise translusentlik değerleri diğer tüm gruplara göre daha düşüktür. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum oksitin partikül boyutları 0,2-0,5 μ m arasında değişmektedir (Denry ve Kelly 2008). Cercon Base grubuna ait örneklerin partikül boyutları ise 0,3 μ m dir ayrıca bu grup için altyapı kalınlığını 0,4 mm olarak belirlemişlerdir, diğer gruplara oranla altyapı kalınlığı daha fazla değildir. Cercon Base grubunun opasitesinin yüksek olmasının nedeni olarak

partikül boyutu büyüklüğü değil partikül yapısındaki farklılıkları ve partikül sınırlarındaki düzensizlikleri göstermişlerdir (Baldissara ve ark. 2010). Bunların yanısıra yapı içerisindeki porozite ve boşluklar, yüksek oranda kristal içeriği, ışığın dalga boyundan daha büyük boyuttaki kristaller ve kristallerin kırılma indekslerinin farklılığı, polikristalin seramik materyallerde transusentliği etkileyen faktörlerdir (Heffernen ve ark. 2002a). Y-TZP nin transparan ve translusent özelliklerini inceleyen Casolco ve ark. (2008), seramiğin yapısındaki kristallerin boyutlarının, görünür ışığın dalga boyundan belirgin derecede küçük olması durumunda, kristallerin ışıkla etkileşime girmeyeceklerini buna bağlı olarak ışık dağılımının en az seviyede olacağını ve seramiğin daha translusent görüneceğini bildirmiştir (Casolco ve ark. 2008). Çalışmamızda 1500°C de sinterlenen grupların tümünde partikül boyutunda artış ve yapıda porozite miktarında azalma gözlemlenmiştir. Translusentlik değerleri incelendiğinde tüm gruplarda 1500°C de sinterlenen örnekler daha yüksek translusentlik değerleri göstermiştir. Bu sonuç translusentliğin partikül boyutundan çok yapı içerisindeki porozite miktarı ve partikül sınırlarının düzensizliğine bağlı olduğunu düşündürmektedir.

Jiang ve ark. (2011) sinterleme sıcaklığının ve partikül boyutunun zirkonyum oksitin translusentliğine olan etkisini araştırdıkları bir çalışmada, iki farklı partikül boyutunda (40nm ve 90nm) Y-TZP kullanmıştır ve 4 farklı sinterleme sıcaklığı (1350°C, 1400°C, 1450°C ve 1500°C) uygulamıştır. Zirkonyum oksitin küçük partikül yapısına sahip olması ve sinterleme sıcaklığının artırılmasının translusentliği arttırdığı bildirilmiştir. Translusentliğin artması, yapı içerisindeki porozite miktarının azalması, materyalin yoğunluğunun artması ve porozitenin partikül sınırları çevresinde yoğunlaşması ile açıklanmıştır (Jiang ve ark. 2011). Bu sonuç çalışmamız ile paralellik göstermektedir. Çalışmamızda sinterleme sıcaklığının artırılması tüm deney grupları için translusentliği artırmıştır. SEM incelemelerinde sinterleme sıcaklığının 1500°C olduğu gruplarda porozite miktarının azaldığı ve partikül sınırlarının daha düzenli olduğu gözlenmiştir. Translusentliğin artmasının bu parametrelere bağlı olarak arttığı düşünülmektedir.

Translusentlik farklı yöntemlerle ölçülebilir. Direkt olarak spektoradyometre ile ölçülebildiği gibi spektrofotometre yardımıyla elde edilen verilerle hesaplanan kontrast oran (CR) ve translusentlik parametresi (TP) ile de ölçülebilir. Kontrast oran sıfır ile bir

arasında kısıtlı bir sonuç alanı ile ifade edilmektedir (Yu ve ark. 2009). TP değerleri ise daha geniş bir aralığa sahiptir ve daha hassas değerlendirme yapılabilmesine olanak sağlamaktadır (Yu ve ark. 2009). Bir materyal yüksek oranda ışık absorbe edebiliyorsa, kontrast oran ile translusentlik değerlerindeki küçük farklılıklar ortaya çıkmayabilir. Genellikle daha translusent materyaller daha hassas kontrast oran ölçümleri vermektedirler (Spink 2009). Zirkonyum oksit gibi opasitesi yüksek materyallerde ise kontrast oran ile değerlendirilen translusentlik, çok hassas sonuçlar vermeyebilir (Chen ve ark. 2008; Ilie ve Hickel 2008; Nakamura ve ark. 2002). CAD/CAM ile şekillendirilen seramiklerin translusentlik özelliklerinin değerlendirilmesinde örnekler standart kalınlıkta ve düz yüzeylere sahip hazırlanmaktadır (Yılmaz 2011, Çalışır 2011). Bu araştırmada standart kalınlıkta ve düz yüzeylere sahip olacak şekilde hazırladığımız örneklerin translusentlik değerleri TP yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Çevresel faktörler translusentlik parametresinin hesaplanmasında kullanılan L^* , a^* , b^* değerlerini etkilemektedir (Brewer ve ark. 2004; Fondriest 2003b). Yapılan birçok araştırmada ışık kaynağı tipinin bu değerler üzerinde etkisi olduğu belirlenmiştir (Curd ve ark. 2006; Dagg ve ark. 2004; Jasinevicius ve ark. 2009; Volpato ve ark. 2009). Vita Easyshade Advance internal bir ışık kaynağı kullanmaktadır ve yapılan ölçümler çevre koşullarından etkilenmemektedir. Dozic ve ark. (2007), 5 farklı renk ölçüm cihazının güvenilirliğini karşılaştırdıkları bir çalışmada; iki farklı marka dijital kamera (ShadeScan (Cynovad, Montreal, Kanada), Ikam (DCM, West Yorkshire, İngiltere)), iki farklı marka kolorimetre (IdentaColor II (Identa, Holbaek, Danimarka), ShadeEye (Shofu Dental GmbH)) ve Vita Easyshade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) spektrofotometre kullanmışlardır. Vita Easyshade klinik ve in vitro koşullarda en yüksek hassasiyet ve doğrulukta sonuçlar göstermiştir (Dozic ve ark. 2007).

Kim Pusateri ve ark. (2009) 4 farklı renk ölçüm cihazının güvenilirliğini ve doğruluğunu araştırdıkları bir çalışmada 2 farklı dijital kamera ShadeVision (X-rite, Amerika) ve Shadescan (Cynovad, Montreal, Kanada) ile 2 farklı spektrofotometre Spectroshade (MHT, İsviçre) ve Vita EasyShade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanmışlardır. Vita Easyshade'in %92,6 doğruluk oranı ile diğer cihazlardan üstün olduğu tespit edilmiştir. Araştırmacılar üretici firmanın talimatları doğrultusunda, aynı sonucu alıncaya kadar ardışık ölçümler yapmışlardır. Bu sonuçlara

göre Vita EasyShade daha başarılıdır. Diğer cihazlardan farklı olarak, Vita Easyshade'in 5 mm çapında ölçüm ucuna sahip olmasının ve ölçümün dişin merkezinden yapılmasının da doğruluğu arttıran bir diğer faktör olduğu öne sürülmüştür. Çalışmamızda kullanılan örneklerin çapları 15 mm olarak hazırlanmış böylece 5 mm çapında ölçüm ucuna sahip cihazın örneğin merkezinde konumlandırılması ve lateral ışık geçişlerinin engellenmesi sağlanmıştır. Literatürde birçok çalışmada da örnek çaplarının bu şekilde hazırlandığı bildirilmiştir (Corciolani ve ark. 2009; Corciolani ve ark. 2011; Shorky ve ark. 2006). Yapılan çalışmalar, dişin 1/3 orta kısmının renginin tüm diş yapısının renk özelliğini taşıdığını belirlemişlerdir (Hasegawa ve ark. 2000; Winter 1993). Tüm bu özellikler gözönüne alınarak çalışmamızda translusentlik parametresinin ölçülmesi için Vita Easyshade Advance (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanılmıştır.

