

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SUNİ YAŞLANDIRMA İŞLEMİ UYGULANAN FARKLI TAM SERAMİK
MATERYALLERİN RENK STABİLİTELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Recep TÜRKEN

Protez Programı

DOKTORA TEZİ

ANKARA

2016

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SUNİ YAŞLANDIRMA İŞLEMİ UYGULANAN FARKLI TAM SERAMİK
MATERYALLERİN RENK STABİLİTELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Recep TÜRKEN

Protez Programı

DOKTORA TEZİ

Tez Danışmanı

Doç. Dr. A. Atila ERTAN

ANKARA

2016

ONAY SAYFASI

Anabilim Dalı :**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ**
Program :**PROTEZ**
Tez Başlığı :**SUNİ YAŞLANDIRMA İŞLEMİ UYGULANAN FARKLI
TAM SERAMİK MATERYALLERİN RENK STABİLİTELERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**
Öğrenci Adı-Soyadı :**RECEP TÜRKEN**
Savunma Sınavı Tarihi :**28.09.2016**

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: **PROF. DR. NESRİN ANIL**
(**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**)
Tez danışmanı: **DOÇ. DR. A. ATILA ERTAN**
(**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**)
Üye: **PROF. DR. NUR E. HERSEK**
(**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**)
Üye: **PROF. DR. CEMAL AYDIN**
(**GAZİ ÜNİVERSİTESİ**)
Üye: **PROF. DR. BULEM YÜZÜGÜLLÜ**
(**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**)


(Anıl)

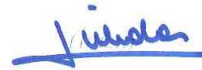
(Ertan)


(Aydın)

(Yüzügüllü)

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.



Prof.Dr. Diclehan ORHAN
Müdür

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bana her zaman destek olan, değerli zamanını, sabrını, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen, bana daima yol gösteren değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Doç. Dr. A. Atıla ERTAN'a,

Bilgi ve birikimleriyle doktora hayatım boyunca her konuda yardımlarını esirgemeyen başta Sayın Prof. Dr. Nesrin ANIL ve Prof. Dr. Nur E. HERSEK olmak üzere, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Hacettepe Üniversitesi Gıda Mühendisliği Bölümü'nün olanaklarından faydalanmamı sağlayan, renk analizlerinin yapılmasında yardımını eksik etmeyen Sayın Uzm. Yelda ZENCİR ve Uzm. Selin Heybeli'ye,

Türk Standartları Enstitüsü Kimya Laboratuvar'ında suni yaşlandırma cihazının sağlanmasında ve kullanımında yardımcı olan Sayın Tuğçe ULAŞ'a,

Sonuçların istatistiksel analizinde yardımlarını eksik etmeyen Sayın Arş. Gör. Dr. Jale KARAKAYA' ya,

Örneklerin hazırlanmasında yardımcı olan Sayın Murat ÖZMEL'e ve Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarı çalışanlarına,

Doktora hayatım boyunca yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Zahid SAFARLI, Berkcan TUNCER, Hatice YERLİKAYA, Emine KOŞTUR, Duygu NARİN, Fatma PEHLİVANLAR, Ahmet ŞANVER, Emre ÖZDEN, Büşra TOPSAKAL, Didem ENDAM ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca bana güvenen, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen sevgili aileme teşekkür ederim.

ÖZET

Türken R, Suni Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Farklı Tam Seramik Materyallerin Renk Stabiliteilerinin Karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Programı Doktora Tezi, Ankara, 2016. Estetik, doğal ve biyouyumlu tam seramik restorasyonlar son yıllarda daha popüler hale gelmiştir. Diş hekimleri, estetik beklentinin arttığı durumlarda yüksek seviyede ışık geçirgenliğine sahip tam seramik materyalleri tercih etmektedir. Klinik olarak renk uyumunun sağlanması dental restorasyonlarda estetik başarının sağlanmasında önemlidir. Bu çalışmanın amacı; farklı kalınlıktaki ve renkteki 5 farklı seramik sistemin renk stabiliteilerine suni yaşlandırma işleminin etkisini incelemektir. Farklı kalınlık (0,5 mm- 1,00 mm) ve renkteki (A1, A2, A3) 14 x 10 mm boyutlarında 300 örnek 5 farklı seramik materyalden (Feldspatik seramik, IPS e-max CAD, Lava Ultimate, Vita Enamik, Vita Suprinity) hazırlandı. Örneklerin renk ölçümü spektrofotometre cihazında, renk parametreleri (L^* , a^* , b^* , ΔE) CIE Lab (Comission Internationale de L'Eclairage) renk sistemi kullanılarak, hızlandırılmış suni yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında ölçüldü. Sonuçlar 3 yönlü ANOVA ve Bonferroni testleri kullanılarak değerlendirildi. Hızlandırılmış suni yaşlandırma işlemi tam seramik örneklerin renk stabiliteilerine istatistiksel olarak anlamlı derecede etki etmiştir ($p < 0,05$). Seramik materyallerin renk değişim değerleri 0,906 ile 6,985 aralığında olduğu belirlenmiştir. Lava Ultimate rezin-nano seramik örneklerde en yüksek renk değişim değerleri görülmüştür. Bu renk değişim değerleri klinik olarak kabul edilebilir seviyenin ($\Delta E > 3,5$) üstündedir. Vita Suprinity ve Feldspatik seramik gruplar arasında renk değişimi yönüyle istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). Kalınlık değişimi ile renk değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p > 0,05$). Sonuç olarak hızlandırılmış suni yaşlandırma işlemi tüm seramik örneklerde renk değişikliğine neden olmuştur. Renk gruplarına göre karşılaştırma yapıldığında, A1 renk grubundaki renk değişim değerleri A2 ve A3 renk gruplarına göre daha fazla bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Tam Seramik, Renk Stabilitesi, Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma.

Destekleyen Kurumlar: Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Öğretim Üyesi Yetiştirme Programı (ÖYP) tarafından desteklenmiştir.

ABSTRACT

Türken R, Color Stability of Different Ceramic Materials After Accelerated Artificial Aging. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph.D. Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2016. Esthetic, natural and biocompatible all-ceramic restorations have become more popular in the last years. Clinicians prefer all-ceramics with high translucency for clinical applications in which high esthetics are required. Clinically, an appropriate color combination is an important aspect of esthetic dental restoration. The aim of this study was to examine the effects of different materials thicknesses, different shades and accelerated artificial aging on the color stability of five all-ceramic systems. Three-hundred samples with different thicknesses (0,5 mm, 1,00 mm), different shades (A1, A2, A3), 14 x 10 mm dimensions were prepared from five all-ceramic systems; Feldspathic glass ceramic, IPS e-max CAD, Lava Ultimate, Vita Enamic, Vita Suprinity. The colors of the samples were measured with a spectrophotometer and the color parameters (L^* , a^* , b^* , ΔE) were calculated according to the CIE Lab (Commission Internationale de L'Eclairage) color system before and after artificial accelerated aging. The results were assessed using a three-way ANOVA and Bonferroni test. The effects of aging on color stability of all-ceramic systems were statistically significant ($p < 0,05$). The color changes of the ceramic materials ranged from 6,985 to 0,906. The highest color change was seen in Lava Ultimate resin nano-ceramic material. This change was not clinically acceptable ($\Delta E > 3,5$). No significant differences were found between Vita Suprinity and Feldspathic glass ceramic ($p > 0,05$). No significant difference were found between thicknesses and color change ($p > 0,05$). In conclusion, Accelerated Artificial Aging affected color stability of the all-ceramic materials tested. When the shades of all-ceramics were compared, A1 had greater color change compared with A2 and A3 shades.

Keywords: All Ceramic, Color Stability, Accelerated Artificial Aging.

Supported by Hacettepe University OYP Programme

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	x
TABLolar	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi	3
2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı	6
2.3. Dental Seramiklerin Genel Özellikleri	9
2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması:	10
2.4.1. Sinterize Seramikler	13
2.4.2. Cam Seramikler	14
2.4.3. Refrakter Day Üzerinde Elde Edilen Seramikler	15
2.4.4. Isı ile Preslenebilir Cam Seramikler	15
2.4.5. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim Seramikler	16
2.5. Renk	21
2.6. Rengin Ölçülmesi	22
2.6.1. Munsell Renk Sistemi	23
2.6.2. CIELAB Renk Sistemi	25
2.7. Işık ve Renk ile İlgili Temel Kavramlar	26
2.7.1. Işık Geçirgenliği (Translusensi)	26
2.7.2. Opaklık	27
2.7.3. Floresanslık	28
2.7.4. Metamerizm	29

2.7.5. Kontrast ve Parlaklık	29
2.8. Doğal Dişlerin Optik Özellikleri	30
2.9. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemleri	30
2.9.1. Görsel Renk Analizi	31
2.9.2. Aletli Renk Analiz Yöntemleri	35
2.10. Dental Seramiklerin Rengini Etkileyen Faktörler	41
2.11. Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma	41
3. GEREÇ ve YÖNTEM	43
3.1. Örneklerin Hazırlanması	43
3.2. Örneklerin Renk Ölçümünün Yapılması (1.ölçüm)	48
3.3. Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma İşlemi	48
3.4. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Suni Yaşlandırma Sonrası Spektrofotometre ile Değerlendirilmesi (2.ölçüm)	50
4. BULGULAR	51
5. TARTIŞMA	77
6. SONUÇLAR	84
KAYNAKLAR	85

SİMGELER ve KISALTMALAR

CAD/CAM	: (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
dk	: Dakika
E	: Elastisite modülü
FS	: Feldspatik cam seramik
GPa	: Giga Pascal
$\text{kJ}\backslash\text{m}^2$: Kilo jul\ metrekare
LS	: Lityum disilikat
LT	: (Low Translucent) Düşük seviye ışık geçirgenlik
LU	: Lava Ultimate
mm	: Milimetre
nm	: Nanometre
°C	: Santigrat derece
PIS	: Polimer infiltre seramik
RNC	: Resin nano seramik
SFM	: Spektrofotometre
T	: (Translucent) Orta seviye ışık geçirgenlik
UV	: (Ultraviyole) Morötesi
VE	: Vita Enamik
VS	: Vita Suprinity
Y-TZP	: Yttrium ile stabilize zirkonyum oksit polikristali
ZLS	: Zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş lityum silikat
ΔC	: <i>Chroma</i> değişimi
ΔE	: Renk değişimi
ΔH	: <i>Hue</i> değişimi

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	Silika ünitelerinin tetrahedral yapısı .	6
2.2.	Alkali katyonlar cam yapı içerisindeki pozisyonu .	7
2.3.	Elektromanyetik enerji spektrumu	22
2.4.	Beyaz ışığın prizmadan geçerken kırılması ve renklere ayrılması .	22
2.5.	Hue (ton) ve Chroma (yoğunluk)'nın Munsell renk sisteminde gösterilmesi (67). <i>R</i> , kırmızı; <i>YR</i> , sarı-kırmızı; <i>Y</i> , sarı; <i>GY</i> , yeşil-sarı; <i>G</i> , yeşil; <i>BG</i> , mavi-yeşil; <i>B</i> , mavi; <i>PB</i> , mor-mavi; <i>P</i> , mor; <i>RP</i> , kırmızı-mor.	23
2.6.	Value (parlaklık) ve Chroma (yoğunluk) Munsell renk sisteminde gösterilmesi . <i>Y</i> : sarı.	24
2.7.	Rengin parlaklığı (value)	25
2.8.	CIE $L^* a^* b^*$ koordinatları ve renk sistemi	25
2.9.	Doğal dişlerin translusent özelliği	27
2.10.	Doğal Dişlerin Opak Özelliği	28
2.11.	Morötesi Işın Altında Doğal Dişin Floresans Özelliği	28
2.12.	Kontrast ve Parlaklık	29
2.13.	Vitapan 3D Master Renk Skalası ile renk seçimi. A: Renk skalası 5 farklı parlaklık(value) derecesine ayrılmıştır. B-C: Her parlaklık seviyesinde doğal dişin renk uzayına uygun ton ve doygunluğa uygun varyasyonlar vardır. D: İlk olarak parlaklık seçilir sonra doygunluk. E-F: Son olarak ton seçilir	34
2.14.	Vitapan 3D Master Renk Skalası ile renk seçimi. G: Seçilen parlaklık- doygunluk-ton değerleri laboratuvara gönderilir	35
2.15.	ShadeEye Chromametre (Shofu, Japan) Kolorimetre	36
2.16.	Crystaleye (Olympus, Tokyo, Japonya) Spektrofotometre	37
2.17.	Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) Spektrofotometre	38
2.18.	SpectroShade Micro (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre)	39
2.19.	Konica Minolta 3600A Spektrofotometre	40

