

TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YAŞLANDIRMA TEKNİKLERİNİN FARKLI  
KALINLIKTAKİ TAM SERAMİK MATERYALLERİN RENK  
DEĞİŞİMİ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

TUĞBA TEMİZCİ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

KONYA 2019

TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YAŞLANDIRMA TEKNİKLERİNİN FARKLI  
KALINLIKTAKİ TAM SERAMİK MATERYALLERİN RENK  
DEĞİŞİMİ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

TUĞBA TEMİZCİ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 171424001 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA 2019

## TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Öğrencisi **Tuğba TEMİZCİ**'nin "**Farklı Yaşlandırma Tekniklerinin Farklı Kalınlıktaki Tam Seramik Materyallerin Renk Değişimi Üzerine Etkisinin İncelenmesi**" başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

KONYA / 07.01.2019

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi A.D.



Jüri Üyesi

Prof. Dr. Özgür İNAN

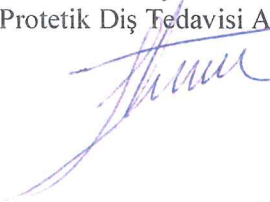
Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi A.D.



Jüri Üyesi

Prof. Dr. Serhan AKMAN

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi A.D.



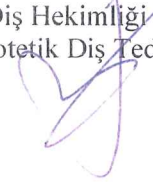
Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Ceyda AKIN  
Necmettin Erbakan Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi A.D.



Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Begüm BÜYÜKERMEN  
Necmettin Erbakan Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi A.D.



Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun /2019 tarih ve...17.01.2019/01/02 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Kısmet Esra NURULLAHOĞLU ATALIK

Enstitü Müdürü

İmzası



## APPROVAL

We certify that we have read this dissertation entitled “*Investigation of The Effect of Different Aging Techniques on The Color Change of Full Ceramic Materials at Different Thicknesses*” by “*Tuğba TEMİZCİ*” that in our opinion it is fully adequate, in scope and quality, as dissertation for the degree of *PhD Thesis* in the Department of “**Prosthetic Dentistry**”, Institute of Health Sciences, University of Necmettin Erbakan.

Konya, Turkey / 07.01.2019

Principal Advisor  
Prof. Ali Rıza TUNÇDEMİR  
Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry  
Department of Prosthetic Dentistry



Examination Committee Member  
Prof. Özgür İNAN  
Selcuk University Faculty of Dentistry  
Department of Prosthetic Dentistry



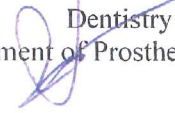
Examination Committee Member  
Prof. Serhan AKMAN  
Selcuk University Faculty of Dentistry  
Department of Prosthetic Dentistry



Examination Committee Member  
Assist. Prof. Ceyda AKIN  
Necmettin Erbakan University Faculty of  
Dentistry  
Department of Prosthetic Dentistry



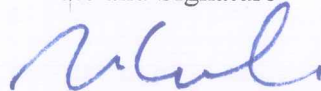
Examination Committee Member  
Assist. Prof. Begüm BÜYÜKERKEMEN  
Necmettin Erbakan University Faculty of  
Dentistry  
Department of Prosthetic Dentistry



This thesis has approved for the University of Necmettin Erbakan Institute of Health Sciences.

Prof. Dr. Kısmet Esra NURULLAHOGLU ATALIK

Director of Institute of Health Sciences  
Date and Signature



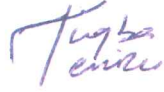
## BEYANAT

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

07.01.2019

Tuğba TEMİZCİ

İmza



# TURNİTİN ORJİNALLİK RAPORU

turnitin.com

Ali Rıza Tunçdemir | Kullanıcı Bilgisi | Mesajlar | Öğretmen | Türkçe | Topluluk | Yardım | çıkış

Ödevler Öğrenciler Not Defteri Kütüphaneler Takvim Tartışma Tercihler

GÖRÜNTÜLENİYOR: ANASAYFA > DR > FARKLI YAŞLANDIRMA TEKNİKLERİNİN FARKLI KALINLIKTAKİ TAM SERAMİK MATERYALLERİN RENK DEĞİŞİMİ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

**Bu sayfa hakkında**

Bu sizin ödev kutunuzdur. Bir yazılı ödevi görüntülemek için yazılı ödevin başlığını seçin. Bir Benzerlik Raporunu görüntülemek için yazılı ödevin benzerlik sütunundaki Benzerlik Raporu ikonunu seçin. Tıkanabilir durumda olmayan bir ikon Benzerlik Raporunun henüz oluşturulmadığını gösterir.

**FARKLI YAŞLANDIRMA TEKNİKLERİNİN FARKLI KALINLIKTAKİ...**

GELEN KUTUSU | GÖRÜNTÜLENİYOR: **YENİ ÖDEVLER**

Dosyayı Gönder

Çevrimiçi Derecelendirme Raporu | Ödev ayarlarını düzenle | E-posta bildirmeyenler

YAZAR	BAŞLIK	BENZERLİK	PUANLA	CEVAP	DOĞYA	ÖDEV NUMARASI	TARİH
Tuğba Temizci	FARKLI YAŞLANDIRMA TEKNİKLERİNİN FARKLI ...	%5	--	--		1054343146	10-Ara-2018

Telif Hakkı © 1998 - 2018 Turnitin, LLC. Tüm Hakları Saklıdır.

Gizlilik Politikası | Gizlilik Sözleşmesi | Hizmet Koşulları | AB Veri Koruma Uyumu | Telif Hakkı Koruması | Yasa SSS'leri | Yardım Masası

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

## **TEŞEKKÜR**

Mesleki eğitimimde bana yol gösteren, doktora tezimin hazırlanmasında beni yönlendiren, değerli katkılarını ve tecrübelerini esirgemeyen kıymetli hocam ve tez danıőmanım Sayın Prof. Dr. Ali Rıza Tunçdemir'e derin minnet duygularıyla teşekkür ederim.

Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görev yapan ve tezimin her aşamasında destek ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof. Dr. Özgür İnan'a,

Doktora eğitimim süresince değerli bilgi ve deneyimlerini benimle paylaőan ve eğitimime katkıda bulunan tüm Protetik Diş Tedavisi ğretim üyelerine, birlikte çalıőtıđım doktora ğrencisi ve araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve personelimize,

Tüm hayatım boyunca olduğu gibi tezimin istatistiksel analizinde de bana yardımcı olan kıymetli babam Prof. Dr. Zeki Kara'ya

Doktora süreci boyunca bana her yönden destek olan değerli aileme

**sonsuz teőekkürlerimi sunarım...**

## İÇİNDEKİLER

<i>İç Kapak</i> .....	<i>i</i>
<i>Tez Onay Sayfası</i> .....	<i>ii</i>
<i>Approval</i> .....	<i>iii</i>
<i>Beyanat</i> .....	<i>iv</i>
<i>Turnitin Orjinallik Raporu</i> .....	<i>v</i>
<i>Teşekkür</i> .....	<i>vi</i>
<i>İçindekiler</i> .....	<i>vii</i>
<i>Kısaltmalar ve Simgeler Listesi</i> .....	<i>x</i>
<i>Şekiller Listesi</i> .....	<i>xii</i>
<i>Resimler Listesi</i> .....	<i>xiii</i>
<i>Tablolar Listesi</i> .....	<i>xiv</i>
<i>Özet</i> .....	<i>xvi</i>
<i>Abstract</i> .....	<i>xviii</i>
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
<i>2.1. Dental Seramiklerin Tarihi Gelişimi</i> .....	<i>4</i>
<i>2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı</i> .....	<i>6</i>
<i>2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması</i> .....	<i>9</i>
<i>2.4. Zirkonyum</i> .....	<i>11</i>
<i>2.4.1. Zirkonyumun Mekanik ve Fiziksel Özellikleri</i> .....	<i>12</i>
<i>2.4.2. Yitrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)</i> .....	<i>14</i>
<i>2.4.3. Diş Hekimliğinde Zirkonyumun Üretim Şekilleri</i> .....	<i>14</i>
<i>2.4.4. Green Stage Zirkonya</i> .....	<i>15</i>
<i>2.4.5. Pre-Sinterize Zirkonya</i> .....	<i>15</i>
<i>2.4.6. Sinterize Zirkonya</i> .....	<i>15</i>
<i>2.5. Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi</i> .....	<i>16</i>
<i>2.5.1. CAD / CAM Sistemleri</i> .....	<i>16</i>
<i>2.5.2. MAD / MAM Sistemleri</i> .....	<i>17</i>
<i>2.6. Diş Hekimliğinde Renk</i> .....	<i>17</i>
<i>2.6.1. Rengin Algılanması</i> .....	<i>18</i>
<i>2.6.2. Munsell Renk Sistemi</i> .....	<i>20</i>
<i>2.6.3. CIE XYZ Renk Sistemi</i> .....	<i>22</i>
<i>2.6.4. CIE L*a*b* Renk Sistemi</i> .....	<i>23</i>



2.7. Işık ve Renk Terimleri.....	26
2.7.1. Metamerizm.....	26
2.7.2. Kırılma ve Yansıma.....	26
2.7.3. Saydamlık (Transparanlık) .....	27
2.7.4. Yarı Saydamlık (Transluserlik) .....	27
2.7.5. Işıldama Özelliği.....	28
2.8. Doğal Dişlerin Optik Özellikleri.....	28
2.9. Renk Analiz Yöntemleri.....	30
2.9.1. Görsel Ölçüm.....	30
2.9.2. Renk Ölçüm Cihazları İle Ölçüm.....	31
2.9.2.1. Kolorimetreler.....	31
2.9.2.2. Spektroyometreler.....	32
2.9.2.3. Spektrofotometreler.....	33
2.9.2.4. Dijital kameralar.....	34
2.10. Dental Seramiklerin Rengini Etkileyen Faktörler.....	35
2.11. Yaşlandırma.....	36
2.11.1. Hızlandırılmış Yaşlandırma.....	36
2.11.2. Termal Döngü (Siklus) .....	37
2.11.3. Otoklavda Yaşlandırma.....	38
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>40</b>
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	40
3.1.1. Katana Örneklerin Hazırlanması.....	41
3.1.2. Prettau Anterior Örneklerin Hazırlanması.....	43
3.1.3. Ips e-max Press Örneklerin Hazırlanması.....	45
3.2. Örneklerin Yapay Yaşlandırılması İşlemleri.....	46
3.2.1. Hızlandırılmış Yaşlandırma Testleri.....	47
3.2.2. Termal Döngüde (Siklus) Yaşlandırma.....	48
3.2.3. Otoklavda Yaşlandırma.....	48
3.3. Örneklerin Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Renk Ölçümlerinin Yapılması.....	49
3.4. Örneklerin Renk Değişimlerinin Hesaplanması.....	50
3.5. İstatistiksel Analiz.....	51
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>52</b>

<i>4.1. Yaşlandırma Yöntemlerinin Seramik Sistemlerinin Renk Değişimlerine Etkileri.....</i>	<i>52</i>
<i>4.1.1. Hızlandırılmış Yaşlandırma.....</i>	<i>52</i>
<i>4.1.2. Termal Siklusta Yaşlandırma.....</i>	<i>53</i>
<i>4.1.3. Otoklavda Yaşlandırma.....</i>	<i>55</i>
<i>4.2. Yaşlandırma Sürecinde Renk Değişimlerine Seramik Tiplerinin Etkilerinin Karşılaştırılması.....</i>	<i>56</i>
<i>4.2.1. Zirconia Katana Seramik Sisteminin Yaşlandırma Sürecinde Renk Değişimine Yaşlandırma Yöntemleri Etkilerinin Karşılaştırılması.....</i>	<i>57</i>
<i>4.2.2. Prettau Anterior Seramik Sistemlerinin Yaşlandırma Sürecinde Renk Değişimlerine Yaşlandırma Yöntemleri Etkilerinin Karşılaştırılması.....</i>	<i>58</i>
<i>4.2.3. Ips e-max Press Seramik Sistemlerinin Yaşlandırma Sürecinde Renk Değişimlerine Yaşlandırma Yöntemleri Etkilerinin Karşılaştırılması.....</i>	<i>60</i>
<i>4.3. Seramik Sistemi Kalınlığının Yaşlandırma ile Oluşan Renk Değişimlerine Etkilerinin Karşılaştırılması.....</i>	<i>61</i>
<i>4.3.1. 0.5 mm Kalınlıkta Hazırlanan Seramik Sistemlerinin Renk Değişimlerinin Karşılaştırılması.....</i>	<i>63</i>
<i>4.3.2. 1 mm Kalınlıkta Hazırlanan Seramik Sistemlerinin Renk Değişimlerinin Karşılaştırılması.....</i>	<i>65</i>
<i>4.4. Seramik Sistemleri, Seramik Kalınlıkları ve Yaşlandırma Yöntemlerinin Renk Değişimleri ile Karşılaştırılması.....</i>	<i>67</i>
<b>5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....</b>	<b>71</b>
<b>6. KAYNAKLAR.....</b>	<b>81</b>
<b>7. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>89</b>

## KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

AA	: Autoclave aging
AAA	: Accelerated artificial aging
°C	: Santigrat
°K	: Kelvin
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -SiO <sub>2</sub> -H <sub>2</sub> O	: Alüminyum hidrat silikat
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	: Aluminyum oksit
ANOVA	: Analysis of variance
AÖF	: Anlamlı ölçüde farklı
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	: Borik oksit
C	: Karbon
CAD/CAM	: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CaO	: Kalsiyum oksit
CeO <sub>2</sub>	: Seryum oksit
CIE	: Commission Internationale de l'Eclairage
cm <sup>2</sup>	: Santimetrekare
CRI	: Color Rendering Index
EP	: IPS e-max Press
HfO <sub>2</sub>	: Hafniyum oksit
HO	: Highly Opaque
ISO	: International Organization for Standardization
K <sub>2</sub> O	: Potasyum Oksit
kPa	: Kilopascal
Li <sub>2</sub> O	: Lityum oksit
Li <sub>2</sub> Si <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	: Lityum disilikat
LT	: Low Translucency
M.Ö.	: Milattan Önce
MAD/MAM	: Manual Aided Design/Manual Aided Manufacturing
Mg-PSZ	: Magnezyum ile güçlendirilmiş parsiyel stabilize zirkonya
MgO	: Magnezyum oksit
Mm	: Milimetre
MO	: Medium Opacity
MPa	: Megapascal

Na <sub>2</sub> O	: Sodyum oksit
Nm	: Nanometre
PA	: Prettau Anterior
PSZ	: Parsiyel stabilize zirkonyum
RGB	: Red-Green-Blue
SiO <sub>2</sub>	: Silikon Dioksit
SiO <sub>4</sub>	: Orto silikat
TC	: Thermal cycling
UV	: Ultraviyole
Y-TZP	: Yitriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalin
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	: Yitriyum oksit
YÖ	: Yaşlandırma Öncesi
YS	: Yaşlandırma Sonrası
ZK	: Zirkonia Katana
ZnO	: Çinko oksit
Zr	: Zirkonyum
ZrO	: Zirkonyum oksit
ZTA	: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
ΔE	: CIE LAB renk değişim miktarı
μg	: Mikrogram

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.1: Zirconia Katana seramik sisteminin renk değişimine yaşlandırma yöntemleri etkilerinin karşılaştırılması.....	58
Şekil 4.2: Prettau Anterior seramik sistemlerinin renk değişimlerine yaşlandırma yöntemlerinin etkilerinin karşılaştırılması.....	60
Şekil 4.3: IPS e-max Press seramik sistemlerinin renk değişimlerine yaşlandırma yöntemlerinin etkilerinin karşılaştırılması.....	61
Şekil 4.4: 0.5 mm kalınlıkta hazırlanan seramik sistemlerinin renk değişimlerinin karşılaştırılması.....	64
Şekil 4.5: 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan seramik sistemlerinin renk değişimlerinin karşılaştırılması.....	67
Şekil 4.6: Seramik tipi, kalınlığı ve yaşlandırma yöntemlerine göre renk değişimleri.....	70

## RESİMLER LİSTESİ

Resim 2.1: Tüm seramik ve seramik benzeri materyaller için önerilen sınıflandırma sistemi (Gracis ve ark., 2015).....	11
Resim 2.2: Elektromanyetik spektrum ( <a href="https://tr.wikipedia.org">https://tr.wikipedia.org</a> ).....	19
Resim 2.3: Munnsell Renk Sistemi (Gracis ve ark., 2015).....	21
Resim 2.4: A: L, a ve b eksenleri. B: CIE L*a*b* renk küresi (Rosenstiel ve ark., 2015).....	24
Resim 3.1: Katana Zirkonya ( <a href="http://www.kuraraynoritake.com">http://www.kuraraynoritake.com</a> ).....	41
Resim 3.2: Wieland Dental Zenotec Select Hybrid cihazı ve kazıma işlemi.....	41
Resim 3.3: Vita Zyrcomat fırın.....	42
Resim 3.4: Katana örnekleri YÖ; yaşlandırma öncesi YS; yaşlandırma sonrası.....	42
Resim 3.5: Roland dwx51d cihazı ve kazıma işlemi.....	43
Resim 3.6: Prettau Anterior.....	44
Resim 3.7: Prettau A2 renk solüsyonu.....	44
Resim 3.8: Prettau Anterior örnekleri YÖ; yaşlandırma öncesi YS; yaşlandırma sonrası.....	44
Resim 3.9: IPS e.max Press külçeleri (Bühler-Zemp ve ark., 2011).....	45
Resim 3.10: IPS e.max Press'in mikroyapısı [(SEM'de, 30 saniye boyunca HF buharı ile elde edilmiş (Bühler-Zemp ve ark., 2011)].....	45
Resim 3.11: IPS empress press örnekleri, YÖ; yaşlandırma öncesi, YS; yaşlandırma sonrası.....	45
Resim 3.12: Ivoclar Ep5010 fırını.....	46
Resim 3.13: Hızlandırılmış yaşlandırma; Atlas marka Xenontest Alpha high energy weather device, Chicago USA .....	47
Resim 3.14: Termal döngü ile yaşlandırma; SD Mechatronik Thermocycl.....	48
Resim 3.15: Otoklavda yaşlandırma; Melag Vacuklav 23B+.....	49
Resim 3.16: Renk ölçümlerinde kullanılan spektrofotometre; Lovibond RT Series Reflectance Tintometer.....	50

## TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1: Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri (O'Brien, 2008).....	25
Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan seramik sistemler ve bazı özellikleri.....	40
Tablo 4.1: Hızlandırılmış yaşlandırma testi uygulanan 0.5 ve 1 mm kalınlıktaki seramik sisteminin $\Delta E$ değerleri.....	52
Tablo 4.2: Termal siklus testi uygulanan 0.5 ve 1 mm kalınlıktaki seramik sisteminin $\Delta E$ değerleri .....	54
Tablo 4.3: Otoklavda yaşlandırma testi uygulanan 0.5 ve 1 mm kalınlıktaki seramik sisteminin $\Delta E$ değerleri.....	55
Tablo 4.4: Yaşlandırma uygulamalarının (hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırma) tek yönlü varyans analizi.....	56
Tablo 4.5: Seramik materyallerinin (Zirconia Katana, Prettau anterior ve IPS e-max Press) tek yönlü varyans analizi.....	56
Tablo 4.6: Seramik kalınlıklarının (0.5 mm, 1 mm) tek yönlü varyans analizi.....	57
Tablo 4.7: Zirconia Katana seramik sisteminin yaşlandırma sürecinde renk değişimine yaşlandırma yöntemleri etkilerinin karşılaştırılması.....	57
Tablo 4.8: Prettau Anterior seramik sistemlerinin yaşlandırma sürecinde renk değişimlerine yaşlandırma yöntemleri etkilerinin karşılaştırılması.....	59
Tablo 4.9: IPS e-max Press seramik sistemlerinin yaşlandırma sürecinde renk değişimlerine yaşlandırma yöntemleri etkilerinin karşılaştırılması.....	60
Tablo 4.10: Yaşlandırma uygulamaları (hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırma) ile seramik tiplerinin (Zirconia Katana, Prettau anterior ve IPS e-max Press) iki yönlü varyans analizi.....	62
Tablo 4.11: Yaşlandırma uygulamaları (hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırma) ile seramik kalınlıklarının (0.5 mm ve 1.0 mm) iki yönlü varyans analizi.....	62
Tablo 4.12: Farklı tam seramik tiplerinin (Zirconia Katana, Prettau anterior ve IPS e-max Press) ve kalınlıklarının (0.5 mm ve 1.0 mm) yaşlandırma sürecinde renk değişimlerine etkilerinin iki yönlü varyans analizi.....	63
Tablo 4.13: 0.5 mm kalınlıklarda hazırlanan seramik sistemlerin 3 farklı yaşlandırma yönteminde yaşlandırılmalarıyla ortaya çıkan renk değişimlerinin varyans analizi...64	64
Tablo 4.14: 1 mm kalınlıklarda hazırlanan seramik sistemlerin 3 farklı yaşlandırma yönteminde yaşlandırılmalarıyla ortaya çıkan renk değişimlerinin varyans analizi...65	65

Tablo 4.15: Deney grupları arasındaki istatistiksel belirginliğin tespiti için yapılan 3 yönlü varyans analizi değerleri ( $p>0.05$ ).....	68
Tablo 4.16: 2 farklı kalınlıkta hazırlanan 3 seramik sistemin 3 yaşlandırma yönteminde renk değişimlerinin varyans analizi.....	70





# ÖZET

T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

## FARKLI YAŞLANDIRMA TEKNİKLERİNİN FARKLI KALINLIKTAKİ TAM SERAMİK MATERYALLERİN RENK DEĞİŞİMİ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

**Tuğba TEMİZCİ**

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ/ KONYA-2019

Çalışmanın amacı; üç farklı yaşlandırma yönteminin, iki farklı kalınlıkta hazırlanan üç farklı tam seramik sistemindeki renk değişimi üzerine etkilerini incelemektir.

0.5 ve 1.0 mm'lik kalınlıklarda hazırlanan Zirkonya Katana UTML (ZK), Prettau Anterior (PA) ve IPS-emax pres (EP) tam seramik materyallerine in vitro hızlandırılmış yaşlandırma (AAA) (Atlas Xenontest Alpha high energy weather device, Chicago, USA) ISO 7491, termal siklus (TC) (SD Mechatronik Thermocycler) ISO TR 11450 ve otoklavda yaşlandırma (AA) (Melag Vacuklav 23B+, Berlin, Almanya) ISO 6474-2 standard protokolleriyle yaklaşık 1 yıllık yaşlandırma uygulanmıştır. Test edilen yaşlandırma yöntemlerinin tam seramik örneklerinin renk [(Commission Internationale d'Eclairage) CIE L\*a\*b\*] değişimlerine ( $\Delta E$ ) etkileri spektrofotometre (Lovibond RT Series Reflectance Tintometer UK) ile ölçülmüş, varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan her üç yaşlandırma yöntemi de tam seramik örneklerinde önemli renk değişimine neden olmuştur. Yaşlandırma yöntemleri (AAA, TC ve AA) seramik sistemlerinin  $\Delta E$  değerlerini farklı düzeylerde (0.86-3.60 aralığında) etkilemiştir. En büyük  $\Delta E$  değeri 0.5 mm kalınlıkta hazırlanan TC testi uygulanan EP seramik sisteminde (3.60) belirlenmiştir. 0.5 mm lik EP grubunu harici tutup bir genelleme yapacak olursak yaşlandırma yöntemleri arasında en fazla renk değişimi gösteren yöntem hızlandırılmış yaşlandırma, sonra termal siklus en sonda otoklavda yaşlandırma uygulaması olmuştur. Seramik kalınlıklarının  $\Delta E$  değerlerine etkileri her üç yaşlandırma yönteminde de önemli bulunmuştur. Yaşlandırma uygulamaları ile oluşan  $\Delta E$  değerlerinin çok yönlü varyans analizi sonuçlarına göre yaşlandırma yöntemleri, seramik kalınlıkları ve seramik sistemleri birlikte değerlendirildiğinde istatistikî olarak önemli bulunmuştur. PA seramik sistemine AAA testi

uygulananları dışında, tüm seramik örneklerinde, seramik kalınlığı arttıkça mutlak değer olarak  $\Delta E$  değerlerinin azaldığı belirlenmiştir. Test edilen seramik materyallerin genelinde  $\Delta E$  değerleri klinik olarak algılanabilir düzeyin altında kalmıştır ( $\Delta E < 3.5$ ).

Sonuç olarak, tam seramik örneklerinde in vitro yaşlandırma uygulamalarıyla renk değişimleri karşılaştırılırken uygulanacak yaşlandırma protokolü, seramik tipi ve seramik kalınlığı birlikte değerlendirilmelidir.

**Anahtar Kelimeler: Renk değişimi, Tam seramikler, Yaşlandırma**



## **ABSTRACT**

NECMETTIN ERBAKAN UNIVERSITY

HEALTH SCIENCE INSTITUTE

### **INVESTIGATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT AGING TECHNIQUES ON THE COLOR CHANGE OF FULL CERAMIC MATERIALS AT DIFFERENT THICKNESSES**

**Tuğba TEMİZCİ**

DEPARTMENT OF PROSTHETIC DENTISTRY

PhD THESIS/ KONYA- 2019

The aim of the study is to investigate the effects of three different aging methods on color change in three different full ceramic systems prepared in two different thicknesses.

Zirconia Katana UTML (ZK), Prettau Anterior (PA) and IPS-emax press (EP) prepared in 0.5 and 1.0 mm thickness were tested by in vitro accelerated aging (AAA) (Atlas Xenotest Alpha high energy weather device, Chicago) ISO 7491, thermocycling, (TC) (SD Mechatronic Thermocycler) ISO TR 11450 and autoclave aging (AA) (Melag Vacuklav 23B +, Berlin, Germany) ISO 6474-2 standard protocols. The effects on the color (CIE L\* a\* b\*)] changes ( $\Delta E$ ) were determined by spectrophotometer (Lovibond RT Series Reflectance Tintometer UK) of all-ceramic samples of the tested aging methods and evaluated by analysis of variance (ANOVA).

All three aging methods used in our study also resulted in significant color difference in full ceramic samples. Aging methods (AAA, TC and AA) affected the  $\Delta E$  values of ceramic systems at different levels (in the range 0.86-3.60). The largest  $\Delta E$  value was prepared in 0.5 mm thickness and was determined in EP ceramic system (3.60) with TC test. If a generalization is made excluding the 0.5 mm EP group, among the methods of aging, the most color change method was accelerated aging, then the thermal cycling was finally autoclave aging. The effects of ceramic thickness on  $\Delta E$  values were found to be significant in all three aging methods. According to the results of multivariate analysis of variance of  $\Delta E$  values formed by aging applications, aging methods, ceramic thickness and ceramic systems were found statistically significant. In addition to the AAA test applied to PA ceramic system, it was determined that  $\Delta E$  values decreased in absolute value as the ceramic thickness increased in all ceramic samples. In general, the  $\Delta E$  values of the ceramic materials tested were below the clinically detectable level ( $\Delta E < 3.5$ ).

As a result, aging protocol, ceramic type and ceramic thickness should be evaluated together when comparing color changes with in vitro aging applications in full ceramic samples.

**Key Words: Aging, All-ceramics, Color differences**



## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde hekim ve hastaların beklentileri arttığı için; estetik, biyouyumlu ve uzun sürelerle kullanılabilen tam seramik restoratif materyaller ön plana çıkmaktadır (Douglas ve Brewer, 1998; Conrad ve ark.,2007). Bununla birlikte seramik materyallerin kırılğan, sınırlı çekme direncine sahip olmaları ve zamanla gerilimlere karşı dayanıklılıklarını yitirebilmeleri gibi bazı dezavantajları vardır (Yoshinari ve Dérand, 1994). Dental seramiklerin kırılmalara karşı koyma niteliklerini arttırmaya yönelik yapılan çalışmalarda; cam infiltre seramikler, zirkonya destekli alümina, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler ve yoğun sinterlenmiş zirkonya bazlı seramikler kullanılmaya başlanmıştır (Triwatana ve ark., 2012). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş IPS e.max Pres (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu kapsamda geliştirilmiş olup ısıyla preslenmiş tam seramik materyaldir. Dayanıklı, biyouyumluluğu yüksek ve estetik bir materyaldir. CAD/CAM (ComputerAided Design/Computer Aided Manufacturing) sistemleri arasında, yitrium stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) ile fabrikasyon olarak üretilmiş renkli zirkon bloklardan oluşan Katana (Noritake Dental Co, Nagoya, Japonya) da iyi estetik ve mekanik özelliklerinden dolayı tercih edilmektedir (Dikicier ve ark., 2014). Zirkonzahn prettau (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya) sistemi ise bir CAD/CAM sistemi olmadığından mekanik yöntemle üretilir. Frezeleme işlemi teknisyen tarafından manuel olarak gerçekleştirilir (Medicalexp, 2018).

Son yıllarda estetik, doğal ve biyouyumlu tam seramik restorasyonlar daha popüler hale gelmiştir. Doğal dişler ile seramik restorasyonlar arasında renk uyumunun sağlanması ve bu uyumun uzun süreli korunması estetik başarının önemli kriterlerinden biri olarak kabul edilmektedir (Kelly ve Benetti, 2011). Klinisyenler, estetik beklentinin arttığı durumlarda ışık geçirgenliği yüksek tam seramik materyalleri tercih etmektedirler (Türken, 2016).

Tam seramik restorasyonlarda alt yapı materyali kalınlığı restorasyonun son rengini etkileyebilir ve ışık altında farklı renklere görünmesine de sebep olabilir (Lee ve ark., 2007).

Dental araştırmalarda, renk değişikliklerini değerlendirmek için CIE L\* a\* b\* sistemi (Uluslararası Lezyon Komisyonu) yaygın olarak kullanılmaktadır (Douglas, 2000; Heydecke ve ark., 2001; Uludag ve ark., 2007). Bu sistem rengi, bir spektrofotometre ile alınan spektral yansıma ölçümlerinden elde edilen üç koordinat değeri (L\* a\* b\*) ile tanımlar. Üç değer, üç boyutlu renk alanındaki renk konumunun sayısal bir tanımlamasını sağlar. L\* koordinatı, bir nesnenin 'Y' eksenindeki parlaklığını temsil eder, a\* kırmızı veya yeşil (pozitif veya negatif 'X' ekseninde) kroma değeridir ve b\* sarı veya mavi (pozitif veya negatif 'Z' ekseninde) kroma renk değeridir (Shokry ve ark., 2006; Stevenson ve Ibbetson, 2010).

İki örnek arasındaki renk farkı ( $\Delta E$ ) L\*, a\* ve b\* değerlerinden

$$\Delta E = [(L1^* - L2^*)^2 + (a1^* - a2^*)^2 + (b1^* - b2^*)^2]^{1/2}$$

formülü kullanılarak türetilir.

Dış hekimliğinde farklı özellik ve içeriklere sahip çeşitli materyaller kullanılmaktadır. Bu materyaller, estetik ve fonksiyonel görevlerini yerine getirirken, ağız doku ve sıvılarıyla temas halindedir (Türkcan ve Nalbant, 2016). Tüm seramik materyaller kullanıldıkları ağız ortamında, yaşlanma eğilimindedirler. Yaşlanma ise tüm seramik malzemelerin renk değiştirmesine neden olabilir.