Çalışmamızın ikinci bölümünde renklendirme işleminin ve farklı sinterleme sıcaklıkları uygulanmasının zirkonyum oksit materyalinin bükme dayanımına olan etkisi araştırılmıştır.

Altyapıların renklendirilmesi ve sinterleme sıcaklıklarının değiştirilmesi materyalin yapısını değiştirerek mekanik özellikleri üzerinde etkili olmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999; Saygılı ve Sahmali 2003).

Shah ve ark. (2008) zirkonyum oksit altyapıları çeşitli metal oksitlerle renklendirerek materyalin direncine olan etkisini incelemişlerdir, farklı konsantrasyonlarda (%1, %5, %10) seryum asetat, seryum klorid ve bizmut klorid solüsyonları hazırlamış ve örnekleri 30 dakika süreyle bu solüsyonlar içerisinde bekletmişlerdir. Elde edilen sonuçlarda en düşük bükme dayanımı % 10'luk seryum asetat ile renklendirilen grupta gözlenmiştir. Örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde renklendirilen bütün gruplarda partikül boyutunda artış ve yapı içerisinde porozite olduğu saptanmıştır (Shah ve ark. 2008). Ancak bükme dayanımı testi sonucu en düşük değer gösteren grupta partikül boyutundaki artış ve yapı içerisindeki porozite en fazladır. Bükme dayanımındaki azalma yapıda partikül boyutunun ve porozitenin artması ile partikül sınırlarının düzensizleşmesi ile açıklanmıştır (Shah ve ark. 2008; Quinn ve ark. 2003). Bu sonuç çalışmamız ile paralellik göstermektedir. Çalışmamızda en düşük bükme dayanımı gösteren Medium ve Light solüsyonu ile renklendirilmiş

gruplarda yapılan SEM incelemelerinde partikül boyutları diğer gruplara göre daha büyük ve partikül sınırları düzensiz olarak tespit edilmiştir.

Ardlin (2002) üretim aşamasında renklendirilmiş bloktan elde edilen zirkonyum oksit altyapı ve beyaz bloktan elde edilen altyapı üzerine uygulanan yaşlandırma işleminin materyalin mekanik direncine olan etkisini ve çözünürlüğünü araştırdığı bir çalışmada, iki farklı (renksiz P0 ve sarı P17) blok kullanmıştır. Y-TZP bloklara farklı gren çaplarında frezlerle aşındırma işlemi uygulamış (20 μm ve 40 μm) ardından %4 asetik asit içerisinde 80°C’da 168 saat saklamış ve materyalin yüzey özellikleri ile bükme dayanımını incelemiştir. Bükme dayanımı testi sonuçlarında renkli bloktan elde edilen değerler daha yüksek bulunmuştur. SEM analizinde renkli bloklardan elde edilen deney örneklerinin yüzeyinde pürüzlenmelerin ve porozitenin daha az olduğu gözlenmiştir. XRD analizinde ise renkli ve renksiz grupların her ikisinde yaşlandırılan gruplarda monoklinik faz oranı artmıştır. Bu sonuç monoklinik faz oranındaki artışın renklendirme işlemi değil yaşlandırma işlemine bağlı olarak gerçekleştiğini düşündürmektedir (Ardlin 2002). Bunun yanısıra bükme dayanımının daha yüksek tespit edilmesinde renkli blokların yapısında bulunan CeO_2 , Fe_2O_3 ve Bi_2O_3 ‘in etkisi olduğu düşünülmektedir. Boutz ve ark. Y-TZP’nin yapısına çeşitli metal oksitler eklenerek materyalin yoğunluğunun ve mekanik özelliklerinin değiştirilebileceğini bildirmiştir Y-TZP’nin yapısına %1-2 mol Bi_2O_3 eklenerek sinterleme ısısının düşürülebileceğini ve materyalin yoğunluğunun artacağını gözlemlemiştir. Yapıya eklenecek %0,6-1,2 mol Fe_2O_3 ’ün yoğunluğu artırdığı ve yapıdaki partikül boyutunu büyüttüğü tespit edilmiştir (Boutz ve ark. 1994). Çalışmamızda Ardlin ‘in bulguları ile benzerlik gösterecek şekilde Fe_2O_3 konsantrasyonu en yüksek olan Intense solüsyonu ile renklendirilen grupta bükme dayanımı daha yüksek tespit edilmiştir.

Solüsyonla renklendirme işleminin zirkonyum oksit altyapısının direncine olan etkisinin araştırıldığı diğer bir çalışmada, örneklere 5 farklı renkte solüsyon (A3, B1,C4, D2, D4) uygulanmıştır. Yapılan bükme testi sonuçlarında en yüksek değerler en yoğun renk konsantrasyonuna sahip olan D4 grubu için tespit edilmiştir. Araştırmada solüsyonlar için yapılan elementel analizde D4 renk solüsyonunda diğer gruplardan farklı olarak Ca saptanmıştır. D4 grubu için belirlenen yüksek bükme dayanımı değerlerinde yapıya katılan Ca etkisi olduğu düşünülmektedir (Hjerrppe ve ark. 2008). Çalışmamızda solüsyonlar için yapılan elementel analizde tüm solüsyonların yapısında

Ca'a rastlanmış, en yüksek konsantrasyon ise İntense solüsyonunda gözlemlenmiştir. Bükme testi sonularındada renklendirilmiş gruplar arasında en yüksek değerler İntense grubunda bulunmuştur. Hjerrppe ve ark. (2009) alışmanın XRD analizi sonularındada örneklerde t-m faz dönüşümü olmadığını tespit etmiştir. Çalışmamızda yapılan XRD analizi sonularındada ise t-m faz dönüşümü gözlenmiştir ancak faz değişiminde solüsyonla renklendirme işleminin değil, farklı sinterleme ısılarının etkili olduğunu düşünmekteyiz. Bunun nedeni olarak aynı ısıda sinterlenen farklı renk gruplarının XRD analizi sonularındada t-m faz dönüşümü miktarlarının anlamlı derecede farklı olmamasını göstermektedir.