2.20.	Spectra Magic™ Programında Ölçüm Değerleri.	40
3.1.	Seramik kalınlıklarının ölçülmesi (0.5 mm)	44
3.2.	Seramik kalınlıklarının ölçülmesi (1 mm)	44
3.3.	Feldspatik cam seramik örnekler (a; A1, b; A2, c; A3)	45
3.4.	IPS e-max CAD seramik örnekler (a; A1, b; A2, c; A3)	46
3.5.	Lava Ultimate seramik örnekler (a; A1, b; A2, c; A3)	46
3.6.	Vita Enamik seramik örnekler(a; A1, b; A2, c; A3)	47
3.7.	Vita Suprinity seramik örnekler(a; A1, b; A2, c; A3)	47
3.8.	Çalışmamızda seramik örneklerin renk analizinde kullanılan spektrofotometre.	48
3.9.	Çalışmamızda kullanılan suni yaşlandırma cihazı.	49
3.10.	Metal taşıyıcıya yerleştirilen seramik örnekler.	49
3.11.	Örneklerin Xenon ark lambası çevresinde cihaz çalışırken görüntüsü.	50

TABLOLAR

Tablo		Sayfa
2.1.	Sinterizasyon sıcaklıklarına göre dental porselenler	8
2.2.	Üretim Tekniğine Göre Tam Seramik Materyallerin Sınıflandırılması .	11
3.1.	Vita Suprinity ve IPS e-max CAD seramik blokların sinterizasyon döngüsü.	45
4.1.	Feldspatik cam seramik örneklerin renk gruplarına ve kalınlıklarına göre renk değişimleri, standart sapmaları, minimum, maksimum renk değişim değerleri.	51
4.2.	IPS e-max CAD seramik örneklerin renk gruplarına ve kalınlıklarına göre renk değişimleri, standart sapmaları, minimum, maksimum renk değişim değerleri.	51
4.3.	Vita Enamik seramik örneklerin renk gruplarına ve kalınlıklarına göre renk değişimleri, standart sapmaları, minimum, maksimum renk değişim değerleri	52
4.4.	Lava Ultimate seramik örneklerin renk gruplarına ve kalınlıklarına göre renk değişimleri, standart sapmaları, minimum, maksimum renk değişim değerleri.	52
4.5.	Vita Suprinity seramik örneklerin renk gruplarına ve kalınlıklarına göre renk değişimleri, standart sapmaları, minimum, maksimum renk değişim değerleri.	52
4.6.	Deney grupları arasındaki istatistiksel belirginliğin tespiti için yapılan 3 yönlü varyans analizi değerleri	53
4.7.	Renk değişim değerlerinin klinik olarak değerlendirilmesi .	54
4.8.	A1 renk gruplarında, seramik gruplar arasındaki renk değişim değerlerinin çok yönlü karşılaştırması.	55
4.9.	A2 renk gruplarında, seramik gruplar arasındaki renk değişim değerlerinin çok yönlü karşılaştırması.	56
4.10.	A3 renk gruplarında, seramik gruplar arasındaki renk değişim değerlerinin çok yönlü karşılaştırması.	57

4.11.	Seramik tiplerinin renk değişim değerlerinin karşılaştırılması.	58
4.12.	Renk Gruplarının renk değişimi açısından karşılaştırılması.	59
4.13.	Kalınlık değişiminin renk değişimine etkisi.	60
4.14.	Renk gruplarına göre seramik örneklerdeki renk değişim değerleri.	60
4.15.	Renk ve Materyal tipinin renk değişimi (ΔE) açısından birbiriyle ilişkisi.	61
4.16.	Kalınlık değişiminin renk değişimine etkisi.	61
4.17.	Feldspatik cam seramik(A1) örneklerin birinci ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	62
4.18.	Feldspatik cam seramik(A2) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	63
4.19.	Feldspatik cam seramik(A3) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	64
4.20.	IPS e-max CAD seramik(A1) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	65
4.21.	IPS e-max CAD seramik(A2) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	66
4.22.	IPS e-max CAD cam seramik (A3) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	67
4.23.	Vita Enamik seramik (A1) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	68
4.24.	Vita Enamik resin seramik (A2) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	69
4.25.	Vita Enamik seramik (A3) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	70
4.26.	Lava Ultimate seramik(A1) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	71
4.27.	Lava Ultimate seramik (A2) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	72
4.28.	Lava Ultimate seramik (A3) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	73

4.29.	Vita Suprinity seramik (A1) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	74
4.30.	Vita Suprinity seramik (A2) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	75
4.31.	Vita Suprinity seramik (A3) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.	76



1. GİRİŞ

Tam seramik sistemlerin son yıllardaki gelişimi, estetik beklentilerin de artmasına neden olmuştur. Doğal dişler ile seramik restorasyonlar arasındaki renk uyumunun sağlanması ve bu uyumun uzun süreli korunması estetik başarının sağlanmasında önemli kriterlerden biridir(1).

Metal destekli porselen restorasyonlar, üstün mekanik özellikleri nedeniyle diş hekimliği pratiğinde yaygın olarak kullanılmaktadır(2). Ancak bu tür restorasyonlarda metalin korozyona uğraması ve alerjik reaksiyonlara neden olması, metal renginin yansması, uygulanan porselen tabakalarının farklı kalınlıklarda ve optik özelliklerde olması nedeniyle doğal dişler ile porselen restorasyonlar arasında estetik uyumsuzluğa neden olmaktadır(3).

Günümüzde, hekim ve hastaların artan beklentileri; biyouyumluluğu, estetiği ve kullanım ömrü uzun tam seramik restoratif materyallerin gelişim sürecini hızlandırmıştır. Yüksek dayanıklılığa sahip zirkonyum ve alüminyum oksit seramiklerin geliştirilmesi, çiğneme kuvvetlerinin arttığı bölgelerde sabit restorasyonların yapımına imkân tanımıştır(4). Bu materyallerin yüksek dayanıklılığa sahip olmasının yanında, artan opasitesi özellikle anterior bölgede doğal dişlerle olan renk uyumunun sağlanmasını zorlaştırmaktadır(5). Preslenebilir lityum-disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin (IPS Empress 2 Ivoclar Vivadent, IPS e.max Press Ivoclar Vivadent) geliştirilmesi ile ışık geçirgenliği doğal dişe yakın restorasyonlar elde edilmeye çalışılsa da, dental porselenler ile kaplanarak ancak ön bölgede istenilen estetik sonuçlar alınabilmektedir(6). Bunun yanında, dental porselenler ile kaplanan restorasyonlarda çiğneme kuvvetleri altında erken dönemde *chipping* ve kırık oluşma riskinin artış gösterdiği bildirilmiştir(5).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD\CAM) teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte kırılmaya karşı dayanıklı, translusent ve *polikromatik* tam seramik restorasyonlar, monolitik bloklardan üretilebilmektedir(7,8). Polimer infiltre seramik (Vita Enamik, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), diğer seramik materyallerle karşılaştırıldığında farklı mikroyapısı ile dental uygulamalarda kullanıma sunulmuştur. Seramik yapı içerisine

yerleştirilen polimer ağ yapısı, kırık gelişimini engelleyerek materyalin yapısal dayanıklılığını artırdığı bildirilmiştir. Çalışmalarda polimer yapıyı üretan di-metakrilat(UDMA) ve trietilen glikol di-metakrilat(TEGDMA) arasındaki çapraz bağların oluşturduğu bildirilmiştir(9). Dental porselenlerle karşılaştırıldığında bu özellik materyale daha düşük elastiklik modülü ve daha yüksek dayanıklılık kazandırmıştır(10). Son dönemde üretilen diğer bir rezin içerikli seramik çeşidi de rezin nano-seramik (Lava Ultimate, 3M ESPE, St. Paul, ABD)'dir. Restoratif materyalin üretiminden sonra ağız içerisinde kompozit resin kullanılarak restorasyonun düzenlenmesine imkân tanınması önemli avantajlarından biridir. Ayrıca rezin nano-seramik ve polimer-infiltrate hibrit seramikler diğer tam seramik materyallerle karşılaştırıldığında kabul edilebilir seviyede ışık geçirgenliğine sahip olduğu bildirilmiştir(11).

Son dönemlerde geliştirilen diğer bir seramik restorasyon materyali de zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerdir (Vita Suprinity; Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya). CAD\CAM sistemleri ile üretilen seramik bloklar inley, onley, anterior ve posterior kron restorasyonlar, implant üstü tek diş restorasyonların yapımında kullanılabilir. Vita Suprinity, ağırlıkça yaklaşık %10 oranında zirkonya ile güçlendirilmiştir. Üretici firma tarafından zirkonya ve cam seramiklerin olumlu yönlerinin bir araya getirildiği bildirilmiştir(12).

Veneer seramiklerin kırılma ve *chipping* riski, kor ve seramik materyaller arasındaki termal etkileşim halen dental literatürde tartışma konusu olarak yer almaktadır. Monolitik cam seramik sistemlerin kullanımının laboratuvar ve klinik aşamada umut verici sonuçlar gösterdiği bazı çalışmalarda bildirilmiştir(13).

Bu çalışmanın amacı, suni yaşlandırma işlemi uygulanan farklı kalınlık ve renklerdeki tam seramik monolitik restoratif materyallerin uzun dönem renk stabilitesinin in vitro ortamda karşılaştırmaktır.

Bu çalışmanın hipotezleri; hızlandırılmış suni yaşlandırma işleminin farklı tam seramik materyallerin renk stabilitesini etkilemeyeceği, kalınlık ve renk değişikliğinin tam seramik materyallerin renk stabilitesini etkilemeyeceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiklerin Tarihi ve Gelişimi

İlk porselen diş materyali 1789'da "de Chemant" tarafından patent edilmiş. 1808'de bir İtalyan diş hekimi olan Fonzi platin iskelet üzerine tutturularak üretilen terrometalik porselen dişleri icat etmiştir. Plantou, 1822'de Philadelphia'da porselen dişlerin pişirilme sürecini tanıtmış ve 1825'de Stockton bu dişlerin ticari üretimine başlamıştır(14).

1833 yılında Murphy, platin folyo kullanarak porselen inley yapmıştır. Land, 1886'da platin folyo üzerine porselen pişirerek sabit protezlerde porseleni kullanmıştır. Ancak kullanılan porselenin ağız ortamında çabuk bozunması sonraki dönemde porselenin kırılma direncinin giderilmesine yönelik çalışmaların artmasına neden olmuştur(14).

1962'de Weinstein feldspatik porselenlerin sinterizasyon sıcaklığını ve termal genişleme katsayılarının kontrolünü sağlayarak metal seramik restorasyonların klinik sağ kalım süresini ve uzun dönem estetik başarısını artırmıştır. Ayrıca bu porselene uygun dental alaşımın üretimi de sağlanmıştır. Ticari olarak ilk porselenin üretimi de 1963'de VITA Zahnfabrik firması tarafından gerçekleştirilmiştir(14).

Mclean ve Hughes, 1965'te, %40 ila %50 arasında cam matris içeren alüminyum oksit kor tam seramik materyalini tanıtmaları ile tam seramiklerin kırılma direncinde önemli bir gelişme sağlanmıştır. Alüminyum oksit kor seramik materyalinin yetersiz estetik özellikleri nedeni ile feldspatik porselenle kaplanarak kullanılmıştır. 1979'da Mclean'ın alüminyum oksit kor seramiklerle yapılmış 5 yıllık çalışmada anterior restorasyonlar için %2 kırılma oranı görülürken, posterior da bu oran %15 olmuştur. Posterior bölgede görülen düşük kırılma direnci ve kor materyalinin sahip olduğu sinterizasyon sırasındaki yüksek büzülme, bu materyallerin endikasyonlarının yalnızca anterior bölgede sınırlı kalmasına neden olmuştur(14).