Yaşlanma, yapay bir eskime sürecinde uzun süreli ışık, sıcaklık ve neme maruz kalmanın etkilerini simüle eder (Schulze ve ark., 2003). Ağız ortamını taklit etmek için in vitro çalışmalarda farklı yaşlandırma metotları uygulanmaktadır. Hızlandırılmış yaşlandırma ışık, nem, sıcaklık ve/veya kuvvet uygulayarak, kapalı ortamda veya dışarda, dental materyallerin renk ve dayanıklılıklarının ölçümlerinde tercih edilen bir yöntemdir. Bu testlere tabi tutulan porselen sistemler ışık, sıcaklık ve nemli ortam değişimlerine maruz bırakılarak oral evre şartları taklit edilir (al ve ark., 2005). Termal siklus yaşlandırma yöntemi olarak seramik materyalin aşınmasını suyun etkisi ile test etmektedir (Borges ve ark., 2009). Otoklavda yaşlandırma yöntemi de benzer şekilde ağız ortamını in vitro olarak yansıtan, çalışmalarda kullanılan bir yaşlandırma metodudur.

Literatürde yaşlandırma yöntemlerinin seramiklerin dayanımı üzerine etkileri karşılaştırılmış olmakla birlikte yaşlandırma metotlarının karşılaştırılması renk

üzerinde yapılmamıştır. Bu çalışmanın hipotezleri; farklı yaşlandırma yöntemlerinin tam seramik materyalde yaşlandırma uygulamaları arasında farklılığın oluşmayacağı, yaşlandırma testlerinin farklı tam seramik materyallerin renk stabilitelerini etkilemeyeceği, kalınlık ve renk değişikliklerinin tam seramik materyallerin renk stabilitelerini etkilemeyeceği yönünde kurulmuştur. Bir başka ifade ile çalışmadaki hipotez 2 farklı kalınlıkta hazırlanan tam seramik örneklerinin, 3 farklı yaşlandırma protokolü uygulamalarından sonra, O'Brien (2008) tarafından ortaya konulan 'klinik olarak algılanabilir'  $\Delta E = 3.5$  değerinden daha yüksek renk değişimleri sunmayacağı ve farklı kalınlıklardaki seramik örneklerinin, klinik olarak algılanabilir düzeyin altında kalacağıdır.

Bu in vitro çalışmanın amacı, 3 farklı yaşlandırma yöntemiyle, iki farklı kalınlıkta hazırlanan üç farklı tam seramik sistemine 1 yıllık yaşlandırma protokolü uygulayarak renk değişimine ( $\Delta E$ ) etkisini incelemektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramiklerin Tarihi Gelişimi

Seramik, Yunanca 'keramikos' topraktan yapılma manasındaki sözcükten türemiştir. Yapısı değiştirilmek suretiyle elde edilen en eski inorganik materyal niteliğine sahip porselenler, başlangıçta M.Ö. 50'de Çin'de geliştirilmiştir (Jones, 1985).

Porselen, küçük deniz kabuğu anlamında 'porcella' kelimesinin değişimiyle türetilmiştir. Dental porselen kavramı, 'dental seramik'lerin alt gruplarını ifade eder. Dental porselenler, içerisinde farklı kristal partikülleri bulunduran cam matris olup, dayanıklı ve camsı seramiklerdir. Bu camsı materyaller, amorf, zayıf, düzensiz bağlar içeren ve transparan yapılar olarak tanımlanır. Kristal materyaller ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahip daha dayanıklı yapılar olarak tanımlanır (Van Dijken, 1999).

Seramikleri protetik tedavide ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı Duchateau kullanmıştır. 1774 yılında Eczacı Alexis Duchateau ile diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant, porselen yapay dişlerin üretimini ilk defa gerçekleştirmişlerdir (Maloney, 2009).

1806 yılında, Giuseppangelo Fonzi, 'terrometalik' diye adlandırdığı total protezler için platin pinler gömülü porselen dişleri kişisel olarak üretmiştir. 1838 yılında, Elias Wildman, vakumlu fırınlamayı ilk kez kullanarak porselenin renk ve translüsentliğinin geliştirilmesinde liderlik etmiştir.

1886 yılında A.E. Matteson, ilk estetik porseleni altın alt yapılı olarak geliştirmiştir.

1889 yılında Dr. Charles Land, porselenin sabit protezlerde kullanımına öncülük ederek jaket kron patentini almıştır (Wolfart ve ark., 2003).



1950 yılında porselenin yapısına lösit eklenmesiyle, genleşme katsayısı; altın ilavesi ile de alt yapı metaline bağlanma kuvveti arttırılmıştır (Kelly ve ark., 1996).

1958 yılında Vines ve çalışma ekibi tarafından estetik materyallerde, özellikle tam seramik kronlarda ışık geçirgenliği sağlaması yönüyle ilk büyük gelişme olan düşük ısıda fırınlanabilme için vakumlu fırınlamaya uygun porselen tozları geliştirilmiştir.

1960'larda Weinstein ve arkadaşları, vakumlu fırınlama ile porselenin altın alaşımlara bağlanabileceğini tespit etmiştir. Tüm bunların yanında vakum altında fırınlanabilen daha ince partiküllü seramik tozlarının geliştirilmesi estetik diş hekimliğindeki önemli gelişmelerden biri olarak kabul edilir (McLean, 2001).

1962'de, %11-15 oranında potasyum oksit içeren porselen tozu ile desteklenmiş, uzun dönem estetik ve klinik başarısı yüksek metal destekli restorasyonlar geliştirilmiştir.

1963'te ilk ticari porselen, Vita Zahnfabrik tarafından üretilmiştir.

1965'de McLean ve Huges, %40-50 alümina içeren bir alt yapı seramiği kullanıldığında porselenin kırılma direncinde önemli derecede artış sağlandığını bildirmişlerdir (Wildgoose ve ark., 2004).

1972'de Southan ve Jorgensen, 'refraktör day' materyalinin geliştirilmesi ile restorasyonun fırına taşınabilmesi için bir platin yaprak gerekliliğini ortadan kaldırmıştır (Hondrum, 1992).

1984 yılında camın kontrollü kristalizasyonu ile oluşan, dökülebilir bir cam seramik olan Dicor materyali üretilmiştir (McLean, 2001). Ancak, döküm esnasında porözite oluşması nedeniyle başarısızlık görülebildiğinden Dicor materyalinin, yüksek strese maruz bölgelerde kırılma riski fazla bulunmuştur (Sjögren ve ark., 1999).

1990'ların başında ısı ve basınç altında şekillendirilebilen bir cam seramik olan IPS Empress geliştirilmiş, 1990'ların sonunda kırılma direnci daha yüksek ve hacimce %70 lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II geliştirilmiştir (Kalaycı, 2014).

IPS e-max Press ise 2005 yılında geliştirilen; preslenebilir ingotlara sahip %70 lityum disilikat içerikli bir cam porselen materyalidir. Sistemin Empress ve Empress II sistemlerinden farkı, dört farklı opasiteye sahip ingotları sayesinde estetik ve direnç bakımından daha üstün olmasıdır (Albakry ve ark., 2003).

Tam seramik restorasyonlar için ideal alt yapı malzemesi arayışında gelinen son nokta yitrium tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramiklerdir. Y-TZP, biyouyumlulukları ve üstün mekanik özelliklerinden dolayı diğer alt yapı seramik materyallerine oranla daha popüler hale gelmektedir.

1986'da Duret, dental restorasyonlarda CAD-CAM (ComputerAided Design-Computer Aided Manufacturing) tekniğini geliştirmek suretiyle seramik üretiminde yeni bir dönem başlatmıştır.

Zirkonya restorasyonlarda, zirkonya alt yapı ile veneer porselen arasındaki bağlantıda kopmalar ve veneer porseleninde kohesiv kırılmalar görülebilmektedir (Triwatana ve ark., 2012). Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için veneer porselene ihtiyaç duymadan, tek bir materyalden CAD/CAM sistemleri ile üretilen monolitik zirkonyum kronlar geliştirilmiştir. Klinikte kullanım alanı oldukça geniş olan monolitik zirkonyum kronlar, mekanik özellikleri üstün restorasyonlardır (Marchack ve ark., 2011).

## **2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı**

Seramik, bileşiminde değişik türde silikatlar, alüminatlar, su, bir miktar metal oksitler ile alkali ve toprak alkali bileşikler bulunan bir materyaldir. Silikon ve atom kombinasyonu nonkristalin yapıda olmakla birlikte buradaki oksijen atomları esas matriks yapısında olup, ortamdaki küçük silikon atomları aradaki boşluklara yerleşir. Seramik kristalindeki atom bağlar hem iyonik hem de kovalent karakterlidir. Böylece

bu güçlü bağlar sayesinde seramik sert, ısı ve kimyasal maddelere karşı dirençli, elastisite modülü yüksek hale gelir (Akın, 1983).

Dental porselen dört oksijen atomu arasına sıkışan bir silisyum atomunun ( $\text{SiO}_4$ ) oluşturduğu Feldspar, Kuartz ve Kaolin olmak üzere 3 esas maddeden oluşmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan porselen; %75-85 feldspar, ( $\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$ ), %12-22 kuartz (silika, kum,  $\text{SiO}_2$ ), %3-5 kaolin (kil) ( $\text{Al}_2\text{O}_3-2\text{SiO}_2-2\text{H}_2\text{O}$ )'den oluşmuştur (Powers 2002).

Cam matriks içerisindeki iyonik ve kovalent yapıdaki bağlar hem yapıya stabilite verir hem de silika ünitelerinin birbirleri ile birleşerek zincir oluşturmalarını sağlar. Atomik bağlar ise termal ve optik olarak seramik bileşime önemli özellikler kazandırır. Özellikle seramik yapının *translucent* özelliği bunlardan biridir. Ancak bu bağlar aynı zamanda yapının düşük derecedeki gerilimlerde bile kırılma olmasına neden olur. Seramik yapının kırılma direncini artırmak için ise cam matriks içerisine lösit ve alüminyum oksit gibi kristal maddeler yerleştirilmiştir (McLean, 1979). Lösit; optik özellikleri, dayanıklılığı, sertliği ve termal genişlemeye etkisi nedeniyle dental porselenlerde önemli bir yere sahiptir (Shillingburg ve ark., 1997; Tinschert ve ark., 2000).

Dental seramiklerin temel yapısını kristal mineraller (feldspat, kuartz, alümina) ve cam matriks (kaolin) oluşturur. Ayrıca akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar ve lüminesans özellik veren maddeler de bulunur (Anusavice ve ark., 2013).

**Feldspar**, cam matriksin şekillenmesini sağlayan düşük erime sıcaklığına sahip materyaldir. Seramiğe doğal bir translüsensi vererek ana yapıyı oluşturur. Feldspat, potasyum alüminyum silikat (potash feldspar) ( $\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$ ) ve sodyum alüminyum silikat (albit) ( $\text{Na}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$ ) bileşiminden oluşur. Minimum %60 oranında bulunur. Birleştirici özelliği vardır. Fırınlama sırasında eriyip kaolin ve kuartzı sarar ve kitlenin bütünlüğünü sağlar (Tiba, 1998; Van Noort, 2013). Potasyum feldspat içerikli seramikler diş hekimliğinde yüksek sıklıkta tercih edilir. Sıcaklık  $1250^\circ\text{C}$ 'den  $1500^\circ\text{C}$ 'ye ulaştığında potasyum feldspat kuartz ve kaolin içerisine difuze olarak cam matriksi oluşturur (Anusavice ve ark., 2013).

**Kuartz**, silika yapısında olup matris içinde doldurucu görevi yapar. Yüksek erime sıcaklığına sahiptir, yapı içerisinde stabiliteyi sağlayarak dayanıklılığı artırır (Anusavice ve ark., 2013). Dental seramiklere fırınlama işlemi sonucu meydana gelebilecek büzülme önler. Erime ısı çok yüksek olduğu için yüksek sıcaklıklarda restorasyonun şeklinin korunmasına destek olmaktadır. %10-30 oranında bulunur (O'Brien, 2002).

**Kaolin**, Çin kili olarak da isimlendirilen, alümina içeren volkanik kayalardan elde edilen bir alüminyum hidrat silikatıdır ( $Al_2O_3.SiO_2.2H_2O$ ), %1-5 aralığında bulunur. Isıya oldukça dayanıklı olmakla birlikte opak olduğundan çok az miktarda kullanılır. Adeziv özelliğinden dolayı kuartz ve feldspar için bağlayıcı görevi yapar. Seramik hamuruna elastikiyet verip elle işlenebilmesini kolaylaştırır (Akın, 1983; Tiba, 1998; O'Brien, 2002; Van Noort, 2013).

Seramikler, kristal ya da cam fazda görülebilirler. Dental seramiklerin mekanik ve optik özellikleri kristal fazın miktarı ve yapısına bağlıdır. Cam fazın daha yoğun olması ışık geçirgenliğinin artmasına neden olur, bileşimin kırık oluşumuna karşı direncini azaltır. Diğer yandan kristal fazın daha yoğun olması mekanik açıdan daha dirençli bir yapı kazandırırken estetik niteliklerin azalmasına neden olur (McLean, 1979; Sakaguchi ve Powers, 2012; Anusavice ve ark., 2013).

Diş hekimliğinde kullanılan feldspar nispeten saf ve renksizdir. Doğal diş tonunu taklit edebilecek renkte restorasyon üretimi maksadıyla metal oksit şeklinde porselenin yapısına renk pigmentleri ilave edilir (McCabe, 1994). Örneğin bakır oksit yeşil, titanyum oksit sarı-kahverengi, demir ve nikel oksit kahverengi, manganez oksit lavender ve kobalt oksit mavi renk oluşumunu sağlar. Zirkonyum, titanyum ya da kalay oksit ilavesi ile opasite elde edilebilir (Sarıkaya, 2007).

Seramiğin bileşiminde, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da bulunabilmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Sakaguchi ve Powers, 2012; Anusavice ve ark., 2013). Akışkanlar ve cam modifiye edici ajanların oluşturduğu viskozite azalmasını ara oksitler sınırlar. Cam modifiye ediciler ile akışkanlar, yumuşama sıcaklığını düşürerek akıcılığı artırır ve böylece dental porselenlerin farklı

sinterizasyon sıcaklıklarında üretilebilmesini sağlarlar. Borik oksit, ağ yapısını silika partikülleri içerisinde şekillendirir ve rijit silika ağ yapısı oluşumunu engelleyerek cam yapının yumuşama sıcaklığını düşürür. Borik oksit ( $B_2O_3$ ), cam modifiye edici olarak kullanılır, viskoziteyi düşürür, yumuşama sıcaklığını azaltır, kendi cam ağ yapısını şekillendirir. Alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) cam yapı içerisindeki fonksiyonu ise çok karmaşıktır. Gerçek bir cam şekillendirici olmamasına karşın, ağ yapı içerisinde yer alarak viskozite ve yumuşama sıcaklığını değiştirir (Anusavice ve ark., 2013).

### 2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Gün geçtikçe çeşitliliği artan dental seramikler, farklı araştırmacılar tarafından farklı şekilde sınıflandırılmaktadır

*Fırınlama Isılarına Göre Sınıflandırma* (Shillingburg ve ark., 1997):

1. Yüksek ısı seramikleri (1300-1400°C)
2. Orta ısı seramikleri (1100-1300°C)
3. Düşük ısı seramikleri (850- 1100°C)
4. Ultra düşük ısı seramikleri (>850°C)

*Üretim Tekniklerine Göre Sınıflandırma* (Rosenblum ve Schulman, 1997):

1. Metal destekli restorasyonlar
2. Tamamı seramik restorasyonlar
  - a. Geleneksel (toz/likit karışımı) restorasyonlar
  - b. Dökülebilir seramikler
  - c. Frezlenebilir seramikler
  - d. Preslenebilir seramikler
  - e. İnfiltrasyon seramikler
  - f. Bilgisayar desteği ile üretilen seramikler

*Alt Yapı Materyallerine Göre Sınıflandırma* (Conrad ve ark., 2007; Kalaycı, 2014):

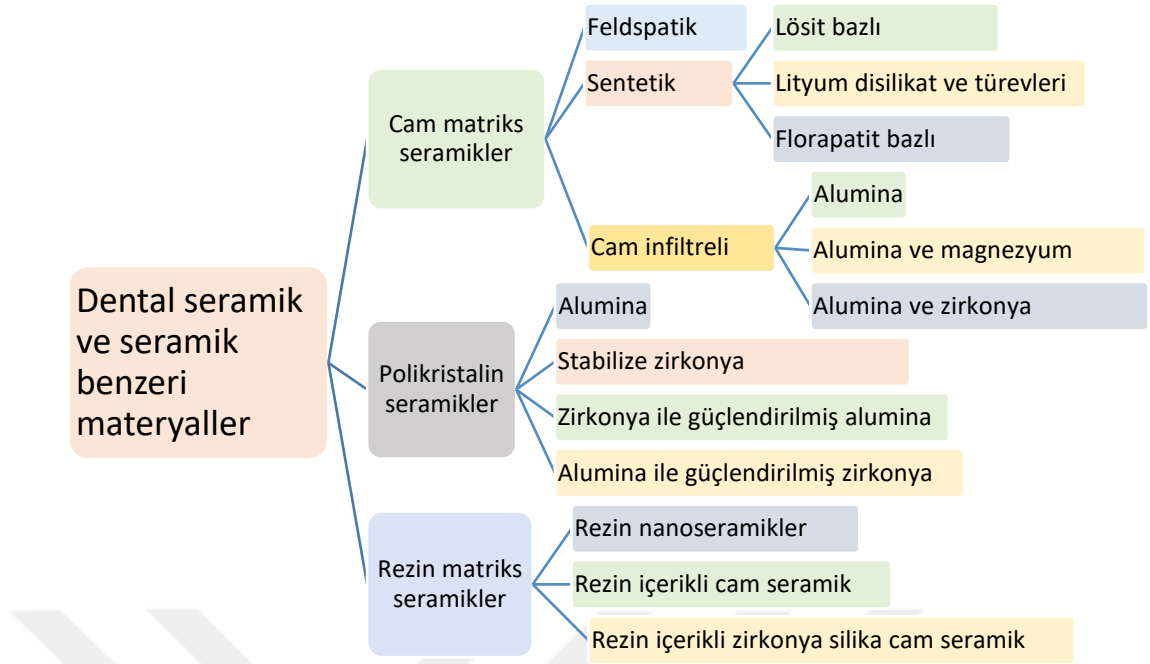
1. Cam Seramikler

- a. Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
- b. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
- c. Feldspatik seramikler

2. Alumina Esaslı Seramikler

3. Zirkonya Esaslı Seramikler

Gracis ve ark. (2015)'na göre tüm seramik malzemeler için sınıflandırma sistemleri, iletişim ve eğitim amaçlı olarak yeni materyalleri içerecek şekilde sürekli revizyonlar ve güncellemeler yapılmasını gerektirmektedir. Bu yeni sınıflandırma sistemi, seramik restoratif malzemeleri üç gruba ayırmaktadır: (1) cam-matriks seramikleri, (2) polikristalin seramikler ve (3) rezin-matriks seramikleri (Resim 2.1). Alt gruplar her grubun kompozisyonları ile birlikte tanımlanmış olup, yeni geliştirilen materyallerin hali hazırda var olan alanda ana grubu içerisine yerleştirilmesi mümkündür. Seramik materyaller fazları veya kimyasal kompozisyonlarında bulunan fazlarına dayalı olarak tasnif edilmektedir. Bu nedenle, tam seramik bir materyal, bir cam matriks fazının bulunmasına (cam-matriks seramiği) veya bulunmamasına (polikristalin seramikler) veya malzemenin seramik parçacıkları ile yüksek oranda doldurulmuş bir organik matriks içerip içermediğine (rezin-matriks seramikler) göre sınıflandırılır.



**Resim 2.1:** Tüm seramik ve seramik benzeri materyaller için önerilen sınıflandırma sistemi (Gracis ve ark., 2015).

## 2.4. Zirkonyum

Zirkonyum, sembolü Zr, atom ağırlığı 91.22 g/mol, atom numarası 40 olan bir elementtir. Zargon altın rengi anlamındadır. İlk olarak 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından kullanılmıştır. Bazı madenlerin ısıtılması sonucunda reaksiyon ürünü olarak bulunmuş ve toprak elementleriyle birlikte uzun süre seramik pigmenti olarak kullanılmışlardır (Piconi ve Maccauro, 1999). Doğada serbest metal olarak hiçbir zaman tek başına bulunmaz. Çok farklı bileşikler halinde bulunabilir. Bilinen mineralleri zirkonyum oksit ve zirkonyum silikat olup en önemlisi zirkonyum oksit bileşiğidir. Zirkonyum silikatın diğer adı “zirkon”, zirkonyum oksitin diğer adları ‘zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit’ tir (Piconi ve Maccauro, 1999; Polat ve ark., 2008).

Zirkonyum, polikristalin seramik yapısında, cam component içermeyen bir materyaldir. Saf zirkonyum stabilizasyon oksitlerinin CaO, MgO, CeO<sub>2</sub> ve Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> eklenmesiyle çok fazlı parsiyel olarak stabilize zirkonyum (PSZ) olarak bilinen materyallerin üretimini sağlar (Uludamar ve ark., 2011).

Oda ısısında hacimsel genişlemeyi kontrol etmek ve tetragonal fazda tutmak için saf zirkonyuma yitrium oksit eklenir ve yitrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) oluşturulur. Y-TZP, kısmen yüksek başlangıç esneme dayanıma sahip zirkonyumu stabilize eder ve böylece kimyasal ve boyutsal stabilite, kırılma direnci ve yüksek mekanik dayanım sağlar. Y-TZP, diğer kombinasyonlardan daha üstün mekanik özelliklere sahiptir. Bu, güncel medikal kullanım için düşünülen zirkonyum tipidir (Conrad ve ark., 2007).

Yitrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonyum, yüksek dayanım gücü, artmış estetik özellikleri ve biyolojik olarak uyumlu olma nitelikleriyle çok üyeli posterior köprülerde metal alaşımlarına önemli bir alternatiftir. Kırılma ve esneme direnci feldspatik porselenden yaklaşık 6 kat, alüminadan ise yaklaşık 2 kat daha güçlüdür. Zirkonyanın bükülme direnci, 800-1000MPa aralığındadır. Bu değer, diğer seramiklere göre çok büyüktür (Chevalier, 2006).

Zirkonya, polimorfik bir materyaldir. Benzer kimyasal özelliklere sahip, monoklinik(M), kubik(C), ve tetragonal(T) olmak üzere üç formda bulunur (Swab, 1991).

Zirkonya, tetragonal-monoklinik faz transformasyonuna bağlı olarak, yüksek direnç ve kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özelliklere sahiptir. Saf zirkonyum, düşük termal iletkenliğe sahip bir materyaldir. Kaynama sıcaklığı 4409°C, erime sıcaklığı 1855°C'dir (Piconi ve Maccauro, 1999). Oda sıcaklığında monoklinik fazda olup 1170°C'ye kadar stabildir. 1170°C-2370°C arası tetragonal fazken, 2370°C - 2680°C arası kübik fazdır (Piconi ve Maccauro, 1999).

#### **2.4.1. Zirkonyumun Mekanik ve Fiziksel Özellikleri**

Zirkonyum, birçok ortamda titanyum ve paslanmaz çelikten daha dayanıklıdır (Blatz, 2002). Zirkonyumun en önemli mekanik özellikleri; yüksek kırılma direnci, dayanıklılık, korozyona dirençli olması ve uzun dönem renk stabilitesidir (Raigrodski, 2004).



In vitro çalışmalarda zirkonyum materyalinin esneklik dayanımı 900-1200MPa (Luthardt ve ark., 2004), kırılma dayanımı 7-10MPa, elastiklik modülü yaklaşık 200MPa olarak belirlenmiştir (Piconi ve Maccauro, 1999).

Y-TZP, kısmen stabilize olduğundan oda sıcaklığında tetragonal fazda olsada iç yapısında monoklinik faza dönüşmek için yeterli bir enerji barındırır. Y- TZP yapısında gerilim stresi veya herhangi bir kuvvet sonucu, çatlak oluşmaya başladığında, tetragonal kristaller monoklinik faza dönüşmeye başlar ve böylece %3-5'lik bir hacim artışı olur. Meydana gelen bu hacim artışı sonuç olarak sıkıştırıcı stresler oluşturmak suretiyle çatlağın ilerlemesini engeller. Bu duruma 'Dönüşüm Sertleşmesi' (transformation toughening) denir ve Y-TZP'ye üstün mekanik özellikler kazandırır (Denry ve Kelly, 2008).

"Düşük ısılarda bozulma" (low temperature degradation) fenomenine göre, zirkonyanın kendi yapısındaki zirkonya kristallerinin, düşük ısı ve özellikle suyun bulunduğu durumlarda, kendiliğinden tetragonal fazdan daha zayıf olan monoklinik faza geçmesiyle materyalin fiziksel özellikleri zayıflar (Al-Amleh ve ark., 2010).

Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümün miktarını sıcaklık, rezidüel stresler, stabilize edici ajanın tip ve yoğunluğu, partiküllerin büyüklüğü ile yaşlandırma işleminde kullanılan kimyasalların uygulanma süresi etkiler (Piconi ve Maccauro, 1999). Materyalin düşük ısılarda bozulmaya karşı direncini, düşük partikül boyutuna sahip oluşu ve daha stabil olan  $Y_2O_3$  içeriğindeki artış sağlamaktadır (Chevalier ve ark., 1999).

Zirkonyumdaki bu faz dönüşümünü kontrol altına alabilmek ve oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil tutabilmek için, saf zirkonyuma metal oksitlerden alüminyum, kalsiyum, magnezyum, seryum ve yitrium ilave edilir. Bu metal oksitlerin ilavesi tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrolünü sağlar. Biyomedikal uygulamalarda 3 ana tipi kullanılır (Denry ve Kelly, 2008). Bunlar yitrium ile güçlendirilmiş zirkonya polikristali (Y-TZP), magnezyum ile güçlendirilmiş kısmi stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA)'dır (Sakaguchi, 2006).

#### 2.4.2. Yitriyum-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Diş hekimliğinde en sık kullanılan 3 mol yitriyum ( $Y_2O_3$ ) katkılı tetragonal yapıdaki zirkonyadır (Y-TZP) (Sakaguchi, 2006). %3 mol  $Y_2O_3$ , zirkonyanın istenmeyen faz değişimini engeller ve oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmasını sağlar ve böylece genişmesi önlenir (Kalaycı, 2014).

Restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillenmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterlemeyle veya tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesiyle (hard machining) üretilebilirler (Denry ve Kelly, 2008).

Zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda tutan faktörler;  $Y_2O_3$  içeriği, tanecik boyutu ve işlem sıcaklığıdır (Piconi ve Maccauro, 1999).  $Y_2O_3$  konsantrasyonuna bağlı kritik bir tanecik boyutu vardır. Fazlar arasında oluşan transformasyon oranı 1  $\mu m$ 'den küçük partikül büyüklüğünün artmasıyla azalır. Partikül büyüklüğü 0.2  $\mu m$  civarında olduğu durumlarda ise fazlar arası transformasyon bozulur. Dolayısıyla yapının gren büyüklüğünde belirleyici rolü olan sinterleme koşulları, zirkonyanın mekanik özelliklerini belirleyen önemli parametrelerden birisidir.

#### 2.4.3. Diş Hekimliğinde Zirkonyumun Üretim Şekilleri

Sinterleme bir kavram olarak, yüksek sıcaklıklarda partiküllerin birbirine bağlanması ve gözenekli yapıdaki kütlede yüzey alanının küçültülmesi, partikül temas noktalarının büyümesine bağlı olarak gözenek şekli ile hacimce küçülmesine sebep olan ısı işleme verilen addır. Diş hekimliğinde zirkonyum; tam sinterize, yarı sinterize veya green stage hazır bloklardan kazıma yöntemleri ile üretilebilir. Aynı kimyasal kompozisyondaki zirkonyum bloklar, materyalin elde edilme yöntemine göre farklı bükülme dirençleri gösterebilirler. Sinterleme süreci, zirkonyum alt yapı materyali fiziksel özelliklerini de etkiler (Denry ve Kelly, 2008).

#### **2.4.4. Green Stage Zirkonya**

Seramik tozlarının ısı uygulanmadan, özel bağlayıcılar kullanılarak preslenmesiyle hazırlanır. Tebeşir gibi yumuşak ve kolay işlenebilir. Kuru ortamda elmas ve tungsten karbid frezlerle şekillendirilebilir. Sinterlenmemiş pöröz zirkonya, sinterleme işleminden sonra yaklaşık %20-30'luk bir oranda büzüleceğinden bu küçülmeyi kompanse etmek amacıyla nihai boyutlarından %20-25 daha büyük hazırlanır (Sundh ve ark., 2005).

#### **2.4.5. Pre-Sinterize Zirkonya**

Green zirkonya blokların 500°C'de yaklaşık 30 dk fırınlanmasıyla elde edilir. CAD-CAM sisteminde ham şekillendirme işlemi "green machining" olarak adlandırılır. Zirkonyum tozu basınçsız halde preslenerek hazırlanan sinterlenmemiş bloklara uygulanır. Nihai boyutundan daha büyük boyutta hazırlanan alt yapı, aşındırma sonrasında basınçsız olarak 1350°C-1500°C arasındaki sıcaklıklarda sinterlenir. Sinterlenmemiş haldeki pöröz zirkonyum sinterlenme sonrasında yaklaşık %20 büzülerek yoğunlaşır ve dayanıklı hale gelir. Bu zirkonyum bloklar, dry pressed zirkonya ya da non-HIP zirkonya olarak da isimlendirilirler (Sundh ve ark., 2005).

#### **2.4.6. Sinterize Zirkonya**

Yüksek yoğunluktaki sinterlenmiş prefabrike zirkonyum bloklardan restorasyonla esas boyutuna şekillendirilebilirler. Materyal yaklaşık 1300°C'de sinterlendikten sonra partikül yoğunluğu artırılmak amacıyla 1400°C-1500°C aralığında 1000 barın üzeri bir basınçta genellikle argon gazı kullanılan izostatik bir ortamda ısıtılır. Sinterlenip basınca maruz kalan ve gri-siyah renk alan Y-TZP'nin oksitlenerek beyaz renk kazanması için açık havada ısıtılması gerekir. Bunlar HIP zirkonyum bloklar olarak da adlandırılabilir (Sundh ve ark., 2005).

Zirkonyum sinterlenmesinde en yaygın metod 2-4 saat, 1350°C-1600°C arasındaki sıcaklıklarda konvansiyonel fırınlamadır. Fırının bu sıcaklığa erişip fırınlamadan sonra soğuması için toplam 10-12 saatlik bir süre gerekir. Vakum fırınları bu yönteme alternatif olarak kullanılabilir gibi, mikrodalga (Almazdi ve ark., 2012) ve spark plazma ile sinterleme (Tsukada ve ark., 2014) metotları da tanıtılmıştır.

Nihai sinterizasyon sıcaklığı veya ısıtma yöntemi gibi farklı sinterizasyon koşullarında materyalin fiziksel veya mekanik özelliklerini etkileyebilir (Stawarczyk ve ark., 2013). Final sıcaklık derecesi ile bu sıcaklıkta bekletme süresi; zirkonyumda translusensi, porözite, yoğunluk ve gren boyutu gibi nitelikleri etkileyen faktörlerdir (Ebeid ve ark., 2014).