Pittayachawan ve ark. (2007) solüsyonla renklendirme işleminin zirkonyum oksit altyapının mekanik direncine olan etkisini inceledikleri çalışmada 7 farklı renk solüsyonu (FS1, FS2, FS3, FS4, FS5, FS6 ve FS7) kullanmışlardır. Yapılan EDS analizinde renklendirilen zirkonyum oksit altyapılarda, FS4 ve FS7 gruplarında yapı içerisinde Zr ve Hf oranında azalma tespit edilmiştir. Bu azalmanın yapıya katılan renk pigmentlerinden kaynaklandığı düşünülmektedir (Pittayachawan ve ark. 2007). Bu durum çalışmamız ile paralellik göstermektedir. Çalışmamızda renklendirilmiş tüm gruplarda Zr oranında azalma tespit edilmiştir. Elde edilen bükme dayanımı testi sonularındada en yüksek değerler FS1 ve FS6 gruplarında, en düşük değerler ise FS4 ve FS7 gruplarında gözlemlenmiştir. Renksiz grup ile renklendirilmiş gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (Pittayachawan ve ark. 2007). Çalışmamızda bükme testi sonularındada, Medium ve Light solüsyonu ile renklendirilen grupların bükme dayanımları kontrol grubu ile karşılaştırıldığında aradaki farklılıklar istatistiksel anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Bu grupların bükme dayanımları kontrol grubundan düşüktür. Intense ve Neutral gruplarının bükme dayanımları ile kontrol grubunun bükme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p > 0.05$).

Zirkonyum oksitin mekanik direncini etkileyen faktörlerden bir diğeri materyalin yapısında meydana gelen t-m faz dönüşümüdür. Zirkonyum oksit'i oda sıcaklığında t fazında tutan faktörler işlem sıcaklığı, Y_2O_3 içeriği ve partikül boyutudur (Lawson 1995). Materyalin mekanik özellikleri de bu parametrelere bağlıdır (Piconi ve Maccauro 1999). Oda sıcaklığında metastabil tetragonal yapı elde etmek için partikül boyutu $0,8 \mu m$ 'den küçük olmalıdır (Theunissen ve ark. 1992). Kendiliğinden oluşan t-m faz dönüşümünün gerçekleşebilmesi için, Y_2O_3 konsantrasyonuna bağlı olarak var

olan kritik bir partikül boyutu vardır. Materyalde faz dönüşümü, bu partikül boyutunun üzerindeyken gerçekleşir. Bu dönüşümün, çok küçük partikül boyutuna sahip yapıda inhibe olduğu gözlemlenmiştir (Piconi ve Maccauro 1999).

Tsukuma ve ark. (1984) zirkonyum oksitin partikül boyutunun materyalin mekanik özelliklerine olan etkisini derledikleri bir çalışmada 1 μm den daha büyük partiküllerde yüksek oranda t-m faz dönüşümü ile birlikte mekanik özelliklerde anlamlı bir azalma gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Buna karşılık 0,4 μm 'den daha küçük partiküllerde faz değişimi ve dayanıklılıkta anlamlı bir fark bildirilmemiştir (Tsumaki ve ark. 1984). Schmauder ve Schubert (1986) sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptıkları çalışmada partikül boyutuna ek olarak partikül şeklinde dayanıklılığı etkilediğini bildirmiş ve küresel şekle sahip partiküllerin köşeli partiküllere oranla daha homojen stres dağılımı gösterdiğini, keskin köşelerin kuvvet karşısında çatlak ilerleyişini kolaylaştırdığını ve dayanıklılığı azalttığını belirtmişlerdir (Schmauder ve Schubert 1986).

Çalışmamızda biaksiyel bükme testinde daha düşük mekanik dayanım gösteren Light ve Medium solüsyonları ile renklendirilmiş grupların, diğer gruplara oranla SEM incelemelerinde daha köşeli partikül şekline sahip olduğu ve yapıdaki porozite miktarının arttığı gözlemlenmiştir. En yüksek mekanik dayanıma sahip olan İntense grubu ve kontrol grubu'nda ise partiküllerin daha kübik olduğu, partikül sınırlarının daha düzenli devam ettiği ve yapıdaki porozitenin daha az olduğu tespit edilmiştir.

Zirkonyum oksitin mekanik özellikleri yapı içerisindeki stabilizatör oksit miktarından da etkilenmektedir. Yapı içerisinde Y_2O_3 miktarındaki artışın t-m faz dönüşümünü azalttığı ve yapıyı kuvvetlendirdiği ifade edilmektedir (Lawson 1995). Buna karşılık Sato ve Shimada (1984) Y_2O_3 içeriğinin %6 'ya yükselttiğinde tetragonal fazın, daha stabil kübik faza döndüğünü ve yapıda monoklinik fazın tespit edilmediğini bildirmişlerdir. Bu sonucun dönüşüm tokluğunu meydana getiren t-m faz dönüşümünü ortadan kaldırarak yapıyı daha dirençsiz hale getirdiğini belirtmişlerdir (Sato ve Shimada 1984; Sato ve Shimada 1985). %8 Y_2O_3 stabilizatör içeriğine sahip Y-TZP kübik stabilize zirkonyum oksit olarak tanımlanmaktadır, yaşlanma direnci tetragonal ve monoklinik faza sahip zirkonyum oksite göre çok daha yüksek olmasına rağmen stres altında çatlak ilerleyişini durduran dönüşüm tokluğu mekanizması kübik zirkonyum oksitte bulunmamaktadır (Gibson ve ark. 1993). Lawson çalışmasında

benzer çalışmalarla paralellik gösterecek şekilde Y_2O_3 stabilizatör miktarındaki artışın her zaman yapının dayanıklılık kazanacağı anlamına gelmeyeceğini bildirmiştir. Buna karşılık stabilizatör miktarı arttıkça, tetragonal fazın yapıda korunabileceği ‘kritik gren boyutu’ nun büyüyebileceğini belirtmiştir (Lawson 1995). Araştırmacılar Y_2O_3 miktarını % 2 den %5’e yükselttiklerinde, kritik gren boyutunun 0,2 μm ’ den 0,6 μm ’ ye çıktığını ancak yapının dayanıklılığında anlamlı bir azalma olmadığını bildirmişlerdir (Watanabe ve ark. 1984).

Araştırmacılar düşük ısı bozunmasının etkilerini inceledikleri çalışmalarında, nemli ortamda bir gün saklanan örneklerin Y_2O_3 konsantrasyonlarında anlamlı azalma gözlemlenmiş ve Y-TZP yapının bu sistemle zayıfladığını belirtmişlerdir (Papanagiotu ve ark. 2006). In- Ceram Zirkonya içeriğindeki yttria oranı ağırlık olarak %6, 76 iken yaptıkları bozunma işlemlerini takiben bu oran %4, 83’e düşmüştür. Sonuç olarak yapılan araştırmalarda yapıda stabilizatör miktarı azaldıkça Y-TZP ‘nin mekanik özelliklerinin olumsuz yönde etkilendiği bildirilmiştir (Lilley 1990). Çalışmamızda yapılan EDS analizinde Medium ve Light solüsyonları ile renklendirilen gruplarda yttria oranının ağırlık olarak azaldığı tespit edilmiştir. Diğer gruplarda tespit edilen yttria oranları anlamlı bir farklılık göstermemektedir. Bükme dayanımı testi sonuçlarında Light ve Medium gruplarının düşük değerler göstermesinde yapı içerisinde yttria konsantrasyonunun azalmasının da etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Günümüzde kullanılan Y-TZP seramikler kristalin yapılarında cam faz içermemekte ve minimum hata ve boşluğa sahip olacak şekilde sinterlenmektedir (Papanagiotou ve ark. 2006). Zirkonyum oksit polikristali farklı yöntemlerle ve farklı sıcaklıklarda sinterlenebilmektedir. Yapılan çalışmalarda zirkonyum oksit polikristallerinin farklı sıcaklıklarda, farklı sürelerde ve farklı yollarla sinterlenmesinin materyalin mekanik özellikleri üzerinde etkili olacağı bildirilmiştir (Jiang ve ark. 2011; Hjerpe ve ark. 2009).