Adair ve Grossman, 1984 yılında cam fazın kristalizasyonunun kontrolünün sağlandığı, cam yapının eritilip, refraktör bir kalıba döküldüğü ve cam matris içerisinde tetrasilik flormika kristalleri içeren Dicor cam seramikleri geliştirmişlerdir.

Sonraki dönemde ise freze edilebilir Dicor cam seramikler geliştirilmiş ve bu yapı içerisindeki tetrasilisik flormika kristal oranı %70'e çıkarılmıştır(14).

1990'ların başlarında, yapısında hacimsel olarak %34 lüsit içeren preslenebilir cam seramikler (IPS Empress) tanıtılmıştır. Dayanıklılığı ve marjinal adaptasyonu Dicor cam seramiklere benzemesine rağmen bu materyallerde özel bir kristalizasyon aşamasına ihtiyaç duyulmamaktadır. 1990'lı yılların sonlarında ise cam matriksin yaklaşık %70'inin lityum disilikattan oluşan IPS Empress 2 tanıtılmıştır. Bu yeni materyalin kırılma direnci IPS Empress cam seramiklere nazaran iki kat daha fazla olduğu bildirilmiştir ve posterior ikinci premolara kadar 3 üyeli köprülerin yapımına olanak tanımıştır. Sonraki yıllarda geliştirilen lityum disilikat içerikli IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) seramik sistemlerde dayanıklılık ve ışık geçirgenliği özellikleri IPS Empress 2 ye göre farklı fırınlama yöntemleri ile geliştirilmiştir. IPS Empress ile benzer özellikler gösteren lüsit ile güçlendirilmiş IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) daha küçük partikül büyüklüğüne sahiptir. 1998'de CEREC inLab sistem (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) ile birlikte frezelenen seramik blokların farklı renk seçeneklerine göre üretilmesine başlanmıştır(14).

1991 de Vita Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) CEREC 1 (Siemens AG, Bensheim, Almanya) sistemi için frezelenen feldspatik porselen üretimine başlanmıştır. Temel içeriği, SiO₂ (60-64%) ve Al₂O₃ (20-23%) tarafından oluşturulan materyalin hidroflorik asit ile pürüzlendirilmesi, resin siman ile mikromekanik retansiyonuna imkân tanımıştır. Ancak monokromatik yapıda olması nedeni ile estetik bölgede daha farklı renk seçeneklerine imkân tanınması için sonraki aşamada *polikromatik* seramik bloklar (Vita TriLuxe Bloc; VITA Zahnfabrik) geliştirilmiştir(15).

1989'da üretilen, In-Ceram Alumina'nın (VITA Zahn-fabrik), yapısını % 70-80 oranında Al₂O₃ oluşturmaktadır. Alüminyum oksit partikülleri içerisine infiltre edilen cam yapı sayesinde dayanıklılığı yüksek bir kor materyali oluşturulmuş, feldspatik porselen ile kaplanmıştır. Ayrıca CEREC (Sirona Dental Systems) ile freze edilebilen bloklar (VITABLOCS In-Ceram Alumina; VITA Zahnfabrik) da üretilmiştir. Ancak oldukça opak yapısı nedeni ile 1994'te In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik), In-Ceram

Alumina'ya alternatif olarak üretilmiştir. Magnezyum oksit ve alüminyum oksit karışımının ($MgAl_2O_4$) yapı içerisindeki miktarı artırılarak ışık geçirgenliği artırılmış ancak düşük bükülme dayanımı nedeni ile yalnızca anterior bölgede kullanımı mümkün olmuştur(14,15).

Synthoceram; 1984'te Denissen tarafından CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction, Hoorn, Hollanda) teknolojisi kullanılarak, cam matriks ile entegre edilen yüksek dayanıklılığa sahip alüminyum oksit kor materyali olarak üretilmiştir(16).

In-Ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrik), In-Ceram Alumina sisteme %35 oranında parsiyel stabilize zirkonya eklenerek materyali daha dayanıklı hale getirilmiştir. Oldukça opak yapısı nedeni ile endikasyonu posterior bölge ile sınırlı kalmıştır(4).

Anderson ve Oden tarafından geliştirilen Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç); %99.9 oranında alüminyum oksitten oluşan kopingler oluşturularak üretilmeye başlanmıştır ve yüksek seviyede kırılma dayanıklılığına sahip olduğu bildirilmiştir. Olması gerekenden % 20 oranında daha büyük hacimde elde edilen kopingler, 1550 °C'de sinterize edildikten sonra normal boyutlarına dönüşmektedir. Sonraki aşamada düşük ısı porselenleri ile kaplanarak krona son hali verilmektedir(4).

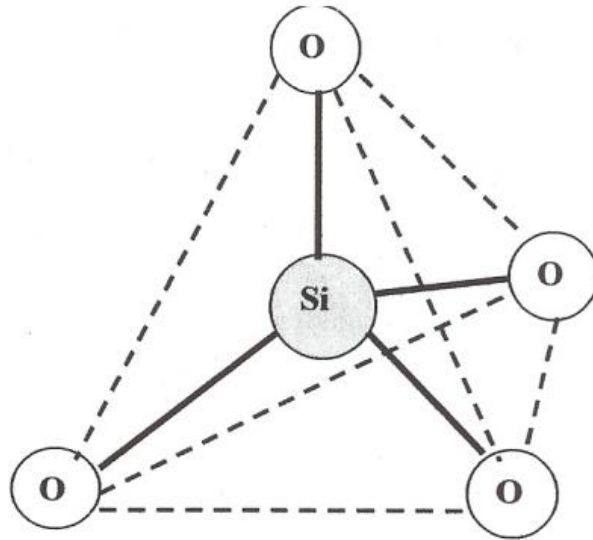
Zirkonya içerisine eklenen itriyum oksit (Y_2O_3 3% mol) partikülleri ile hacimsel genişleme miktarı kontrol altına alınmış ve bileşimin oda sıcaklığında tetragonal fazda kalması ile mekanik özelliklerin geliştirilmesi sağlanmıştır. İtriyum oksit ile parsiyel olarak stabilize edilen zirkonya(Y-TZP) restorasyonlar yarı sinterize veya tam sinterize bloklardan bilgisayar destekli üretim ve bilgisayar destekli tasarım sistemleri (CAD\CAM) ile üretilebilmektedir. Yarı-sinterize blokların kullanılması hem üretim aşamasında süreyi kısaltır hem de frezeleme sisteminde kullanılan frezlerin ömrünün uzamasını sağlamaktadır. Yarı-sinterize bloklar kullanılarak üretilen kopingler normalden %20-25 oranında boyutsal olarak daha büyük hazırlanır ve sinterizasyon sonrası normal boyutlarına ulaştırılırlar(1).

Lava (3M ESPE, Minn, ABD) ; sabit restorasyonların yarı sinterize veya tam sinterize itriyum ile stabilize edilmiş zirkonya bloklardan, CAD\CAM ile üretildiği bir sistemdir. Bu sistemde optik tarayıcı ile taranan model bilgisayar ortamına aktarılırak

kron veya köprü kor tasarımı yapılır, sonrasında sisteme entegre frezeleme sistemi ile üretim gerçekleştirilir(1).

2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı

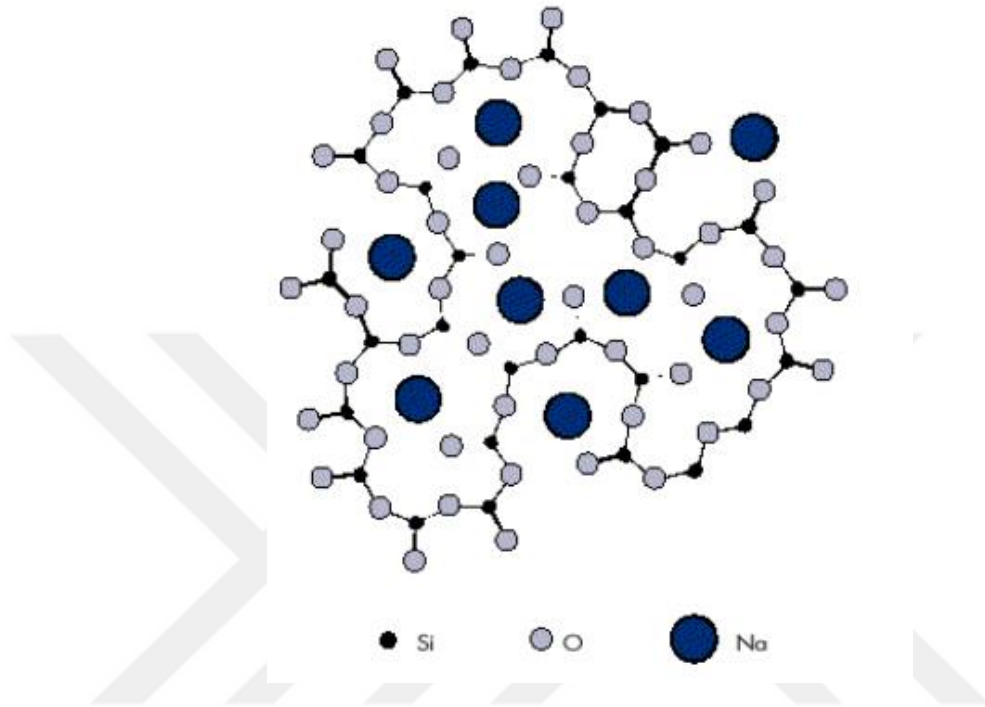
Seramikler, kristal ya da cam fazda görülebilirler. Dental seramiklerin mekanik ve optik özellikleri kristal fazın miktarına ve yapısına bağlıdır. Cam fazın daha yoğun olması ışık geçirgenliğinin artmasına neden olurken, kırık oluşumuna karşı bileşimin direncini azaltmaktadır. Diğer yandan kristal fazın daha yoğun olması mekanik açıdan daha dirençli bir yapı oluşumuna neden olurken estetik özelliklerin azalmasına neden olur(14,15).



Şekil 2.1. Silika ünitelerinin tetrahedral yapısı (17).

Dental porselenlerin cam matriksini bir silisyum ve dört oksijen atomları arasındaki bağlantılardan oluşan *tetrahedral* yapı meydana getirir (Şekil 2.1). Her bir silika ünitesi dört oksijen atomu tarafından çevrelenen silisyum atomlarından meydana gelir. Cam matriks içerisindeki iyonik ve kovalent yapıdaki bağlar hem yapıya stabilite verir hem de silika ünitelerinin birbirleri ile birleşerek zincir oluşturmalarını sağlar. Bu yapı içerisindeki atomik bağlar termal ve optik olarak seramik bileşime önemli özellikler kazandırmıştır. 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 matrisi içerisinde lösit ve alüminyum oksit gibi kristal maddeler yerleştirilmiştir(18,19) (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Alkali katyonlar cam yapısındaki pozisyonu (17).

Dental seramiklerin temel yapısını ise kristal mineraller (feldspat, kuartz, alümina) ve cam matrisi (kaolin) oluşturmaktadır. Ayrıca akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar ve lüminesans özelliği veren maddeler de bulunur(14).

Feldspat, cam matrisin şekillenmesinden sorumludur ve düşük erime sıcaklığına sahiptir. Feldspat, potasyum alüminyum silikat (potash feldspar) ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) ve sodyum alüminyum silikatın (albit) ($Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) bileşiminden oluşur. Diş hekimliğinde sıklıkla yüksek potasyum feldspat içerikli seramikler tercih edilir. 1250 dereceden 1500 dereceye sıcaklık ulaştığında potasyum feldspat kuartz ve kaolin içerisine difuze olarak cam matrisi meydana getirir(14,19).

Kuartz, dental seramiklere desteklik sağlar ve büzülme önler. Yüksek erime sıcaklığına sahiptir, yapı içerisinde stabiliteyi sağlayarak dayanıklılığı artırır(14,19).

Kaolin, alümina içeren volkanik kayalardan elde edilen kil yapısındaki bir materyaldir. Bileşim içerisinde bağlayıcı olarak görev görür ve pişirilmemiş porcelene modelaj kolaylığı sağlar. Dental porcelenin opasitesini artırması nedeni ile bileşim içerisindeki miktarı sınırlı tutulmalıdır(14,18,19).