## **2.5. Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi**

ZrO<sub>2</sub> alt yapılar; CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) ve /veya MAD/MAM (Manuel Aided Design/Manuel Aided Manufacturing) sistemlerle elde edilirler.

### **2.5.1. CAD/CAM Sistemleri**

Tüm CAD/CAM sistemlerinde bilgisayarlı yüzey taraması (Computer surface digitization-CSD) yapılmak suretiyle ağız ortamından diş preparasyonu, mevcut dişin geometrisinin belirlenmesi gibi bilgi elde edilip kaydedilmesi, alt yapı tasarımı (CAD), alt yapının üretim (CAM) aşamaları olmak üzere 3 bileşenden oluşur. Çeşitli CAD/CAM sistemlerine göre ağız ortamı verilerinin bilgisayar ortamına aktarılma yöntemleri farklılıklar gösterebilir (Suttor ve ark., 2001). Ölçü işlemi gerektirmeme, hasta başında harcanan sürenin kısılması, hasta-hekim-operasyon bölgesi ve dental teknisyen arasındaki çapraz kontaminasyon riskinin azalması bu sistemlerin avantajları arasında sayılabilir (Türken, 2016).

Ülkemizde 8 farklı CAD-CAM cihazı zirkonya bloklarını kazımak için kullanılmaktadır. Bunlar;

1. Cerec – Sirona Dental
2. Cercon – DeguDent
3. Procera- Nobel Biocare
4. Precident- DCS
5. Lava- 3M Espe
6. Everest- KaVo
7. Hint- Els GmbH
8. Zeno Tech- Wieland' dır (Yalım ve Türker, 2012).

### **2.5.2. MAD/MAM Sistemleri**

Zirkonya alt yapılar, MAD-MAM prensibinde, elde tasarım ve kazıma yapılmasıyla da üretilebilir. Seramiğin doğrudan işlenmesi, zirkonyadan yapılmış yarı sinterlenmiş poröz haldeki blokların aşındırılması ile genişletilmiş alt yapıların şekillendirilmesine dayanır. Şekillendirme sonrasında tüm kitle sinterlenir ve homojen bir büzülme sağlanır (Mörmann ve Bindl, 2002). Restorasyon alt yapısının modelajı, refrakter model üzerinde, rezin esaslı bir materyalle yapılır. Ardından cihaza taşınan modelin yüzeyi mekanik bir sensör veya lazerle taranır. Veriler sinterleme büzülmesini karşılayacak şekilde hesaplanır, aşındırma cihazına iletilir ve blok bu ölçülere uygun şekillendirilir. Sinterizasyonla kitlenin gerçek boyutlarına ulaşması sağlanır (Yavuzılmaz ve ark., 2005).

MAD-MAM Sistemleri Zirkozahn ve Ceramill olmak üzere iki grupta incelenebilmektedir (Yalım ve Türker, 2012).

### **2.6. Diş Hekimliğinde Renk**

Brewer ve ark. (2004) rengi, bir cisim ile ışık enerjisinin fiziksel etkileşimine verilen psiko-fiziksel bir yanıt olarak tanımlar, gözlemcinin subjektif bir deneyimi olarak ifade etmektedir.

Renk algısı, kişisel renk algılama kabiliyeti, ışık şartları, zemin etkisi, renk körlüğü, iki göz arasındaki farklılıklar, göz yorgunluğu ve diğer psikolojik etkenlerden etkilenir. Buna ek olarak her gözlemci kendi deneyimi ve renk referanslarına dayanarak rengi farklı yorumlar.

Rengin algılanması ve başkalarına anlatılması sırasında yaşanan sorunların çözümü, renk standardı ve sayısal değerlerle tanımlama adına geliştirilen renk sistemleri arasında Munsell ve Commission Internationale de l'Eclairage (Uluslararası Bildirim Komisyonu) L\*a\*b\* (CIE) en çok kullanılan sistemlerdir. Günümüzde bilgisayar sistemleri ile sayısal görüntülerin kliniklerde kullanımı, insan gözü tarafından algılanan renk ile benzer mekanizmayı temel alan üç boyutlu renk modelleri, RGB (Red-Green-Blue) gibi renk ölçekleri, diş hekimliği uygulamalarında yer almaktadır (Çal ve ark., 2005).

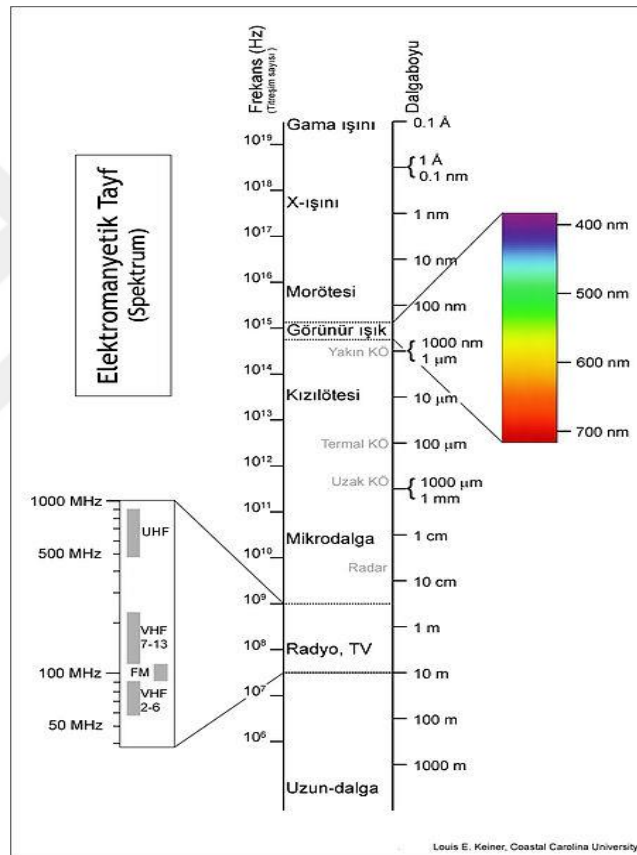
### **2.6.1. Rengin Algılanması**

Fondriest (2003)'e göre rengin algılanması için ışık, obje ve gözlemci arasında bir etkileşim olmasına ihtiyaç vardır.

#### **Işık**

Işık, fiziksel olarak görünür bir elektromanyetik enerjidir, kırıldığında ışık spektrumu oluşur, dalga boyu nanometre (nm) ile ifade edilir. 380-780nm aralığındaki dalga boylarını insan gözü ayırt edebilir. Işık spektrumu kırmızı, yeşil ve mavi-menekşe olmak üzere üç temel renkten oluşurken, ışık geçirmeyen (opak) pigmentlerin temel rengi kırmızı, sarı ve mavidir. (Resim 2.2) Işık, renk algısını sağlayan temel faktördür. Rengin algısı, görünür ışığın çeşitli dalga boylarını absorpsiyonu ve yansıtmasıyla olur. Göze gelen ışık retinada toplanarak impulslar halinde beyne iletilir. Rengin algılanabilmesi için aşılması gereken bir eşik değeri vardır ve ancak bu eşik değeri aşıldığında renk algılanabilir (Fondriest, 2003).

Gün ışığının nicelik ve nitelik olarak değişken bazı fazları renk değerlendirmesi için gerekli temel özelliklere sahiptir (Wozniak, 2005). Dış hekimliğinde renk tayininde standart havanın açık olduğu 21 Haziran gününde, Washington D.C.'de öğle saatlerindeki gün ışığıdır (Mccaslin ve ark., 1999). Standart aydınlatıcı ise 6500°K ışık veren D65 (daylight 65)'tir (Russell ve ark., 2000). Dış hekimliği kliniklerinde ışık kaynağı olarak buna benzer örneğin yumuşak beyaz floresan ışık kullanılması önerilmektedir (Lee ve ark., 2002). Uygun olmayan yoğun aydınlatma şiddeti, adaptasyon güçlüğüne neden olduğundan gözün renk ayırt etme hassasiyetini azaltabilir (Tunçdemir, 2008).



Resim 2.2: Elektromanyetik spektrum (<https://tr.wikipedia.org>)

## Obje

Bir obje üzerine gelen ışığın absorbe edilmesi, geçirilmesi, yansıtılması ile optik görünümü belirlenir. Transparan objelerin yüzey ve densitelerinde ışık absorbe edilir, geçen ışığın dalga boyu algılanan rengi oluşturur. Materyal tam transparan

olduğunda gelen ışık tümüyle geçer, renk beyaz olarak algılanır. Materyal tam opak olduğunda gelen ışık tümüyle absorbe edilir ve renk siyah algılanır. Objeye solit olduğunda gelen ışığın bazı dalga boylarını absorbe ederken bir kısmını da yansıtır. Bu durumda obje, yansıyan ışığın dalga boyu renginde algılanır. Transludent materyal, arkasındaki objelerin görünmesini engeller, ışığı kısmen ve dağıtarak geçirir (Çal ve ark., 2005).

## **Gözlemci**

Renk, gözün ışık-renk dalga boylarındaki titreşimlerin retina üzerinde bulunan reseptör tarafından algılanması ve bu uyarıları beyne göndermesiyle oluşur. Yansıyan ışık retina üzerine gelince, ışığa duyarlı çubuk ve koni şekilli sinir hücreleri uyarılır. Bakılan nesnenin biçimini çubuk hücreleri, siyah-beyaz olarak algılar. Konik hücreler ise retinada rengin algılanmasından sorumlu olup üç tiptir. Her bir konik hücre tipi, kırmızı, yeşil ve mavi rengin algılanmasından sorumludur. Beyinde renk algısı, bu iki tip hücrelerden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesiyle oluşur. Renk spektrumunun orta bölgesindeki renklere retina daha hassastır ve renk skalasındaki tüm renklere aynı hassasiyeti göstermez. En hassas olduğu renk, sarımsı yeşil 550-570 nm dalga boyuna sahip renktir (Köseoğlu, 2018).

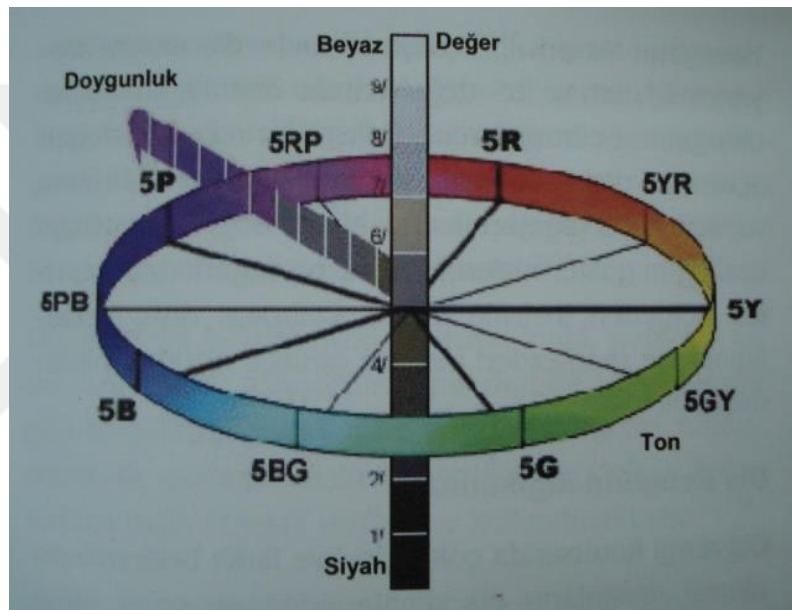
Renk algısının doğruluğu, ışıkla uyarılan retinal alan büyüklüğüne de bağlıdır. Işık yoğunluğu, göz bebeğinin daralıp genişlemesini kontrol eder böylece retinanın ışığa maruz alanını belirler. Göz bebeğinin bu fonksiyonunda yaşlanma, ilaç kullanımı veya hastalıklar gibi nedenlerle değişiklik olması rengin algılanmasında değiştirmektedir (Wozniak ve Moser, 1981).

### **2.6.2. Munsell Renk Sistemi**

İlk renk sistemi 1905'te Albert H. Munsell tarafından geliştirilmiştir. 1945'te son halini almıştır. Munsell renk şeması küre veya silindire benzer. Renksiz ışınlar silindirin merkezindedir (Paravina ve Powers, 2004).



Renkler Munsell renk sisteminde uzaysal olarak silindirik koordinatlarda gösterilir. Bu sistemde Munsell Hue, Munsell Value (lightness) ile Munsell Chroma (saturation) olmak üzere üç değişken vardır. HV/C şeklinde ifade edilir. Value değeri, silindirin ortasından dikey geçen eksen üzerinde belirlenir. En altta siyah, en üstte beyaz olmak üzere gri rengin tonlarını temsil eder. Hue, bu silindirin çevresinde tanımlanmıştır. Bu renk sisteminde hue, mor, mavi, yeşil, sarı, kırmızı olmak üzere beş ana renk ile mor-mavi, mavi-yeşil, yeşil-sarı, sarı-kırmızı, kırmızı-mor beş de ara renge ayrılmıştır. Chroma, merkezden periferine doğru yatay yönde artar (Resim 2.3) (Ulusoy ve Toksavul, 1992; Keyf ve ark., 2009).



**Resim 2.3:** Munnsell Renk Sistemi (Gracis ve ark., 2015).

### **Ana Renk (Hue)**

Hue, rengin ana özelliği olup rengi diğer renklerden ayırır. Hue özelliği rengin kırmızı, mavi, yeşil asıl rengini tanımlar. Emilen ve yansıyan ışınların görünür ışık spektrumunda sahip oldukları dalga boyları Hue değerini tanımlar (Rosenstiel ve ark., 2015).

Fondriest (2003)'e göre diş hekimliğinde ana renk (hue) yaygın olarak Vita klasik renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) A, B, C, D harfleriyle temsil edilir.

## **Parlaklık (Value)**

Fondriest (2003)'e göre parlaklık olarak da isimlendirilir. Value ana rengin renk değeridir. Munsell renk değerini, beyaz-siyah bir skala ile tanımlamıştır. Siyah bölge 0, beyaz bölge 10 ile numaralandırılır. Siyahtan beyaza doğru değişen gri tonları renk değerlerini oluşturur. Parlak objeler daha az oranda gri içerir, düşük değere sahip objeler ise daha koyu görünür ve daha yüksek düzeyde gri içerir.

## **Yoğunluk (Chroma)**

Joiner (2004)'e göre Chroma, renk doygunluğunun ölçüsü olup rengin yoğunluk, güç ve berraklığını tanımlar.

Rengin bu özelliği, bir kova suya bir damla mürekkep damlatılmasıyla açıklanmış, damla sayısı artırdıkça chroma yani yoğunluk özelliğide artmıştır. Vita Classic renk skalasında numaralar büyüdükçe chroma değeri artar (Türken, 2016).

### **2.6.3. CIE XYZ Renk Sistemi**

Commission of Illumination veya Commission Internationale de l'Eclairage (CIE), renk ve görünüm konusunda, standartları belirlemek üzere kurulan bir organizasyondur. 1931 yılında standart aydınlatıcı (A, B, C, D50, D65, E, F) ve standart gözlemci ( $2^\circ$ ,  $10^\circ$ ) tanımları üzerine kurulan CIE XYZ renk sisteminde, standart bir ışık kaynağı ile standart bir gözlemci tanımlanarak insan gözünün verilen bir renge tepkisini yansıtan üç uyarınlı değerlerin hesaplanması sağlanmıştır. Bu renk sistemi iki boyutlu gösterimi esas alır (Bayındır ve Wee, 2006).

Fondriest (2003)'in açıklamalarına göre CIE sistemi, kullanılan 3 parametre (X, Y ve Z) ile CIE gözlemcisinin tanımlanan spektral cevap fonksiyonlarını esas alır. Kırmızı, yeşil, mavi ana renklerinin algısını sağlayan sinirlerin beyne gönderdiği

uyarıların toplamı X, Y, Z değerlerini verir. Bu üç uyarı toplamının uyarı miktarına oranı hesaplanarak renk değeri belirlenir. X, Y ve Z değerleri toplamı rengin görsel algılanma toplamıdır.

Kırmızı rengin algılanma oranı  $X = X / (X + Y + Z)$ ,

Yeşil rengin algılanma oranı  $Y = Y / (X + Y + Z)$  ve

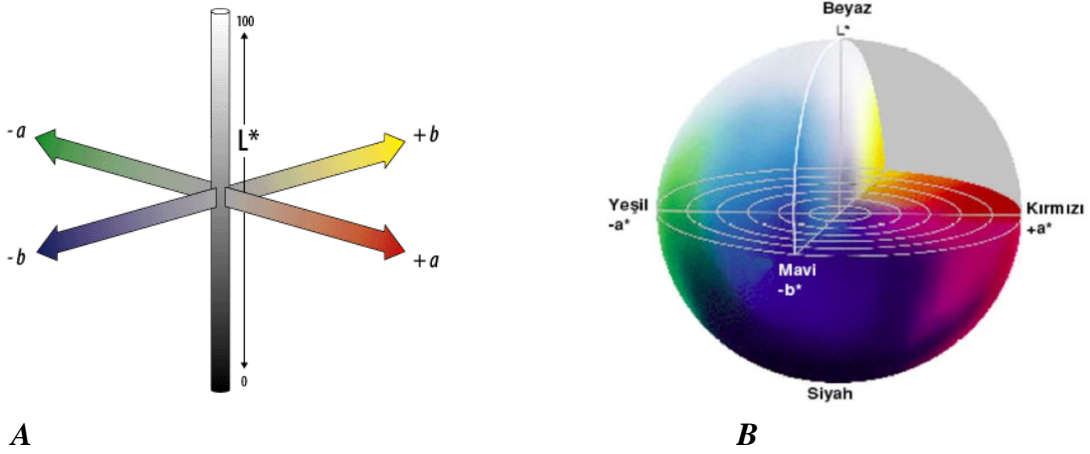
Mavi rengin algılanma oranı  $Z = Z / (X + Y + Z)$ 'dir.

X, Y ve Z değerleri 0 ile 1 arasındadır.  $X=Y=Z= (1/3)$  noktası teorik olarak beyaz renktir. Bu noktadan uzaklaşınca renklerin doygunluğu artar. Bu sistemde oluşturulan, at nalına benzeyen 2 boyutlu şekil 'gamut' olarak adlandırılır. CIE XYZ renk koordinat sistemi algısal olmadığı için rengin tanımlanmasındaki son nokta değildir. Yani XYZ renk yoğunluğu şemasındaki renklerin farkı eşit olarak algılanmamaktadır.

#### **2.6.4. CIE L\*a\*b\* Renk Sistemi**

Joiner (2004)'in bildirdiğine göre uniform bir renk uzayını temsil eden CIE L\*a\*b\* renk sistemi 1976 yılında geliştirilmiş olup halen en popüler renk sistemlerinden biridir.

Munsell renk sistemi ile benzer özellikleri vardır. CIE L\*a\*b\* sistemin avantajı klinik bakımdan yorumlanabilir oluşudur. Bu sistemde renk tespitinde L\*a\*b\* değerleri kullanılır ve bu değerler üçlü uyarı X, Y ve Z değerlerinden hesaplanır. CIE Lab renk uzayı düzenli bir yapıya sahiptir. Tüm renkler üç farklı eksenin kesişerek merkezini oluşturduğu küre içinde yer alır. Bu eksenler L, a ve b eksenleridir (Resim 2.4. A ve B) (Rosenstiel ve ark., 2015).



**Resim 2.4:** A: L, a ve b eksenleri. B: CIE L\*a\*b\* renk küresi (Rosenstiel ve ark., 2015)

Joiner (2004)'in tanımına göre L\* eksenini, rengin açıklık ve koyuluk koordinatlarının belirlenmesini sağlar. Mükemmel siyah rengin L\* değeri 0, mükemmel beyaz rengin L\* değeri de 100'dür. a\* ve b\* değerleri sırasıyla kırmızı-yeşil ve sarı-mavi eksenleri üzerinde belirlenirler. Pozitif a\* değerleri kırmızıya değişimi gösterirken negatif a\* değerleri ise yeşile değişimi gösterir. Benzer şekilde pozitif b\* değerleri sarı renk dizisini gösterirken negatif b\* değerleri de mavi renk dizisini gösterir. Nötr renklerde (beyaz, gri) a\* ve b\* değerleri sıfıra yaklaşır ve renk yoğunlaştıkça bu değerler artar.

Bayındır ve Wee (2006)'nin bildirdiğine göre, CIE standart illuminant (CIE standart aydınlanması) A, B, C, 065 ve diğer aydınlanma türlerinin gerçek spektral güç dağılımları yönünden CIE tarafından tanımlanmasıdır.

A: Moleküler radyasyon, ısısal olarak yaklaşık 2586°K'dir. Doğal optik radyan enerjinin tümünü absorbe eden kurumsal yapıdır.

B: Direkt güneş radyasyonu 4527°K

C: Ortalama gün ışığı

D65: Ultraviyole bölge içeren gün ışığı 6500°K'dir.

CIE sisteminde Delta( $\Delta$ )E: İnsan gözünün algılayabildiği gerçek renk farklılığıdır.

L: Aydınlık

A: Kırmızıdan yeşile renk koordinatı

+a\* : kırmızı yön

-a\* : yeşil yön

+b\* : sarı yön

-b\* : mavi yönü tanımlar (Bayındır ve Wee, 2006).

O'Brien (2008)'e göre CIE L\*a\*b\* renk sisteminde renk değişim büyüklüğü  $\Delta E$  ile ifade edilir.  $\Delta E$  hesaplama formülü:

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}, \text{dir.}$$

$$\Delta E = [(L1^* - L2^*)^2 + [a1^* - a2^*]^2 + [b1^* - b2^*]^2]^{1/2}$$

Bu formüldeki  $\Delta L^*$ ,  $\Delta a^*$  ve  $\Delta b^*$  iki örneğin  $L^*$ ,  $a^*$  ve  $b^*$  parametreleri arasındaki farklılıktır (Tung ve ark., 2002; Yuan ve ark., 2007; Yui ve ark., 2008; Kim-Pusateri ve ark., 2009; Rattacaso ve ark., 2011).  $\Delta E$  değerlerinin yorumlanabilmesi için farklı materyaller üzerinde birçok araştırma yapılmış ve renk farkının algılanabilirlik (perceptibility) ve kabul edilebilirlik (acceptability) tolerans değerleri belirlenmeye çalışılmıştır. Bazı araştırmacılar renk değişiminin 3.7  $\Delta E$  birimden (Seghi ve ark., 1986; Hekimoğlu ve ark., 2000; Sproull, 2001) bazıları 1  $\Delta E$  birimden (Johnston ve Kao, 1989; Paravina ve Powers, 2004), bazıları 3  $\Delta E$  birimden (Douglas ve Przybylska, 1999; Zhang ve ark., 2000), bazıları ise 3.3  $\Delta E$  birimden (Schulze ve ark., 2003) fazla olması gerektiğini ifade etmektedir. O'Brien ise kabul edilebilir  $\Delta E$  değerlerini sınıflamış ve renk farklarının klinik olarak yorumlanmasını sağlamıştır (Tablo2.1).

**Tablo 2.1:** Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri (O'Brien, 2008).

<b>Renk farkı (<math>\Delta E</math>)</b>	<b>Klinik renk eşleşmesi</b>
<b>0-0.5</b>	Kusursuz
<b>0.5-1</b>	Mükemmel
<b>1-2</b>	İyi
<b>2-3.5</b>	Klinik olarak kabul edilebilir
<b>&gt;3.5</b>	Uyumsuz eşleşme

Toplam renk değişimini ifade eden  $\Delta E$  değerinin büyük olması iki örnek arasındaki renk değişiminin fazla olduğunu ifade etmektedir (Özcan, 2008).

Douglas (2000)'a göre,  $\Delta E < 1$  olduğunda renk değişimi insan gözüyle tespit edilemez,  $\Delta E < 2$  iyi, nesnelere eşleştirmeye karar verilirken  $\Delta E > 3.7$  eşik değerleri, intraoral ortamda 'klinik olarak ayırt edilebilir' bir renk farkıdır.  $\Delta E = 3-5$  aralığındaki değerler eğitimsiz gözlemciler tarafından bile algılanabilirken,  $\Delta E > 5$  değeri 'kabul edilemez' ve restorasyon tekrarlanmalıdır.

## **2.7. Işık ve Renk Terimleri**

### **2.7.1. Metamerizm**

Belirli bir ışık kaynağında aynı görünmekle birlikte, ışın dağılımı farklı iki renk metamer, bu olay da metamerizm olarak tanımlanır. Metamer niteliğe sahip cisimler aydınlanma şartları değiştiğinde birbirleriyle aynı renkte görünmezler. Renk seçimi, biri güneş ışığı altında olmak üzere iki veya daha fazla çeşitli ışık kaynakları altında, klinik ve laboratuvar ortamları arasında aydınlatmada bir standardizasyon sağlanarak yapılmalıdır. Rengin seçiminde, çevresel faktörlerle aydınlatma çok önemlidir. Işık kaynağı değişince, cisimden yansıyan ışık değişir, sonuç olarak renk farklı algılanır. Kırmızı-sarı spektrum parlak ışık altında ön plana çıkar; mavi-yeşil renk floresan ışık kaynağı altında baskın olarak algılanır. Günün farklı saatlerinde doğal güneş ışınımı değişir. Öğle vakti mavi, sabaha karşı ve akşam üstüde kırmızı-turuncu görünür. Renk ısı, spektral reflektans eğrisi ve CRI gibi parametreler standart bir gün ışığı sağlamak için kullanılabilir. Renk seçiminde  $CRI > 90$  olması önerilir (Watts ve Addy, 2001; Bayındır ve Wee, 2006).

### **2.7.2. Kırılma ve Yansıma**

Fondriest (2003)'ün ışığın kırılması ve yansımaya ilişkin tanımları aşağıda sıralanmıştır. Kırılma ışığın havadan, su veya cam gibi saydam bir tabakaya geçişi sırasında oluşur. Kırılma fiziksel olarak, ışın demetinin saydam tabaka içinden farklı hızlarda eğişik olarak geçerek ayrışmasıdır. Yansıma, ışık ışınlarının bir yüzeye çarparak geri dönmesidir. Düzgün yansıma, yüzeyi düzgün bir obje üzerine gelen ışık ışınlarının, obje üzerine geldiği açının aynısıyla geri yansımalarıdır. Dağınık

yansıma, yüzeyi düzgün olmayan bir objeye gelen ışık ışınlarının değişik açılarda birçok yöne yansımasıdır. Objenin rengi, emilmeden üzerinden yansıyan ışık sayesinde algılanır ve bu ışığın dalga boyu renk algısını belirler.

### **2.7.3. Saydamlık (Transparanlık)**

Mayekar (2001)'e göre saydamlık bir materyal içerisinde ışığın tamamen geçme özelliğidir. Cam gibi saydam, transparan bir materyalin gerisindeki cisim net olarak görünebilir.

### **2.7.4. Yarı Saydamlık (Transluserlik)**

Westland (2003) materyalin ışık geçirgenlik özelliğini transluserlik olarak adlandırır. Dişler değişen transluserlik değerleriyle karakterize edilir. Transluserlik kavram olarak, transparan ve opak arasında bir derece olarak tarif edilebilir. Bir kromda transluserliğin artması genellikle parlaklığının azalması anlamındadır. Transluserlik Munsell renk analizinde yer almamakla birlikte estetik bir restorasyonun nihai başarısının en önemli faktör olabilir (Duran, 2011).

### **Opasite**

Sakaguchi ve Powers (2012)'a göre opasite, bir materyalin ışık geçişini engelleme niteliğidir. Bir cisimden, güneş ışığı gibi beyaz bir ışık kaynağı altında, spektrumdaki bütün renkler aynı yoğunlukta geri yansıdığında cisim beyaz renkte görünür. Spektrumdaki tüm renkler eşit oranda absorbe edildiğinde cisim siyah görünür. Opak bir cisim, ışığı az miktarda absorbe ederek büyük bir kısmını yansıtır. Bir objenin rengi, sadece renklendirici ajan veya pigmentin renk ve yoğunluğunun değiştirilmesiyle değil, transluserlik ve opasite niteliklerinin değiştirilmesiyle de modifiye edilebilir.

## **Opelasans**

Mayekar (2001)'e göre bir materyal içinde bulunan, görünür ışık spektrumundaki dalga boyundan daha kısa dalga boyu ve matriks materyalinden daha yüksek ışık kırma indeksine sahip partikül varlığı nedeniyle kısa dalga boylu ışığı yaymasına opelasans denir. Bu özellikteki bir cisim iletilen ışık altında turuncu-kahverengi, yansıyan ışık altında da mavimsi-beyaz bir renk kazanır.

### **2.7.5. Işıldama Özelliği**

Fondriest (2003)'e göre ışıldama, floresans ve fosforesans kavramlarının optik özellikleriyle oluşur.

#### **Floresans**

Türken (2016)'e göre floresans, mor ötesi ışınlarla maruz kalan cisimlerde uzun dalga boylu ışınların yansıtılıp, kısa olanların emilmesiyle oluşan bir etkidir. Doğal bir diş öncelikle yüksek oranda organik madde içerdiğinden dentinde floresans meydana gelir. Floresans özelliği arttıkça Chroma (yoğunluk) değeri azalır.

#### **Fosforesans**

Fondriest (2003)'e göre fosforesans, radyasyon emilimi ile oluşan ve radyasyon ışınımının durmasından sonra bir süre daha devam eden ışımadır. Uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikmeyle salması sonucunda oluşur. Esas itibariyle fosfor içeren bileşikler fosforesans gösterir.

## **2.8. Doğal Dişlerin Optik Özellikleri**

Bir dişte renk, optik nitelikleri tam olarak anlaşılması sonucunda belirlenebilir. Diş yapısı içerisine ışık girince, bazı ışınlar diş yapısını tamamıyla geçer, bazıları emilir veya saçılırken bir kısmı da yüzeyde dik açılı veya dağınık yansımaya uğrar (Jahangiri ve ark., 2002).



Vaarkamp ve ark. (1995), mine yapısındaki hidroksiapatit kristalleri ile dentin tübüllerinin ışık saçılmasına önemli etkilerinin olduğunu bildirmişlerdir.

Sproull (1973)'a göre, doğal dişlerin ana rengi (*hue*), sarı ile sarı-turuncu arasındadır. Vita Classic renk skalasında çoğu dişin rengi A'ya yakın olmakla birlikte doğal dişlerin *hue* ve *value* değerleri daha geniş bir renk spektrumu içerisinde değerlendirilebilir.

Fondriest (2003)'e göre, yeni sürmüş bir dişin mine tabakası daha fazla organik bileşene sahip, daha az mineralize ve mine kristalleri arası mesafe daha fazladır. Bu durum mine tabakası opasitesinin artmasına sebep olur. Yüksek opasite nedeniyle genç dişlerin minesini ışığı yansıtma eğilimi gösterir. Dentinde renk yoğunluğu, minenin maskeleyici etkisi sonucu daha düşüktür. Zaman içerisinde mine tabakası aşınarak incelendiğinde dentin daha belirgin hale gelir. Mine tabakası kalınlığı kole bölgesinde en azken kesici kenarda en fazladır. Bu nedenle, alttan dentinin yansımaları sonucu kole bölgesinde yoğunluk en fazlayken kesici kenara doğru azalır.