Farklı sinterleme yöntemlerinin ve sıcaklıklarının, zirkonyum oksit materyalinin mekanik özelliklerine olan etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, iki farklı sinterleme yöntemi (mikrodalga, konvansiyonel) ve 3 farklı sinterleme sıcaklığı (700°C, 1000°C, 1200 °C) uygulanmıştır. Biaksiyel bükme testi sonuçlarında mikrodalga ile sinterlenen gruplar konvansiyonel yöntemle sinterlenen gruplara oranla daha düşük değerler göstermiştir. Bu sonuç yapılan SEM ve yoğunluk analizi sonuçlarında elde edilen,

partikül sınırları arası boşlukların artması ve yoğunluğun azalması ile açıklanmıştır. Biaksiyel bükme testi sonuçlarında en yüksek değerler her iki grup içinde 1200°C de gözlemlenmiştir (Declan ve ark. 2010). Bu çalışmada ise biaksiyel bükme testi sonuçlarında Light solüsyonu ile renklendirilen grup dışında diğer 1500°C de sinterlenen tüm gruplarda bükme dayanımı değerleri 1350°C sinterlenen gruplara oranla daha yüksek tespit edilmiştir ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde değildir ($p>0.05$).

Sinterleme süresinin zirkonyum oksit'in mekanik özelliklerine olan etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, zirkonyum oksit bloktan elde edilen örnekler 1500°C 'de 3 saat ve 1500°C 1 saat 40 dakika olmak üzere iki farklı sinterleme süresinde sinterlenmiştir. Çalışmadan elde edilen sonuçlarda kısa sinterleme süresi uygulanan gruplarda partikül boyutunun uzun süre sinterlenen gruplara göre daha küçük olduğu tespit edilmiştir. XRD analizi sonuçlarında kısa süre sinterlenen gruplarda yüzeyde daha az monoklinik faz oranı belirlenmiştir (Hjerrppe ve ark. 2009). Sato ve Shimada (1985) partikül boyutunun t-m faz dönüşümü üzerinde etkili olduğunu, partikül boyutu arttıkça t-m faz dönüşümünün arttığını bildirmişlerdir (Sato ve Shimada 1985). Swain (1986) sinterleme süresinin arttırılmasının partikül boyutunu arttıracağını ortaya koymuştur bu durum Hjerrppe ve ark. yaptıkları çalışmada elde edilen sonuçlarla paralellik göstermektedir (Swain 1986). Çalışmada elde edilen biaksiyel bükme testi sonuçlarına göre kısa süre ile sinterlenen gruplar ile uzun süre sinterlenen gruplar arasında anlamlı bir fark tespit edilememiştir. Çalışmamızda 1500°C de sinterlenen tüm gruplarda örneklerin yüzeyinde monoklinik faz oranında artış gözlemlenmiştir ancak bu artış anlamlı değildir. Biaksiyel bükme testi sonuçlarında Light solüsyonu ile renklendirilmiş grup dışında 1350 °C 'de sinterlenen tüm grupların bükme dayanımı daha düşük tespit edilmiştir ancak bu fark istatistiksel anlamlı düzeyde değildir ($p>0.05$). 1350°C' de materyalin dayanımının azalmasının nedeninin SEM incelemelerinde tespit edilen porozite miktarının fazla olması ve materyalin yoğunluğunun az olması ile ilgili olduğunu düşünmekteyiz.

Sonuç olarak, çalışmamızda solüsyonla renklendirme işleminin materyalin translusentlik özellikleri üzerinde etkili olduğu renk konsantrasyonu arttıkça translusentliğin azaldığı tespit edilmiştir. Translusentlik parametresi için en düşük değerler en yoğun renk konsantrasyonuna sahip Intense solüsyonu için belirlenmiştir.

Sinterleme sıcaklığının materyalin translusentliği üzerine olan etkisinde yapı içerisindeki porozite miktarının etkili olduğu gözlemlenmiştir. Sinterleme ısısının artırılması materyaldeki porozite miktarını azaltmakta ve translusentliği arttırmaktadır. Kontrol grubu dışında tüm gruplar için sinterleme ısısının artırılması translusentliği artırmıştır. Kontrol grubu içinde bu değer artmıştır ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Çalışmamızda kullanılan zirkonyum oksit örneklerin mekanik özellikleri değerlendirildiğinde en düşük bükme dayanımı değerleri, renklendirilmiş gruplardan Light ve Medium solüsyonu ile renklendirilen örneklerde tespit edilmiştir. Farklı solüsyonlarla renklendirilen materyallerin bükme dayanımlarındaki farklılıkta solüsyon içeriklerinin etkili olduğu düşünülebilir. Çalışmamızda zirkonyum oksitin partikül boyutunun ve şeklinin, yapıdaki yttria konsantrasyonunun, renklendirme işleminden etkilendiği gözlemlenmiştir. Ancak renklendirme işleminin materyalin faz dönüşümü üzerine etkili olmadığı tespit edilmiştir. Bununla birlikte sinterleme sıcaklığının monoklinik faz oranını değiştirebileceğini belirlenmiştir. Sinterleme sıcaklığının artırılması materyaldeki porozite miktarını azaltmıştır ve partikül boyutunu arttırmıştır ancak partikül boyutundaki artış materyalin bükme dayanımını olumsuz yönde etkilememiş, sıcaklığın artması Light grubu dışında tüm gruplar için, bükme dayanımını artırmıştır ancak bu artış istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$). Çalışmamızda tüm gruplar incelendiğinde en yüksek bükme dayanımı değerleri kontrol grubu için tespit edilmiştir. Renklendirilen gruplar kendi aralarında değerlendirildiğinde en yüksek değerler Intense grubunda elde edilmiştir.