Cam modifiye ediciler ve akışkanlar, yumuşama sıcaklığını düşürerek akıcılığı artırır. Ayrıca cam modifiye ediciler, dental porcelenlerin farklı sinterizasyon sıcaklıklarında üretilebilmesi için kullanılırlar (Tablo 2.1). Borik oksit (B_2O_3), cam modifiye edici olarak kullanılır, viskoziteyi düşürür ve yumuşama sıcaklığını azaltır ve kendi cam ağ yapısını şekillendirir. Borik oksit, ağ yapısını silika partikülleri içerisinde şekillendirir ve rijit silika ağ yapısının oluşumunu engelleyerek cam yapının yumuşama sıcaklığını düşürür. Alüminyum oksit (Al_2O_3) cam yapı içerisindeki fonksiyonu ise oldukça karmaşıktır. Gerçek bir cam şekillendirici olmamasına karşın, ağ yapı içerisinde yer alarak viskoziteyi ve yumuşama sıcaklığını değiştirir(14).

Tablo 2.1. Sinterizasyon sıcaklıklarına göre dental porcelenler (14).

Porselen Çeşidi:	Sinterizasyon Sıcaklığı:
Yüksek ısı porcelenleri	>1300 °C
Orta ısı porcelenleri	1101-1300 °C
Düşük ısı porcelenleri	850-1100 °C
Ultra düşük ısı porcelenleri	<850 °C

Ara oksitler; akışkanlar ve cam modifiye edici ajanların oluşturduğu viskozite azalmasını sınırlar(15). Dental porcelenleri renklendirmek için ise metal oksitlerden yararlanılır; titanyum oksit sarı renk, uranyum oksit sarı-portakal renk, krom alüminat gül rengi, metalik altın kahverengi kırmızı renk, demir veya nikel oksit kahverengi, kobalt alüminat mavi renk, krom veya bakır oksit mavi-yeşil renk, manganez gri-lavanta yeşili renk, demir fosfat platin gri renk verir(14). Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gereksinim duyarlar. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince tanecik boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içerir. Bu amaçla sıklıkla seryum oksit, titanyum oksit, zirkonyum oksit ya da kalay oksit kullanılır(14).

2.3. Dental Seramiklerin Genel Özellikleri

Dental seramikler, oral dokularla biouyumludurlar ve oral kavite içerisinde kimyasal bir reaksiyona neden olmazlar. Mükemmel estetik özelliklerinin yanında yapısal olarak da dayanıklı materyallerdir. Porselenin dayanıklılığı; bileşimindeki maddelere, yüzey yapısına ve içerisinde bulunan boşlukların konumu ve miktarına bağlıdır. Kristal fazın miktarı, yapısı, partikül büyüklüğü ve termal genleşme katsayısı seramiklerin mekanik ve optik özelliklerini etkilemektedir(20). Dental seramikler, baskılayıcı streslere karşı dayanıklı iken, çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı ise oldukça zayıftır. Bu özellik seramiklerin kırılma olmasına ve çekme kuvvetlerine maruz kaldığında kırılmaya eğilimli olmasına neden olmaktadır. Klinikte sabit protetik uygulamalar sırasında; okluzal yüzeylerin temas alanlarında, temas alanlarının altında kalan simantasyon yüzeylerinde, kron ve birleşim bölgelerinin sınırlarından başlayan mikroçatlaklar seramik restorasyonlarda kırıklara neden olabilmektedir(21,22).

Yorulma dayanımı, dental seramik restorasyonların uzun ömürlülüğünü ve dayanıklılığını önemli ölçüde etkiler. Materyalin yorulmasından, sürekli maruz kalınan stresler ve nem varlığında gelişen mikroskobik düzeydeki çatlaklar sorumludur. Materyalin bünyesindeki fissürler içerisine sızan sıvılar çatlaklar içerisine doğru ilerler ve kohesiv bağların yıkılmasına neden olur. Zamanla bu sürecin tekrarlanması ile yapı içerisindeki mikroçatlaklar büyür, daha büyük streslere maruz kaldığında ise materyalin kırılmasına neden olur(23).

Seramiklerin yüzey sertliği oldukça fazladır bu nedenle karışık yapay ya da doğal dişlerin aşınmasına neden olabilirler. Seramikler termal olarak yalıtkan maddelerdir ve termal genleşme katsayıları doğal dişe yakındır. Fırınlama işlemleri sırasında yapı içerisindeki suyun buharlaşması ile beraber %30-40 oranında hacimsel büzülme de meydana gelir. Bu nedenle sinterizasyon işlemleri sırasında yapı içerisinde meydana gelen büzülme miktarının kontrolü seramik restorasyonların yapısal bütünlüğünün korunması açısından önemlidir(15).

Seramik restorasyonların doğal dişlere olan adezyonu yapılan restorasyonların dayanıklı ve uzun ömürlü olmasında önemli role sahip diğer bir etkidir. Sabit bir restorasyonun başarısı yapıştırıcı ajana ve simantasyon tekniğine bağlıdır(24).

Seramik restorasyonların simantasyonunda cam iyonomer simanlar ve rezin simanlar sıklıkla kullanılan siman tipleridir. Seramik yüzeylere uygulanan mekanik ve kimyasal işlemler ile yapıştırıcı ajanın bağlantısı artırılabilir. Mekanik uygulamalar arasında; kumlama, elmas frezler ve zımpara diskler kullanılarak yapılan yüzey işlemleri ve LASER uygulamaları gelmektedir(25). Ancak aşırı yapılan yüzey işlemleri mikroçatlak oluşumunu artırmakta ve seramiğin kırılma direncini azaltmaktadır(26). Yapıştırıcı simanların seramik yüzeyine bağlantısını artıran kimyasal işlemler ise asit ile pürüzlendirme ile yapılır. Dental seramiklerin yapısı içerisindeki silika grupları rezin simanların akrilik grupları ile silanizasyon işlemi uygulanarak bağlantı kurarlar. Adesiv rezin simanların seramiklerle bağlantı dayanımını artırmak için mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri önerilmektedir(27).

2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Tam seramik restoratif materyaller estetik ve doğal görünüme sahiptir. Ancak yüksek çekme kuvvetlerine karşı kırılırlar. Birçok araştırmacı daha dayanıklı tam seramik materyalleri elde edebilmek adına çeşitli kristalin maddeler kullanarak farklı üretim teknikleri geliştirmişlerdir. Kelly ve diğ.(28) tam seramik restorasyonları; camsı materyaller, kısmi olarak cam doldurucu içeren materyaller ve polikristalin seramik materyaller olarak 3 ana gruba ayırmıştır. Bu üç materyalde de çeşitli doldurucularla birlikte ana fazı feldspatik cam meydana getirmektedir. Dolduruculara ek olarak polikristalin seramiklerde kütleli olarak %17-25 oranında lösit kristalleri de bulunmaktadır(29). Üretim teknikleri göz önüne alınarak tam seramik materyalleri günümüzde şu şekilde sınıflandırmak mümkündür; sinterize seramikler, dökülebilir cam seramikler, frezelenen seramikler, ısı ile preslenebilir seramikler, refrakter day üzerinde elde edilen seramikler (30) (Tablo2.2).

Tablo 2.2. Üretim Tekniğine Göre Tam Seramik Materyallerin Sınıflandırılması (31).

Üretim Tekniği:	Seramik Tipi:	Kristal Faz:	Üretici Firma:	
Sinterize seramikler	Lösit ile güçlendirilmiş feldspatik seramik	Sanidin	Optec HSP, Jeneric/Penetrion Inc.,	
	Aluminyum oksit seramik	Alumina	Hiceram, Vident, Baldwin Park, CA.	
	Magnezyum oksit kor seramik	Forsterite	Vident, Baldwin Park, CA.	
	Zirkonyum oksit seramik	Mirage II	Myron International, Kansas City, KS	
Dökülebilir cam seramikler	Mika seramikler	Tetrasilik floromika	DICOR, Dentsply International	
	Hidroksiapatit seramikler	Oksiapatit	Cerapearl, Kyocera, San Diego, CA.	
	Lityum oksit seramikler	Lityum disilikat	Vident, Baldwin Park, CA	
Refrakter day üzerinde hazırlanan seramikler	Slip cast + Cam infiltre	Alumina	In-Ceram Alumina, Vident, Baldwin Park, CA	
	Slip cast + Cam infiltre	Spinel	In-Ceram Spinel, Vident, Baldwin Park, CA	
	Slip cast + Cam infiltre	12-Ce-TZP-alumina		In-Ceram Zirconia, Vident Baldwin Park, CA
		3Y-TZP		Cercon, Dentsply
Isı ile preslenebilir seramikler	Lösit	Lösit	IPS Empress, Ivoclar	
	Lityum Disilikat	Lityum disilikat	IPS Empress Eris,	
	Cerestore	Spinel	Alceram, Innotek Dental Corp, Lakewood, CA.	

Tablo 2.2. (devamı) Üretim Tekniğine Göre Tam Seramik Materyallerin Sınıflandırılması (31).

Üretim Tekniği:	Seramik Tipi:	Kristal Faz:	Üretici Firma:
Frezelenabilir seramikler	Cerec sistem	Tetrasilik flormika	DICOR MGC, Dentsply International, Inc., York, PA
		Sanidin	Vitablocs, Mark II Vident, Baldwin Park, CA.
	Celay sistem	Sanidin	Vita-Celay, Vident, Baldwin Park, CA
		Alumina	In-Ceram AL, Vident, Vident, Baldwin Park,
	Procera sistem	Alumina	Procera All Ceram, Nobel Biocare, ABD
	CAD	Lösit	IPS Empress CAD, Ivoclar
		Lityum disilikat	IPS e.max CAD, Ivoclar
	Lava CAD/CAM	Y-TZP	Lava CAD/CAM, 3M ESPE, Minnesota.

2.4.1. Sinterize Seramikler

Sinterizasyon, seramik partiküllerinin yüksek sıcaklıklarda ısı aracılığı ile birleştirilmesi ve daha kararlı ve dayanıklı bir yapı haline dönüştürülmesi işlemidir. Sinterizasyon işlemi fiziksel-kimyasal reaksiyonlar ile seramik yapının son haline ulaşmasını sağlar. Yapı içerisindeki porözite miktarı azalır. Porözite miktarını; sinterizasyon sıcaklığı, zaman ve erime viskozitesi belirler(32).

Lösit ile Güçlendirilmiş Feldspatik Porselen

Geleneksel feldspatik porselenin hacimce %45 oranında tetragonal lösit kristalleri ile güçlendirilmesi ile elde edilmiş ve yüksek seviyede baskılama dayanımı ve makaslama direnci elde edilmiştir. Materyal içerisine katılan yüksek orandaki lösit kristallerinin, termal genleşme katsayısını cam matriksin termal katsayısına oranla artırarak, seramiğin fırınlama sonrası soğuma aşamasında lösit kristalleri çevresinde meydana gelen baskılama streslerinin oluşumunu artırdığı bildirilmiştir. Bu streslerin cam fazın direncini artırarak kırık oluşumunu engellediği bildirilmiştir(33). Lösit ile güçlendirilmiş seramikler, iyi seviyedeki optik özellikleri sayesinde kron yapımında kullanımı endikedir. Lösit kristallerinin ışığı kırma indeksinin düşük olması seramik materyalinin yüksek kristal faz içerdiği durumlarda bile ışık geçirgenliği özelliğini geliştirdiği gibi eğilme dayanımını artırmıştır(4,13).

Alüminyum Oksit Esaslı Seramikler

Alüminyum oksit (Al_2O_3), sert ve dayanıklı oksitlerden biridir. Alüminyum oksitin seramik materyal içerisine entegre edilmesi sayesinde yüksek elastisite modülü, yüksek kırılma dayanımı elde edilmiştir. Alüminyum oksit ve cam matriksin termal genleşme katsayıları birbirine yakındır(1).