Yaşlı dentin veya sklerotik dentinin rengi daha koyudur (yoğunluğu yüksek, parlaklık değeri düşüktür). Genç dentin daha kırmızı-sarı renkteyken yaşlı dentin ise daha çok yeşil-mavi renktedir (Hasegawa ve ark., 2000). İleri yaşlarda dentin kırmızı-sarı renkten sarıya doğru bir değişimine uğrar. Yaşlı dişlerde renk genç dişlerden daha kırmızıdır. Bu durumun sebebi, aşınma nedeniyle dentinde kırmızılığı örtebilecek çok ince, parlak bir mine tabakası olmasıdır (Fondriest, 2003).

Dişlerde parlaklığın en az olduğu yer kole bölgesi ve daha sonra kesici kenarken; parlaklığın fazla olduğu kısım dişin orta üçlüsüdür. Mamelonlar ile interproksimal kontakt alanları dişlerde çok fazla translusensi gösteren bölgelerdir. Lateral dişler en fazla translusensiye sahiptir (Fondriest, 2003).

Dişlerin kole bölgesi ana rengi, orta üçlü ile kesici bölge ana renginden daha kırmızıdır. Bir ağızda tüm doğal dişlerde ana renk ve yoğunluk birbirinin aynı olmadığı gibi her biri farklı renk tonlarındadır. Kanin dişler, diğerlerinden daha koyu tonda, ön grup kesiciler daha açık, azı dişleride kanin ile kesici dişler arasında bir renk tonundadır (Fondriest, 2003; Türken, 2016).

## 2.9. Renk Analiz Yöntemleri

Hasegawa ve ark. (2000)'na göre renk seçimi, çıplak gözle görsel veya çeşitli renk ölçüm cihazlarıyla yapılabilir.

### 2.9.1. Görsel Ölçüm

Keyf ve ark. (2009)'na göre görsel renk analizi, bir nesne renginin renk standartlarıyla karşılaştırılmasıdır. Diş hekimliğinde renk analizi renk skalalarıyla görsel olarak yapılabilmektedir.

Kalaycı (2014)'ya göre renk seçimi işleminde, rengi etkileyen en önemli faktörlerden birisi ışık kaynağıdır. 5500°K renk sıcaklığının, gün ışığı ideal rengi olduğu kabul edilmektedir. Bu sıcaklıktaki bir renk, kırmızı, mavi ve yeşil rengi eşit oranda içerdiğinden beyaz rengi oluşturur. Güneş ışığı zaman, hava durumu veya kirliliği gibi nedenlerle farklı dalga boylarında yayılır, gün içerisinde önemli derecede değişebilir. Örneğin bulutlu bir günde, güneş ışığı maviye, renk sıcaklığı 10000°K'e yaklaşır. Rengin seçildiği ve restorasyonların yapılacağı laboratuvarlarda da benzer aydınlatma sistemleri bulunması önemlidir. Her zaman ideal koşullar sağlanamadığından, renk seçiminde yapay aydınlatma kullanılmaktadır. Gün ışığını taklit eden floresan lambaların kullanımı renk seçiminde en ideal yöntemdir.

Hasegawa ve ark. (2000)'na göre görsel renk analizinde renk skalaları, hekim için bir standart sunmakla birlikte birçok dezavantajı da vardır; bu renk skalalarında renkler yetersiz, renk tespiti yapan hekimin sonuçları tutarsız olabilmekte, standardizasyon sağlanamamakta, varılan sonuçlar CIE Lab sistemine aktarılamamakta, ticari markalarca üretilen skalalar tam bir uyum göstermemektedir.

Renk algısında kişiler arasında farkların olması ile rengin görsel olarak belirlenmesindeki standardizasyonun yokluğu renk ölçüm cihazları kullanımını gündeme getirmiştir (Bayındır ve Wee, 2006).

## 2.9.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm

Renk ölçümü için kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ile dijital fotoğraf makineleri kullanılmaktadır. Bu cihazların kullanımı sonucunda daha objektif, sayılabilir, hızlı ölçümler yapılabilmesi gibi nedenlerle görsel olarak yapılan renk seçimine göre daha avantajlıdır (Okubo ve ark., 1998).

### 2.9.2.1. Kolorimetreler

Kugel ve ark. (1997)'na göre kolorimetre, görülebilir spektrumun kırmızı, yeşil ve mavi bölgelerinde insan gözünü taklit eden, ışıkları filtreleyen bir filtre ile 3 eksen veya uyarılara dayanarak rengi ölçmek üzere tasarlanmış, nispeten basit, düşük maliyetli araçlardır.

Kolorimetreler, standart bir renk kalibrasyonu esas alınarak, rengi tespit edilecek objenin renk verilerini analiz ederler. Bu cihazlar üç uyaranlı x, y, z değerleri veya CIE L\*, a\*, b\* değerlerini verirler. CIE Lab sistemi kullanan bu cihazların çalışma prensibi, belirli bir açıda ışın gönderip, sabit bir açıda geri dönen ışınlarda yansıma değerlerini ölçmedir. Kolorimetreyle elde edilen değerlerde matematiksel analizler yapılabilir ve bu sayısal değerlerle farklı örneklerin renk özellikleri karşılaştırılabilir. Yüzeyle renk ölçülmesi için, kolorimetre cihazında insan gözünde bulunan kon tipi hücrelere benzer CIE x( $\lambda$ ), y( $\lambda$ ) ve z( $\lambda$ ) sistemine yakın sonuçlar almak amacıyla yerleştirilmiş üç farklı sensör bulunur (Hasegawa ve ark., 2000).

Yiming (2003)'e göre kolorimetreler diş hekimliğinde *in vivo* ve *in vitro* çalışmalarda başarılı bulunmuş olmakla birlikte bazı dezavantajları da vardır.

Renk ölçüm cihazlarının dezavantajları:

1- Cihazlar karmaşık ve pahalı oluşları, vital dişlerdeki renk ölçümlerinde diş minesinde bulunan şeffaflık, yanar dönerlik gibi optik özellikleri tam değerlendiremediklerinden diş hekimliğinde klinik kullanım alanları kısıtlıdır (Wee ve ark., 2007).

2- Kolorimetreler düzgün yüzeylerde ölçüm yapmak üzere tasarlanmıştır, fakat dişler çoğunlukla düz yüzeyli olmayıp yüzey anomalileri gösterebilirler (Russell ve ark., 2000).

3- Küçük okuma aparatı bulunan kolorimetrelerde belirgin bir kenar kaybı oluşur ve renk belirlemede hatalara neden olabilir (Seghi, 1990).

4- Sistem kaynaklı hataların düzeltilmesi zor olduğundan varılan sonuçların doğruluğuda tartışmalı olabilir(Douglas, 1997).

Genelde kolorimetreler, spektrometre ve spektrofotometrelere göre daha kolay kullanılabilen, daha küçük aletler olup fiyatları da daha uygundur. Bununla birlikte, kolorimetrelerde kullanılan filtrelerin kısa sürede yenilenme gereksinimi, cihazın sürekli kullanılabilirliğini olumsuz etkiler. Diğer taraftan kolorimetreler metamerizmi değerlendirebilmek için kullanılamamaktadırlar. Transludent materyallerde kolorimetreler ile renk belirlenmesinde ışık kırılarak dağıldığından problemler yaşanabilir. Örneğin, gerçek diş ile aynı renge sahip metal seramik bir restorasyonda, kolorimetre ile renk okunduğunda farklı sonuçlar görülebilir (Wee ve ark., 2007).

Seghi ve ark. (1986), kolorimetre verilerinin transludent porselende önemli oranda değiştiğini bildirmişlerdir.

### **2.9.2.2. Spektrometreler**

Park ve ark. (2006)'na göre spektrometreler, parlaklık (irradiance) ile ışınım (radiance) gibi radyometrik değer ölçümleri için geliştirilmiş olup radyometrik enerji, görünür ışık spektrumunun 5, 10 veya 20 nm aralığında ölçülmektedir. Spektrometrelerin avantajları, görsel olarak renk belirlenirken oluşturulan gözlem koşullarının aynısında, cisme değmeden hem kendisi ve hem de yüzeyi parlak cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilmesidir. Ancak, ölçüm pozisyonunda oluşabilecek en küçük bir değişiklik sonuçta farklılık yaratabileceğinden, ölçümler büyük bir dikkatle yapılmalıdır.

Bu sistemde ışık kaynağı, spektrometre ile obje arasında açıklık olmadığından 'edge loss' etkisi ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır (Keyf ve ark., 2009). Spektrometre cihazları, dental araştırmalarda diş rengi veya seramik kor yapıların translusensliğinin tespitinde kullanılmaktadır.

### 2.9.2.3. Spektrofotometreler

Brewer ve ark. (2004)'na göre spektrofotometreler, diş hekimliği renk analizi çalışmalarında en doğru ve kullanışlı sonuçlar verebilen aletlerden birisidir. Cisimlerden yansıyan 1-25 nm dalga boyuna sahip ışınlar, aralıklı veya basamaklı ölçüm yapılabilmesini sağlar. Spektrofotometrede ışık kaynağı, ışık dağıtıcı, ölçümde kullanılan optik sistem, detektör ve algılanan ışığın analiz edilebilmesine yönelik sinyale dönüştürücü bulunur. Bu sensörlerle, insan gözü ile tespit edilemeyecek renkler algılanabilir.

Wee ve ark. (2007)'na göre bu cihazın çalışma prensibi, nesneden yansıyan ışığın, bir beyaz yüzeyden yansıyan ışığa oranının tespitine dayanır. Cihaz aynı zamanda metamerizmi tespit edebilmek maksadı ile de kullanılabilir. Spektrofotometreyle ölçüm sırasında kullanılan güneş ışığı, ampul ve floresan ışık altında farklı sonuçlar verir. Bu nedenle, spektrofotometreler bilimsel çalışmalar, kalite kontrolü ve rengin tarif edilmesi gibi profesyonel alanlarda kullanılır. Spektrofotometre diş hekimliği çalışma alanında tam protez dişler, porselen restorasyonlar, restoratif rezinler gibi dental materyal renklerinin sayısal değerlerinin tespiti ile renkli iki nesne arasındaki renk farkını belirlemek amacıyla kullanılmaktadır.

Wee ve ark. (2000) tarafından insan dişleri renk analizinde, görsel ölçüm ile spektrofotometrik renk analiziyle yapılan bir çalışma sonucunda, spektrofotometre kullanımının daha doğru ve uygulanabilir renk analiz yöntemi olduğu bildirilmiştir.

Üç diş hekimi tarafından bağımsız 10 hastada maksiller santral dişlerde renk belirlemeye yönelik bir çalışmada, 10 vakanın 9'unda spektrofotometre cihazı ile

alınan rengin, hekimlerin seçtiklerinden daha uygun olduğu ve bu sebeple tercih edildiği bildirilmiştir (Paul ve ark., 2004).

Spektrofotometreler, kolorimetrelerden daha kapsamlı olmakla birlikte klinik olarak uygulamalarının kısıtlı olması nedeniyle, diş hekimliğinde kolorimetrelerin kullanımı daha yaygındır. İnsan gözüne benzer filtrelere sahip olan kolorimetrelerle spektrofotometrelerin karşılaştırıldığı çalışmalarda; spektrofotometreler, oldukça başarılı ve güvenilir bulunmuştur (Tung ve ark., 2002).

#### **2.9.2.4. Dijital Kameralar**

Kalaycı (2014)'ya göre renk ölçümünde dijital kamera kullanımı, hekim ile laboratuvar arasındaki iletişimde son yıllarda çok popülerdir. Dijital kamera sistemin avantajı, tek bir noktada renk ölçülmesi yerine, tüm objede renk görünümünün imaj halde elde edilebilmesidir.

Dijital kamera ile klinikte alınan fotoğraf görüntüsü, kameranın bağlı olduğu bilgisayarla analiz edilir. Dijital fotoğraf makinesi görüntüyü, film üzerinde ışık odaklanması ve ardından kimyasal reaksiyon yerine; milyonlarca sayıda, fotosit denilen küçük, ışığa hassas elemanlar içeren CCD (algılayıcı) ile yakalarlar. Tüm fotositler üzerlerine gelen toplam ışığa cevap verebilir. Tüm renklere sahip görüntü alabilmek için alıcılar (sensor), ışığın temeli olan üç renge bakabilmek maksadıyla filtreler kullanılır ve üç ayrı rengin her biri piksele kaydedilebilir. Dijital kamerada istenilen obje görüntüsü alındıktan sonra kamera, bağlı olduğu bilgisayarda bu değerleri CIE Lab cinsinden tespit eder. Sistemde dijital kameranın yanı sıra; buna bağlı bir bilgisayar, görüntü yakalayan bir sürücü ile bilgisayar programı ve bir renk sensörü bulunur (Wee ve ark., 2007).

Diş hekimliği alanında renk seçimine yönelik olarak dijital fotoğraf kullanımı, çok popüler hale gelmiştir. Bu sistemde, dijital fotoğrafın görüntü kalitesi oldukça önemlidir. Görüntü kalitesi, kamera tipi, kamera ayarları, ortam aydınlanma koşulları, alınan görüntü boyutu, ilgili diş pozisyonu ile renk anahtarına bağlı değişiklikler gösterebilir. Dijital fotoğraflar diş hekimliği alanında, ancak uygun

koşullar ve uygun cihazlarla ölçüm yapılarak yararlı olabilen bir renk değerlendirme yöntemidir. Ayrıca fotoğraftan elde edilen değerlendirmeler tamamen subjektif olduğundan, yeterli olmayabileceği öne sürülmektedir (Da Silva ve ark., 2008).

Dancy ve ark. (2003) tarafından fotoğraftan ve görsel renk ölçüm sonuçlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, dijital ortamda renk analiz yönteminin, görsel renk analizine göre daha başarılı olduğu, hekim ve teknisyenin farklı bina, şehir veya ülkelerde olduğunda dijital fotoğraf kullanımının, hekim ve teknisyen iletişimini kolaylaştırıp avantaj sağladığı bildirilmiştir.

## **2.10. Dental Seramiklerin Rengini Etkileyen Faktörler**

Kelly ve ark. (1996)'na göre, estetik beklentileri karşılamada tam seramik restoratif materyallerde optik özelliklerin doğal dişlere yakın olması önemlidir. Doğal dişlerde bulunan ışık geçirgenliğinin restorasyona da tam olarak yansıtılabilmesi amacıyla kullanılan seramik materyalde ışık geçirgenliği, emilim ve yansıtma miktarı değerlerinin doğal dişlerle benzerlik göstermesi gereklidir.

Tam seramik restorasyonlarda kullanılan materyalin ışık geçirgenliği artar. Metal destekli porselen restorasyonlarda görülen aşırı ışık yansımaları, metal alt yapı olmaması ve metali maskelemek için kullanılan opak dentin tabakasının da kullanılmamasından tam seramiklerde görülmez (Koutayas ve ark., 2003; Raptis ve ark., 2006).

Seramik materyaller oldukça kararlı yapıda olmakla birlikte bileşime renk vermesi için eklenen metal oksitlerin ışığa karşı hassasiyeti nedeniyle aşırı ışığa maruz kalan seramiklerde, seramik yapı içerisinde serbest elektronların bulunduğu renklenme merkezlerinin meydana gelmesiyle renklenme başlar (Barsoum ve Barsoum, 2002).

CAD/CAM sistemlerde üretilen tam seramikler, renkte sağladıkları stabilite nedeniyle avantaj sağlayabilirler. Laboratuvar aşaması sonrasında düşük düzeyde poröziteye sahip tam seramik materyallerde renk stabiliteleri de artar. Bununla

birlikte, fırınlama sayısı, seramik materyali tipi, seramik kalınlığı ve bileşimi renk üzerine etkilidir (Koutayas ve ark., 2003).

Volpato ve ark. (2009)'nın bildirdiğine göre, tam seramik restoratif materyalde son rengi, doğal diş dokusunun rengi ve tipi etkiler. Doğal diş rengi seramik rengine yakın olduğunda 1.5 mm kalınlıkta cam seramik sistemler tercih edilebilir. Bununla birlikte, altta kalan destek yapılarında metal post ve kor bulunması durumunda seramik kalınlığının artırılması (en az 2mm) veya veneer porselen kullanımı uygun olacaktır.

Koutayas ve ark. (2003)'na göre yeterli mesafe sağlanamayan vakalarda CAD/CAM monolitik sistemlerin kullanılması önerilirken seramik kalınlığındaki artışla ışık geçirgenliğinde azalma olabilir.

## **2.11. Yaşlandırma**

Uzun süreli klinik kullanımların dental malzemelerde oluşturacağı fiziksel etkileri çok daha kısa sürelerde, kontrol edilebilir koşullar altında *in vitro* test etmek üzere gerçekleştirilen çalışmalara genel olarak yaşlandırma testleri denmektedir. Dental materyalin fiziksel ve mekanik niteliklerinin test edilerek ağız ortamında başarısının tahmininde bazı *in vitro* testler kullanılır. Yaşlandırma testi bu testlerden birisidir (Longman ve Pearson, 1987).

### **2.11.1. Hızlandırılmış Yaşlandırma**

Hızlandırılmış yaşlandırma; ışık, nem, sıcaklık ve/veya kuvvet uygulanarak, kapalı ortam veya dışarıda, materyallerin renk ve dayanıklılığının tespiti için uygulanan bir testtir (Hekimoğlu ve ark., 2000; Budanur, 2016). Yaşlandırma işlemi başlangıçta araba boya gibi ticari ürünlerin açık hava şartlarına maruz kaldıklarında nasıl değiştiğini belirlemek üzere tasarlanmıştır. 1978 yılından itibaren hızlandırılmış yaşlandırma testi dental materyallerin renk stabilitelelerinin belirlenmesinde kullanılmaktadır (Powers ve ark., 1978). Bu testte porselen sistemlerin ışık, sıcaklık ve nemli ortam değişimlerine tabi tutularak uygulanmasıyla örneklerin normalde kullanılacakları oral çevre şartları taklit edilir (Çal ve ark.,



2005; Alghazzawi, 2017). Dental materyaller ağız ortamında farklı sıcaklıklara maruz kaldıklarında, fiziksel ve mekanik özellikleri önemli ölçüde değişir. Hızlandırılmış yaşlandırma uygulamasında örnekler, uzun dönem ultraviyole ışık, sıcaklık ve nemli ortam değişimlerine maruz bırakılır ve böylece çevre şartları taklit edilir. Hızlandırılmış yaşlanma testi tam seramik materyallerin optik özelliklerindeki önemli ölçüde etkiler. Üretici firmalara göre 300 saatlik yaşlandırma işlemi ağız ortamında 1 yıla tekamül etmektedir. Hızlandırılmış yaşlandırma testinde en büyük renk değişimi, işlemin ilk 300 saatinde ortaya çıkar (Douglas, 2000). Yaşlandırma testinde kullanılan sistem günde 24 saat, haftada 7 gün olmak üzere otomatik çalışabilir (Tunçdemir, 2008).

Suni yaşlandırma bir ürün veya materyalin kullanma sürecinde maruz kalacağı dış etkenlerin ürünün niteliklerine yapacağı etkileri, kullanım sürecinden daha kısa sürede uygulanması ve sonuçlarını önceden tahmin etme fırsatı sağlayan bir test yöntemidir. Materyalde oluşabilecek mekanik ve kimyasal problemlerin tespiti ve bu hataların giderilmesi için fırsat sağlar. Suni yaşlandırma cihazlarında yer alan ısı, ışık ve nem döngüsü test edilecek örnekler sürekli olarak uygulanabilir. Bu sistemde xenon ark lambaları, karbon ark lambaları ile floresan UV lambaları kullanılır. Testte uygulanan nem ve ısı, materyalin maruz kaldığı ışık radyasyonundan sonra meydana gelen kimyasal reaksiyonları etkilediklerinden yaşlandırma sürecinde oldukça önemlidir. Xenon ark lambaları öteki ışık kaynaklarına göre UV ışınları ve görülebilir ışık radyasyonunun gerçeğe yakın bir düzeyde uygulanmasına olanak sağlar. Spektral ışığın kontrolü, filtreler kullanılarak düzenlenir. Doğal güneş ışığına maruz bırakılması istenen materyallerde tercih edilir (McGreer, 2003).

### **2.11.2. Termal Döngü (Siklus)**

Termal döngü yöntemi, çok sık kullanılan bir yapay yaşlandırma yöntemidir. Bu yöntem, sıcak ve soğuk maddelerin dişler üzerine etkisini taklit eder, dişlerle restoratif materyal arasında oluşan doğrusal termal genleşme ilişkisini gösterir (El-Araby ve Talic, 2007; Akın ve ark., 2012).

Ağız ortamını simüle etmek maksadıyla termal döngü ve ıslak yorulma (Kelly, 1999) yapılması gerekmektedir. Seramik materyalin aşınmasına suyun etkisi kanıtlanmıştır (Borges ve ark., 2009). Literatürde çeşitli termal döngü protokolleri önerilmiştir (Asmussen, 1974; Amsberry ve ark., 1984; Gale ve Darvell, 1999). Yapılan çalışmaların birçoğunda ISO standartlarına göre belirlenmiş olan termal döngü sıcaklık değişim değerleri (5°C-55°C) kullanılmaktadır. Termal döngünün sayıları, suda bekleme ile duraklama süreleri uygulamalarda değişkenlik göstermektedir. Normalde termal döngü testi mekanik yüklemeye birlikte uygulanmaktadır. Bu nedenle termal döngü sayıları mekanik testin uzunluğu ve termal döngü ünitesinde tespit edilen bekleme ve duraklama zamanlarına bağlıdır. Ağız içerisindeki döngü sayılarıyla ilgili çok kesin bir bilgi olmadığından günlük 20-50 döngü olabileceği düşüncesinden hareketle 10000 döngünün 1 senelik *in vivo* kullanıma denk gelebileceği bildirilmiştir (Gale ve Darvell, 1999).

İstirahat halinde ağız içi sıcaklığının 36.4°C olduğu bildirilmiştir (Sund-Levander ve ark., 2002). Fakat yiyecek ve içecekler bazen soğuk, bazen de sıcak tüketildiklerinden ağız içi ısısı da değişmektedir. Tüketilen gıda sıcaklıklarının 50-60°C ila 0-10°C aralığında değiştiği bildirilmiştir (Green, 1986). Bu değerler kahvede 85°C, dondurmada -12°C olduğu bildirilmektedir (Michailescu ve ark., 1995).

Termal döngü, son derece sıcak ve soğuk maddelerin oral kaviteye girme etkisini taklit ederek diş ile restoratif materyal arasında oluşan doğrusal termal genişleme ilişkisini yansıtır (Gale ve Darvell, 1999). Nefes alındığında havanın sıcaklık, nem ve hızı ağız ısısında önemli değişikliklere neden olabilir. Ancak nefes alınmadığı ve herhangi bir termal yükleme olmadığında ağız içi ısı yaklaşık 35°C ölçülür (El-Araby ve Talic, 2007).

Çalışmamızda termal siklus grubundaki örnekler 10000 döngüden geçirilmiştir. Literatürde son zamanlarda Gale ve Darvell (1999) termal siklusda 10000 döngünün *in vivo* olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğu bildirilmektedir.

### 2.11.3. Otoklavda Yaşlandırma

Otoklavda yaşlandırma yönteminde, cam kaplara konulan örnekler otoklava yerleştirildikten sonra 134°C'de ve 200 kPa'lık bir basınç altında farklı sürelerde tutularak *in vivo* yaşlanma simüle edilmektedir (Lughi ve Sergo, 2010; Rafael ve ark., 2018).

Chevalier ve ark. (2007), 1 saatlik otoklavda yaşlandırma protokolü (134°C; 0.2 MPa) uygulamasının kabaca *in vivo* 2 yıla, 5 saatlik uygulamanın ise 10 ila 20 yıla eşdeğer olduğu; 1 yıllık yaşlanmayı simüle etmek için ise 30 dakikalık bir sürenin yeterli olduğunu bildirmektedir (Chevalier ve ark., 1999; Deville ve ark., 2005; de Almeida Basílio ve ark., 2016).

Otoklavda yaşlandırma protokolü çok sayıda (Burlington, 1997; Chevalier ve ark., 1999; Chevalier ve ark., 2007; Lughi ve Sergo, 2010; ISO 2015; Pereira ve ark., 2015; Borba ve ark., 2016; de Almeida Basílio ve ark., 2016a; Koenig ve ark., 2016; Pereira ve ark., 2016a; Pereira ve ark., 2016b; Pereira ve ark., 2016c; Sehgal ve ark., 2016; Volpato ve ark., 2016; Bučevac ve ark., 2017; De Souza ve ark., 2017; Guilardi ve ark., 2017; Khayat ve ark., 2017; Sim ve ark., 2017; Rafael ve ark., 2018) yapılan araştırmalarda *in vitro* uygulanmıştır.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma için üç adet seramik sistemi (IPS e-max Press, Katana UTML ve Prettau Anterior) ve üç farklı yaşlandırma yöntemi (Hızlandırılmış yaşlandırma, Termal döngü ve Otoklavda yaşlandırma) seçilmiştir. Malzemelerin özellikleri Tablo 3.1'de gösterilmiştir. Toplamda, on sekiz grup test edildi. Üç seramik sisteminin her biri için test gruplarının oluşturulması amacıyla, örnekler kalınlıklarına göre 2 gruba (0.5 ve 1 mm) ayrıldı. Örnekler renk ölçümünde kullanılan spektrofotometrenin ölçüm haznesine uygun olarak 13 mm çapında hazırlandı. Her grupta 10 adet olmak üzere toplam 180 adet disk şeklinde örnek hazırlandı. Örneklerin tümü için A2 renk seçildi. Renfert polisaj diski (Renfert GMBH, Germany) kullanılarak polisajlandı.

Örneklerin *in vitro*da 1 yıllık yaşlandırma protokolleri üç farklı yaşlandırma yönteminde de oluşturularak renk değişimleri incelendi. Her gruptaki 10 örneğin yaşlandırma öncesi ve sonrası ortalama  $\Delta E$  değerine bakıldı.

#### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

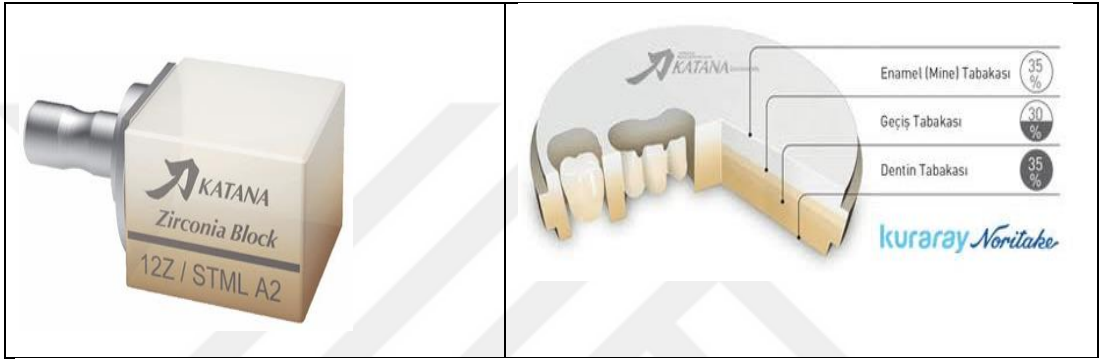
Çalışmada Tablo 3.1'de bazı özellikleri belirtilen materyaller kullanılmıştır. Örnekler 0.5 mm ve 1.0 mm kalınlıklarda 13 mm çapında hazırlanmıştır.

**Tablo 3.1:** Çalışmada kullanılan seramik sistemler ve bazı özellikleri

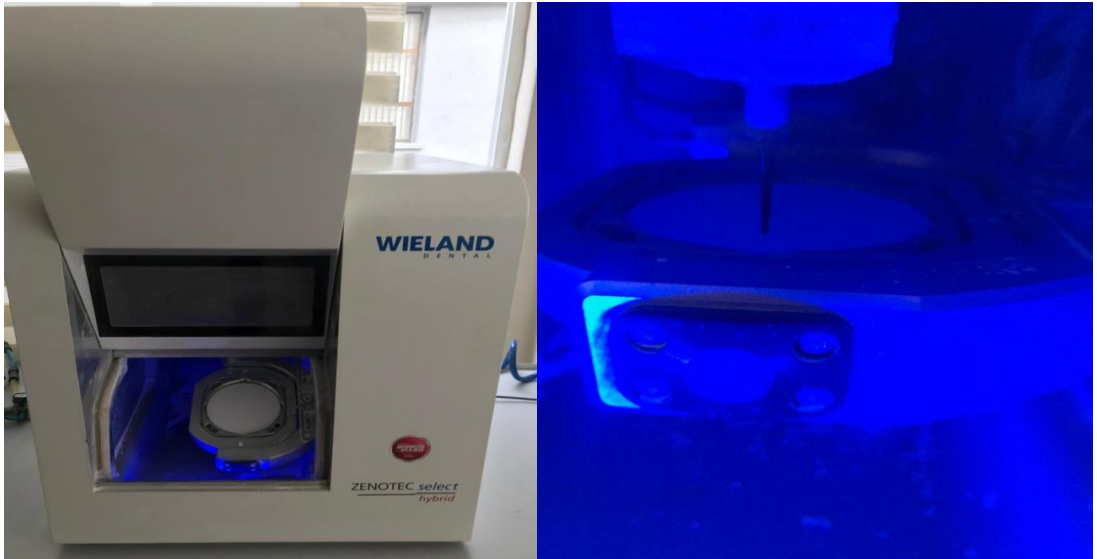
Tip	Kalınlık (mm)	Marka	Üretici	Bileşim
Yitriyum stabilize zirkonya	0.5	Katana	Noritake Dental	(ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) > 99.0%, yitriyum oksit (Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) > 4.5-≤6.0%, hafniyum oksit (HfO <sub>2</sub> ) ≤5.0%, diğer oksitler ≤1.0%
	1	UTML	Co, Nagoya, Japon	
Yitriyum stabilize zirkonya	0.5	Prettau	Zirkonzahn	<12% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , <1% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , max. 0.02%
	1	Anterior	GmbH, Bruneck, İtalya	SiO <sub>2</sub> , max. 0.01% Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , max. 0.04% Na <sub>2</sub> O
Lityum disilikat cam seramik	0.5	IPS e-max	İvoclar	SiO <sub>2</sub> %57-80, Li <sub>2</sub> O %11-19, K <sub>2</sub> O %0-13,
	1	Press	Vivadent, Schaan, Liechtenstein	P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> %0-11, ZrO <sub>2</sub> %0-8, ZnO %0-8 ile diğer oksitler ve seramik pigmentler. %0≤10

### 3.1.1. Katana Örneklerin Hazırlanması

Katana sistemi (Noritake Dental, Aichi, Japonya), tarama cihazı (SC-3), freze ünitesi [DWX-30N (4-axis) ve DWX-50N (5-axis)] ve sinterleme fırınından oluşur. Sistem sadece sinterlenmemiş Y-TZP bloklarını işler. Freze ünitesinin üç üyeli bir sabit bölümlü protezi üretmesi 30-45 dakika sürmektedir. Sinterleme işlemi 1400°C'de gerçekleşmekte ve sonrasında %21 oranında sinterleme büzülmesi görülmektedir (Kuraray, 2018).