Zirkonyum oksit günümüzde metal altyapılara alternatif olarak klinik kullanımda yerini almaktadır. Biyolojik uyumu, mekanik dayanımı ve estetik özellikleri, metal alaşımlarına tercih edilme nedenleridir. Zirkonyum oksitin mekanik özellikleri birçok faktörden etkilenmektedir. Üretim aşamasında gerçekleştirilen sinterlemenin ve zirkonyum oksitin estetik özelliklerini geliştirmek amacıyla yapılan solüsyonla renklendirme işleminin materyalin translusentliğine ve bükme dayanımına olan etkileri göz önüne alındığında, bu işlemlerin uzun dönem kullanımlarında olan etkilerinin değerlendirildiği in- vivo ve in-vitro çalışmalarla analiz edilmesinin, malzemenin kullanımı ve geliştirilmesi hakkında daha detaylı sonuçlar elde edileceğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

- Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J. ve Feilzer, A.J. (2008). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *Journal of Prosthodontics*, **17**, 1-7.
- Aboushelib, M.N., Dozic, A. ve Liem, J.K. (2010). Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. *Quintessence International*, **41(5)**, 84-89.
- Ahn, J.S. ve Lee, Y.K. (2008). Difference in the translucency of all ceramics by the illuminant. *Dental Materials*, **24(11)**, 1539-1544.
- Al Wahadni, A., Ajlouni, R., Al Omari, Q., Cobb, D. ve Dawson, D. (2002). Shade-match perception of porcelain fused to metal restorations: a comparison between dentist and patient. *Journal of American Dental Association*, **133(9)**, 1220-1225.
- Anderrson, M. ve Oden, A. (1993). A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odont Scand*, **51**, 59-64.
- Antonson, S.A. ve Anusavice, K.J. (2001). Contrast ratio veneering and core ceramics as a function of thickness. *International Journal of Prosthodontics*, **14(4)**, 316-320.
- Anusavice, K.J. (1993). *Recent Developments in Restorative Dental Ceramics*. 124: 72-84.
- Ardlin, B.I. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*, **18(8)**, 590-595.
- Baldissara, P., Llukacej, A., Ciocca, L., Valandro, F.L. ve Scotti, R. (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **104(1)**, 6-12.
- Bayındır, F. ve Wee, A.G. (2006). Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **30**, 40-46.
- Beuer, F., Schweiger, J. ve Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, **204(9)**, 505-511.

Blatz, M.B., Sadan, A. ve Martin, J. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high purity zirconium oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91**, 356-362.

Blue, D.S., Griggs, J.A., Woody, R.D. ve Miller, B.H. (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **90**, 247-254.

Bolt, R.A., Bosch, J.J. ve Coops, J.C. (1994). Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Physics in Medicine Biology*, **39(7)**, 1133-1142.

Boutz, M.N.R., Winnubst, A.J.A., Hartgers, F. ve Burggraaf, A.J. (1994). Effects of additives on densification and deformation of tetragonal zirconia. *Journal of Materials Science*, **29**, 5374-5382.

Brewer, J.D., Wee, A., ve Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*, **48(2)**, 341-358.

Cales, B. (1999). Colored zirconia ceramics for dental application. *Bioceramics*, **11**, 591-594.

Casolco, S.R., Xu, J. ve Garay, J.E. (2008). Transparent/translucent polycrystalline nonostructured yttria stabilized zirconia with varying colors. *Scripta Materialia*, **58**, 516-519.

Cercon Eye Brochure. (2006). Erişim 06.08.2007, <http://www.cerconsmartceramics.com>.

Chen, Y.M., Smales, R.J., Yip, K.H. ve Sung, W.J. (2008). Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials*, **24(11)**, 1506-1511.

Chevalier, J., Deville, S., Munch, E., Jullian, R. ve Lair, F. (2004). Critical effects of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, **25**, 5539-5545.

Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials*, **27(4)**, 535-43.

Christel, P., Meunier, A., Dorlot, J.M., Crolet, J.M., Witvoet, J., Sedel, L. ve ark. (1988). Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci*, **523**, 234-256.

Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J.P. ve Peille, C.N. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, **23**, 45-61.

Christensen, G.J. (2001). Computerized restorative dentistry: State of the art. *J am Dent Assoc*, **132**, 1301-3.

Chu, S.J., Devigus, A. ve Mieleszko, A. (2004). *Fundamentals of Color, Shade Matching and Communication in Esthetic Dentistry*. China: Quintessence Publishing Co, Inc.

Chu, S.J., Trushkowsky, R.D. ve Paravina, R.D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, **38**, 2-16.

Clarke, I.C., Manaka, M., Green, D.D., Williams, P., Pezzotti, G., Kim, Y.H. ve ark. (2003). Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am*, **85(4)**, 73-84.

Corciolani, G., Vichi, A., Goracci, C. ve Ferrari, M. (2009). Colour correspondence of a ceramic system in two different shade guides. *Journal of Dentistry*, **37(2)**, 98-101.

Corciolani, G., Vichi, A., Louca, C. ve Ferrari, M. (2010). Influence of layering thickness on the color parameters of a ceramic systems. *Dental Materials*, **26(8)**, 737-742.

Corciolani, G., Vichi, A., Louca, C. ve Ferrari, M. (2011). Color match of two different ceramic systems to selected shades of one shade guide. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **105(3)**, 171-176.

Craig, G.R. ve Powers, J.M. (1989). *Restorative Dental Materials*. (8th ed.). St. Louis: The Mosby, Inc.

Crispin, B.J., Okamoto, S.K. ve Globe, H. (1991). Effect of porcelain crown substructures on visually perceivable value. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **66(2)**, 209-212.

Curd, F.M., Jasinevicius, T.R., Graves, A., Cox, V. ve Sadan, A. (2006). Comparison of the shade matching ability of dental students using two light sources. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **96(6)**, 391-396.

Curtis, A.R., Wright, A.J. ve Fleming, G.J.P. (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, **34**, 195-206.

Çalışır Gökpur, H. (2011). Farklı Zirkonyum Oksit Altyapılar Üzerine Farklı Teknikler ile Uygulanan Üst Yapı Porseleninin Renk ve Şeffaflık Üzerine Etkilerinin İncelenmesi Doktora Tezi.

Çavdar, U. ve Atik, E. (2011). Geleneksel ve hızlı sinterleme yöntemleri. *Celal Bayar Üniversitesi Soma Meslek Yüksekokulu Teknik Bilimler Dergisi*, **1(15)**, 1-10.

Dagg, H., O'Connell, B., Claffey, N., Byrne, D. ve Gorman, C. (2004). The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. *Journal of Oral Rehabilitation*, **31(9)**, 900-904.

Declan, J.C., Fleming, T.J., Towler, M.R. ve Hampshire, S. (2010). Mechanical properties of hydroxy apatite-zirconia compacts sintered by two different sintering methods. *Journal of Material Science*, **21**, 1109-1120.

Denry, I.L. ve Holloway, J.A. (2006). Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res Part B:Applied Biomater*, 440-448.

Denry, I.L. ve Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, **24(3)**, 299-307.

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

Derand, T., Molin, M. ve Kvam, K. (2005). Bond strength of composite luting cements to zirconium oxide ceramics. *Dental Materials*, **21**, 1158-1162.

Devigus, A. ve Lombordi, G. (2004). Shading Vita In-Ceram YZ substructures influence on value and chroma Part II, **7**, 379-388.

Deville, S., Chevalier, J. ve Gremillard, L. (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, **27**, 2186-2192.

Douglas, R.D. ve Brewer, J.D. (1998). Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **79(3)**, 254-260.

Douglas, R.D., Steinhov, T.J. ve Wee, A.G. (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **97(4)**, 200-208.

Dozic, A., Kleverlaan, C.J., El-Zohairy, A., Feilzer, A.J. ve Khashayar, G. (2007). Performance of five commercially available tooth color- measuring devices. *Journal of Prosthodontics*, **16**(2), 93-100.