Magnezyum Oksit Esaslı Seramikler

Magnezyum oksit (MgO), yüksek eğilme dayanımına sahiptir ve termal genleşme katsayısı dentin ve insizal feldspatik porselene oldukça yakındır. Kor

materyali magnezyum oksit ve silika cam partiküllerinin 1100-1150 °C deki kimyasal reaksiyonu ile meydana gelir. Bu reaksiyon sonucu meydana gelen *forsterit* kristalleri (Mg_2SiO_4) seramik yapının dayanıklılığında sorumludur(34,35).

Zirkonyum Oksit Seramikler

Zirkonyum oksit polikristalin yapıda bir materyal olup, geleneksel feldspatik porselen içerisine katılarak yapının mekanik olarak dayanıklılığının artırılması sağlanır. Erime sıcaklığında (2680 °C) kübik formdadır, soğuma aşamasında önce *tetragonal* (2370 °C) daha sonra *monoklinik* faza geçer(36). Bu kristal faz dönüşümü, hacimsel olarak %3-5 oranında genişleme ile birlikte iç streslerin oluşumuna neden olur. Kalsiyum oksit, magnezyum oksit, itriyum oksit, seryum dioksit gibi stabilize edici ajanlar oda sıcaklığında *tetragonal* faz içerisine eklenerek hacimsel genişlemenin kontrolü sağlanır. Bu şekilde parsiyel olarak stabilize edilen zirkonya yüksek eğilme ve kırılma dayanımına sahiptir(37). İtriyum ile stabilize edilen zirkonya seramikler; yüksek kırılma dayanımına ve termal şok direncine sahipken ışık geçirgenliğinde ve füzyon sıcaklığında azalma meydana gelmiştir(38). Çoğu dental zirkonya seramikler opak yapıdadırlar ve kopingler porselen ile kaplanarak uygun estetik sağlanmaya çalışılır(39).

2.4.2. Cam Seramikler

Cam seramikler, kayıp mum tekniği ile üretilebildiklerinden dökülebilir cam seramikler olarak da adlandırılırlar. İlk olarak dental kullanım için Dentsply firması tarafından MgF_2 içerikli silikon cam içerikli Dicor üretilmiştir. Cam seramik protezler ilk olarak vitroz ya da kristalin olmayan fazda üretilirler daha sonra *devitrifikasyon* adı verilen ısı işleme tabi tutularak kontrollü olarak kristalin faza dönüştürülürler. Bu işlem iki aşamada meydana gelir; ilk aşama kristal birleşme ikinci aşama ise kristal gelişimidir. Bu aşamalar sonucunda seramik yapının kırılma dayanımı, sertliği, aşınma direnci, termal direnci ve kimyasal stabilitesi artar. Restorasyona son şekli veneer porselenler ile verilir(40).

2.4.3. Refrakter Day Üzerinde Elde Edilen Seramikler

Sulu kıvamdaki seramik yapının *refraktör* day üzerine dökülmesini içeren bir üretim sürecini kapsayan sistemdir. *Refraktör* day yapısındaki porların sulu kıvamdaki seramik yapıdan suyu emmesi seramiğin daha katı bir yapı haline gelmesini sağlar. Daha sonra *refraktör* day üzerinde yüksek sıcaklıklarda seramik pişirilir. Isıl işlem süresince seramiğe göre daha fazla büzülen refraktör day seramiğin day üzerinden kolayca ayrılmasını sağlar. Son aşamada oluşan seramik yapı oldukça pörözdür, seramik içerisine ya eriyik halde cam madde infiltre edilir ya da seramik tamamıyla sinterize edilir(41). Seramiklerin bu teknik ile üretimi pöröziteyi azaltır ve geleneksel feldspatik porselenlere göre daha sert bir seramik yapı elde edilmesini sağlar. Ancak tekniğin uygulanması teknik hassasiyet gerektirir ve uyumlu restorasyonlar elde etmek oldukça zordur(42).

Refraktör day üzerinde elde edilen seramikler sıklıkla alüminyum oksit, zirkonyum oksit veya spinelden meydana gelirken, infiltre cam kısmı; sodyum veya kalsiyum lanthanum aluminosilikat camdan meydana gelir(43). Kor materyelin tipine göre *refraktör* day üzerinde elde edilen seramikler; In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirkonya olarak sınıflandırılırlar. In-ceram zirkonyanın eğilme dayanımı diğerlerine göre daha iyi olmasına karşın oldukça opak yapıdadır(44).

2.4.4. Isı ile Preslenebilir Cam Seramikler

Preslenebilir seramiklerin üretimi, seramik kütesine yüksek sıcaklıklarda sinterizasyon sağlamak amacıyla dışardan basınç uygulanması yöntemi ile gerçekleştirilir. Bu üretim tekniği ile yapı içerisinde pörözite oluşumu önlenmiş ve yoğun zincir reaksiyonu veya ikincil kristalizasyon reaksiyonları sağlanarak seramiğin yoğunluğunun artması ile daha iyi mekanik özelliklerin ortaya çıkması sağlanmıştır(45).

Preslenebilir seramikler iki ayrı kategoride incelenebilir

1. Güçlendirici kristalin fazı lösit kristallerinin oluşturduğu birinci kuşak(IPS Empres I)

2. Bu fazın lityum disilikat tarafından oluşturulduğu ikinci kuşak(IPS Empress II)(46).

Birinci kuşak ısı ile preslenebilir cam seramiklerde, hacimsel olarak %35-45 oranlarında lösit kristalleri bulunmaktaydı. Üretim aşamasında kararlı *tetragonal* fazın oluşumu ve lösit kristalleri ile cam matriks arasındaki termal genişleme katsayıları arasındaki fark seramik yapının mekanik özelliklerinin gelişimini sağlamıştır. Ancak yapı içerisinde zamanla meydana gelen mikroçatlakların lösit kristalleri ile cam matriks arasındaki bağlantıyı bozmaları, materyalin sağlamlığını ve kırılma dayanıklılığını azaltabilir(47,48). Dong ve diğ.(49) lösit doldurucu preslenebilir cam seramik materyallerin, ek lösit kristalizasyonuna bağlı olarak ilave fırınlama ile eğilme dayanıklılığının geliştirildiğini bildirmiştir.

İkinci kuşak ısı ile preslenebilen cam seramik, içeriğinde hacimsel olarak %65 oranında lityum disilikat içerir ve ana kristalin fazı lityum disilikat meydana getirir. Kristal faz reaksiyonu lityum metasilikat ve kristobalit bileşenleri ile meydana gelir, lityum metasilikat lityum disilikat kristallerinin oluşumunu ve çoğalmasını sağlar(46,50). Cam matriks ve lityum disilikat kristallerinin termal genişleme katsayıları arasındaki uyumsuzluk kristal yapı çevresinde sıkışma tipi kuvvetlerin artmasına neden olur. Oldukça kararlı yapıdaki lityum disilikat partikülleri seramik yapı içerisinde mikro çatlakların birleşerek kırık oluşumunun engellenmesini ve seramiğin dayanıklılığını önemli ölçüde artırmıştır. IPS Empress2 seramiklerde pörözite miktarı %1' dir(51).

2.4.5. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim Seramikler

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim(CAD/CAM) yapan sistemlerin gelişimine paralel olarak, bu sistemlerle uyumlu inley, onley, kron yapımında kullanılabilen seramik blokların üretimi de hız kazanmıştır. Bu sistemlerin avantajları arasında; ölçü işlemine olan ihtiyacın ortadan kalkması, hekimin hasta başında harcadığı sürenin azalması, hasta-hekim-operasyon bölgesi ve dental teknisyen arasındaki çapraz kontaminasyon riskinin azalması sayılabilir. Tam seramik restorasyonların üretimini sağlayan bu sistemler arasında; CEREC sistem (Sirona, Bensheim, Almanya), Celay

sistem (Mikrona Technologie, Spreitenbach, İsviçre), Procera All Ceram sistem (Noble Biocare, ABD) vardır(52).

CEREC sistemi Dr. Moerman tarafından geliştirildi ve ilk olarak sisteme uygun CAD/CAM seramikler piyasaya sürüldü. 1994'te CEREC 2, 2000 yılında ise CEREC 3 sistemi tanıtılmıştır. CEREC 1'den CEREC 3'e doğru daha uyumlu restorasyonlar elde edilmiştir. Sistemin temelinde üç boyutlu ölçü alabilen ağız içi kamera vardır. Bu sistemde iki farklı ticari marka mevcuttur; Vita Mark II (Vident, Baldwin Park, CA, ABD) ve Dicor MGC (Dentsply International, Inc., York, PA, ABD)'dir. Vita Mark II'de ana kristal faz sanidin ($KAlSi_3O_8$) kristallerinden meydana gelmiştir. Sanidin, seramik yapının opasitesini artırır. Dicor MGC ise frezelenabilir cam seramik olup üretim tekniği dışında Dicor ile benzer özellikler taşır. Bu materyalin yapısında hacimsel olarak %70 oranında tetrasilik flormika kristalleri vardır. Bu özellik seramiğe üstün mekanik özellikler kazandırmıştır. Bu sistemle literatürdeki ilk optik tarama ölçü işlemi gerçekleştirilmiştir. Prepare edilmiş dişin ağızdan direkt ölçüsü alınabildiği gibi, indirekt olarak daylı modelden de ölçü alınabilir(53).

CEREC inLab (Sirona, Bensheim, Almanya) sistemde CEREC 3'e ilave olarak In-Ceram Alümina, Lityum disilikat cam seramik ve itriyumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum seramikler CAD\CAM teknolojileri kullanılarak üretilebilir. Ayrıca inley yapımı için rezin esaslı kompozit materyallerde kullanılabilir(54).

Celay (Vita, Bad Sackingen, Almanya) sisteminde; inley, onley ve kron yapım işlemi kompozit rezinden hazırlanmış modelajın cihazın diğer kısmındaki frezeleme sistemi tarafından seramik bloğun aşındırılması esasına dayanır. Ticari olarak piyasaya sürülen Celay sistemine uygun seramik materyaller; Vita-Celay (Vident, Baldwin Park, CA, ABD)'dir(55,56).

Procera All Ceram sistem (Noble Biocare, ABD), Dr. Anderson tarafından tanıtılmıştır. Daylı modelin taraması ile elde edilen veriler, internet ağ bağlantısı aracılığı ile merkez laboratuvara gönderilir, bu merkezde bilgisayar ve freze cihazı kullanılarak kor materyalinin üretimi sağlanır. Üretim aşamasında %99,9 oranında Al_2O_3 içeren seramik bloklar kullanılır. Üretimi yapılan seramik kor normal

boyutlarından daha büyük üretilir, sinterizasyon işlemi sonrası normal boyutlarına ulaşır(57).

Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya) 3 ünitelerden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Tarayıcı ve tasarım programı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (EverestEngine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranarak alt yapının tasarım aşamasına geçilir. Aynı tarama ünitesinde alt yapı bilgisayar ortamında tasarlanır. Sistemin hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest Z -Blank), hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) bulunmaktadır(58).

Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Almanya), 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 farklı ünitelerden oluşur. Bu sistemde hem sinterlenmemiş (non-HIP) hem tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokları kullanılabilir. Zirkonyadan başka titanyum ve plastik blokları da işleyebilir(59).

Zirkonzahn (Neuler, Almanya) sistemi bir CAD/CAM sistemi değildir. Mekanik yöntemle üretim yapılır. Frezeleme işlemi teknisyen tarafından manuel olarak gerçekleştirilir. Sinterlenmemiş homojen zirkonya blokları kullanılır. Alt yapı ışıkla polimerize olan kompozitle tasarlanır. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit tasarımı makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edilir(60).

Noritake Katana (Noritake Dental Supply Co. Ltd. Japonya) %94,4 ZrO₂ ve %5,4 Y₂O₃ içerikli zirkonya bloklardan üretim yapabilen CAD/CAM sistemlerinden biridir. CAM sistemi 5 eksenle frezeleme yapabilir. Bir veya daha fazla üniteli sabit protezle, inley, onley ve kişisel implant dayanaklarının üretimi sağlanabilmektedir.

Lava CAD\CAM sistem (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, ABD); itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonyum bloklar kullanılarak üretim işlemi gerçekleştirilir. Laser optik tarayıcılar kullanılarak ağız içinden veya model üzerinden elde edilen verilerin, dijital ortamda tasarım işlemi yapılır ve üretim gerçekleştirilir.