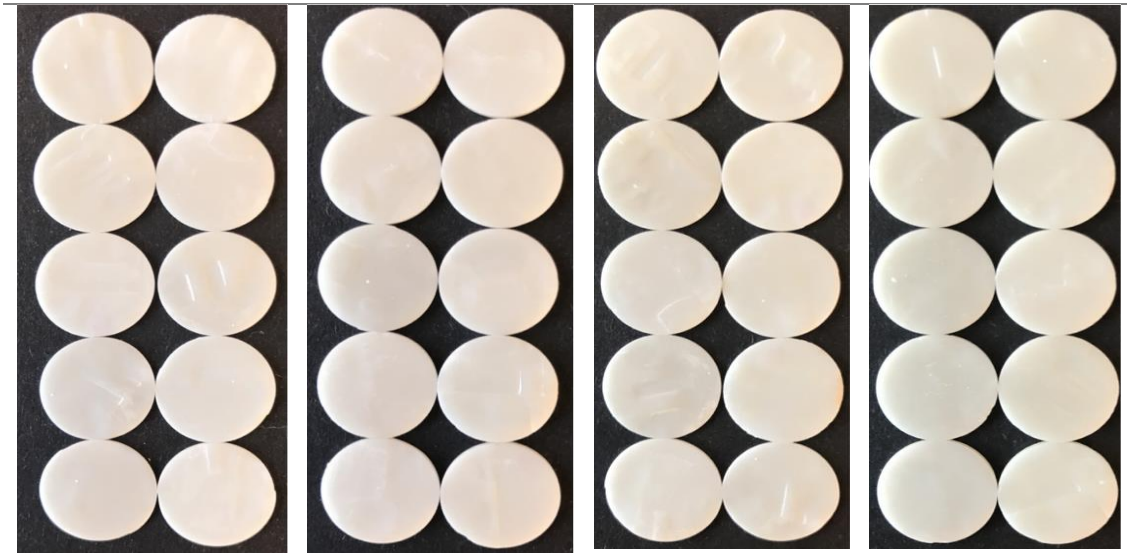
Yapılan Katana çalışmasında, 0.5 mm ve 1 mm kalınlığında 13 mm çapında porselen disk Wieland Dental Zenotec Select Hybrid CAD-CAM cihazında (Resim 3.2) 2 mm ve 1 mm çapında frezler ile Katana Lot: 12250507048-3 Factor: 1.2676 bloğunda 1 tanesi 13 dakikada kazındı.



Daha sonra Vita Zyrcomat 6000 ms fırınında (Resim 3.3) 1530°C’de 6 saat sinterlendi. Daha sonra uygun frez ve separe ile düzeltildi. Renfert polisaj diski (Renfert GMBH, Germany) kullanılarak polisajlandı. Örnekler Katana UTML (Ultra translucency multi layer) A2 renkli bloktan hazırlandı.



**Resim 3.3:** Vita Zyrcomat fırın



Katana 0.5 mm YÖ

Katana 1.0 mm YÖ

Katana 0.5 mm YS

Katana 1.0 mm YS

**Resim 3.4:** Katana örnekleri YÖ; yaşlandırma öncesi, YS; yaşlandırma sonrası.

### 3.1.2. Prettau Anterior Örneklerin Hazırlanması

Zirkonzahn Prettau (Steger, Ahrntal, İtalya) sistemi, hem CAD/CAM hem de MAD/MAM yöntemiyle üretilebilir. MAD/MAM yönteminde, alçı model üzerinde restorasyon yapılacak dişlerin alt yapı tasarımı, firmanın kendi ürettiği ışıkla sertleşen kompozit rezin ile gerçekleştirilir. Sinterlenmemiş homojen zirkonya blokları kullanılır. Restorasyonun şekillendirilmesinde kompozit dizayn, makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok (ICE Zirkonia veya Prettau) ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. Okuyucu frez, teknisyenin hazırladığı kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, kesici frez, zirkonya blok üzerinde susuz ortamda restorasyonu şekillendirir (Köseoğlu, 2018).

Hacim olarak %20 daha büyük hazırlanan restorasyon, istenilen rengin elde edilebilmesi için renklendirici solüsyonlar ile renklendirilmesinin ardından yaklaşık 1500°C'de 16 saat süre sinterlenir ve orjinal boyutuna ulaşır. (Medicalexpo, 2018).

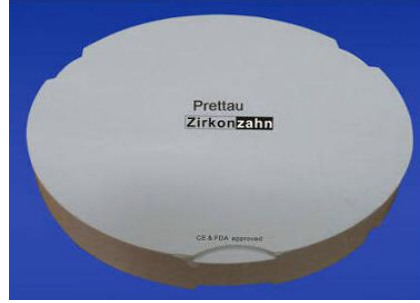
Yapılan Prettau Anterior çalışmasında, 0.5 mm ve 1 mm kalınlığında 13 mm çapında porselen disk üretiminde roland dwx51d cad-cam cihazında (Resim 3.5) 2 mm ve 1 mm çapında frezler ile Prettau Anterior lot:98h14 factor:1.2262 bloğunda 1 tanesi 15 dakikada kazıma yapıldı.



**Resim 3.5:** Roland dwx51d cihazıve kazıma işlemi



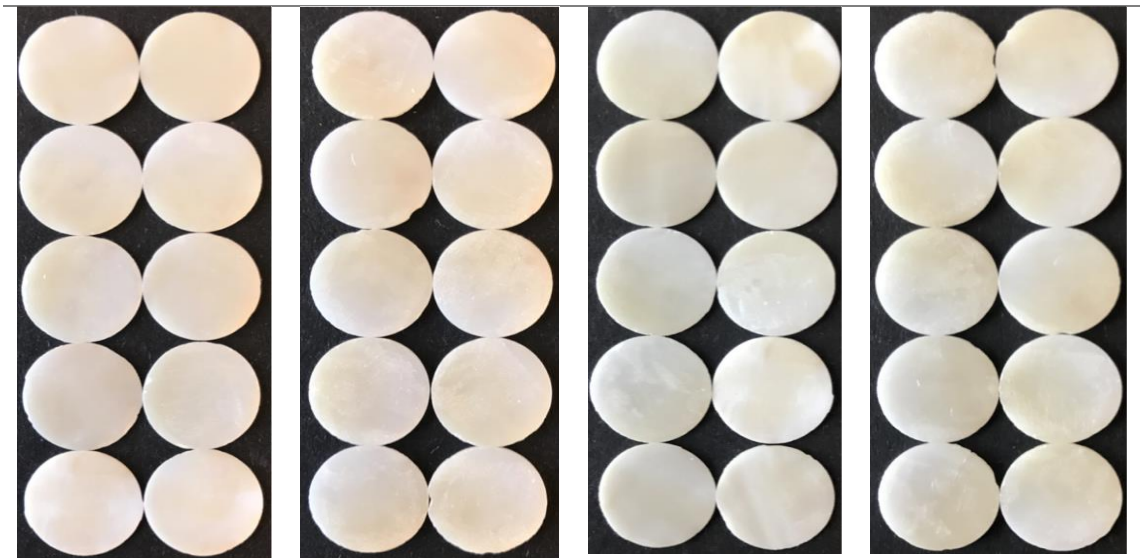
Vita Zyrcomat 6000 ms fırınında (Resim 3.3) 1530°C’de 6 saat sinterlendi. Daha sonra uygun frez ve separe ile düzeltildi. Örnekler Prettau Anterior A2 renkli solüsyonla (Resim 3.7) (Prettau color liquid, Zirkonzahn GMBH) renklendirildi. Renfert polisaj diski (Renfert GMBH, Germany) kullanılarak polisajlandı.



**Resim 3.6:** Prettau Anterior



**Resim 3.7:** Prettau A2 renk solüsyonu



0.5 mm YÖ

1.0 mm YÖ

0.5 mm YS

1.0 mm YS

**Resim 3.8:** Prettau Anterior örnekleri YÖ; yaşlandırma öncesi, YS; yaşlandırma sonrası.

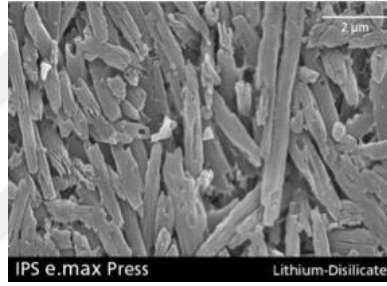


### 3.1.3. IPS e.max Press Örneklerin Hazırlanması

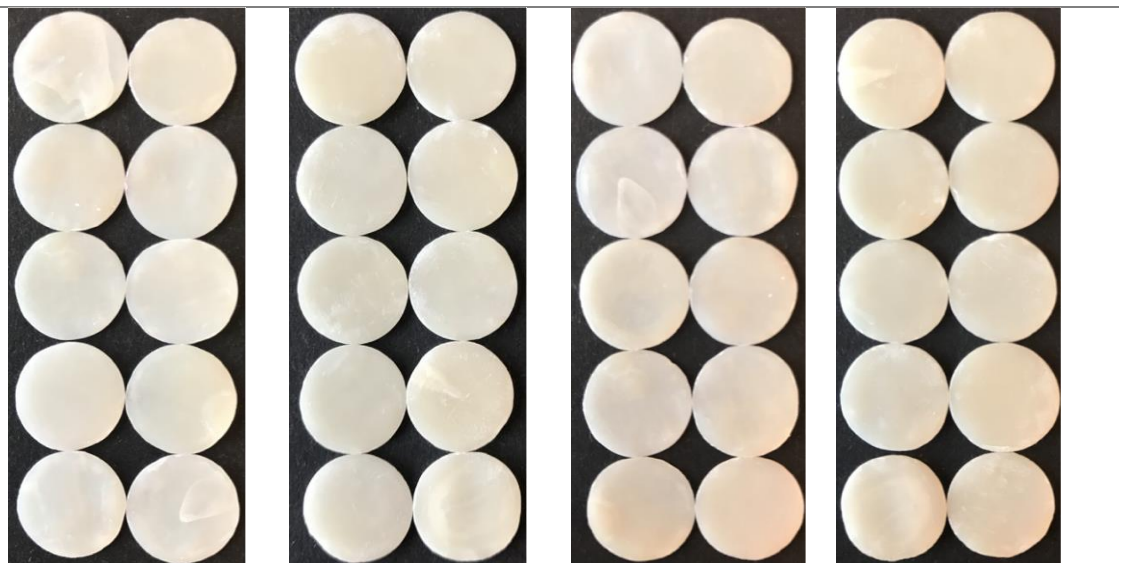
IPS e.max Press ingotlar şeklinde bulunur ve farklı endikasyonlara yönelik MO (Medium opacity), LT (Low translucency) ve HO (Highly opaque) olmak üzere farklı opasitelerde ingot seçenekleri sunulmuştur (Resim 3.9) (Yalım ve Türker, 2012).



**Resim 3.9:** IPS e.max Press külçeleri (Bühler-Zemp ve ark., 2011)

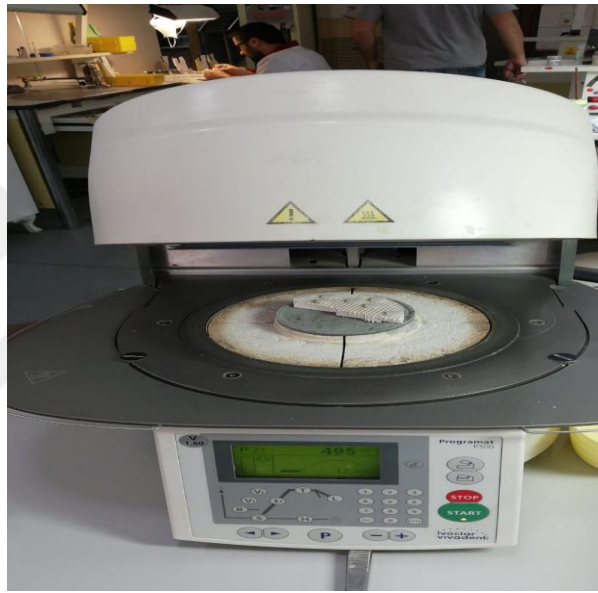


**Resim 3.10:** IPS e.max Press'in mikroyapısı [(SEM'de, 30 saniye boyunca HF buharı ile elde edilmiş) (Bühler-Zemp ve ark., 2011)]



**Resim 3.11:** IPS e-max press press örnekleri, YÖ; yaşlandırma öncesi, YS; yaşlandırma sonrası

IPS e-max Press çalışmasında A2 renkli HT ingot 0.5 mm ve 1 mm kalınlığında 13 mm çapında hazırlandı. Porselen disk üretimi Roland Dwx51d cad-cam cihazında (Resim 3.5) 1mm ve 2 mm çapında frezler kullanılarak 98 x 12 mm Z-wax bloğunda 1 tanesi 12 dakikada kazıma işlemi yapıldı. Daha sonra diskler kanallanıp revetman ile manşetlendi. Daha sonra döküm fırınında 850°C’de 1 saat ısı işlemi uygulandıktan sonra Ivoclar Ep5010 fırınında (Resim3.12) 910°C’de 25 dakika preslenme işlemi uygulandı. Kum banyosunda temizlenme işlemi uygulandıktan sonra uygun frezler ve separe ile düzeltildi. Renfert polisaj diski (Renfert GMBH, Germany) kullanılarak polisajlandı.



**Resim 3.12:** Ivoclar Ep5010 fırını

### **3.2. Örneklerin Yapay Yaşlandırılması İşlemleri**

Örneklere 3 farklı yapay yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. (1)Hızlandırılmış yaşlandırma testi Konya Pakpen Ar-Ge Laboratuvarındaki test cihazı (Atlas Xenontest Alpha high energy weather device, Chicago, USA) ISO 7491 (ISO, 2000) standart protokolü uygulanarak yapılmıştır. (2) Termal siklusta yaşlandırma işlemi NEÜ Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma laboratuvarında bulunan termal siklus cihazında ISO TR 11450 (1994) protokolü uygulanarak yapılmıştır. (3)Otoklavda yaşlandırma (Melag Vacuklav 23B+, Berlin, Almanya) ISO standart 6474-2 (ISO, 2008) protokolü uygulanarak yapılmıştır.

### 3.2.1. Hızlandırılmış Yaşlandırma Testi

Hızlandırılmış yaşlandırma testi Konya Pakpen Ar-Ge Laboratuvarındaki test cihazı (Atlas Xenontest Alpha high energy weather device, Chicago, USA) ile yapılmıştır (Resim3.13).

Örnekler, karışmaması için test cihazının plastik kalıpları üzerine sırasıyla dizilip kuvvetli bir yapıştırıcıyla yapıştırılarak cihazın metal plakalarına yerleştirildi. Örneklerin hepsine, test cihazında ultraviole ışık ve su püskürtme uygulaması ile 300 saat hızlandırılmış yaşlandırma işlemi yapıldı. Çalışmamızda kullanılan yaşlandırma cihazı üreticileri 300 saatlik uygulamanın yaklaşık olarak 1 yıllık klinik etkiye denk geldiğini belirtmişlerdir (Douglas, 2000). Cihazda hem morötesi hem de görünür dalga boyunda ışık veren xenon ark lambası ışık kaynağı olarak kullanıldı.

Uygulanan hızlandırılmış yaşlandırma protokolünde ışık kaynağı sürekli olarak, her örneğin tek yüzeyine uygulanmıştır. Örneklerin bağlandığı panel ısısu püskürtmesi esnasında karanlıkta 38°C ve ışıkta 70°C'dir. Nem oranı ışıkta %50 karanlıkta %95'tir. Kuru lamba ısısu ışıkta 42°C karanlıkta 38°C dir. Test döngüsünde, 40 dakika sadece ışık, 20 dakika ışık ve su spreyi, 60 dakika sadece ışık ve 60 dakika karanlıkta su spreyi uygulanmıştır. Bu döngüdeki sıcaklık değerleri, vücut için dokuları nekroza uğratmayacak döngüdür (Kalaycı, 2014).



**Resim 3.13:** Hızlandırılmış yaşlandırma; Atlas Xenontest Alpha high energy weather device

### 3.2.2. Termal Döngüde (Siklus) Yaşlandırma

Termal döngü yöntemi, en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Bu yöntem, sıcak ve soğuk maddelerin dişlere etki etmesini taklit eder, diş ve restoratif materyal arasındaki doğrusal termal genişleme katsayısının ilişkisini gösterir (El-Araby ve Talic, 2007). Literatürde (Gale ve Darvell, 1999; El-Araby ve Talic, 2007) termal siklusda 10.000 döngünün in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğu bildirilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda, termal siklus grubundaki örnekler de toplam 10000 döngüden geçirilmiştir.

Termal döngü testi için Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarındaki Universal-Testing Machine MTD-500 Plus termal döngü cihazı kullanılmıştır (Resim 3.14). Termal döngü testi sırasında cihaz, örneklerin sırasıyla 5°C ve 55°C ( $\pm 20$  °C) sıcaklığındaki banyolarda transfer süresi 7 saniye ve bekleme süresi 30'ar saniye olacak şekilde ayarlanmıştır.



Resim 3.14: Termal döngü ile yaşlandırma; SD Mechatronik Thermocycl

### 3.2.3. Otoklavda Yaşlandırma

Otoklavda yaşlandırmada cam kaplara konulan örnekler otoklavda (Resim 3.15) (Melag Vacuklav 23B+, Berlin, Almanya) önceki çalışmalarda olduğu gibi (Chevalier ve ark., 1999; Deville ve ark., 2005; ISO, 2008) 1 yıllık yaşlanmayı simüle etmek için 134°C'de ve 200 kPa'lık bir basınçta 30 dakika (ISO standart

6474-2; (ISO, 2008)) protokolü uygulanarak yapılmıştır. Benzer çalışmalarda olduğu gibi (Lughi ve Sergo, 2010; Rafael ve ark., 2018) tüm seramik örneklerine aynı yaşlandırma protokolü uygulanarak otoklavda yaşlandırılmıştır.



**Resim 3.15:** Otoklavda yaşlandırma; Melag Vacuklav 23B+

### 3.3. Örneklerin Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Renk Ölçümlerinin Yapılması

3 farklı materyalden üretilen ve 2 farklı kalınlıkta hazırlanarak 3 farklı yöntemle yaşlandırılan örneklerin renk ölçümleri Lovibond RT Series Reflectance Tintometer UK spektrofotometre (Resim 3.16) ile her ölçüm öncesinde üretici firmanın talimatları doğrultusunda yeniden kalibre edilerek yaşlandırma öncesi ve sonrasında yapıldı.

Renk ölçümü için bir d/8 derece ölçüm geometrisinde, 2 derece standart gözlem ve 360 ila 740 nm dalga boyunda, ultraviyole ışık da dahil olmak üzere her bir diskin merkezinde 3 gözlem alanı 5×7 mm alan aydınlatıldı 3×5 mm alanda 3 ölçüm gerçekleştirildi.

Cihazın kendi sistemi olan beyaz arka plan ve D65 gün ışığı aydınlatıcısı (Schanda, 2007) ile speküler bileşenleri izole ederek, her örnek için aynı şartlarda ölçüm yapıldı. Cihaz her örnekte üç farklı noktadan CIE Lab koordinat değerleri (Rafael ve ark., 2018) alıp onun ortalamasını verdi.





**Resim 3.16:** Renk ölçümlerinde kullanılan spektrofotometre; Lovibond RT Series Reflectance Tintometer

### 3.4. Örneklerin Renk Değişimlerinin Hesaplanması

Yaşlandırma öncesi ve sonrasında ölçümler kaydedildi,  $\Delta E$  renk farklılıkları 3 boyutlu *International Commission on Illumination Uluslararası Aydınlatma Bordu* CIE Lab spesifikasyonlarına CIE Lab renk uzayında 3 konumun,  $L^*$   $a^*$   $b^*$  koordinatları tespit edilerek yapıldı.

$\Delta E$  değeri, yaşlandırma öncesi ve sonrasında  $L^*$   $a^*$   $b^*$  koordinatlarında meydana gelen değişim

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

formülü kullanılarak tespit edildi. Test edilen her gruptaki (3 seramik tipi, 2 örnek kalınlığı ve 3 yaşlandırma yöntemi) 10 örneğin  $L^*$   $a^*$   $b^*$  değerlerinden  $\Delta E$  değeri, ortalama ve standart sapmaları hesaplandı.

Her gruptaki 10 örnek aynı materyalden hazırlanıp, aynı yaşlandırma işlemlerinden geçtiği için örnekler numaralandırılmamıştır. Yaşlandırma öncesi ve sonrasındaki ölçümler aynı örnekten alınmamış olabilir. Ortalama  $\Delta E$  değerine bakıldığı için bu gözardı edilmiştir.

### 3.5. İstatistiksel Analiz

Farklı seramik materyaller, yaşlandırma testleri ve farklı kalınlıklardaki materyallerin L\* a\* b\* koordinatlarındaki değişimden, CIE Lab 1976 formülü ile hesaplanan  $\Delta E$  renk değişikliğinin karşılaştırılmasında tekrarlanan ölçümler için çift yönlü varyans analizi kullanıldı. Karşılaştırmada parametrik bir test olan ANOVA analizi IBM SPSS 20.0 paket programında yapıldı ve Tukey çoklu karşılaştırma testi uygulandı,  $p < 0.05$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

$\Delta E$  değerlerinin yorumlanmasında O'Brien (2008)'in klinik tolerans eşik değerleri (Tablo 2.1) referans alındı ve kullanıldı.



## 4. BULGULAR

### 4.1. Yaşlandırma Yöntemlerinin Seramik Sistemlerinin Renk Değişimlerine Etkileri

0.5 mm ve 1.0 mm'lik 2 farklı kalınlıkta hazırlanan Zirconia Katana, Prettau Anterior ve IPS e-max Press seramik örneklerin CIE Lab renk koordinat değerleri yaşlandırma öncesi ve sonrasında gün ışığı aydınlatması altında Lovibond spektrofotometre ile ölçülmüştür. Yaşlandırma yöntemlerinin etkileri ile ortaya çıkan renk değişimleri CIE Lab 1976 formülü kullanılarak hesaplanmıştır. Her grup için 10 örnekle yapılan çalışmadan elde edilen  $\Delta E$  değerleri minimum, maksimum, ortalama ve standart sapmaları ile birlikte sunulmuştur (Tablo 4.1).

#### 4.1.1. Hızlandırılmış Yaşlandırma

Hızlandırılmış yaşlandırma testi uygulanan Zirconia Katana seramik örneklerinin 0.5 mm kalınlıkta hazırlananlarında, renk değişimlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri sırasıyla 1.76, 6.16, 3.44 ve 0.34 olarak kaydedilirken aynı seramik materyalin 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan örneklerindeki değerler 1.00, 6.22, 3.11 ve 0.53 olarak tespit edilmiştir. Bununla birlikte kalın örneklerin ortalama  $\Delta E$  değerleri daha düşük bulunmuştur (Tablo 4.1).

**Tablo 4.1:** Hızlandırılmış yaşlandırma testi uygulanan 0.5 ve 1 mm kalınlıktaki seramik sisteminin  $\Delta E$  değerleri

Seramik tipi	Kalınlık mm	N	Minimum( $\Delta E$ )	Maximum( $\Delta E$ )	Ortalama( $\Delta E$ )	Standart Sapma
Zirconia Katana	0.5	10	1.76	6.16	3.44	0.34
Zirconia Katana	1.0	10	1.00	6.22	3.11	0.53
Prettau Anterior	0.5	10	0.51	2.86	1.67	0.56
Prettau Anterior	1.0	10	0.52	4.31	2.89	0.20
IPS e-max Press	0.5	10	0.84	5.90	3.47	0.54
IPS e-max Press	1.0	10	0.72	4.53	2.39	0.73

Prettau Anterior seramik örneklerinin 0.5 mm kalınlıkta hazırlananlarında, renk değişimlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri sırasıyla



0.51, 2.86, 1.67 ve 0.56 olarak kaydedilirken aynı seramik materyalin 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan örneklerindeki değerler 0.52, 4.31, 2.89 ve 0.20 olarak tespit edilmiştir. 0.5 mm örneklerin ortalama  $\Delta E$  değerleri daha düşük bulunmuştur (Tablo 4.1).

IPS e-max Press seramik örneklerinin 0.5 mm kalınlıkta hazırlananlarında, renk değişimlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri sırasıyla 0.84, 5.90, 3.47 ve 0.54 olarak kaydedilirken aynı seramik materyalin 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan örneklerindeki değerler 0.72, 4.53, 2.39 ve 0.73 olarak tespit edilmiştir. 1 mm örneklerin ortalama  $\Delta E$  değerleri daha düşük bulunmuştur (Tablo 4.1).

Her 3 seramik sistemine birlikte bakıldığında seramik örneklerindeki minimum ve maksimum renk değişimleri Prettau Anterior, IPS e-max Press ve Zirconia Katana şeklinde sıralanmışlardır.

Hızlandırılmış yaşlandırma testinde standart sapma değerleri en fazla IPS e-max Press 1.0 mm örneklerinde (0.73) olmak üzere diğer örnekler azalan şekilde 0.5 mm Prettau Anterior (0.56), IPS e-max Press 0.5 mm (0.54), Zirconia Katana 1.0 mm (0.53), Zirconia Katana 0.5 mm (0.34) ve Prettau Anterior 1.0 mm (0.20) şeklinde sıralanmışlardır.

#### **4.1.2. Termal Siklusta Yaşlandırma**

Termal siklusta yaşlandırma testi uygulanan Zirconia Katana seramik örneklerinin 0.5 mm kalınlıkta hazırlananlarında, renk değişiminin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri sırasıyla 0.42, 7.50, 3.41 ve 1.22 olarak kaydedilirken aynı seramik materyalin 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan örneklerindeki değerler 0.30, 4.18, 1.65 ve 0.52 olarak tespit edilmiştir. Kalın örneklerin ortalama  $\Delta E$  değerleri daha düşük bulunmuştur (Tablo 4.2).

**Tablo 4.2:** Termal siklus testi uygulanan 0.5 ve 1 mm kalınlıktaki seramik sisteminin  $\Delta E$  değerleri

Seramik tipi	Kalınlık mm	N	Minimum( $\Delta E$ )	Maximum( $\Delta E$ )	Ortalama( $\Delta E$ )	Standart Sapma
Zirconia Katana	0.5	10	0.42	7.50	3.41	1.22
Zirconia Katana	1.0	10	0.30	4.18	1.65	0.52
Prettau Anterior	0.5	10	0.35	3.63	1.24	0.52
Prettau Anterior	1.0	10	0.56	1.94	1.04	0.07
IPS e-max Press	0.5	10	1.02	6.41	<b>3.60</b>	0.62
IPS e-max Press	1.0	10	1.31	5.91	2.86	0.32

Prettau Anterior seramik örneklerinin 0.5 mm kalınlıkta hazırlananlarında, renk değişimlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri sırasıyla 0.35, 3.63, 1.24 ve 0.52 olarak kaydedilirken aynı seramik materyalin 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan örneklerindeki değerler 0.56, 1.94, 1.04 ve 0.07 olarak tespit edilmiştir. 1.0 mm örneklerin ortalama  $\Delta E$  değerleri daha düşük bulunmuştur (Tablo 4.2).

IPS e-max Press seramik örneklerinin 0.5 mm kalınlıkta hazırlananlarında, renk değişimlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri sırasıyla 1.02, 6.41, 3.60 ve 0.62 olarak kaydedilirken aynı seramik materyalin 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan örneklerindeki değerler 1.31, 5.91, 2.86 ve 0.31 olarak tespit edilmiştir. 1.0 mm örneklerin ortalama  $\Delta E$  değerleri daha düşük bulunmuştur (Tablo 4.2).

Her 3 seramik tipinde minimum renk değişimleri Zirconia Katana, Prettau Anterior ve IPS e-max Press şeklinde sıralanmış olmakla birlikte maksimum değerler sıralaması Zirconia Katana, IPS e-max Press ve Prettau Anterior şeklinde gerçekleşmiştir.

Termal siklus testinde standart sapma değerleri en fazla Zirconia Katana 1.0 mm örneklerinde (1.22) olmak üzere diğer örnekler azalan şekilde IPS e-max Press 0.5 mm (0.62), Zirconia Katana 0.5 mm (0.52) ve Prettau Anterior 0.5 mm (0.52), IPS e-max Press 1.0 mm (0.32), Prettau Anterior 1.0 mm (0.07) sıralanmışlardır.

### 4.1.3. Otoklavda Yaşlandırma

Otoklavda yaşlandırma testi uygulanan Zirconia Katana seramik örneklerinin 0.5 mm kalınlıkta hazırlananlarında, renk değişimlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri sırasıyla 1.21, 4.08, 3.44 ve 0.34 olarak kaydedilirken aynı seramik materyalin 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan örneklerindeki değerler 0.23, 2.68, 3.11 ve 0.53 olarak tespit edilmiştir. 0.5 mm örneklerde  $\Delta E$  aralığı 2.87 olarak hesaplanırken 1.0 mm kalınlıktaki örneklerde değişim aralığı 2.25'tir. İnce örneklerin ortalama  $\Delta E$  değerleri daha büyük bulunmakla birlikte maksimum ve minimum değerlerde önemli farklar vardır (Tablo 4.3).

**Tablo 4.3:** Otoklavda yaşlandırma testi uygulanan 0.5 ve 1 mm kalınlıktaki seramik sisteminin  $\Delta E$  değerleri

Seramik tipi	Kalınlık mm	N	Minimum( $\Delta E$ )	Maximum( $\Delta E$ )	Ortalama( $\Delta E$ )	Standart sapma
Zirconia Katana	0.5	10	1.21	4.08	3.44	0.34
Zirconia Katana	1.0	10	0.23	2.68	3.11	0.53
Prettau anterior	0.5	10	0.89	6.03	3.41	1.22
Prettau anterior	1.0	10	0.68	6.78	1.65	0.52
IPS e-max Press	0.5	10	0.93	2.33	1.98	0.35
IPS e-max Press	1.0	10	0.30	2.39	1.63	0.73

Prettau Anterior seramik örneklerinin 0.5 mm kalınlıkta hazırlananlarında, renk değişimlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri sırasıyla 0.89, 6.03, 3.41 ve 1.22 olarak kaydedilirken aynı seramik materyalin 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan örneklerindeki değerler 0.68, 6.78, 1.65 ve 0.52 olarak tespit edilmiştir. 0.5 mm örneklerin ortalama  $\Delta E$  değerleri daha büyük bulunmuştur (Tablo 4.3).

IPS e-max Press seramik örneklerinin 0.5 mm kalınlıkta hazırlananlarında, renk değişimlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri sırasıyla 0.93, 2.33, 1.98 ve 0.35 olarak kaydedilirken aynı seramik materyalin 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan örneklerindeki değerler 0.30, 2.39, 1.63 ve 0.73 olarak

tespit edilmiştir. 0.5 mm örneklerin ortalama renk değişim değerleri daha büyük bulunmuştur (Tablo 4.3).