Evans, A.G. ve Heuer, A.H. (1980). Transformation toughening in ceramics: Martensitic transformations in crack-tip stress fields. *J Am Ceram Soc*, **63**, 241-248.

Filser, F.T. (2001). Direct ceramic machining of dental restorations. *Ph. D. Thesis*. Zurich: Swiss Federal Institute of Technology Zurich.

Fondriest, J. (2003b). Shade matching in restorative dentistry: Science and strategies. *The International journal Periodontics & Restorative Dentistry*, **23**(5), 467-479.

Garvie, R.C., Hannink, R.H. ve Pascoe R.T. (1975). Ceramic steel?. *Nature*, **258**, 703-704.

Gibson, I.R., Lachowski, E.E. ve Irvine, J.T.S. (1993). Hydrothermal degradation of cubic yttria zirconia ceramics. *Submitted to Nature*.

Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P. ve Swain, M.V. (2004b). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 2. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, **20**, 449-456.

Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L. ve Swain, M.V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dental Materials*, **21**, 454-63.

Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L. ve Swain, M.V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, **33**, 9-18.

Gupta, T.K, Lange, F.F. ve Bechtold, J.H. (1978). Effects of stress- induced phase-transformation on properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *J Mater Sci*, **13**, 1464-1470.

Gürel, G. (2004P). *Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı*. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.

Hasegawa, A., Ikeda, I. ve Kawaguchi, S. (2000). Color and translucency of in vivo natural central incisors. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **83**(4), 418-423.

Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M. ve Vargas, M.A. (2002a). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part:I Core materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **88**(1), 4-9.

Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M. ve Vargas, M.A. (2002b). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part:II Core and Veneer Materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **88(1)**, 4-9.

Heuer, A.H. (1982). Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *Journal of American Ceramical Society*, **65**, 642-650.

Heymann, H.O., Bayne, S.O., Sturdevant, J.R., Wilder, A.D. ve Roberson, T.M. (1996). The clinical performance of CAD-CAM generated ceramic inlays: a four-year study. *Journal of The American Dental Association*, **127**, 1171-1181.

Hjerpe, J., Narhi, T., Fröberg, K., Valittu, P.K. ve Lassila, L.V.J. (2008). Effects of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontologica Scandinavica*, **66**, 262-267.

Hjerpe, J., Valittu, P.K., Fröberg, K. ve Lassila, L.V.J. (2009). Effects of sintering time on biaxial strength of zirconiumdioxide. *Dental Materials*, **25**, 166-171.

IPS e.max ZirPress Scientific Documentation. (2005). Ivoclar-Vivadent, Schaan-Liechtenstein.

Ilie, N. ve Hickel, R. (2008). Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dental Materials*, **24(7)**, 908-914.

Jack, D.P. ve Stephen, F.B. (1980). *Color Science and Dental Art*. Chicago: Mosby Company.

Jahangiri, L., Reinhart, S.B., Mehra, R.V. ve Matheson, P.B. (2002). Relationship between tooth shade value and skin color: An observational study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **87(2)**, 149-152.

Jasinevicius, T.R., Curd, F.M., Schilling, L. ve Sadan, A. (2009). Shade-matching abilities of dental laboratory technicians using a commercial light source. *Journal of Prosthodontics*, **18(1)**, 60-63.

Jiang, L., Liao, Y., Wan, Q. ve Li, W. (2011). Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconiumdioxide dental ceramic. *Journal of Material Science*, **22**, 2429-2435.

Johnston, W.M. ve Kao, E.C. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*, **68(5)**, 819-822.

Joiner, A. (2004). Tooth color: A review of the literature. *Journal of Dentistry*, **32**, 3-12.

Kavo Everest. (2009). CAD-CAM System and Everest Elements brochure.

Kawai, Y., Uo, M., Wang, Y., Kono, S., Ohnuki, S. ve Watari, F. (2011). Phase transformation of zirconia ceramics by hydrothermal degradation. *Dental Materials Journal*, **30(3)**, 286-292.

Keith, O., Kusy, R.P. ve Whitley, J.Q. (1994). Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **106**, 605-614.

Kelly, J.R., Nishimura, I. ve Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **75(1)**, 18-32.

Kelly, J.R. (2004). Dental ceramic: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, **48**, 513-530.

Kern, M. ve Wegner, S. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, **14**, 64-71.

Kim-Pusateri, S., Brewer, J.D., Davis, E.L. ve Wee, A.G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **101(3)**, 193-199.

Kohal, R.J. ve Klaus, G. (2004). A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **24**, 147-153.

Keyf, F., Uzun, G. ve Altunsoy, S. (2009). Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. *Hacettepe Diş Hek. Dergisi*, **33**, 52-58.

Kockhard, Z.A., Razzoog, M.E. ve Yaman, P. (1991). Color stability of restorative resins. *Quintessence International*, **22(9)**, 733-737.

Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N. ve Marion, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*, **15**, 426-33.

Kulkarni, N.K., Sampath, S. ve Venugopal, V. (2001). Studies on stabilised zirconia as host phase for the fixation of actinides, rare-earths and sodium. *Ceramics International*, **27(8)**, 839-846.

Kuehni, R.G. ve Marcus, R.T. (1979). An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Research & Application*, **4**, 83-91.

Lawson, S. (1995). Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc*, **15**, 485-502.

Lee, Y.K., Cha, H.S. ve Ahn, J.S. (2007). Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **97(5)**, 279-286.

Leinfelder, K., Isenberg, B.P. ve Essig, M.E. (1989). A new method for generating ceramic restorations: A CAD-CAM system. *Journal of American Dental Association*, **118**, 703-707.

Li, Q., Xu, B.T., Li, R. ve Wang, Y.N. (2010). Spectrophotometric comparison of translucent composites and natural enamel. *Journal of Dentistry*, 38 Suppl 2, e117-22.

Lilley, E. (1990). Review of low temperature degradation in Y-TZPs. İçinde Tressler, R.E., McNallan, M., Editor. *Ceramic Transaction: Corrosion and Corrosive Degradation of Ceramics*. Westerville: American Ceramics Society Inc, 387-407.

Lim, H.N., Yu, B. ve Lee, Y.K. (2010). Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **104(4)**, 239-246.

Lindemann, W. (2000). Dentalkeramiken-mineralogisch betrachtet. *ZMK*, 5, 280-285.

Liu, M.C., Aquilino, S.A., Lund, P.S., Vargas, M.A., Diaz-Arnold, A.M., Gratton, D.G. ve ark. (2010). Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *Journal of Prosthodontics*, **19(3)**, 187-193.

Lombardi, R. (1973). The principles of visual perception and their clinical application to denture esthetics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **29**, 358.

Luthardt, R.G., Sandkuhl, O. ve Reitz, B. (1999). Zirconia-TZP and alumina-advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 7, 113-119.

Luthardt, R.G., Holzhuter, M.S., Rudolph, H., Herold, V. ve Walter, M.H. (2004). CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, **20**, 655-662.

Manicone, P.F., Rossi-Iommetti, P. ve Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, **35(11)**, 819-826.

Matinlinna, J.P., Lassila, L.V.J., Ozcan, M., Yli-Urpo, A. ve Vallittu, P. (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*, **17**, 155-64.

McLaren, E.A. ve White, S.N. (1999). Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, **11**, 985-994.