Sinterize edilmemiş bloklar kullanılması nedeni ile sinterizasyon sonrası büzülme miktarını hesaplayarak kor yapı üretilir(61).

Frezeleme makinaları kullanılarak üretim yapan diğer sistemler;

DCS Precident (DCS Dental AG, Allscwill, İsviçre) lazer tarayıcılı sistem,

Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya); yalnızca bilgisayar yardımıyla üretim yapılır, tasarım aşamasında bilgisayar kullanılmaz,

CICERO; daylı model ve karşıt dişler lazer tarayıcı ile taranır. Üretim için Al_2O_3 veya ZiO_2 bloklar kullanılır(62).

Hibrit ve Rezin Nano-Seramikler

CAD/CAM sistemlerin gelişimi ile birlikte, seramik ve kompozit rezinlerin olumlu özelliklerinin bir araya getirildiği resin nanoseramik ve hibrit seramik bloklar üretilmeye başlanmıştır. Dental seramikler, estetik olarak olumlu sonuçlar verse de, mineye oranla elastisite modülleri(E) oldukça yüksektir (zirkonyum oksit, alüminyum oksit E: 200–380 GPa, mine E: 20–84 GPa)(63). Ayrıca sertlik oranları fazla olduğundan karşıt dişlerin aşınmalarına neden olduğu, kırılma olmaları nedeniyle restorasyon marjlerinde kırıkların görülme sıklığının fazla olduğu bildirilmiştir(64).

1980'lerde üretimine başlanan In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Almanya) seramik sistemlerinde, pöröz yapıdaki seramik içerisine infiltre edilen cam matris temel yapıyı oluşturmaktaydı. Polimer infiltre seramik materyallerde ise kırılma cam faz yerini resin polimer almıştır. Bu materyallerde iki farklı ağ yapısı yer almaktadır. Birincisi, seramik materyal (feldspat), ikincisi; polimer (sıklıkla metilmetakrilat) materyal tarafından oluşturulur(9).

Resin nano-seramik (RNC) (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) frezeleme sonrası üretilen restoratif materyalin kompozit resin kullanılarak düzenlenmesine imkân sağlar. İçeriğinde; %80 oranında zirkonyum oksit ve nano seramik silika partikülleri, yüksek oranda çapraz bağlar içeren polimer matris içerisine gömülmüştür. Frezeleme zamanının azalması, ağız içi uyumlama ve düzenlemelere imkân tanınması, resin içeriğinden dolayı karşıt dişte oluşan aşınmanın azalması, kompozit rezinlere

benzer mekanik ve optik özellikler göstermesi sahip olduğu önemli özelliklerdendir(65).

Polimer-infiltrate resin seramik (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), hibrit seramik olarak piyasaya sürülmüştür. Yapısında, %84 oranında feldspatik seramik ve %14 oranında rezin matriks bulundurmaktadır. Mekanik özellikleri açısından doğal dişe benzer özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir(9).

Zirkonyum Oksit ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Son yıllarda piyasaya sürülen diğer bir tam seramik restoratif materyal de zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler(Vita Suprinity; Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya) olmuştur. CAD/CAM uygulamaları ile birlikte inley, onley, parsiyel kronlar, ön ve arka grup tek diş restorasyonların yapımında kullanılmaktadır. Bu yeni cam seramik materyal zirkonyum oksit (ağırlık olarak ~%10) ile zenginleştirilmiş ve zirkonyum oksit ile cam seramiklerin olumlu karakteristik özelliklerini bir araya getirdiği üretici firma tarafından bildirilmiştir. Kristalizasyon sonrası oluşan yapının, üstün mekanik özelliklere sahip olması ayrıca estetik öngörülerini karşılaması beklenmiştir. *Monolitik* olarak CAD/CAM bloklardan üretilen bu seramikler ayrıca porselen ile kaplanmasından kaynaklanan (kırık, çatlak, termal genişleme katsayıları arasındaki farktan kaynaklanan bağlantı problemleri... vb.) sorunların önüne geçilmesini sağlamıştır(12).

Elsaka ve diğ.(66) Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik ve IPS e-max seramiklerin mekanik özelliklerini karşılaştırdığı çalışmalarında, eğilme dayanımı ve elastik modülü açısından iki materyali karşılaştırmış, Vita Suprinity'nin daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir.

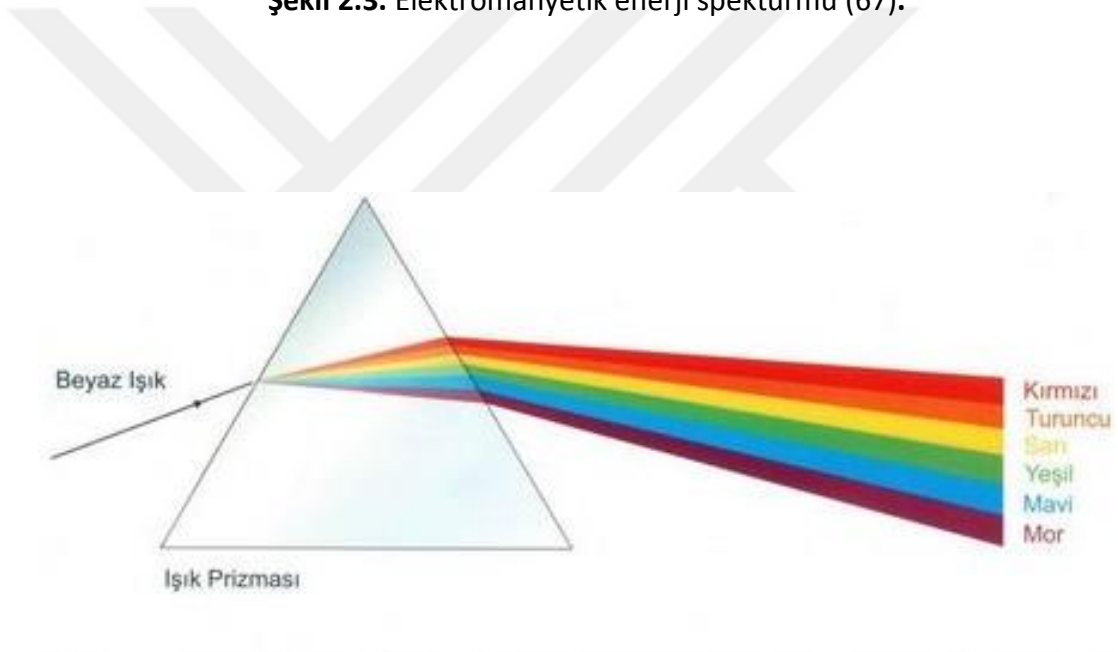
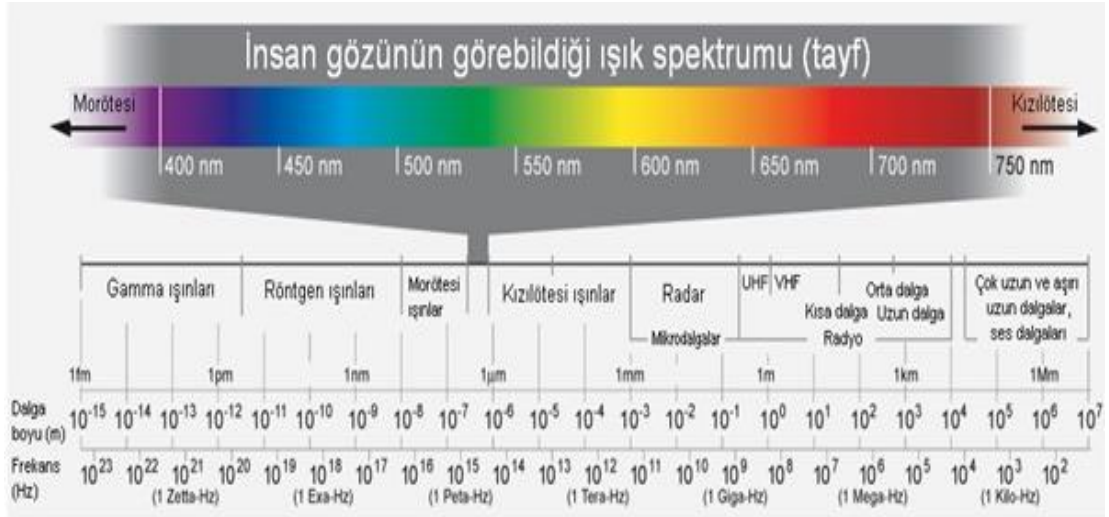
Ramos ve diğ.(7) dört farklı seramik materyalin kırık gelişimi açısından karşılaştırıldığı çalışmalarında, ZLS (zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş lityum silikat) ve LS(lityum disilikat)'in; PIS(polimer infiltrate seramik) ve FES(feldspatik seramik)'e nazaran daha iyi mekanik davranışlar gösterdiğini bildirmişlerdir.

2.5. Renk

Rengin oluşumu ve algılanması tamamıyla ışık ile ilgili bir konudur. Rengin görülebilmesi için, ışığın bir nesneden yansması ve göz içerisindeki nöral sensörleri uyarması gerekmektedir. Sonrasında oluşan sinyaller beyin korteksindeki görme merkezine iletilir ve görüntü oluşur. Bu süreçte görüntüyü etkileyebilecek pek çok olasılık söz konusudur(67).

Bilimsel olarak ışık, görülebilir elektromanyetik enerji olarak tanımlanabilir. İnsan gözü 380-750 nm arasındaki dalga boyuna sahip ışınların oluşturduğu renklere karşı duyarlıdır (Şekil 2.3). Beyaz ışık bir prizmadan geçirildiğinde kırılır ve farklı dalga boylardaki renklere ayrılır (Şekil 2.4). Aynı şekilde bir objenin görülebilmesi ya da renginin tespit edilebilmesi için yeterince aydınlatılması gerekmektedir. Gün ışığı ile aydınlatılan bir obje, renk spektrumu içerisinde kendi rengine ait dalga boyundaki enerjiyi yansıtırken, diğerlerini emer. Bunun sonucunda yansıyan enerji göz ve beyin tarafından algılanır ve cismin rengi gözlemci tarafından fark edilir(68).

Gözün retina tabakasında bulunan konik ve çubuk hücreler ışığa karşı duyarlıdır ve bir cismin renginin algılanmasında önemli rol oynarlar. Çubuk hücreler konik hücrelere nazaran daha fazla bulunurlar (Çubuk\Konik = 19\1) , retinada geniş bir alana yayılmışlardır ve yalnızca ışığın parlaklığına karşı duyarlıdırlar. Konik hücreler ise retinanın *fovea sentralis* denilen küçük bir alanına yayılmışlardır. Kırmızı, mavi ve yeşil renklerdeki dalga boylarına duyarlı üç tip konik hücre bulunur. Fovea çevresinde konik ve çubuk hücrelerin bir arada bulunduğu bir bölge bulunur, bu bölge renklerin ayırt edilmesinde önemli rol oynar(67,68).



2.6. Rengin Ölçülmesi

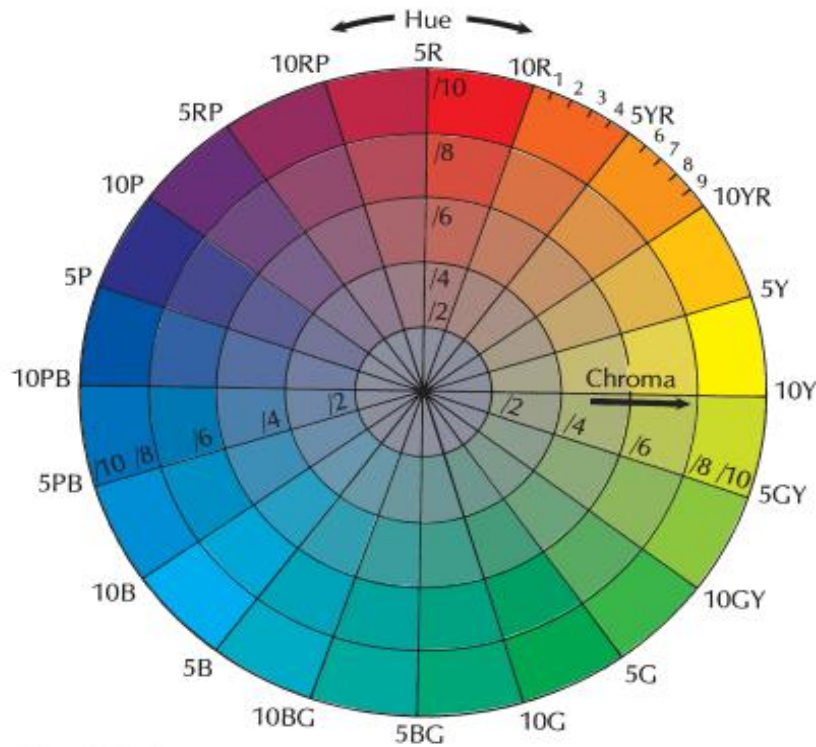
Katı bir maddeyi fiziksel olarak tanımlarken uzunluk, genişlik ve derinlik gibi ölçütlere başvurduğumuz gibi rengi tanımlarken de niteliksel veya niceliksel bazı verilere ihtiyaç duymaktayız. Bu amaçla iki sistem kullanılmaktadır.