Otoklavda yaşlandırma testinde standart sapma değerleri en fazla Prettau Anterior 0.5 mm örneklerinde (1.22) olmak üzere diğer örnekler azalan şekilde IPS e-max Press 1.0 mm (0.73), Zirconia Katana 1.0 mm (0.53), Prettau Anterior 1.0 mm (0.52), IPS e-max Press 0.5 mm (0.35) ve Zirconia Katana 0.5 mm (0.34) sıralanmışlardır.

#### 4.2. Yaşlandırma Sürecinde Renk Değişimlerine Seramik Tiplerinin Etkilerinin Karşılaştırılması

Yaşlandırma uygulamalarının (hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırma) tam seramik tiplerinin (Zirconia Katana, Prettau anterior ve IPS e-max Press) renk değişimlerine etkileri öncelikle tek yönlü varyans analizleri ile karşılaştırılmış ve Tablo 4.4’de sunulmuştur.

**Tablo 4.4:** Yaşlandırma uygulamalarının (hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırma) tek yönlü varyans analizi

Varyasyon kaynakları	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F-değeri	p-değeri
Gruplar arası	7.937	2	3.968	3.877	0.027
Gruplar içi	52.203	51	1.024		
Toplam	60.140	53			

Tam seramik tiplerinin (Zirconia Katana, Prettau anterior ve IPS e-max Press) yaşlandırma uygulamalarına göre renk değişimleri tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırılmış ve sonuçlar Tablo 4.5’te sunulmuştur.

**Tablo 4.5:** Seramik materyallerinin (Zirconia Katana, Prettau anterior ve IPS e-max Press) tek yönlü varyans analizi

Varyasyon kaynakları	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F-değeri	p-değeri
Gruplar arası	20.961	2	10.480	13.642	0.000
Gruplar içi	39.179	51	0.768		
Toplam	60.140	53			

Tam seramik kalınlıklarının (0.5 mm ve 1.0 mm) yaşlandırma uygulamalarına göre renk değişimleri tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırılmış ve sonuçlar Tablo 4.6'da sunulmuştur.

**Tablo 4.6:** Seramik kalınlıklarının (0.5 mm, 1 mm) tek yönlü varyans analizi

Varyasyon kaynakları	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F-değeri	p-değeri
Gruplar arası	2.764	1	2.764	2.505	0.120
Gruplar içi	57.376	52	1.103		
Toplam	60.140	53			

#### 4.2.1. Zirconia Katana Seramik Sisteminin Yaşlandırma Sürecinde Renk Değişimine Yaşlandırma Yöntemleri Etkilerinin Karşılaştırılması

Zirconia Katana seramik sisteminin 0.5 mm kalınlıktaki örneklerde hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırmada ortalama  $\Delta E$  değerleri sırasıyla 3.44, 3.41 ve 1.98 olarak hesaplanmıştır. 1.0 mm kalınlıktaki örneklerin 3 yaşlandırma yönteminde verdiği renk değişim değerleri ise 3.11, 1.65 ve 1.63 olarak tespit edilmiştir (Tablo 4.7; Şekil 4.1).

**Tablo 4.7:** Zirconia Katana seramik sisteminin yaşlandırma sürecinde renk değişimine yaşlandırma yöntemleri etkilerinin karşılaştırılması.

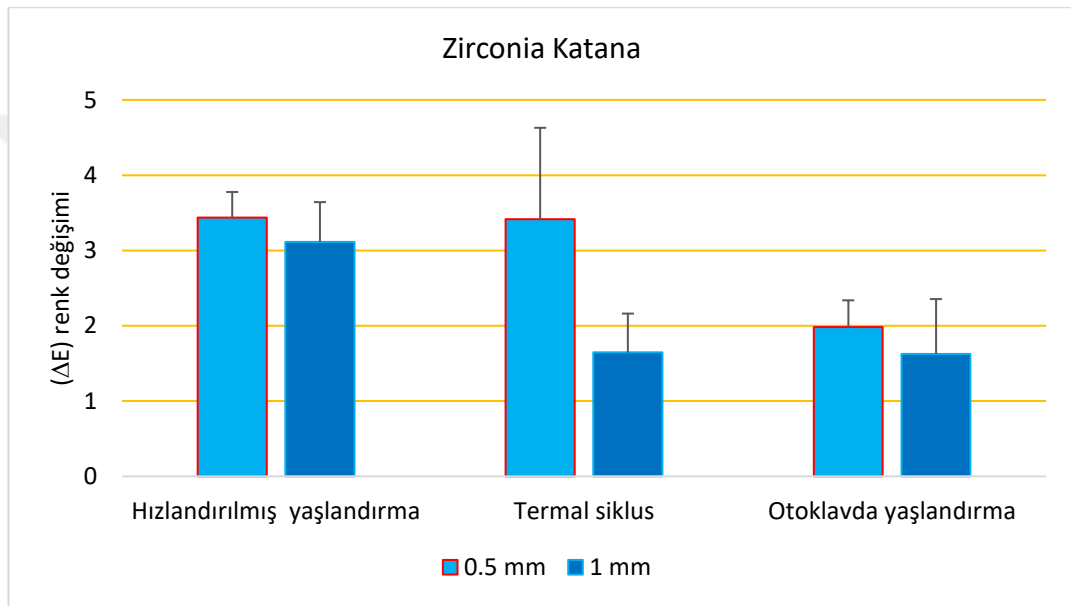
Seramik tipi	Kalınlığı mm	Yaşlandırma yöntemleri		
		Hızlandırılmış yaşlandırma	Termal siklus	Otoklavda yaşlandırma
Zirconia Katana	0.5 mm	3.44	3.41	1.98
Zirconia Katana	1.0 mm	3.11	1.65	1.63
Kalınlık		p>0.05	p>0.05	p>0.05
Yaşlandırma yöntemi			p>0.05	

Not: Duncan çoklu karşılaştırma testi sonucunda yaşlandırma yöntemleri arasında ortaya çıkan farklılıklar ve; 0.5 mm ve 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan örnekler arasındaki farklılıklar önemli değildir

Zirconia Katana seramik sisteminin iki kalınlık tipinde de yaşlandırma yöntemlerine göre renk değişim değerleri arasındaki farklılıklar önemsiz ( $p>0.05$ ) olduğu gibi örneklerinin 3 farklı yaşlandırma yönteminden elde edilen  $\Delta E$  değerleri arasındaki farklılıklar da istatistiki anlamda önemli değildir ( $p>0.05$ ). Yapılan istatistiki değerlendirmeye göre Zirconia Katana seramik sisteminin hızlandırılmış

yaşlandırma termal siklus ve otoklavda yaşlandırma sonucu ortaya çıkan renk değişimleri örnek kalınlıklarından önemli düzeyde etkilenmemişlerdir

Zirconia Katana seramik sisteminin 0.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama  $\Delta E$  değerleri her üç yaşlandırma yönteminde de 1.0 mm kalınlıktaki örneklerde daha yüksek düzeylerde gerçekleşmiştir. Bununla birlikte 0.5 mm ve 1.0 mm örneklerin  $\Delta E$  değerleri arasında yaşlandırma yöntemlerine göre değişen farklılıklar da ortaya çıkmıştır.



**Şekil 4.1:** Zirconia Katana seramik sisteminin ( $\Delta E$ ) renk değişimine yaşlandırma yöntemleri etkilerinin karşılaştırılması.

#### 4.2.2. Prettau Anterior Seramik Sistemlerinin Yaşlandırma Sürecinde Renk Değişimlerine Yaşlandırma Yöntemleri Etkilerinin Karşılaştırılması

Prettau Anterior seramik sisteminin 0.5 mm kalınlıktaki örneklerde hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırmada  $\Delta E$  değerleri sırasıyla 1.67, 1.24 ve 1.22 olarak hesaplanırken 1 mm kalınlıktaki örneklerde 2.89, 1.04 ve 0.86 olarak tespit edilmiştir (Tablo 4.8, Şekil 4.2).

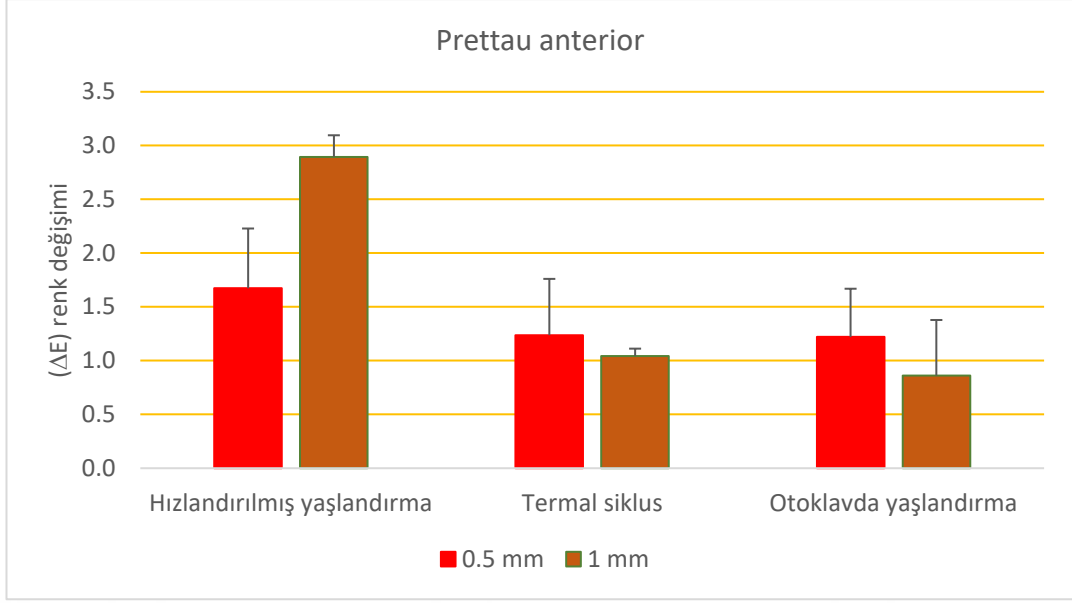
**Tablo 4.8:** Prettau Anterior seramik sistemlerinin yaşlandırma sürecinde renk değişimlerine yaşlandırma yöntemleri etkilerinin karşılaştırılması.

Seramik tipi	Seramik kalınlığı mm	Yaşlandırma yöntemleri		
		Hızlandırılmış yaşlandırma	Termal siklus	Otoklavda yaşlandırma
Prettau anterior	0.5 mm	1.67 <sup>bB</sup>	1.24 <sup>bc</sup>	1.22 <sup>bc</sup>
Prettau anterior	1.0 mm	2.89 <sup>aA</sup>	1.04 <sup>bc</sup>	0.86 <sup>c</sup>
Kalınlık		p<0.05	p>0.05	p>0.05
Yaşlandırma yöntemi			p<0.05	

Not: Duncan çoklu karşılaştırma testi sonucunda yaşlandırma yöntemleri arasında ortaya çıkan farklılıklar küçük harflerle gösterilmiş, 0.5 mm ve 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan örnekler arasındaki farklılıklar büyük harflerle gösterilmiştir.

Prettau Anterior seramik sisteminin iki kalınlık tipinin yaşlandırma yöntemlerine bağlı renk değişimleri arasındaki farklılık hızlandırılmış yaşlandırmada önemli ( $p<0.05$ ), termal siklus ve otoklavda yaşlandırılanlar arasında ise önemsiz bulunmuştur ( $p>0.05$ ). Bununla birlikte yaşlandırma yöntemleri arasında önemli ( $p<0.05$ ) farklılıklar tespit edilmiştir. Yapılan istatistiki değerlendirmeye göre Prettau Anterior seramik sisteminin hızlandırılmış yaşlandırmada ortaya çıkan renk değişimleri örnek kalınlıklarından önemli düzeyde etkilenirken ( $p<0.05$ ) termal siklus ve otoklavda yaşlandırma sonucu ortaya çıkan renk değişimleri örnek kalınlıklarından önemli ( $p>0.05$ ) düzeyde etkilenmemişlerdir.

3 yaşlandırma yöntemi birlikte değerlendirildiğinde renk değişimleri en fazla hızlandırılmış yaşlandırma yöntemi ile yaşlandırılan 1.0 mm kalınlıktaki seramik sistemde 2.89 olarak belirlenirken en düşük renk değişimi otoklavda yaşlandırılan 1 mm kalınlıktaki seramik sistemde 0.86 olarak tespit edilmiştir. Diğer taraftan hızlandırılmış yaşlandırma yönteminde renk değişimi 0.5 mm kalınlıkta 1.0 mm kalınlığa göre daha az olurken termal siklus ve otoklavda yaşlandırmada 0.5 mm kalınlıktaki örneklerde daha fazla bulunmuştur. Ayrıca iki kalınlık tipi arasında yaşlandırma yöntemlerine göre ortaya çıkan farklılık dikkate alındığında hızlandırılmış yaşlandırmada 0.5 mm ve 1.0 mm kalınlıktaki örnekler arasında ortaya çıkan  $\Delta E$  değeri 1.0 mm kalınlıktaki Prettau Anterior seramik sisteminin otoklavda yaşlandırılan örneğinden fazladır.



**Şekil 4.2:** Prettau Anterior seramik sistemlerinin ( $\Delta E$ ) renk değişimlerine yaşlandırma yöntemlerinin etkilerinin karşılaştırılması.

#### 4.2.3. IPS e-max Press Seramik Sistemlerinin Yaşlandırma Sürecinde Renk Değişimlerine Yaşlandırma Yöntemleri Etkilerinin Karşılaştırılması

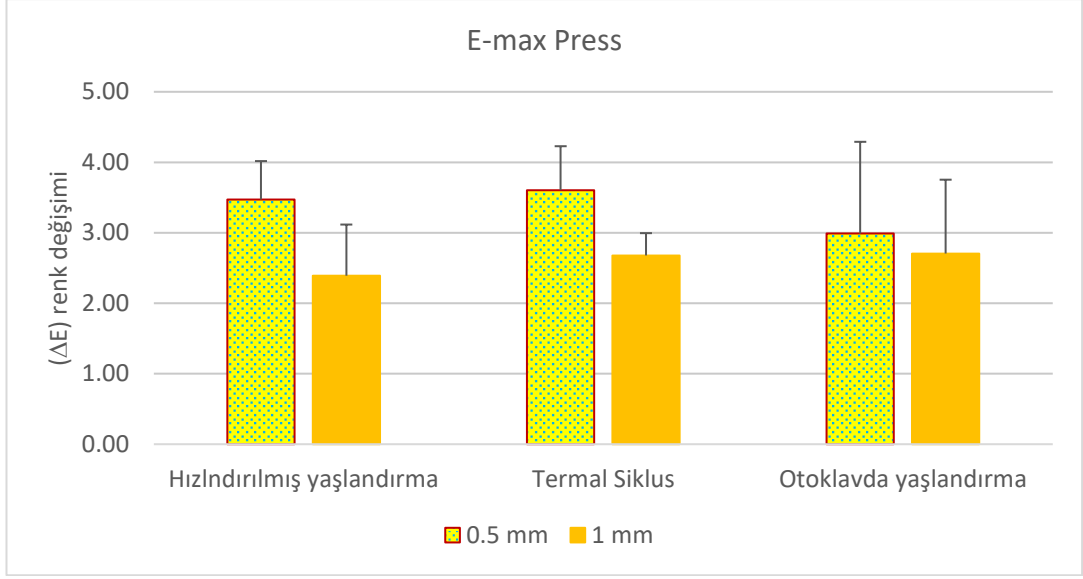
IPS e-max Press seramik sisteminin 0.5 mm ve 1.0 mm kalınlıktaki örneklerde hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırma sonucunda ortaya çıkan  $\Delta E$  değerleri sırasıyla 3.47, 3.60 ve 2.99 olarak hesaplanırken 1 mm kalınlıktaki örneklerde 2.39, 2.68 ve 2.71 olarak tespit edilmiştir (Tablo 4.9, Şekil 4.3).

**Tablo 4.9:** IPS e-max Press seramik sistemlerinin yaşlandırma sürecinde renk değişimlerine yaşlandırma yöntemleri etkilerinin karşılaştırılması.

Seramik tipi	Seramik kalınlığı mm	Yaşlandırma yöntemleri		
		Hızlandırılmış yaşlandırma	Termal siklus	Otoklavda yaşlandırma
IPS e-max Press	0.5 mm	3.47	<b>3.60</b>	2.99
IPS e-max Press	1.0 mm	2.39	2.68	2.71
Kalınlık		p>0.05	p>0.05	p>0.05
Yaşlandırma yöntemi		p>0.05		

Not: Duncan çoklu karşılaştırma testi sonucunda yaşlandırma yöntemleri arasında ortaya çıkan farklılıklar ve; 0.5 mm ve 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan örnekler arasındaki farklılıklar önemli değildir.





**Şekil 4.3:** IPS e-max Press seramik sistemlerinin ( $\Delta E$ ) renk değişimlerine yaşlandırma yöntemlerinin etkilerinin karşılaştırılması.

IPS e-max Press seramik sisteminin iki kalınlık tipinde de yaşlandırma yöntemlerine göre renk değişimleri arasındaki farklılıklar istatistiki anlamda önemsiz ( $p>0.05$ ) bulunmuştur. 3 farklı yaşlandırma yönteminden elde edilen renk değişim değerleri arasındaki farklılıklar da istatistiki anlamda önemli değildir ( $p>0.05$ ). Yapılan istatistiki değerlendirmeye göre IPS e-max Press seramik sisteminin hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırma sonucu ortaya çıkan renk değişimleri örnek kalınlıklarından önemli düzeyde etkilenmemişlerdir.

3 yaşlandırma yöntemi birlikte değerlendirildiğinde renk değişimleri en fazla termal siklus yöntemi ile yaşlandırılan 0.5 mm kalınlıktaki seramik sistemde 3.60 olarak belirlenirken en düşük renk değişimi hızlandırılmış yaşlandırma uygulanan 1 mm kalınlıktaki seramik sistemde 2.39 olarak tespit edilmiştir. Diğer taraftan üç yaşlandırma yönteminde de renk değişimleri 0.5 mm kalınlıkta 1 mm kalınlığa göre daha fazla bulunmuştur.

#### **4.3. Seramik Sistemi Kalınlığının Yaşlandırma ile Oluşan Renk Değişimlerine Etkilerinin Karşılaştırılması**

Farklı tam seramik tiplerinin (Zirconia Katana, Prettau anterior ve IPS e-max Press) üç farklı yaşlandırma (hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda

yaşlandırma) sürecinde renk değişimlerine etkileri çift yönlü varyans analizleri ile karşılaştırılmış ve Tablo 4.10’da sunulmuştur.

**Tablo 4.10:** Yaşlandırma uygulamaları (hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırma) ile seramik tiplerinin (Zirconia Katana, Prettau anterior ve IPS e-max Press) iki yönlü varyans analizi

Varyasyon kaynakları	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit terim	293.852	1	293.852	495.515	0.000
Yaşlandırma	7.937	2	3.968	6.692	0.003
Seramik tipi	20.961	2	10.480	17.683	0.000
Yaşlandırma*Seramik tipi	4.557	4	1.139	1.921	0.123
Hata	26.686	45	0.593		
Toplam	353.992	54			

Farklı yaşlandırma uygulamaları (hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırma) ile seramik kalınlıklarının (0.5 mm ve 1.0 mm) yaşlandırma sürecinde renk değişimlerine etkileri iki yönlü varyans analizleri ile karşılaştırılmış ve Tablo 4.11’de sunulmuştur.

**Tablo 4.11:** Yaşlandırma uygulamaları (hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırma) ile seramik kalınlıklarının (0.5 mm ve 1.0 mm) iki yönlü varyans analizi

Varyasyon kaynakları	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit terim	293.852	1	293.852	296.876	0.000
Yaşlandırma	7.937	2	3.968	4.009	0.025
Kalınlık	2.764	1	2.764	2.793	0.101
Yaşlandırma*Kalınlık	1.928	2	0.964	0.974	0.385
Hata	47.511	48	0.990		
Toplam	353.992	54			

Farklı tam seramik tiplerinin (Zirconia Katana, Prettau anterior ve IPS e-max Press) ve kalınlıklarının (0.5 mm ve 1.0 mm) yaşlandırma sürecinde renk değişimlerine etkileri iki yönlü varyans analizleri ile karşılaştırılmış ve Tablo 4.12’de sunulmuştur.

**Tablo 4.12:** Farklı tam seramik tiplerinin (Zirconia Katana, Prettau anterior ve IPS e-max Press) ve kalınlıklarının (0.5 mm ve 1.0 mm) yaşlandırma sürecinde renk değişimlerine etkilerinin iki yönlü varyans analizi

Varyasyon kaynakları	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit terim	293.852	1	293.852	423ç155	0.000
Seramik tipi	20.961	2	10.480	15.092	0.000
Kalınlık	2.764	1	2.764	3.980	0.052
Seramik tipi*Kalınlık	3.082	2	1.541	2.219	0.120
Hata	33.333	48	0.694		
Toplam	353.992	54			

0.5 mm ve 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan seramik sistemlerin üç farklı yaşlandırma yönteminde renk değişimleri değerleri varyans analizi ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

#### **4.3.1. 0.5 mm Kalınlıkta Hazırlanan Seramik Sistemlerinin Renk Değişimlerinin Karşılaştırılması**

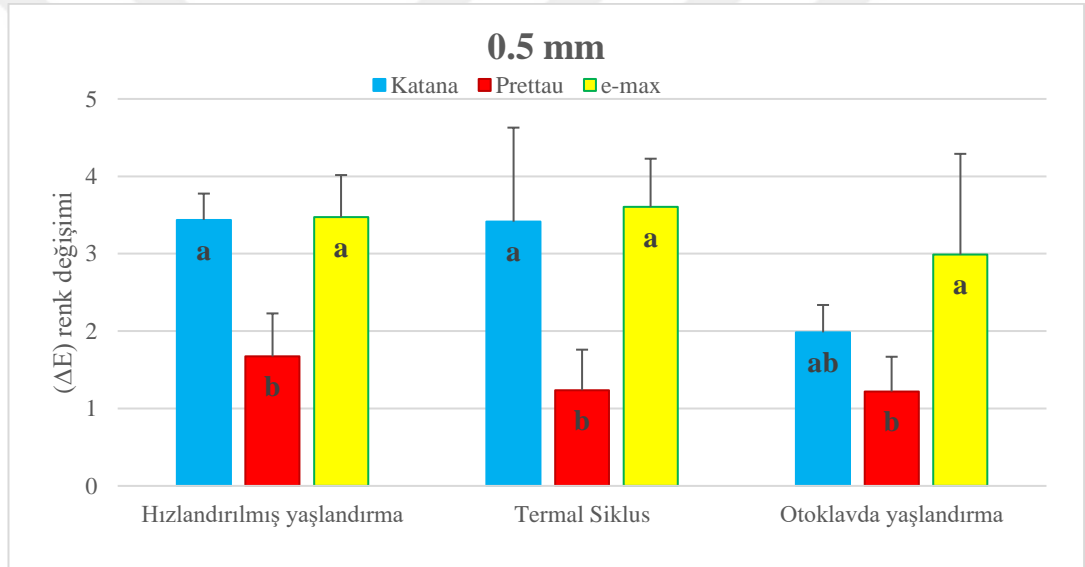
0.5 mm kalınlıkta hazırlanan 3 seramik sistemi üç farklı yaşlandırma uygulamasıyla ortaya çıkan renk değişim değerleri varyans analizi ile karşılaştırılmıştır (Tablo 4.13; Şekil 4.4). İki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre her üç yaşlandırma yönteminde Zirconia Katana, Prettau Anterior ve IPS e-max Press seramik sistemlerinin yaşlandırma ile ortaya çıkan renk değişim değerleri arasındaki farklılıklar istatistiki olarak önemli ( $p<0.05$ ) bulunmuştur.

Hızlandırılmış yaşlandırma yönteminde Zirconia Katana, Prettau Anterior ve IPS e-max Press seramik sistemlerinin renk değişim değerleri sırasıyla 3.44, 1.67 ve 3.47 olarak belirlenirken termal siklus yaşlandırma yönteminde 3.41, 1.24 ve 3.60 olarak tespit edilmiş, otoklavda yaşlandırılan örneklerde ise 1.98, 1.22 ve 2.99 olarak hesaplanmıştır. Yaşlandırma sonucu ortaya çıkan renk değişim değerleri üç yaşlandırma yönteminde de Prettau Anterior seramik sisteminde, Zirconia Katana ve IPS e-max Press seramik sistemlerinden önemli ölçüde daha düşük düzeyde olmuştur.

**Tablo 4.13:** 0.5 mm kalınlıklarda hazırlanan seramik sistemlerin 3 farklı yaşlandırma uygulamasıyla ortaya çıkan renk değişimlerinin varyans analizi.

Seramik tipleri	Yaşlandırma yöntemleri		
	Hızlandırılmış yaşlandırma	Termal siklus	Otoklavda yaşlandırma
Zirconia Katana	3.44 <sup>a</sup>	3.41 <sup>a</sup>	1.98 <sup>ab</sup>
Prettau anterior	1.67 <sup>b</sup>	1.24 <sup>b</sup>	1.22 <sup>b</sup>
IPS e-max Press	3.47 <sup>a</sup>	<b>3.60<sup>a</sup></b>	2.99 <sup>a</sup>
Seramik sistemi	p<0.05	p<0.05	p<0.05
Yaşlandırma yöntemi	p>0.05		

Not: Varyans analizi sonucu seramik sistemleri arasındaki istatistikî farklılıklar küçük harflerle gösterilmiştir. Yaşlandırma yöntemleri arasındaki farklılıklar anlamlı değildir.



**Şekil 4.4:** 0.5 mm kalınlıkta hazırlanan seramik sistemlerinin (ΔE) renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Not: Farklı çıkan istatistikî gruplar küçük harflerle gösterilmiştir.

Zirconia Katana ve IPS e-max Press seramik sistemlerinin hızlandırılmış yaşlandırma ve termal siklus yöntemlerinde oluşan renk değişim değerleri aynı istatik grubunda (a) yer alırken otoklavda yaşlandırma yönteminde IPS e-max Press a grubunda Zirconia Katana ise ab grubunda yer almıştır. Yaşlandırma yönteminden bağımsız olarak 0.5 mm kalınlıktaki seramik örnekleri dikkate alınarak aynı ΔE değerlerine varyans analizi uygulandığında aradaki farklılık istatistikî olarak önemsiz (p>0.05) bulunmuştur. Başka bir ifade ile 0.5 mm kalınlıktaki seramik örnekleri 3 farklı yaşlandırma grubunda da bağımsız ΔE değerleri sergilemişlerdir. 0.5 mm kalınlıkta renk değişim testi sonucuna göre önemli olanın seramik materyalin tipi

olduğudur. Prettau Anterior ve IPS e-max Press seramik tiplerinde her 3 yaşlandırma yöntemi sonucunda elde edilen renk değişim değerleri aynı istatistik grubunda (sırasıyla a ve b) yer alırken Zirconia Katana seramik sistemlerinde yaşlandırma yöntemine bağlı olarak sınırlı da olsa farklı istatistik grupları oluşmuştur.

#### 4.3.2. 1 mm Kalınlıkta Hazırlanan Seramik Sistemlerinin Renk Değişimlerinin Karşılaştırılması

Zirconia Katana, IPS e-max Press ve Prettau Anterior seramik sistemlerinin üç farklı yaşlandırma yönteminde yaşlandırma sonucu ortaya çıkan  $\Delta E$  değerleri hızlandırılmış yaşlandırma yönteminde sırasıyla 3.11, 2.39 ve 2.89 olarak kaydedilirken termal siklus yönteminde 1.65, 2.68 ve 1.04 olarak tespit edilmiş, otoklavda yaşlandırılan örneklerin değerleri ise 1.63, 2.71 ve 0.86 olarak hesaplanmıştır. (Tablo 4.14; Şekil 4.5).

**Tablo 4.14:** 1 mm kalınlıklarda hazırlanan seramik sistemlerin 3 farklı yaşlandırma yönteminde yaşlandırılmalarıyla ortaya çıkan renk değişimlerinin varyans analizi.

Seramik tipleri	Hızlandırılmış yaşlandırma	Termal siklus	Otoklavda yaşlandırma
Zirconia Katana	3.11 <sup>a</sup>	1.65 <sup>bc B</sup>	1.63 <sup>bc AB</sup>
Prettau anterior	2.89 <sup>a</sup>	1.04 <sup>c B</sup>	0.86 <sup>c B</sup>
IPS e-max Press	2.39 <sup>ab</sup>	2.68 <sup>a A</sup>	2.71 <sup>a A</sup>
Seramik sistemi	p>0.05	p<0.05	p<0.05
Yaşlandırma yöntemi	p<0.05		

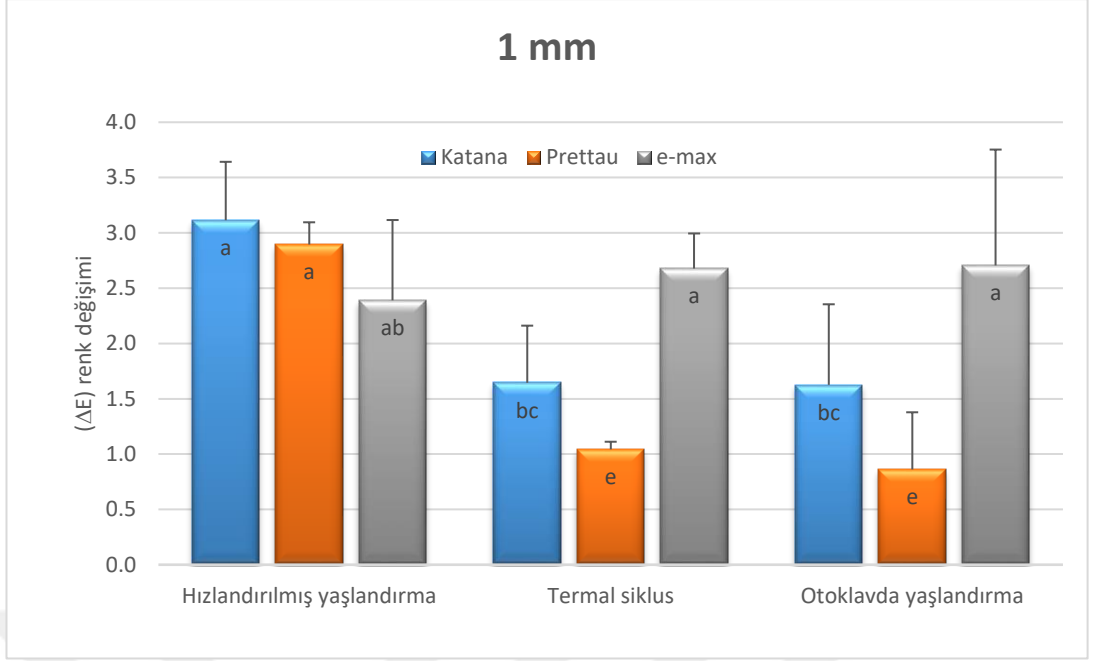
Not: ANOVA ve Duncan çoklu karşılaştırma testine göre seramik sistemleri arası farklılıklar büyük harflerle yaşlandırma yöntemleri arasındaki farklılıklar küçük harflerle gösterilmiştir.