McLean, J.W. (1980). *The Science and Art of Dental Ceramics*. Chicago: Quintessence Publishing Co.

McPhee, E.R. (1985). Extrinsic coloration of ceromometal restorations. *Dent Clin North Am*, **29(4)**, 645-667.

Meyenberg, K.H., Luthy, H. ve Scharer, P. (1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for non-vital abutment teeth. *J Esthet Dent*, **7**, 73-80.

Miller, A., Long, J. ve Cole, J. (1993). Shade selection and laboratory communication. *Quintessence International*, **24(5)**, 305-309.

Monsenego, G., Burdairon, G. ve Clerjaud, B. (1993). Fluorescence of dental porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **69**, 106-113.

Mörmann, W.H. (1991). State of the art of the CEREC-Method. *Quintessence Publ Co Inc*, 511-524.

Mörmann, W.H. ve Bindl, A. (1996). The new creativity in ceramic restorations: Dental CAD/CAM. *Quintessence International*, **27**, 821-828.

Mörmann, W.H. ve Brandestini, M. (2006). The fundemental inventive principles of CEREC CAD-CAM. In: Mörmann WH State of the Art of CAD-CAM Restorations: 20 years of CEREC. *Berlin Quintessence*, 1-7.

Muia, P.J. (1985). *The Four Dimensional Tooth Color System*. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc.

Nakamura, T., Saito, O., Mizuno, M. ve Tanaka, H. (2002). Changes in translucency and color of particulate filler composite resins. *International Journal of Prosthodontics*, **15(5)**, 494-499.

Nathanson, D. (1994). CAD-CAM Ceramic inlays and onlays : using an indirect technique. *Journal of American Dental Association*, **125**, 421-427.

Nohl, F.S.A., Steele, J.G. ve Wassell, R.W. (2002). Crowns and other extra coronal restorations: Aesthetic Control. *Br Dent J*, **192**, 443-450.

Obregon, A., Goodkind, R.J., Schwabacher, W.B. ve Chem, B. (1981). Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceromometal restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **46(3)**, 330-340.

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

Okamura, M., Chen, K.K., Kakigawa, H. ve Kozono, Y. (2004). Application of alumina coping to porcelain laminate veneered crown: part 1 masking ability for discolored teeth. *Dental Materials Journal*, **23(2)**, 180-183.

Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W. ve Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **80(6)**, 642-648.

Ottl, P., Piwowarczyk, A., Lauer, H.C. ve Hegenbarth, E.A. (2000). The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **20(2)**, 61-151.

Otto, T. ve De Nisco, S. (2002). Computer aided direct restorations: a 10 year prospective clinical study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, **15**, 122-128.

Pallis, K., Griggs, J.A., Woody, R.D., Guillen, G.E. ve Miller, A.W. (2004). Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91**, 561-569.

Papanagiotou, H.P., Morgano, S.M., Giordano, R.A. ve Pober, R. (2006). In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **96**, 154-164.

Paravina, R.D. ve Powers, J.M. (2004). *Esthetic Color Training in*: Elsevier Mosby.

Piconi, C., Burger, W., Richter, H.G., Cittadini, A., Maccauro, G., Covacci, V. ve ark. (1998). Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*, **19**, 1489-1494.

Piconi, C. ve Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials*, **20**, 1-25.

Pittayachawan, P., McDonald, A., Petrie, A. ve Knowles, J.C. (2007). The biaxial flexured strength and fatigue property of lava Y-TZP dental ceramic. *Dental Materials*, **23(8)**, 1018-1029.

Piwowarczyk, A., Lauser, H.C. ve Sorensen, J.A. (2005). The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Operative Dentistry*, **30(3)**, 382-388.

Pizzamiglio, E. (1991). A color selection technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **66**, 592-596.

Polansky, R. (1999). The production of Cerec restorations from a plaster cast. *International Journal of Computerized Dentistry*, **2**, 37-44.

Powers, J.M. ve Sakaguchi, R.L. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials*. (12th ed.). St. Louis: Mosby Elsevier Inc, Co.

Primus, C.M., Chu, C.C.Y., Shelby, J.E., Buldrini, E. ve Heckle, E. (2002). Opalescence of dental porcelain enamels. *Quintessence International*, **33(6)**, 439-449.

Procera AllCream Bridge Material. Erişim 19.08.2010.
<http://www.nobelbiocare.com:http://www.nobelbiocare.com/en/resource-library/handling-instructions/default.aspx>.

Qualtrough, A.J. ve Piddock, V. (1999). Recent advanced in ceramic materials and systems for dental restorations. *Dent Update*, **26(2)**, 65-67, 70, 72.

Quinn, J.B., Sundar, V. ve Lloyd, I.K. (2003). Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*, **19**, 603-611.

Ragain, J.C. Jr ve Johnston, W.M. (2000). Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Color Research & Application*, **25**, 278-285.

Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **92(6)**, 557-62.

Rekow, E.D. (1991). Dental CAD-CAM systems. What is the state of the art?. *Journal of American Dental Association*, **122**, 43-48.

Rieger, W., Köbel, S. ve Weber, W. (March 2008). *Processing and Properties of Zirconia ceramics for Dental Applications*. Spectrum Dialogue.

Robin, C., Scherrer, S.S., Wisortt, H.W., de Rijk, W.G. ve Besler, U.C. (2002). Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dental Materials*, **18**, 389-395.

Rosenstiel, S.F., Land, M.F. ve Fujimoto, J. (2001). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. St. Louis: The Mosby Inc, Co.

Rosenstiel, S.F., Land, M.F. ve Fujimoto, J. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. (4th ed.). St. Louis: Mosby.

Russell, M.M., Andersson, M., Dahlmo, K., Razzoog, M.E. ve Lang, B.R. (1995). A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence International*, **26(11)**, 757-63.

Ruyter, I.E., Nilner, K. ve Moller, B. (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental Materials*, **3(5)**, 246-251.

Saldana, J.M., Ramirez, H.B., Viguera, D.J., Iga, T. ve Schneider, G.A. (2003). Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res*, **18(10)**.

Sato, T. ve Shimada, M. (1984). Crystalline phase change in yttria-partially-stabilized zirconia by low-temperature annealing. *J Am Ceram Soc*, **67**, 212.

Sato, T.S. ve Shimada, M. (1985). Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc*, **68**, 356-359.

Sato, H., Ban, S., Nawa, M., Suehiro, Y. ve Nakanishi, H. (2007). Effect of grinding, sandblasting and heat treatment on the phase transformation of zirconia surface. *Key Eng Mater*, **330-332**, 1263-1266.

Saygili G. ve Sahmali S. (2003). Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil*, **30**, 758-764.

Schmauder, S. ve Schubert, H. (1986). Significance of internal stresses for the martensitic transformation in yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals during degradation. *J Am Ceram Soc*, **69**, 534-540.

Seghi, R.R., Johnston, W.M. ve O'Brien, W.J. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **56**, 35-40.

Seghi, R.R., Johnston, W.M. ve O'Brien, W.J. (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of Dental Research*, **68(12)**, 1755-1759.

Shah, K., Holloway, J.A. ve Denry, I.L. (2008). Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color and flexural strength of 3Y-TZP. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **87(2)**, 329-337.