2.6.1. Munsell Renk Sistemi

Bu sistemde rengi; Hue (Ton), Chroma (Yoğunluk) ve Value (Parlaklık) olarak 3 değişken ile tanımlamaktayız (Şekil 2.5).

Hue (Ton)

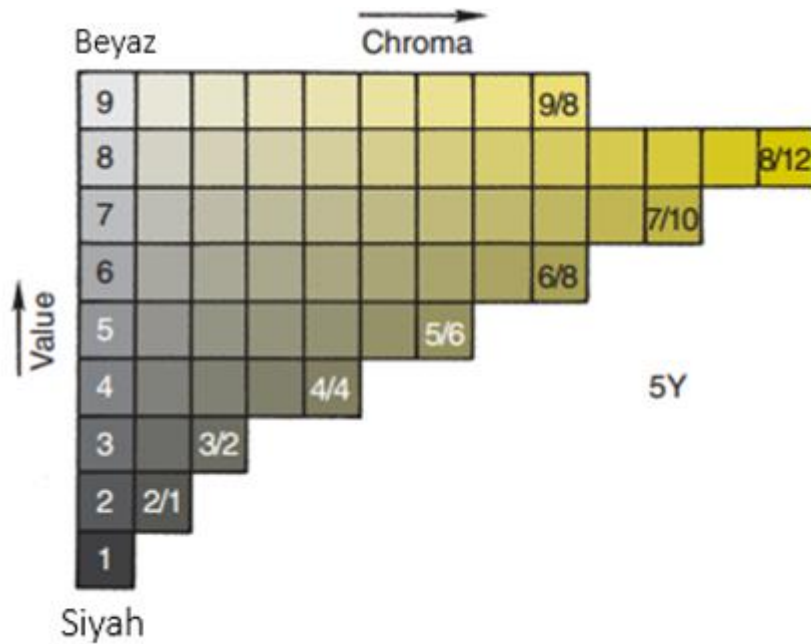
Rengi diğer renklerden ayıran ana özelliğidir. Bir rengin Hue özelliğinden bahsedildiğinde; kırmızı, mavi, yeşil vs. olduğu anlaşılır. Görünür ışık spektrumunda yansıyan ve emilen ışınların sahip olduğu dalga boyu Hue'yu tanımlamaktadır. Kısa dalga boyuna sahip renklerde Hue mor renge doğru yaklaşırken, uzun dalga boyuna sahip olanlarda kırmızıya doğru yaklaşır(67).



Şekil 2.5. Hue (ton) ve Chroma (yoğunluk)'nın Munsell renk sisteminde gösterilmesi (67). R, kırmızı; YR, sarı-kırmızı; Y, sarı; GY, yeşil-sarı; G, yeşil; BG, mavi-yeşil; B, mavi; PB, mor-mavi; P, mor; RP, kırmızı-mor.

Chroma (Yoğunluk)

Rengin yoğunluğunu belirtir. Dental literatürde, *saturasyon* terimi ile aynı anlamda kullanılmaktadır. Rengin gücü veya pigment yoğunluğu olarak da tanımlanabilir (Şekil 2.6). Rengin bu özelliğini bir kova dolusu suya bir damla mürekkep damlatılmasıyla açıklayabiliriz, mürekkebin damla sayısı artırıldıkça yoğunluk yani *chroma* özelliğinde de artış görülür. Vita Classic renk skalasında numaralar büyüdükçe *chroma* değeri artar (67,69).

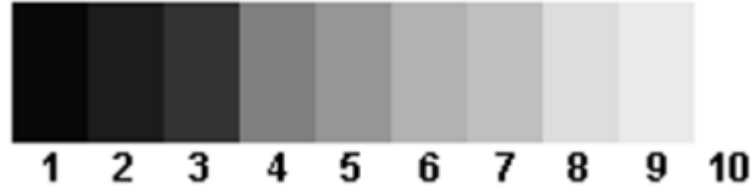


Şekil 2.6. Value (parlaklık) ve Chroma (yoğunluk) Munsell renk sisteminde gösterilmesi (67). Y: sarı.

Value (Parlaklık)

Bir rengin koyuluğu ya da açıklığı olarak tanımlanabilir (Şekil 2.7). Bir nesnenin parlaklığı yansıttığı veya iletmediği ışık enerjisi miktarı ile ilgilidir. Siyah beyaz fotoğraflarda farklı renkteki iki objenin *value* değerleri kolaylıkla anlaşılabilir. Farklı renklere olmalarına rağmen bu tip resimlerde iki nesne birbirinden ayırt edilemeyebilir. Yüksek *value* değerine (çok parlak) sahip bir restorasyon ağız

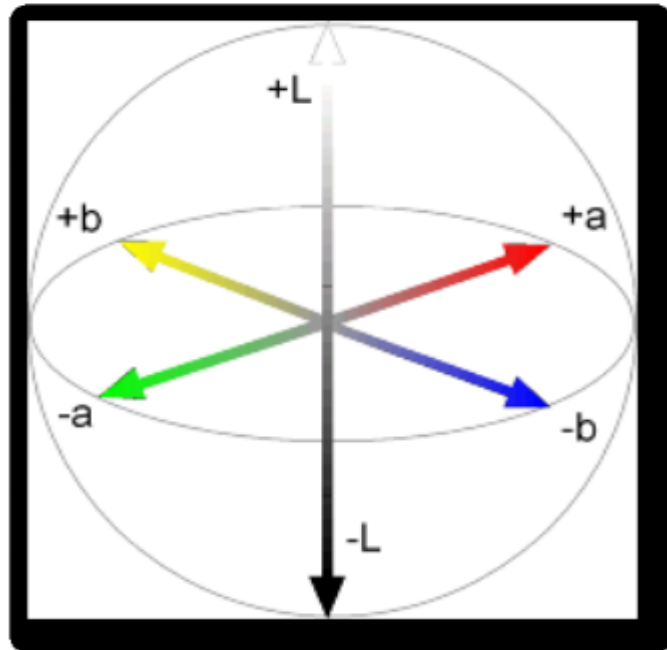
içerisinde doğal dişlerden kolaylıkla ayırt edilebilir. Bu durum özellikle metal destekli seramik restorasyonlarda görülen estetik problemlerin nedenidir(67,70).



Şekil 2.7. Rengin parlaklığı (value) (67).

2.6.2. CIELAB Renk Sistemi

1976'da tanıtılan CIE Lab renk sistemi, ICI (International Commission de l'Eclairage) tarafından da önerilmiştir. Bir nesnenin rengi L^* , a^* , b^* değerleri ile tanımlanmış böylece bir restorasyon veya doğal dişteki renk değişikliklerinin sayısal olarak ifadesi(ΔE) mümkün olmuştur. CIE Lab sistemi, nesnelerin sahip olduğu rengin üç boyutlu renk uzayında yeri, büyüklüğü, renk farklarının büyüklüğü hakkında bilgi verir (67).



Şekil 2.8. CIE L^* a^* b^* koordinatları ve renk sistemi (67).

L* değeri rengin parlaklığını gösterir, Munsell renk skalasındaki *Value* değerine karşılık gelmektedir. L değeri rengin siyah\beyaz karakterini ifade eder. a*(+a; kırmızı, -a;yeşil) değeri rengin kırmızı-yeşil miktarını, b* (+b;sarı, -b;mavi) değeri ise sarı-mavi miktarını belirtir (Şekil2.8). a* ve b* koordinatları rengin kromatik karakterini, L*değeri ise akromatik karakterini ortaya koyar(67,70).

CIE Lab sistemi kullanılarak elde edilen veriler; doğal dişlerin veya restoratif materyallerin renk değişiminin tespit edilmesini sağlar. Renklenme öncesi ve sonrasında yapılan ölçümler ile üç boyutlu renk uzayında elde edilen L*,a*,b* değerleri kullanılarak aşağıda belirtilen formül ile renk değişim miktarı (ΔE) elde edilebilir. (Formül 2.1)

$$\Delta E = \sqrt{(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2} \quad (2.1)$$

Douglas ve diğ.(71) ΔE değerlerinin yorumlanması ve değerlendirilmesi amacıyla yaptıkları çalışmada, $\Delta E \geq 2,6$ olduğunda araştırmaya katılan diş hekimlerinin %50 sinin renk farkını algılayabildiklerini, %50 sinin ise renk farkı nedeni ile restorasyonun yenilenmesini istediklerini bildirmişlerdir.

Seghi ve diğ.(72) monokromatik porselen diskler kullanarak yaptıkları çalışmalarında ΔE değerinin 2'den büyük olduğu örneklerde tüm gözlemciler tarafından renk değişikliğinin fark edildiğini bildirmişlerdir.

2.7. Işık ve Renk ile İlgili Temel Kavramlar

2.7 1. Işık Geçirgenliği (Translusensi)

Translulentlik özelliği, *transparanlık* (ışığı tamamen geçiren) ve opaklık(ışığı tamamen yansıtan) arasında kalan ışığı ne tamamen geçiren ne de tamamen yansıtan olarak tanımlayabiliriz. Dental restorasyonlarda, diş yapısını oluşturan tabakaların ışık geçirme özelliklerini yansıtmaya çalışırız. İnsan dişleri belli derecelerde *translulentlik* göstermektedir (Şekil2.9). *Translulentlik* arttığında *Value* değeri azalmaktadır çünkü nesneden yansıyan ışık miktarı azalmaktadır. Minenin *translulentliği*; ışığın geliş

açısına, yüzey özelliklerine, ışığın dalga boyuna, dişin dehidratasyon seviyesine göre değişkenlik gösterir.



Şekil 2.9. Doğal dişlerin translusent özelliği (73).

2.7.2. Opaklık

Doğal dişlerde insizal kenarlarda ışığın saçıldığı bölgelerde mavimsi-beyaz, ışığın iletildiği bölgelerde ise turuncu kahverengi görünüme sahip olması durumudur (Şekil 2.10). Diş minesine bu özelliği hidroksiapatit kristalleri verir ve restoratif seramik materyallerin matriksi içerisine eklenen ışığı kırma özelliği olan maddeler minenin bu karakteristik özelliğini taklit etmeye yardımcı olur(74,75).



Şekil 2.10. Doğal Dişlerin Opak Özelliği (73).

2.7.3. Floresanslık

Morötesi ışınlar maruz kalan maddelerde uzun dalga boyuna sahip ışınların yansıtılıp, kısa olanların emilmesi sonucu meydana gelen bir etkidir. Doğal bir dişte öncelikli olarak yüksek oranda organik madde içermesi nedeniyle dentinde meydana gelir (Şekil 2.11). *Floresans* özellik arttıkça *Chroma* (yoğunluk) azalır(76,77).



Şekil 2.11. Morötesi Işın Altında Doğal Dişin Floresans Özelliği (73).

2.7.4. Metamerizm

Bir cismin renginin ışık kaynağına bağlı olarak farklı görünmesidir. Aynı ışık kaynağı altında bakıldığında aynı renkte gözüken iki cisim farklı ışık kaynakları altında farklı renkte görülebilir. Diş hekimliğinde bu durumu önlemek amacıyla renk belirlenirken aydınlanma koşullarının kontrol edilmesi hata yapılmasını önler(77).