1 mm kalınlıkta hazırlanan seramik sistemlerin üç farklı yöntemle yaşlandırılmaları sonucu ortaya çıkan renk değişimleri varyans analizi ile karşılaştırılmıştır. İki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre seramik sistemleri ile yaşlandırma yöntemlerinin 1mm kalınlıklarda hazırlanan seramik örneklerinde yaşlandırmayla oluşan renk değişimleri arasındaki farklılıklar termal siklus ve otoklavda yaşlandırma yöntemlerinde istatistiki bakımından önemli (p<0.05), hızlandırılmış yaşlandırma yönteminde ise önemsiz (p>0.05) düzeydedir. Aynı şekilde seramik kalınlıkları arasındaki farklılığa bağlı olarak yaşlandırmayla oluşan

renk değişimleri arasında termal siklus ve otoklavda yaşılandırma yöntemlerinde istatistiki bakımından önemli ( $p < 0.05$ ), hızlandırılmış yaşılandırma yönteminde ise önemsiz ( $p > 0.05$ ) farklılıklar tespit edilmiştir. Benzer şekilde seramik tipleri arasında da önemli farklılıklar oluşmuştur.

Hızlandırılmış yaşılandırma protokolü uygulanan Zirconia Katana ve Prettau Anterior seramik sistemleri aynı istatistik grubunda (a) yer alırken, IPS e-max Press nispeten farklı grupta (ab) yer almıştır. Termal siklus ve otoklavda yaşılandırma protokolü uygulanan örnekler arasında çok daha belirgin ayrışmalar meydana çıkmıştır. Termal siklus ve otoklavda yaşılandırılan IPS e-max Press seramik örneği a grubunda yer alırken Prettau Anterior bc ve IPS e-max Press c istatistik grubunda yer almıştır.

1.0 mm kalınlıkta hazırlanan 3 farklı seramik sisteminde yaşılandırma yöntemlerinin etkileri belirgin olarak farklılaşmıştır. Üç yaşılandırma yöntemi arasında en küçük  $\Delta E$  değerleri her üç seramik sistemde de otoklavda yaşılandırılanlarda belirlenmiştir. Termal siklus ve otoklavda yaşılandırmada Prettau Anterior seramik sistemlerinin  $\Delta E$  değerleri en küçük düzeyde kalırken hızlandırılmış yaşılandırma yönteminde IPS e-max Press seramik sistemi örneklerinin aldığı  $\Delta E$  değeri diğer iki sistemden daha düşük düzeyde gerçekleşmiştir.



**Şekil 4.5:** 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan seramik sistemlerinin ( $\Delta E$ ) renk değişimlerinin karşılaştırılması.

Not: Farklı çıkan istatistik gruplar küçük harflerle gösterilmiştir.

#### 4.4. Seramik Sistemleri, Seramik Kalınlıkları ve Yaşlandırma Yöntemlerinin Renk Değişimleri ile Karşılaştırılması

0.5 ve 1 mm kalınlıkta hazırlanan Zirconia Katana, Prettau Anterior ve IPS e-max press seramik sistemlerinin hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus ve otoklavda yaşlandırma protokolü uygulamaları sonucunda ortaya çıkan renk değişim değerleri üç yönlü varyans analizi ile incelenmiş Tablo 4.15'te sunulmuş ve aralarında istatistik düzeyde önemli ( $p < 0.05$ ) farklılıklar tespit edilmiştir (Tablo 4.16; Şekil 4.6). Bir yıllık yaşlandırma protokolü uygulanan yaşlandırma yöntemleri arasında önemli farklılıklar tespit edilmiştir. Seramik kalınlıkları ve seramik tipleri, yaşlandırma yöntemlerinden farklı düzeylerde etkilenmişlerdir. Seramik kalınlıklarına göre etkilenmenin yönü değişik bulunmuştur. Yaşlandırma yöntemleri ve seramik kalınlıkları birlikte değerlendirildiğinde tespit edilen farklılıklar istatistik olarak önemli ( $p < 0.05$ ) düzeydedir.

**Tablo 4.15:** Deney grupları arasındaki istatistiksel belirginliğin tespiti için yapılan 3 yönlü varyans analizi değerleri ( $p>0.05$ ).

Varyasyon kaynakları	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit terim	293.852	1	293.852	661.503	0.000
Yaşlandırma	7.937	2	3.968	8.933	0.001
Seramik	20.961	2	10.480	23.593	0.000
Kalınlık	2.764	1	2.764	6.222	0.017
Yaşlandırma*Seramik	4.557	4	1.139	2.564	0.055
Yaşlandırma*Kalınlık	1.928	2	0.964	2.170	0.129
Seramik*Kalınlık	3.082	2	1.541	3.470	0.042
Yaşlandırma*Seramik *Kalınlık	2.920	4	0.730	1.643	0.185
Hata	15.992	36	0.444		
Toplam	353.992	54			

Yaşlandırma yöntemlerinin seramik sistemlerin renk değişimine etkileri arasındaki farklılıklar dikkate değerdir. Zirconia Katana ve Prettau Anterior seramik sistemlerinde en yüksek  $\Delta E$  hızlandırılmış yaşlandırma protokolüyle ortaya çıkarken IPS emax Press seramik sisteminde en yüksek  $\Delta E$  0.5 mm lik termal siklus uygulanan örneklerinde ortaya çıkmıştır.

O'Brien (2008)'in renk farkı ( $\Delta E$ ) ile klinik renk uyumu eşleştirmesi (Tablo 2.1) esas alınarak elde edilen değerler aşağıda değerlendirilmiştir.

Zirconia Katana seramik sisteminin 0.5 mm ve 1.0 mm kalınlıktaki örneklerinin hızlandırılmış yaşlandırma protokolü uygulananlarında renk farkı 3.44 ve 3.11 olup O'Brien (2008)'in sınıflandırmasında her ikisi de '**Klinik olarak kabul edilebilir**' sınıfındadır. Aynı seramik sistemin termal siklus uygulananlarında 0.5 mm kalınlıkta 3.41'lik bir  $\Delta E$  belirlenmiş ve bu değer de '**Klinik olarak kabul edilebilir**' sınıfındadır. Ancak bu seramik sistemin otoklavda yaşlandırılan 0.5 mm örneklerinde 1.98'lik renk farkı belirlenmiş ve bu değer '**İyi**' olarak sınıflandırılmıştır. 1.0 mm kalınlıktaki örneklerin termal siklus ve otoklavda yaşlandırılan örneklerde sırasıyla 1.65 ve 1.63'lük bir renk farkı belirlenmiş olup bu değerler O'Brien (2008) tarafından '**İyi**' olarak tanımlanan aralıktadırlar. Renk farklı test edilen 6 farklı örnek tipinden 3'ü '**İyi**' ve 3'ü de '**Klinik olarak kabul edilebilir**' renk farkı ortaya koymuşlardır.



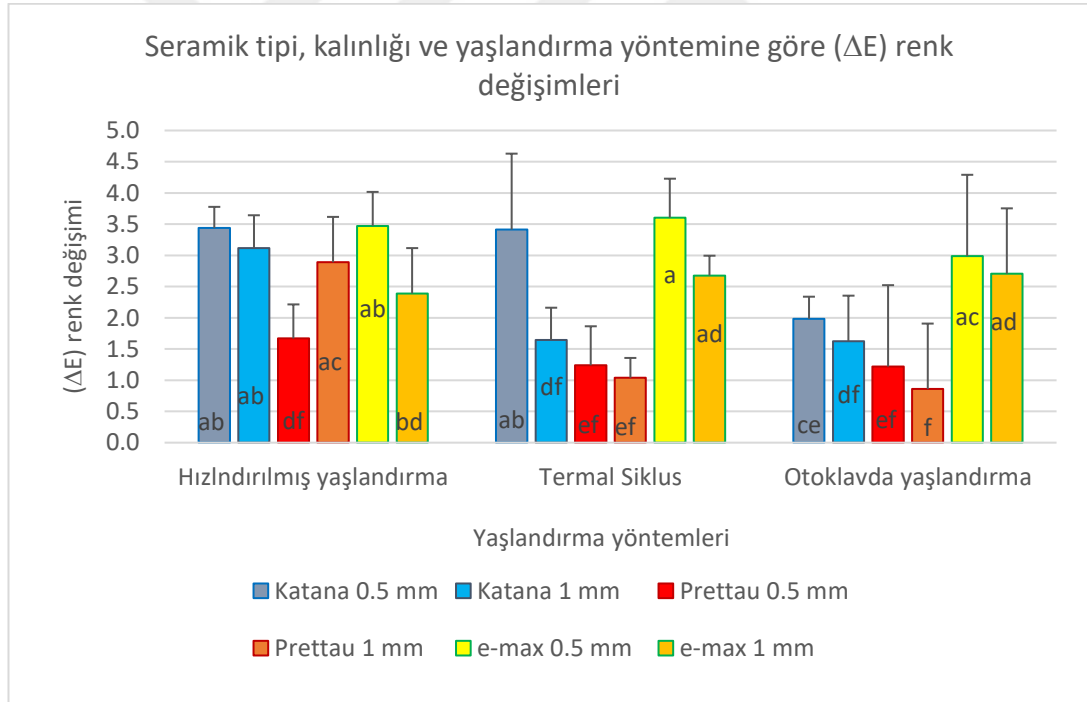
O'Brien (2008) renk farkı ( $\Delta E$ ) ile klinik renk uyumu eşleştirmesi esas alındığında '**Mükemmel**' renk eşleşme değeri sadece otoklavda yaşlandırılan 1.0 mm kalınlıkta hazırlanan Prettau Anterior seramik sisteminde tespit edilmiştir. Bununla birlikte bu seramik sistemin termal siklus ve hızlandırılmış yaşlandırma protokolü uygulanan örneklerinde sırasıyla 1.04 ve 2.89'luk  $\Delta E$  değerleri tespit edilmiştir. Bu değerler O'Brien (2008)'in sınıflandırmasına göre '**İyi**' ve '**Klinik olarak kabul edilebilir**' sınıflarındadır. Bir başka ifade ile aynı Prettau Anterior seramik sisteminin 1.0 mm kalın örnekleri 3 yaşlandırma yönteminde (otoklavda yaşlandırma, termal siklus ve hızlandırılmış yaşlandırma) tamamen farklı sınıflarda sonuçlar vermiştir. Prettau Anterior seramik sisteminin 0.5 mm kalın örneklerinin 3 yaşlandırma yöntemindeki (otoklavda yaşlandırma, termal siklus ve hızlandırılmış yaşlandırma) renk farklılıkları ise sırasıyla 1.22, 1.24 ve 1.67 olarak tespit edilmiştir. Bu değerlerin tümü de O'Brien (2008)'in sınıflandırmasında aynı grupta yer almış ve '**İyi**' olarak değerlendirilmiştir. Renk farkı test edilen 6 farklı örnek tipinden 1'i '**Mükemmel**', 4'ü '**İyi**' ve 1' de '**Klinik olarak kabul edilebilir**' renk farkı ortaya koymuşlardır.

IPS e-max Press seramik sistemlerinin 0.5 mm ve 1.0 mm kalınlıktaki örneklerinin hızlandırılmış yaşlandırma protokolü uygulananlarında renk farkı 3.47 ve 2.39 olup O'Brien (2008)'in sınıflandırmasında '**Klinik olarak kabul edilebilir**' sınıfındadır. Aynı seramik sistemin termal siklus protokolü uygulananlarında 0.5 mm kalınlıktaki örnekleri test edilen 18 kombinasyonun en yüksek değeri olarak 3.60'lık bir renk farkı belirlenmiş ve bu değer de O'Brien (2008)'in **Uyuşmaz** sınıfındadır. Aynı seramik sisteminin 1.0 mm kalınlıktaki örneklerinde 2.68'lik renk farkı belirlenmiş ve bu değer '**Klinik olarak kabul edilebilir**' sınıfındadır. IPS e-max Press seramik sistemlerinin 0.5 mm ve 1.0 mm kalınlıktaki örneklerinin otoklavda yaşlandırma protokolü uygulananlarında  $\Delta E$  2.99 ve 2.71 olup O'Brien (2008)'in sınıflandırmasında '**Klinik olarak kabul edilebilir**' sınıfındadır. Özetle IPS e-max Press seramik sistemlerinin 0.5 mm ve 1.0 mm kalınlıktaki örnekleri yaşlandırma yöntemlerine bağlı olarak O'Brien (2008)'in '**Klinik olarak kabul edilebilir**' sınıfında 5 adet renk farkı değeri ve 1 adet '**Uyuşmaz**'  $\Delta E$  değeri vermiştir.

**Tablo 4.16:** 2 farklı kalınlıkta hazırlanan 3 seramik sistemin 3 yaşlandırma yönteminde renk değişimlerinin varyans analizi.

Seramik tipi	Seramik kalınlığı mm	Yaşlandırma yöntemleri		
		Hızlandırılmış yaşlandırma	Termak siklus	Otoklavda yaşlandırma
Zirconia Katana	0.5 mm	3.44 <sup>ab AB</sup>	3.41 <sup>ab AB</sup>	1.98 <sup>ce AC</sup>
Zirconia Katana	1.0 mm	3.11 <sup>ab AB</sup>	1.65 <sup>df BC</sup>	1.63 <sup>df AC</sup>
Prettau anterior	0.5 mm	1.67 <sup>df BC</sup>	1.24 <sup>ef BC</sup>	1.22 <sup>ef BD</sup>
Prettau anterior	1.0 mm	2.89 <sup>ac AB</sup>	1.04 <sup>ef BC</sup>	0.86 <sup>f BD</sup>
IPS e-max Press	0.5 mm	3.47 <sup>ab AB</sup>	<b>3.60</b> <sup>a A</sup>	2.99 <sup>ac AB</sup>
IPS e-max Press	1.0 mm	2.39 <sup>bd AC</sup>	2.68 <sup>ad AB</sup>	2.71 <sup>ad AB</sup>
Seramik sistemi		p<0.05	p<0.05	p<0.05
Yaşlandırma yöntemi			p<0.05	

Not: ANOVA ve Duncan çoklu karşılaştırma testine göre seramik sistemleri arası farklılıklar küçük harflerle yaşlandırma yöntemleri arasındaki farklılıklar büyük harflerle gösterilmiştir



**Şekil 4.6:** Seramik tipi, kalınlığı ve yaşlandırma yöntemlerine göre renk değişimleri  
Not: Farklı çıkan istatistikî gruplar küçük harflerle gösterilmiştir.

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada 2 farklı kalınlıkta hazırlanan 3 farklı tam seramik sistemlerine uygulanan 3 farklı yaşlandırma yöntemiyle oluşan renk değişiklikleri ( $\Delta E$ ) incelendi.

Günümüzde doğal dişlere benzeyecek düzeyde ışık yansımaları ve ışık geçirgenliği nitelikleri ile tam seramik restoratif materyallerinin diş hekimliği uygulamalarında kullanımı artış göstermektedir. Seramik materyallerin sahip oldukları estetik görünümünü uzun dönem koruyabilmelerinde renk stabiliteleri büyük önem taşımaktadır (Türken, 2016). Renk uyumunun farklı etkenlere bağlı olduğu, bu uyumun sağlanabilmesine yönelik çalışmalarda; seramik markası (Kanchanasita ve ark., 2014; Kurtulmuş-Yılmaz ve Ulusoy, 2014; Oh ve Kim, 2015), fırınlama sayısı ve tipi (Bachhav ve Aras, 2011; Gonuldas ve ark., 2014; Kurtulmuş-Yılmaz ve Ulusoy, 2014), yaşlandırma yöntem ve süreçleri, yüzey bitim işlemleri, seramik kalınlığı (Bachhav ve Aras, 2011; Shono ve Nahedh, 2012; Niu ve ark., 2014; Oh ve Kim, 2015), rengi (Niu ve ark., 2014; Oh ve Kim, 2015), boyama sıvısı uygulama sayısı (Kim ve Kim, 2014), kontrast oranı (opaklık) (Della Bona ve ark., 2014; Kim ve Kim, 2014), tane boyutu (Stawarczyk ve ark., 2014), sinterleme sıcaklık ve süresi (Ebeid ve ark., 2014; Stawarczyk ve ark., 2014), seramik içerisindeki  $ZrO_2$  ve  $Y_2O_3$  konsantrasyonları (Shiraishi ve ark., 2011) ile yapıştırma ajanı kalınlık ve renginin restorasyonun renk değişimine etki edebildiği gösterilmiştir.

Suni yaşlandırma işlemlerinin birebir klinik koşulları sağladığı söylenemez. Yaşlandırma test yöntemleri, sınırlı nem, UV ışını, ışık, sıcaklık ve basınç değişkenlerine bağlı olarak materyalleri etkiler. Yaşlandırma testlerinde dental materyallere uygulanan stresler oral koşullara göre aşırı derecede fazla olabilir. Bunun yanısıra laboratuvar ortamında in vitro olarak yapılan suni yaşlandırma işlemi, dental materyallerin özellikleri hakkındaki çalışmaları standardize etmeye yönelik araştırmalar için önemli bir yöntem sayılabileceği (Ghavam ve ark., 2010; Garcia ve ark., 2013) bizim çalışmamızla da desteklenmiştir.

Alghazzawi (2017), 7 farklı seramik sistemi örneklerine otoklavda yaşlandırma uygulayarak farklı sürelerdeki optik özelliklerini incelemiş ve sonuç

olarak zirkonya ve e.max materyallerin optik özelliklerinin uygulanan yaşlandırma yöntemlerinden etkilendiğini bildirmiştir. Bizim çalışmamızda da benzer sonuçlar alınmış, uygulanan yaşlandırma testleri seramik sistemlerinin renk özelliklerini etkilemiştir.

De oliveira ve ark. (2015), 3 farklı yaşlandırma yöntemini rezin bazlı kompozitlerin renk stabilitesi üzerinde karşılaştırmış ve sonucunda renk değişimini şöyle bulmuştur; UV ışıkla yaşlandırma>hızlandırılmış yaşlandırma>suda bekletme. Test edilen üç in vitro yaşlandırma metodunun, renk değişimine etki düzeylerinin farklı olduğunu bildirmişlerdir. Bu sonuç tarafımızdan farklı tam seramik sistemlere uygulanan 3 farklı yaşlandırma protokolü sonuçlarının farklı bulunmasıyla desteklenmiştir.

Borba ve ark. (2016), 2 farklı yaşlandırma yöntemini kıyaslamış; çiğneme simülatörü ile otoklavda yaşlandırma testi uygulayarak seramik sistemlerinin mekanik davranışlarını değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak uyguladıkları her iki yaşlanma protokolü de vita in ceram YZ ile vita in ceram zirkonia IZ seramik örneklerinin eğilme dayanımları ve bozulma davranışlarında hiçbir etki göstermemekle birlikte, vita in ceram AL monolitik yapılar yaşlanma yöntemlerinden her ikisinde de eğilme direncinde önemli azalma göstermiştir.

Çalışmamızda kullanılan hızlandırılmış yaşlandırma cihazı üreticileri 300 saatlik uygulamanın yaklaşık olarak 1 yıllık klinik etkiye eşdeğer olduğunu bildirmektedirler (Douglas, 2000). Bu nedenle tam seramik örneklerine hızlandırılmış yaşlandırma testi 300 saat süreyle uygulanmıştır.

Literatürde (Gale ve Darvell, 1999; El-Araby ve Talic, 2007) termal siklusda 10000 döngünün in vivo yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğu bildirilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda, termal siklus grubundaki örnekler toplam 10000 döngüden geçirilmiştir.

Otoklavda yaşlandırma protokolünün (134°C; 0.2 MPa) in vivo 1 saat uygulanmasının kabaca 2 yıla, 5 saatlik uygulamasının ise 10 ila 20 yıla eşdeğer olduğu 1 yıllık yaşlanmayı simüle etmek için de 30 dakikalık bir sürenin yeterli

olduğu bildirmektedir (Chevalier ve ark., 1999; Deville ve ark., 2005; Chevalier ve ark., 2007; de Almeida Basılio ve ark., 2016a). Çalışmamızda otoklavda yaşlandırma testi uygulanan tam seramik rnekleri 134°C; 0.2MPa altında 30 dakika işlem görmüştür.

1 yıllık yaşlandırma süreci her üç yaşlandırma yönteminde de seramik sistemlerinin  $\Delta E$  değerlerinde önemli değişimlere neden oldu. Seramik sistemleri farklı yaşlandırma testlerinde birbirinden bağımsız fakat genel olarak aynı yönde  $\Delta E$  değerleri verdiler.

Heffernan ve ark. (2002)'ın dental materyallerin yaşlandırma sürecinde bozulma miktarlarının daha kısa sürede tespit edilebilmesinin araştırıcıya materyal hakkında bilgi sağlarken zaman da kazandırır görüşü her üç yaşlandırma yönteminde 3 farklı seramik sistemlerinde oluşan önemli  $\Delta E$  farklılıklarıyla desteklendi.

Seramik kalınlığındaki değişikliklerin tam seramiklerin optik özelliklerinde önemli değişikliklere neden olabileceği bildirilmiştir (Heffernan ve ark., 2002).

Tabatabaian ve ark. (2017) farklı monolitik zirkonya sistemlerindeki seramik kalınlığının (0.7, 0.9, 1.1 mm) renk üzerine etkisini incelemiş ve kabul edilebilir bir final rengi elde edebilmek için monolitik zirkonya kalınlığının minimum 0.9 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir.

Volpato ve ark. (2016), analiz edilen tüm parametrelerde kalınlık etkisinin istatistiksel olarak önemli olduğunu, çalışmalarında buldukları renk farklılıklarının, seramik kalınlık farkına bağlı olduğunu bildirmiştir.

Bir nesnenin görünümü sadece CIE Lab sisteminin renk özelliklerine bağlı değildir. Ayrıca, parlaklık, opaklık, saydamlık ve metamerizm, opalesans ve floresan gibi optik olaylardan da etkilenmiştir (Hunter ve Harold, 1987).

Baldissara ve ark. (2010), farklı CAD/CAM sistemleriyle üretilmiş zirkonyum kopinglerle IPS e.max Press' in işık geçirgenliğini karşılaştırmışlardır.

Lityum disilikatın ışık geçirgenliğinin anlamlı derecede farklı olarak, daha fazla olduğu sonucuna varmışlardır.

Dikicier ve ark. (2014), cam infiltre alüminyum oksit, lityum disilikat ve yitrium ile stabilize zirkonya seramik materyallerin  $\Delta E$  değerinin kalınlık değişikliklerinin aynı seramik grubu içerisindeki örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı olmadığı, fakat farklı seramik grupları arasında önemli düzeyde etkilendiğini bildirmişlerdir. Bu sonuçlar çalışmamızda sadece termal siklus uygulanan prettau anterior seramik sisteminde benzerlik gösterirken diğer 8 kombinasyonda farklı kalınlıkların  $\Delta E$  değerleri farklı istatistik grubunda yer almıştır.

Önceki çalışmalarda belirtildiği gibi (Azer ve ark., 2011; Kürklü ve ark., 2013); Barizon ve ark.'na (2014) göre  $\Delta E$  değerinin büyüklüğü seramik tiplerine ve kalınlıklarına göre farklılıklar gösterdi. Çalışmamızda seramik kalınlığı otoklavda yaşlandırılan katana grubu ve termal siklus uygulanan prettau anterior seramik sistemlerinde kalınlık farklarının  $\Delta E$  değeri üzerine etkisi önemsiz, seramik sistemlerinin kalınlıklarına bağlı yaşlandırma testleri sonucunda ortaya çıkan  $\Delta E$  değerleri aralarındaki farklılıklar önemli bulundu. Seramik markası  $\Delta E$  değeri üzerine etkili oldu (Dede ve ark., 2017).

Paul ve ark. (2004), spektrofotometrik aletlerle yapılan renk değerlendirme yöntemlerinin insan gözü ile yapılan değerlendirmelere göre daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda renk değerlendirme işlemleri spektrofotometre ve CIE Lab renk sistemi kullanılarak objektif olarak yapılmıştır.

İnsan gözünün dental materyallerdeki küçük renk farklılıklarını ayırt edebilmesi çok zordur. Çalışmalara göre insan gözünün  $\Delta E < 1$  olduğu durumlarda renk değişikliğini fark edemediği bildirilmiştir (Seghi ve ark., 1986; Conrad ve ark., 2007; Pires-de-Souza ve ark., 2009).

Klinik olarak algılanabilir ve kabul edilemez eşikler konusunda farklı görüşler de vardır (Ruyter ve ark., 1987; Johnston ve Kao, 1989; Ishikawa-Nagai ve ark., 2009; Barizon ve ark., 2014). Genel olarak  $\Delta E$  değerinin 3.5'in üzerinde olduğu durumların klinik olarak kabul edilemez seviyede olduğu (Ozcelik ve ark., 2008;

Yılmaz ve Karaagaclioglu, 2011) bildirilmekle birlikte bazı araştırmacılar  $\Delta E$  değerinin 3.7 birimden (Seghi ve ark., 1986; Hekimoğlu ve ark., 2000; Sproull, 2001), bazıları 3.3 birimden (Schulze ve ark., 2003), bazıları 3 birimden (Douglas ve Przybylska, 1999; Zhang ve ark., 2000), bazıları da 1 birimden (Johnston ve Kao, 1989; Paravina ve Powers, 2004) fazla olması gerektiğini ifade etmektedirler.

O'Brien (2008), klinik çalışmada renk değişimi ( $\Delta E$ ) değerinin 3.5'den daha fazla olduğu durumların klinik olarak kabul edilemez seviye olduğunu bildirmiştir.

Çalışmamızda varyans analizi sonucunda oluşturulan istatistiki gruplar da seramik tipi, kalınlığı ve yaşlandırma yöntemlerine göre farklılık gösterdi. Her u yaşlandırma yöntemide seramik sistemlerinin yaşlandırma ile renk değişiminde her iki seramik kalınlığında da istatistiki olarak önemli farklar oluşturmuştur.

Elde ettiğimiz sonuçlara göre çalışmanın başında ortaya koyduğumuz 2 farklı kalınlıkta hazırlanan tam seramik örneklerinin, 3 farklı yaşlandırma protokolü uygulamalarından sonra, O'Brien (2008) tarafından ortaya konulan  $\Delta E=3.5$  değerinden (klinik olarak algılanabilir) daha yüksek renk değişimleri göstermeyeceği ve farklı kalınlıklardaki seramik örneklerinde  $\Delta E$  değerleri, klinik olarak algılanabilir düzeyin altında kalacağı hipotezi 18 grubun 17 sinde kabul edildi. Sadece 0.5 mm kalınlıkta hazırlanan ve termal siklus uygulanan IPS e-max Press tam seramik örneklerinde başlangıçta kurulan hipotez reddedildi.

Estetik restoratif malzemelerin renk değişimine katkıda bulunabilecek nedensel faktörler arasında leke birikmesi, su emmesi, sızıntı, aşınma veya kimyasal bozunma yer alır. Seramik malzemelerdeki renk değişiklikleri metal oksit içeriğinden de oluşabilir. Elde edilen renk tonlarını elde etmek için seramik malzemelere metal oksitler eklenir. Metal oksit bağının ultraviyole radyasyon altında kolayca parçalanabileceği ve peroksit bileşiklerinin oluşacağı ve muhtemelen seramik malzemenin rengini değiştirebileceği bilinmektedir (Ertan ve Sahin, 2005). Bu teoriye göre, bu çalışmada, hızlandırılmış yaşlandırma uygulanan tüm seramik sistemlerinde daha yüksek renk değişimi gözlenmesi, yaşlanma sürecinde ultraviyole ışığa bağlı olabilir.

Otoklavda yaşlandırma sonrası renk değişimi, ısıya maruz kalma sırasında oluşan pigmet kopmasına (metalik oksitlerin yanmasına) bağlıdır (Alghazzawi ve ark., 2017)

Alliance zirkon bloklar, Katana sisteminin bloklarından biri olup diğer CAD/CAM sistemlerinden farklı renkli Y-TZP blok seçeneği olmasıdır. 4 farklı renk seçeneği bulunan bu sistemin avantajı blokların renklendirilmesi için ek bir işlem gerektirmemesidir. (Turkuaz, 2018).

Noritake Katana (Noritake Dental Supply Co. Ltd. Japonya) %94.4 ZrO<sub>2</sub> ve %5.4 Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içerikli zirkonya bloklardan üretilen CAD/CAM sistemlerinden biridir. CAM sistemi 5 eksenle frezeleme yapabilir. Bir veya daha fazla üniteli sabit protezle, inley, onley ve kişisel implant dayanakların üretimi sağlanabilir (Kalaycı ve Bayındır, 2015).

Prettau zirkonya (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya); tek kronlarda, inley, onley ve kaplamalarda, 14 üyeye kadar olan köprülerde kullanılabilir. Üretici firma tarafından 1200MPa'a kadar esneme dayanımı olduğunu bildirilmektedir. Prettau zirkonya, yitriyumla kısmen stabilize edilmiş ve alüminyum ile zenginleştirilmiştir (Tekin, 2017).

Zirkonzahn prettau, maliyetinin düşük olması nedeniyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir. Alt yapı dizayn edilirken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmez. Bu nedenle andırkat bulunan ve paralel olmayan kesimlerde, diğer sistemlere göre daha rahat restorasyon hazırlanabilir (Kalaycı, 2014).

IPS e.max Press 2005 yılında IPS Empress 2 ile kıyaslanarak geliştirilmiştir. IPS Empress 2 gibi lityum disilikattan oluşan preslenebilir cam seramiktir, fakat farklı pişirme prosedürü uygulanarak daha translusent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapmaya imkan verir (Küçük ve Kunt, 2012).

IPS e.max Press içeriğini, cam matriks içerisine gömülmüş yaklaşık %70 oranında lityum disilikat (LiSi<sub>2</sub>) kristalleri oluşturur. Pres tekniği ile kullanılan



lityum disilikat cam porselendir. Temel kristal faz olan lityum disilikat 3-6µm uzunluğundaki iğne şekilli kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller cam matriks içine gömülmüş haldedir. Bu teknikte, renk pigmentleri erime ısısına ulaşıldığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar arzu edilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizması kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilesidir. Bunun aksine renk pigmentleri mikro yapıda kusurlara neden olmaktadır (Köseoğlu, 2018).

Malzemenin hafif opalesansı, özellikle kenar boşlukları incelikli bir şekilde incelendiğinde, özellikle "canlı" görünümlü restorasyonlar sağlar. Özellikle renksiz diş çekirdeklerinin maskelenmesi için uygun olan beyaz, oldukça opak bir HO külçesi mevcuttur. Ayrıca, Ivoclar Vivadent, yüksek yarı saydam HT külçeleri ile, inley ve onleyler için ideal bir seramik malzeme sunmaktadır. Bu külçeler bukalemun etkisi olarak bilinen özelliklere sahiptir, bu da seramiklerin çevredeki diş yapısının gölge etkilerini yansıttığı anlamına gelir (Bühler-Zemp ve ark., 2011).

IPS e.max Press'in fiziki özellikleri, ISO 6872 dental seramik ve ISO 9693 metal-seramik diş restoratif sistemleri uyarınca; eğilme dayanımı (çift eksenli)  $400 \pm 40$ MPa, kimyasal çözünürlük  $40 \pm 10$ µg cm<sup>2</sup>, termal genleşme katsayısı (100-400 °C)  $10.15 \pm 0.4$  10-6K-1olarak bildirilmiştir (Bühler-Zemp ve ark., 2011).