Shillingburg, H.T., Hobo, S. ve Whitsett, L.D. (1981). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. (2nd ed.). Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.

Shokry, T.E., Shen, C., Elhosary, M.M. ve Elkhodary, A.M. (2006). Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **95**(2), 124-129.

Shotwell, J.L., Johnston, W.M. ve Swarts, R.G. (1986). Color comparisons of denture teeth and shade guides. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **56**(1), 31-34.

Spink, L. (2009). *A comparison of absolute translucency and relative translucency of dental ceramics*. Master Tezi. University of onnecticut School of Dental Medicine, Connecticut.

Sproull, R.C. (1973). Color matching in dentistry. Part II: Practical applications of the organization of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **29**, 556-566.

Sproull, R.C. (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **86**(5), 453-457.

Spyropoulou, P.E., Giroux, E.C., Razzoug, M.E. ve Duff, R.E. (2011). Translucency of shaded zirconia core material. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **105**, 304-307.

Strub, J.R., Rekow, E.D. ve Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of American Dental Association*, **137**(9), 1289-1296.

Swab, J.J. (1991). Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci*, **26**, 6706-6714.

Swain ve ark. (1986). Strenght limitation of transformation toughened zirconia alloys. *Journal of The America Ceramic Society*, **69**:(7), 511-518.

Şahin, E. ve Sarıoğlu, B. (1983). Diş hekimliğinde ışık ve renk. *Hacettepe Diş Hekimliği Dergisi*, **2**, 141-153.

Theunissen, G.S.A.M., Bouma, J.S., Winnubst, A.J.A. ve Burggraaf, A.J. (1992). Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci*, **27**, 4429-4438.

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

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

Tsukurna, K., Kubota, Y. ve Tsukidate, T. (1984). Thermal and mechanical properties of Y₂O₃-stabilized tetragonal zirconia polycrystals. İçinde Claussen, N., Ruhle, M., Heuer, A.H., editor. *Advances in Ceramics*. Ohio: The American Ceramic Society Inc, 382-390.

Van Der Burgt, T.P., Ten Bosch, J.J., Borsboom, P.C.F. ve Plasschaert, A.J.M. (1985). A new method for matching tooth colors with color standarts. *J Dent Res*, **64(5)**, 837-841.

VITA all ceramics. (2006). VITA In-Ceram 2000 YZ CUBES for inLab brochure.

VITA Product Brochure. (2006).

VITA In-Ceram YZ Coloring Liquid Product Brochure. (2011).

Volpato, C.A., Monteiro, S. Jr, de Andrada, M.C., Fredel, M.C. ve Petter, C.O. (2009). Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dental Materials*, **25(1)**, 87-93.

Watanabe, M., Lio, S. ve Fukuura, I. (1984). Ageing behaviour of Y-TZP. İçinde Claussen, N., Ruhle, M., Heuer, A.H., editor. *Advances in Ceramics*. Ohio: The American Ceramic Society Inc; 391-398.

Wee, A.G., Monaghan, P. ve Johnston, W.M. (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *The Journal Prosthetic Dentistry*, **87(6)**, 657-666.

White, C.M. ve O'Brien, W.J. (1989). The colors of mixtures of dental opaque porcelains. *J Dent Res*, **68(9)**, 1319-1322.

Winter, R. (1993). Visualizing the natural dentition. *Journal of Esthetic Dentistry*, **5(3)**, 102-117.

Wohlwend A., Studer, S. ve Scharer P. (1996). Das Zirkonoxidabutment-ein neues vollkeramisches Konzept zur asthetischen Verbesserung der Suprastruktur in der Implantologie. *Quintessenz Zahntech*, **22**, 364-381.

Yamamoto, M. (1985). *Metal Ceramics*. Chicago: Quintessence Publishing Co.

Yılmaz Kurtulmuş S. (2011). Farklı Zirkonya Tam Seramik Sistemlerinin Transluseransi ve Renk Özelliklerinin Karşılaştırılması Doktora Tezi.

Yin, L., Jahanmir, S. ve Ives, L.K. (2003). Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. **255**, 975-89.

Yin, L. ve Huang, H. (2004). Ceramic response to high speed grinding. *Mach Sci Technol*, **8**, 21-37.

Yu, B., Ahn, J. ve Lee, Y.K. (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta odontologica scandinavica*, **67**, 57-64.

Zhang, Y., Griggs, J.A. ve Benham, A.W. (2004). Influence of powder liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91(2)**, 128-135.

Zhu, Z.W. ve Zhang, X.B. (1999). Aging behavior of tetragonal zirconia polycrystal (TZP) ceramics in the temperature range of 200C to 350C in air. *Scripta Materialia*, **40(11)**, 1229-1233.

Zirkonzahn Product Brochure. (2009). Erişim: 28.12.2010. <http://www.zirkonzahn.com>.

3M ESPE Expersite Scientific Facts. (2009).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Begüm	Soyadı	Gül
Doğ.Yeri	Tarsus	Doğ.Tar.	15.08.1982
Uyruğu	T.C	TC Kim No	36493639014
Email	begum_gul@hotmail.com	Tel	05336266777

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2012
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2007
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2007
Lise	Özel Çağ Lisesi	2000

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi	76.250	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	84.390	84.823	85.137
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Şen D, Gül B. Dişhekimliğinde Zirkonya. Dişhekimliğinde Klinik. 2008; 127-136.

Gül B, Şen D, Özer E, Yaltırık M: Rehabilitation of partially edentulous patient using dental implants and all ceramic restorations in the anterior zone: A clinical report. Mediterranean Dental İmplant Congress 26-29 June 2008 Crete, Greece.

Özer E, Yaltırık M, Şen D, Gül B : An implant supported all ceramic restorative system in comparison with metal ceramic restorative system in the esthetic zone : a clinical case report. Mediterranean Dental İmplant Congress 26-29 June 2008 Crete, Greece.

Şen D, Gül B, Yaltırık M, Özer E: Fixed-prosthetic implant restoration of the edentulous maxilla and partially edentulous mandible. Mediterranean Dental İmplant Congress 26-29 June 2008 Crete, Greece.

Özer E, Şen D, Gül B:Diş eksikliğinin ve dikey boyut kaybının implant destekli sabit protetik restorasyonlarla tedavisi: Vaka sunumu TDB 15. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi /Yüzyıl kongresi 3-5 Temmuz 2008 İstanbul, Turkey.

Özer E, Şen D, Gül B: Ön bölgede tam seramik restorasyon uygulaması: Vaka sunumu TDB 15. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi /Yüzyıl Kongresi 3-5 Temmuz 2008 İstanbul, Turkey.

Özer E, Şen D, Gül B: Diş eksikliğinin implant ve tam seramik restorasyonlar ile kombine tedavisi : Vaka sunumu. TDB 15. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi /Yüzyıl kongresi 3-5 Temmuz 2008 İstanbul, Turkey.

Gül B,Şen D, Özer E: The effect of shading and repeated firings of zirconia framework on visual shade selection performance:34th Annual Conference of EPA 23-25 September 2010 Prishtina ,Kosovo.

Özel İlgi Alanları (Hobileri): Spor, sinema, moda