Yitrium ile stabilize zirkonya yüksek yoğunluğa sahip, kimyasal olarak inert bir malzemedir. Bu özellikler, otoklavda yaşlandırma testinde IPS e-max Press örneklerine göre Zirconia Katana ve Prettau anterior seramik örneklerinin optik değişimlerinin neden bu kadar sınırlı olduğunu açıklayabilir.

Yaşlanmadan kaynaklanan değişikliklerin sadece örnek yüzeyinde meydana gelmesi olasıdır. Bu nedenle zirkonya'nın daha homojen yüzeyinde yaşlanmanın etkileri de daha az görülür. T-m faz dönüşümünü etkileyen çeşitli etkenler; ZrO<sub>2</sub> parçacıkları (Hallmann ve ark., 2012) boyutu, şekli ve yeri; stabilize edici oksitin türü ve miktarı (Lughi ve Sergo, 2010) önemli olmakla birlikte bu faktörler kontrol edilemez. Sadece, teknik yaklaşımlar (Borchers ve ark., 2010; Cattani-Lorente ve ark., 2011), yüzey işlemleri ve parlatma gibi zirkonyanın laboratuvar ve klinik

işlemlerini içeren faktörler (Kosmač ve ark., 2007; Kim ve ark., 2013) kontrol edilebilir. Bu nedenle farklı çalışmalarda elde edilen farklı renk değişimleri olası bir sonuçtur.

Zirkonya gibi polikristal yapılar cam matris içermez. Özellikle sıcaklık ve nem varlığında yaşlanma eğilimi artmaktadır. Mekanik özelliklerin değişmesiyle yani tetragonal fazın sürekli olarak monoklinik faza dönüşmesi yaşlanma göstergesidir (Şen ve ark., 2017). Düşük ısıda bozulmadan kaynaklanan yüzeysel değişikliklerin, zirkonyum restorasyonların renk stabilitesine etkisi de önemlidir. Uzun süre ağız içinde kalan zirkonyum materyali estetik açıdan tehlikeye girer (Volpato ve ark., 2016).

Düşük ısı bozunması için en uygun sıcaklık 200-300°C aralığında iken vücut sıcaklığında da azalan hızda gerçekleşebildiği gösterilmiştir. Düşük ısı bozunmasını engellemek için zirkonyanın tanecik boyutu küçültülmelidir. Fakat 0.2µm den daha küçük tanecik boyutunda materyalin mekanik özellikleri olumsuz etkilenir. Düşük ısı bozunmasını önlemek buna bağlı materyalin optik ve mekanik özelliklerini geliştirmek adına daha çok çalışma yapılması gerekmektedir (Cotič J ve ark., 2016).

Bu çalışmanın sonucunda IPS e-max Press 0.5 mm lik grubu harici tutup bir genelleme yapacak olursak yaşlandırma yöntemleri arasında en fazla renk değişimi gösteren yöntem hızlandırılmış yaşlandırma, sonra termal siklus en sonda otoklavda yaşlandırma uygulaması olmuştur. Hızlandırılmış yaşlandırma uygulanan tüm seramik sistemlerinde daha yüksek renk değişimi gözlenmesi, ultraviyole ışığa ve metal oksitlerin de UV altında daha kolay bozunmasına bağlı olabilir.

IPS e-max Press 0.5 mm lik örneklerin ise en fazla renk değişimini (3.60) termal siklus uygulamasında vermesi materyalin kimyasal kompozisyonunun farklı olmasına (lityum disilikat içerikli cam seramik), zirkonyaya göre daha düşük dayanıklılık göstermesine (Triwatana ve ark., 2012), su penetrasyonu ile silika ağının çözülmesine (Palla ve ark., 2018) ve özellikle ince örneklerin daha kolay bozunmasına dayandırılabilir.

Çalışmanın doğası gereği bazı sınırlamalar göz önünde bulundurulmalıdır. İn vitro bir deneydir, 2 farklı kalınlıkta hazırlanan 3 farklı tam seramik materyal 3 farklı yaşlandırma streslerine maruz bırakılmıştır. Çalışmamızda kullanılan yaşlandırma yöntemleri klinik koşulları aynen yansıtamamaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin uzun süreli kullanımından kaynaklı renk değişimini klinik olarak ağız içinde değerlendirebilmek oldukça zordur. Tüm bu değişkenleri ele alacak gelecekteki çalışmaların yanı sıra, elde edilen sonuçların doğrulanması için in vivo çalışmalar daha kesin değerlendirmeler için gereklidir.

3 farklı yaşlandırma sisteminin iki farklı kalınlıkta hazırlanan 3 farklı tam seramik materyalleri üzerindeki renk değişimine ( $\Delta E$ ) etkilerinin spektrofotometrik ölçümlerle incelendiği çalışmamızdan şu sonuçlar elde edilmiştir;

1. Prettau anterior (3Y-TZP) ve Zirconia Katana (3Y-TZP) seramik sistemlerinde en yüksek  $\Delta E$  değerleri hızlandırılmış yaşlandırma protokolünde sonra sırasıyla termal siklus ve otoklavda yaşlandırma uygulamalarında görülmüştür.

2. IPS e-max Pres (lityum disilikat cam seramik) örnekleri için en yüksek renk değişimi termal siklus grubunda bulunmuş ve hatta 18 grubun sadece 0.5 mm lik IPS e-max Pres termal siklus grubu için klinik olarak kabul edilebilir bir algı seviyesinin üzerinde yer almıştır ( $\Delta E > 3.5$ ). 0.5 ve 1 mm lik grupların ortalamalarına bakarak yapılan sıralamada termal siklustan sonra sırasıyla hızlandırılmış yaşlandırma ve otoklav grubu daha çok renk değişimi göstermiştir.

3. IPS e-max Press 0.5 mm lik grubu harici tutup bir genelleme yapacak olursak yaşlandırma yöntemleri arasında en fazla renk değişimi gösteren yöntem hızlandırılmış yaşlandırma, sonra termal siklus en sonda otoklavda yaşlandırma uygulaması olmuştur.

4. Seramik kalınlıklarının  $\Delta E$  değerlerine etkileri her üç yaşlandırma yönteminde de önem taşımaktadır.

5. Zirconia Katana ve IPS e-max Press tam seramik sistemlerinde tüm yaşlandırma yöntemleri için 0.5 mm lik örnekler 1 mm lik örneklere göre daha fazla renk değişimi göstermiştir.

6. Yaşlandırma yöntemleri (AAA, TC ve AA) seramik sistemlerinin  $\Delta E$  değerlerini farklı düzeylerde (0.86-3.60 aralığında) etkilemiştir. Yani tam seramik örneklerinde *in vitro* yaşlandırma uygulamalarıyla renk değişimleri kıyaslanırken uygulanacak yaşlandırma protokolü, seramik tipi ve kalınlığı birlikte değerlendirilmelidir.



## 6. KAYNAKLAR

- Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi, İstanbul, 1983; p: 322.
- Akın G, Hergüner-Siso Ş, Akın H. Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. Atatürk Üniv Dişhek Fak Derg. 2012; 22(2): 125-31.
- Al-Amleh B, Lyons K ve Swain M Clinical trials in zirconia: a systematic review. Journal of oral rehabilitation. 2010; 37(8): 641-52.
- Albakry M, Guazzato M ve Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. Journal of dentistry. 2003; 31(3): 181-8.
- Alghazzawi TF. The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials. Journal of prosthodontic research. 2017; 61(3): 305-14.
- Almazdi AA, Khajah HM, Monaco EA, Kim H. Applying microwave technology to sintering dental zirconia. Journal of Prosthetic Dentistry. 2012; 108(5): 304-9.
- Amsberry W, Von Fraunhofer J, Hoots J, Rodgers H. Marginal leakage of several acid-etch composite resin restorative systems. Journal of Prosthetic Dentistry. 1984; 52(5): 647-53.
- Anıl N, Hekimoglu C, Büyükbas N, Ercan MT. Microleakage study of various soft denture liners by autoradiography: effect of accelerated aging. Journal of Prosthetic Dentistry. 2000; 84(4): 394-9.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences. 2013; p: 655-713.
- Asmussen E. The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings. Acta Odontologica Scandinavica. 1974; 32(5): 291-7.
- Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. The Journal of prosthetic dentistry. 2011; 106(3): 179-83.
- Bachhav VC, Aras MA. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology, The journal of advanced prosthodontics. 2011; 3(2): 57-62.
- Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, Geraldini S. Ceramic materials for porcelain veneers: part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency, The Journal of prosthetic dentistry. 2014; 112(4): 864-70.
- Barsoum MW. Fundamentals of ceramics, CRC press. 2002, 1st Edition, New York, p: 624
- Bayındır F, Wee A. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 2006; 30(3): 40-6.
- Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence international. 2002; 33(6): 415-26.
- Borba M, de Araújo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Griggs JA, Della Bona Á, Cesar PF. Effect of different aging methods on the mechanical behavior of multi-layered ceramic structures, Dental materials, 2016; 32(12): 1536-42.
- Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, De Oliveira WJ. Fracture Loads of All-Ceramic Crowns under Wet and Dry Fatigue Conditions. Journal of prosthodontics. 2009; 18(8): 649-55.
- Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. Dental Clinics of North America. 2004; 48(2): 341-58.
- Bučevac D, Kosmač T, Kocjan A. The influence of yttrium-segregation-dependent phase partitioning and residual stresses on the aging and fracture behaviour of 3Y-TZP ceramics. Acta biomaterialia. 2017; 62: 306-16.
- Budanur E. Termal döngülerle yaşlandırma sonrası çeşitli içecek ve protez temizleyicilerinin, farklı yöntemlerle polimerize edilen protez kaide materyallerinin renk stabilitesine etkisinin incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık tezi. İstanbul, 2016 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Fatma Ünalın).
- Burlington D. Steam re-sterilization causes deterioration of zirconia ceramic heads of total hip prostheses. US Food and Drug Administration warning. 1997.
- Bühler-Zemp P, Völkel T, Fischer K. IPS e.max® Press Scientific Documentation Ivoclar Vivadent AG Research and Development Scientific Services Bendererstrasse 2 FL - 9494 Schaan Liechtenstein. 2011, p:40.
- Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. Journal of the American Ceramic Society. 1999; 82(8): 2150-4.

- Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials*. 2006; 27(4): 535-43.
- Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu. Rev. Mater. Res.* 2007; 37: 1-32.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007; 98(5): 389-404.
- Cotič J, Jevnikar P, Kocjan A, Kosmač T. Complexity of the relationships between the sintering-temperature-dependent grain size, airborne-particle abrasion, ageing and strength of 3Y-TZP ceramics. *Dent Mater*. 2016; 32(4): 510–8.
- Çal E, Güneri P, Bıçakçı A. Diş hekimliğindeki estetik ikilem: diş rengi. *Ege Ü Diş Hek Fak Derg*. 2005; 26(2): 117-25.
- Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008; 99(5): 361-8.
- Dancy WK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog ME. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003; 15(2): 114-22.
- de Almeida Basílio M, Cardoso KV, Antonio SG, Rizkalla AS, Junior GCS, Arioli Filho JN. Effects of artificial aging conditions on yttria-stabilized zirconia implant abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016; 116(2): 277-85.
- De Souza GM, Zykus A, Ghahnavyeh RR, Lawrence SK, Bahr DF. Effect of accelerated aging on dental zirconia-based materials. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2017; 65: 256-63.
- Dede DÖ, Ceylan G, Yılmaz B. Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017; 117(4): 539-44.
- Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *Journal of dentistry*. 2014; 42(9): 1202-9.
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*. 2008; 24(3): 299-307.
- Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2005; 72(2): 239-45.
- Dikicier S. Farklı metal desteksiz porselenlerde değişen kor kalınlıklarının ve yaşlandırma işleminin renk değişimine ve dayanıklılığa etkisi. *Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi, Doktora Tezi*. Ankara, 2011 (Tez Danışmanı: Yrd. Doç. J. Diş Tbp. Ütğm. Simel Ayyıldız).
- Dikicier S, Ayyıldız S, Ozen J, Sipahi C. Effect of varying core thicknesses and artificial aging on the color difference of different all-ceramic materials. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014; 72(8): 623-9.
- Douglas RD. Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997; 77(5): 464-70.
- Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000; 83(2): 166-70.
- Douglas RD, Brewer JD. Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998; 79(3): 254-60.
- Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999; 82(2): 143-9.
- Duran İ. Farklı renk ve kalınlıklardaki zirkonyum seramiklerin ışık geçirgenliği. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi*. Samsun, 2011 (Tez Danışmanı: Doç. Dr. Ahmet Umut Güler).
- Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental materials*. 2014; 30(12): e419-e24.
- El-Araby A, Talic Y. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*. 2007; 8(2): 17-24.
- Ertan AA, Sahin E. Colour stability of low fusing porcelains: an in vitro study. *J Oral Rehabil*, 2005;32, 358–361.
- Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2003; 23(5): 467-80.
- Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*. 1999; 27(2): 89-99.

- Garcia LdF, Mundim FM, Pires-de-Souza FC, Puppim Rontani R, Consani S. Effect of artificial accelerated aging on the optical properties and monomeric conversion of composites used after expiration date. *Gen Dent.* 2013; 61(7): e1-5.
- Ghavam M, Amani-Tehran M, Saffarpour M. Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements. *Operative dentistry.* 2010; 35(6): 605-9.
- Gonuldas F, Yılmaz K, Ozturk C. The effect of repeated firings on the color change and surface roughness of dental ceramics. *The journal of advanced prosthodontics.* 2014; 6(4): 309-16.
- Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics.* 2015; 28: (3): 227-35.
- Green BG. Oral perception of the temperature of liquids. *Perception & psychophysics.* 1986; 39(1): 19-24.
- Guilardi L, Pereira G, Gündel A, Rippe M, Valandro L. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2017; 65: 849-56.
- Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, Stawarczyk B, Özcan M, Hämmerle CH. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials.* 2012; 100(2): 447-56.
- Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2000; 83(4): 418-23.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2002; 88(1): 10-5.
- Hekimoğlu C, Anıl N, Etikan I. Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *International Journal of Prosthodontics.* 2000; 13(1): 29-33.
- Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2001; 85(6): 551-7.
- Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1992; 67(6): 859-65.
- Hunter R, Harold R. *The Measure of Appearance*, 2nd edn, ISBN: 0-471-83006-2, Published by John Wiley & Sons, Inc. 1987, New York.
- Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Sakai M, Kristiansen J, Da Silva JD. Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry.* 2009; 37: e57-e63.
- ISO, (2000). ISO-Standards (2000) ISO 7491 Dental materials: Determination of color stability of dental polymeric materials: 1-2. . Geneva: International Organization for Standardization.
- ISO, (2008). ISOstandard 6474-2. Geneva Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat.
- ISO, (2015). ISO 13356. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat.
- Jahangiri L, Reinhardt SB, Mehra RV, Matheson PB. Relationship between tooth shade value and skin color: an observational study. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2002; 87(2): 149-52.
- Johnston W, Kao E. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of dental research.* 1989; 68(5): 819-22.
- Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry.* 2004; 32: 3-12.
- Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America.* 1985; 29(4): 621-44.
- Kalaycı B. Fırınlama sayısının ve yaşlandırmanın zirkonyum restorasyonlarının rengine etkisi. Karadeniz Teknik Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Trabzon, 2014 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Funda Bayındır).
- Kalaycı BB, Bayındır F. Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2015; 25(11): 129-36.
- Kanchanasavita W, Triwatana P, Suputtamongkol K, Thanapitak A, Chatchaiganan M. Contrast Ratio of Six Zirconia-Based Dental Ceramics. *Journal of Prosthodontics.* 2014; 23(6): 456-61.
- Kartal E. Farklı yüzey işlemleri uygulanmış zirkonyum seramiklerde porselen tamir sisteminin kesme ve bağlanma dayanımının araştırılması. Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, Uzmanlık tezi, Konya, 2017 (Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Hakkı Çelebi).
- Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal.* 2011; 56: 84-96.

- Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999; 81(6): 652-61.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1996; 75(1): 18-32.
- Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*. 2009; 33(4): 52-8.
- Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018; 119(4): 626-31.
- Kim HK, Kim SH. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*. 2014; 30(9): e229-e37.
- Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*. 2013; 5(3): 296-304.
- Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *Journal of prosthetic dentistry*. 2009; 101(3): 193-9.
- Koenig V, Wulfman CP, Derbanne MA, Dupont NM, Le Goff SO, Tang M-L, Seidel L, Dewael TY, Vanheusden AJ, Mainjot AK. Aging of monolithic zirconia dental prostheses: Protocol for a 5-year prospective clinical study using ex vivo analyses. *Contemporary Clinical Trials Communications*. 2016; 4: 25-32.
- Korkmaz C. Tam seramiklerin diş hekimliğindeki yeri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014; 24(1): 136-40.
- Kosmač T, Dakskobler A, Oblak Č, Jevnikar P. The strength and hydrothermal stability of Y-TZP ceramics for dental applications. *International journal of applied ceramic technology*. 2007; 4(2): 164-74.
- Koutayas S-O, Kakaboura A, Hussein A, Strub J-R. Colorimetric evaluation of the influence of five different restorative materials on the color of veneered densely sintered alumina. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003; 15(6): 353-61.
- Köseoğlu M. Restorasyon kalınlığının ve rezin simanın monolitik zirkonyumun renk ve translesensliğine etkisinin incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Erzurum, 2018 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Funda Bayındır)*.
- Kugel G, Perry R, Hoang E, Scherer W. Effective tooth bleaching in 5 days: using a combined in-office and at-home bleaching system. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 1997; 18(4): 378-80.
- <http://www.kuraraynoritake.com/products/cad-cam/katana-zirconia-block/>, 28.03.2018.
- Kurt M, Bal BT. Farklı yüzey işlemleri ve hızlandırılmış yapay yaşlandırmanın monolitik seramik sistemlerin yüzey pürüzlülüğü ve topografisi üzerine etkileri. *Selcuk Dent J*. 2017; 4: 68-76.
- Kurtulus-Yilmaz S, Ulusoy M. Comparison of the translucency of shaded zirconia all-ceramic systems. *The journal of advanced prosthodontics*. 2014; 6(5): 415-22.
- Küçük B, Kunt G. Lityum disilikat seramikler. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*. 2012; 5: 123-31.
- Kürklü D, Azer SS, Yılmaz B, Johnston WM. Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of dentistry*. 2013; 41(11): 1043-50.
- Lee Y-K, Cha H-S, Ahn J-S. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007; 97(5) 279-86.
- Lee YK, Yoon TH, Lim BS, Kim CW, Powers J. Effects of colour measuring mode and light source on the colour of shade guides. *Journal of oral rehabilitation*. 2002; 29(11): 1099-107.
- Longman C, Pearson G. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*. 1987; 8(5): 411-4.
- Lughi V, Sergio V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials*. 2010; 26(8): 807-20.
- Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*. 2004; 20(7): 655-62.
- Maloney WJ, Maloney MP. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*. 2009; 58(2): 28-9.
- Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011; 106(3): 145-52.
- Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? *Dental Clinics of North America*. 2001; 45(1): 155-72.



- Mccaslin AJ, Haywood VB, Potter BJ, Dickinson GL, Russell CM. Assessing dentin color changes from nightguard vital bleaching. *The Journal of the American Dental Association*. 1999; 130(10): 1485-90.
- McGreer M. *Weathering Testing Guidebook*. Chicago, USA: Atlas Electric Devices Company. 2003.
- McLean JW. The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use. Quintessence Pub Co; 1 edition, 1979; 79-82.
- McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001; 85(1): 61-6.
- <http://pdf.medicaexpo.com/pdf/zirkonzahn/zirkonzahn/74646-151119.html>, 28.03.2018
- Michailescu P, Marciano J, Grieve A, Abadie M. An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: a pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995; 73(2): 214-8.
- Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*. 2002; 46(2): 405-26.
- Niu E, Agustin M, Douglas RD. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014; 111(1): 42-50.
- O'Brien W. *Dental materials and their selection*, ed 4, , Quintessence Publishing Co, Inc, , 2008.
- Oh SH, Kim SG. Effect of abutment shade, ceramic thickness, and coping type on the final shade of zirconia all-ceramic restorations: in vitro study of color masking ability. *The journal of advanced prosthodontics*. 2015; 7(5): 368-74.
- Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998; 80(6): 642-8.
- Ozcelik TB, Yilmaz B, Ozcan I, Kircelli C. Colorimetric analysis of opaque porcelain fired to different base metal alloys used in metal ceramic restorations. *Journal of prosthetic dentistry*. 2008; 99(3): 193-202.
- Özcan A. Kağıt Yüzey Pürüzlülüğünün L\* a\* b\* değerleri üzerine etkisinin belirlenmesi. *İstanbul Ticaret Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi*. 2008;7(14): 53-61.
- Palla ES, Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos KM, Koidis P. Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018; 119(4): 632-42.
- Paravina RD, Powers JM. *Esthetic color training in dentistry*, Elsevier Mosby, 2004, 1st Edition, p:272.
- Park JH, Lee YK, Lim BS. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006; 96(6): 402-11.
- Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Journal of Periodontics Restorative Dent*. 2004; 24(3):222-31.
- Pereira G, Amaral M, Cesar P, Bottino M, Kleverlaan C, Valandro L. Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2015; 45: 183-92.
- Pereira G, Muller C, Wandscher V, Rippe M, Kleverlaan C, Valandro L. Comparison of different low-temperature aging protocols: its effects on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016; 60: 324-30.
- Pereira G, Silvestri T, Amaral M, Rippe M, Kleverlaan C, Valandro L. Fatigue limit of polycrystalline zirconium oxide ceramics: Effect of grinding and low-temperature aging. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016; 61: 45-54.
- Pereira G, Silvestri T, Camargo R, Rippe M, Amaral M, Kleverlaan C, Valandro L. Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: effect of grinding and low-temperature aging. *Materials Science and Engineering: C*. 2016; 63: 70-7.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999; 20(1): 1-25.
- Pires-de-Souza FdCP, Casemiro LA, Garcia LdFR, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009; 101(1): 13-8.
- Polat S, Tunçdemir AR, Gönülda F, Öztürk C. Zirkonyum oksit esaslı tam seramiklerde termal yaşlandırma işleminin farklı adeziv ajanların bağlanma dayanımına etkisi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg*. 2011; 38(3): 117-122.
- Powers JM, Dennison JB, Koran A. Color stability of restorative resins under accelerated aging. *Journal of dental research*. 1978; 57(11-12): 964-70.
- Rafael CF, Cesar PF, Fredel M, de Souza Magini R, Liebermann A, Volpato CAM. Impact of laboratory treatment with coloring and fluorescent liquids on the optical properties of

- zirconia before and after accelerated aging. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018; 120(2): 276-81.
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004; 92(6): 557-62.
- Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2006; 26(1): 31-41.
- Rattacaso RMB, Garcia LdFR, Aguilar FG, Consani S, Pires-de FdCP. Bleaching agent action on color stability, surface roughness and microhardness of composites submitted to accelerated artificial aging. *European journal of dentistry* 2011; 5(2): 143-9.
- Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 1997; 128(3): 297-307.
- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book*, Elsevier Health Sciences, 2015.
- Russell M, Gulfranz M, Moss B. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. *Journal of oral rehabilitation*. 2000; 27(9): 786-92.
- Ruyter I, Nilner K, Möller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental Materials*. 1987; 3(5): 246-51.
- Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental Materials: Scope and History of Restorative Materials* 2. Applied Surface Phenomena 3. Optical, Thermal, and Electrical Properties 4. Mechanical Properties 5. Biocompatibility of Dental Materials 6. Nature of Metals and Alloys 7. Polymers and Polymerization 8. Preventive Materials 9. Resin Composite Restorative Materials 10. Bonding to Dental Substrates 11. Amalgam 12. Impression Materials 13. Gypsum Products and Investments 14. Waxes 15. Noble Dental Alloys and Solders 16. Cast and Wrought Base-Metal Alloys 17. Casting and Soldering Procedures 18. Ceramics 19. Ceramic-Metal Systems 20. Cements 21. Prosthetic Applications of Polymers 22. Dental Implants 23. Tissue Engineering Appendix, Elsevier Health Sciences, 2006.
- Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*, Elsevier Health Sciences, 2012.
- Sarıkaya IB. Farklı porselen materyallerinde polisaj tekniklerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerine etkilerinin incelenmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Samsun, 2007 (Tez Danışmanı: Doç. Dr. Ahmet Umut Güler)*.
- Schanda J. *Colorimetry: Understanding the CIE system*. John Wiley & Sons, 2007, 1 edition. p:467.
- Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dental materials*. 2003; 19(7): 612-9.
- Seghi R. Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains. *Journal of dental research*. 1990; 69(5): 1180-3.
- Seghi RR, Johnston WM, O'brien W. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986; 56(1): 35-40.
- Sehgal M, Bhargava A, Gupta S, Gupta P. Shear bond strengths between three different yttria-stabilized zirconia dental materials and veneering ceramic and their susceptibility to autoclave induced low-temperature degradation. *International journal of biomaterials*, 2016; 1-7.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, ed, 1997. Learning, 10(40).
- Shiraishi T, Wood DJ, Shinozaki N, van Noort R. Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. *Dental materials*. 2011; 27(2): 165-72.
- Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006; 95(2): 124-9.
- Shono N, Nahedh HA. Contrast ratio and masking ability of three ceramic veneering materials. *Operative dentistry*. 2012; 37(4): 406-16.
- Sim I-G, Shin Y, Shim J-S, Kim J-E, Kim J-H. Effects of artificial aging on the biaxial flexural strength of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> and Y-TZP after various occlusal adjustments. *Ceramics International*. 2017; 43(13): 9951-9.
- Sjögren G, Lantto R, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999; 81(3): 277-84.
- Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1973; 29(4): 416-24.
- Sproull RC. Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001; 86(5): 458-64.

- Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental materials journal*. 2014; 33(5): 591-8.
- Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CH. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical oral investigations*. 2013; 17(1): 269-74.
- Stevenson B, Ibbetson R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *Journal of dentistry*. 2010; 38(5): 361-8.
- Sund-Levander M, Forsberg C, Wahren LK. Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic literature review. *Scandinavian journal of caring sciences*. 2002; 16(2): 122-8.
- Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials*. 2005; 21(5): 476-82.
- Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO<sub>2</sub> crown and bridge frameworks. *International journal of computerized dentistry*. 2001; 4(3): 195-206.
- Swab J. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of Materials Science*. 1991; 26(24): 6706-14.
- Tekin H. Zirkonya esaslı tam seramik ve metal destekli seramik kronların marjinal uyumlarının ve çığneme simülatorü sonrası aşınma miktarlarının değerlendirilmesi, Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Tokat, 2017 (Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Yeliz Hayran).
- Tiba A. Development of dental restorative materials based on visible light-cured multi-methacrylates, The Ohio State University. 1998.
- Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry*. 2000; 28(7): 529-35.
- Triwatanana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *The journal of advanced prosthodontics*. 2012; 4(2): 76-83.
- Tsukada G, Sueyoshi H, Kamibayashi H, Tokuda M, Torii M. Bending strength of zirconia/porcelain functionally graded materials prepared using spark plasma sintering. *Journal of dentistry*. 2014; 42(12): 1569-76.
- Tunçdemir AR. Hızlandırılmış yaşlandırmadan sonra ışıkla sertleşen kompozit ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin renk stabilitesinin incelenmesi, Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Doktora Tezi, Konya, 2008 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Filiz Aykent).
- Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002; 88(6): 585-90.  
[http://www.turkuazdental.com/blok\\_zirkonya.html](http://www.turkuazdental.com/blok_zirkonya.html), 28.03.2018.
- Türkcan İ, Nalbant AD. Dental protetik materyallerin biyolojik uyumluluğu ve test yöntemleri. *Acta Odontologica Turcica*. 2016; 33(3): 145-52.
- Türken R. Suni yaşlandırma işlemi uygulanan tam seramik materyallerin renk stabilitesinin karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara, 2016 (Tez Danışmanı: Doç. Dr. A. Atilla Ertan)
- Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007; 97(1): 25-31.
- Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK. Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2011; 21(2): 150-62.
- Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Dişhek Fak Derg*. 1992; 13: 29-36.
- Vaarkamp J, Ten Bosch J, Verdonschot E. Propagation of light through human dental enamel and dentine. *Caries Research*. 1995; 29(1): 8-13.
- Van Dijken J. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995) 1999*; 20(12): 1115-24, 26 passim; quiz 36.
- Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*, Elsevier Health Sciences, 4th Edition, Mosby, 2013.
- Volpato CÂM, Cesar PF, Bottino MA. Influence of accelerated aging on the color stability of dental zirconia. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016; 28(5): 304-12.

- Volpato CÂM, Monteiro S, de Andrada MC, Fredel MC, Petter CO. Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dental materials*. 2009; 25(1): 87-93.
- Walczak K, Meißner H, Range U, Sakkas A, Boening K, Wieckiewicz M, Konstantinidis I. Translucency of Zirconia Ceramics before and after Artificial Aging. *Journal of Prosthodontics*. 2018.
- Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *British dental journal*. 2001; 190(6): 309-16.
- Wee A, Lindsey D, Kuo S, Johnston W. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater*. 2006; 22(6): 553-9.
- Wee AG, Rang EY, Johnston WM, Seghi RR. Evaluating Porcelain Color Match of Different Porcelain Shade-Matching Systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2000; 12(5): 271-80.
- Westland S. Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003; 15: 5-12.  
<https://tr.wikipedia.org>, 28.03.2018.
- Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004; 91(2): 136-43.
- Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *International journal of prosthodontics*. 2003; 16(6): 587-92.
- Wozniak W. The ADA guidelines on oral malodor products. *Oral diseases*. 2005; 11(1): 7-9.
- Wozniak W, Moser J. How to improve shade matching in the dental operator. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *Journal of the American Dental Association* (1939), 1981; 102(2): 209-10.
- Yalım B, Türker ŞB. Klinikte tam seramik sistemler. *Atatürk Üniv. Diş Hek Fak. Derg.* 2012; 76-90.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontologica Turcica*. 2005; 22(1): 49-60.
- Yilmaz B, Karaagaclioglu L. In vitro evaluation of color replication of metal ceramic specimens using visual and instrumental color determinations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011; 105(1): 21-7.
- Yiming L. Tooth color measurement using Chroma Meter: techniques, advantages, and disadvantages. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003; 15(31): 33-41.
- Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 1994; 7(4): 329-38.
- Yuan JC-C, Brewer JD, Monaco EA, Davis EL. Defining a natural tooth color space based on a 3-dimensional shade system. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007; 98(2): 110-9.
- Yui K, Rodrigues J, Mancini M, Balducci I, Goncalves S. Ex vivo evaluation of the effectiveness of bleaching agents on the shade alteration of blood-stained teeth. *International endodontic journal*. 2008; 41(6): 485-92.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E. Aksu I: Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993; 261-304.
- Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME. Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000; 84(4): 425-31.

## 7. ÖZGEÇMİŞ

25.04.1989 yılında Tokat'ta doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Konya'da tamamladı. 2007 yılında Konya Meram Anadolu Lisesi'nden mezun oldu. 2012 yılında Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni bitirerek diş hekimi ünvanını aldı. 2014 yılında Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na Doktora öğrencisi olarak girdi. Halen bu bölümde doktora eğitimine devam etmektedir.

Yabancı dili İngilizce'dir.