2.7.5. Kontrast ve Parlaklık

Kontrast, bir nesnenin parlaklığı ve rengi arasındaki farklılıktan kaynaklanır. Yüksek kontrasta sahip nesnelere, düşük kontrasta sahip olanlara göre daha kolay fark edilir. Orta seviyedeki kontrast rengin daha net görülmesini sağlarken, aşırı kontrast rengin parlaklaşmasına neden olur ve rengin algılanması zorlaşır. Dişlerin renk seçimi belirlenirken aydınlatma ortamının ışığından daha parlak olmamalıdır. Dental fotoğrafçılıkta siyah arka plan kullanılması görüntünün etkinliğini artırırken, parlaklığını azaltır(78) (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. Kontrast ve Parlaklık (73).

2.8. Doğal Dişlerin Optik Özellikleri

Bir dişin rengi, optik özelliklerinin tam olarak anlaşılması ile belirlenebilir. Işık diş yapısı içerisine girdiğinde, bazı ışınlar tamamıyla diş yapısını geçer, bazıları emilir veya saçılır, bir kısmı da yüzeyde dik açılı veya dağınık yansımaya uğrar(79).

Vaarkamp ve diğ.(80), mine yapısındaki hidroksiapatit kristallerinin ve dentin tubullerinin ışığın saçılmasında önemli etkilerinin olduğunu bildirmişlerdir.

Ten Bosch ve diğ.(81), 28 insan dişinin mine tabakasını kaldırarak renk ölçümlerini yapmış ve bu ölçümleri normal dişlerle karşılaştırdıklarında fark bulamamışlardır. Bu çalışma sonucu diş renginin belirlenmesinde dentinin önemli rol oynadığı sonucuna ulaşmışlardır. Mine ise mavi dalga boyundaki ışınları saçarak diş renginde daha minimal bir rol üstlenmektedir. Zipp ve diğ.(82) insan diş minesini gün ışığında incelemişler, ışığı yansıttığında minenin soluk mavi, ışığı geçirdiğinde ise soluk sarı renkte gözüktüğünü bildirmişlerdir.

Doğal dişlerin ana rengi (*Hue*), sarı ile sarı-turuncu arasındadır. Vita Classic renk skalasında çoğu dişin rengi A'ya yakındır, ancak doğal dişlerin *hue* ve *value* değerleri daha geniş bir renk spektrumu içerisinde değerlendirilebilir(83). Köpek dişleri orta keser ve yan keser dişlere göre daha kırmızıdır. Servikal bölgede dişlerin *hue* değerleri orta ve insizal üçlüye göre daha kırmızı iken, yaşla birlikte dişlerdeki mine tabakasındaki aşınmaya bağlı olarak dentin tabakası daha görünür hale gelir, dentinal *chroma* artar ve dişlerin rengi daha kırmızı görünür(84,85). Mine tabakası dişlerin *value* özelliklerini belirler. *Value*, dişlerin servikal bölgesinde insizal ve orta üçlüye göre en az değerdedir iken, orta üçlüde en yüksek değerdedir. Kanin dişinden orta keserlere doğru *value* değeri artar(86). Diş dizisinde *translulentliği* en fazla olan diş yan kesicilerdir. Mamelonlar ve interproximal temas alanları en çok mavi opalesans özelliği gösteren alanlardır. Çünkü bu bölgelerde dentin tabakasının olmaması, kırmızı ve sarı dalga boyundaki ışınların yansıtılmasını engeller. Köpek dişleri ise daha az *translulentlik* gösterirler(83).

2.9. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk analizi görsel veya çeşitli aletler kullanılarak yapılabilir.

2.9.1. Görsel Renk Analizi

Görsel renk analizi, porselen renk skalaları ile yapılır. Bu amaçla kullanılan renk skalaları; Vitapan Classical, Ivoclar Chromascop, Vitapan 3D Master üretici firmalar tarafından piyasaya sürülen renk skalalarından bazılarıdır.

Standart renk skalalarının doğal dişlerle karşılaştırılarak yapılan görsel renk analizi diş hekimliğinde halen en sık başvurulan yöntemlerden biridir. Aynı ışık koşulları altında, doğal diş ve renk skalalarının karşılaştırılarak renk tespitinin yapılması oldukça subjektif bir süreçtir. Renk seçimi sırasında hekimin seçimini etkileyebilecek pek çok etken mevcuttur; ortamın ışık yoğunluğu, hekimin yaşı ve deneyimi, göz yorgunluğu, renk körlüğü... vs. gibi. Bu sınırlamalara rağmen insan gözü iki nesne arasındaki küçük renk farklılıklarını algılayabilecek hassasiyete sahiptir(87)

Görsel renk analizi ile doğru renk tespitinin yapılabilmesi için bazı adımların izlenmesi mükemmel renk uyumunun seçilmesini sağlamasa da yapılabilecek hataları engelleyerek işlemin standardize edilebilmesini sağlayabilir. Teknisyenin kullandığı porselene uygun renk skalasının tercih edilmesi ile daha iyi sonuçlar elde edilebilir. Böylece teknisyenin dönüşüm tablolarına başvurması önlenir(88).

Renk seçimi her zaman restore edilecek dişin preparasyonundan önce yapılmalıdır. Preparasyon sırasında dişler dehidrate olabilir ve renk değiştirebilir. Mine, metal, siman... vb.nin aşındırılmasında ortaya çıkan artık maddeler ve biyolojik sıvılar dişlerin renginin farklı görülmesine neden olabilir(88).

Renk seçimi öncesi hastadan dikkat dağıtıcı her şeyi uzaklaştırması istenmelidir. Hastanın ruju ve ağır bir makyaj seçiminin doğru biçimde yapılmasını etkileyebileceğinden temizlenmeli veya maskelenmelidir. Renk seçimi öncesi dişlerin temiz ve lekesiz olduğundan emin olunmalıdır. Hekim, hasta ile ışık kaynağı arasında konumlanmalı ve hastanın pozisyonu dik olmalıdır. Retinadaki konların yorulmasını önlemek için seçim işlemi 5 saniye veya daha kısa sürmelidir(89). Mavi yorgunluğu sarı hassasiyetini artırdığından, gözlemci gözlerini dinlendirirken mavi bir cisme (duvar, perde, kart... vb.) bakmalıdır. Genel olarak dişlerin renk tespitinin görsel olarak belirlenmesinde kullanılan yöntem; dişlerin orta üçlüsünün gözlemlenmesi ile

yapılır. Çünkü dişlerin rengi insizalden servikale doğru değişir ve deneyimli bir gözlemci bu alana odaklanarak doğru renk tespiti yapmaya çalışmalıdır(90).

Öncelikli olarak *value* (parlaklık) değeri saptanmaya çalışılır, renk skalasındaki renkler en açık olandan koyu olana doğru renk tespiti yapılacak dişle karşılaştırılır. Daha sonra *hue* (ana renk) ve *chroma* (doygunluk) değerleri belirlenir(91). Eğer renk seçimi yapılırken iki örnek arasında seçim yapılamazsa, renk örneklerinin dişetine yakın kısımları kullanılarak dişin dişetine yakın kısmının rengi tespit edilmelidir. Renk skalalarının boyun kısımları genellikle aşırı miktarda renklendirme materyali içermektedir. Dişin gingival üçlüsünün renk seçimi yapılırken bu dikkat dağıtıcı etkeni ortadan kaldırmak için örneklerin boyun kısımları uzaklaştırılmalıdır. Dişin kesici kenar kısmı ile en çok uyuma sahip kesici kenar karşılaştırması ile renk seçim işlemi tamamlanmalıdır. Renk tespiti yapıldıktan sonra işlem başka bir ışık kaynağı altında tekrarlanarak metamerizm en aza indirgenmelidir(88).

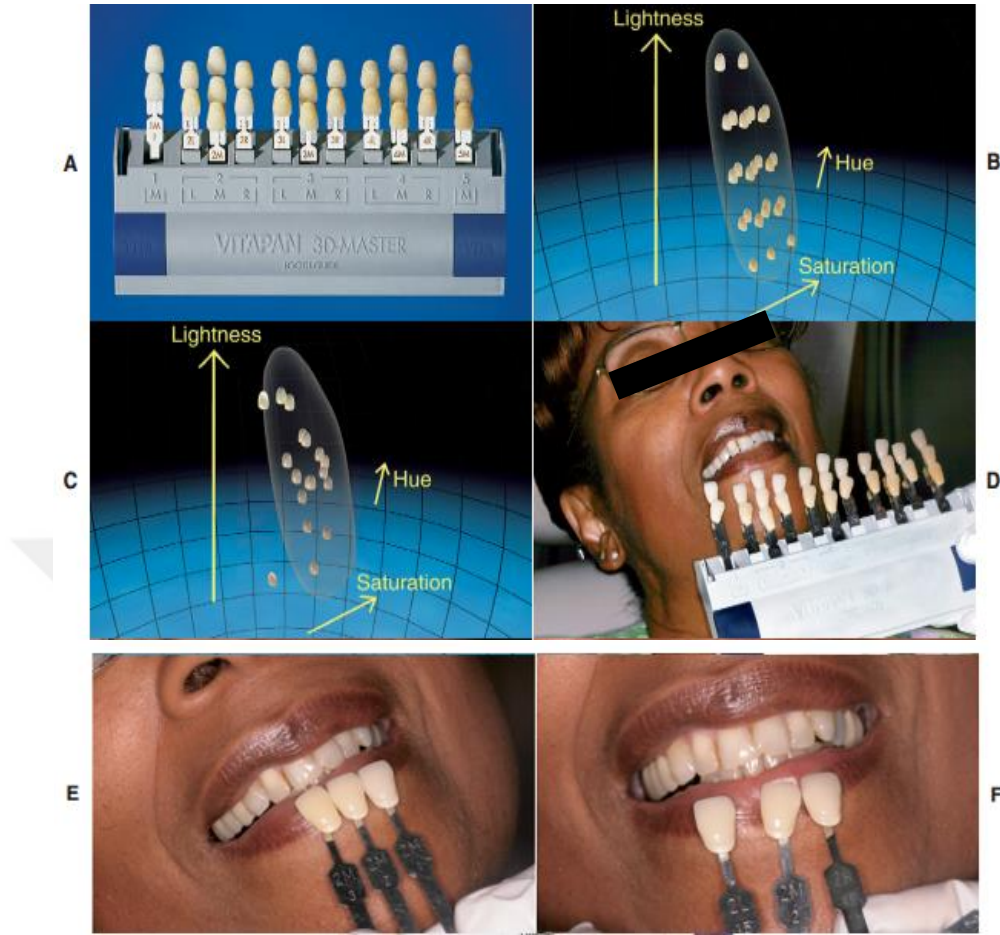
Görsel renk analizinde her ne kadar renk skalaları hekim için bir standart sunmaya çalışsa da pek çok dezavantajı vardır: renk skalalarındaki renkler yetersizdir, renk tespitini yapan hekimin ulaştığı sonuçlar tutarsızlık göstermekte ve standardizasyon sağlanamamaktadır, elde edilen sonuçlar CIE Lab sistemine aktarılamamaktadır, ticari markaların ürettiği skalalar birbiriyle uyum göstermemektedir(73).

Renk skalalarındaki gelişmelerle birlikte, doğal dişlerin renginin renk uzayındaki yerine yakın olarak belirlenebilmesi de mümkün hale gelmiştir. Bu renk skalalarına en iyi örnek; Vitapan 3D-Master renk skalasıdır. (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya). Üreticiye göre bu renk skalası neredeyse tüm doğal dişlerin sahip olduğu renkleri sağlamaktadır. Doğal dişlerin spektrofotometrik renk ölçümlerine göre bu skala düzenlenmiştir. Bu nedenle, doğal dişlerin rengi üç boyutlu renk uzayında tespit edilebilir. Vita Classical (Vita Zahnfabrik) ve Chromascop (Ivoclar Vivodent, Amherst, New York, ABD) renk skalalarında renkler *hue* değerlerine göre sınıflandırılmıştır. Vitapan 3D-Master Renk skalalarında ise renkler *value* değerlerine göre 5 ayrı sekmeye ayrılmıştır. 26 adet renk seçeneği bulunmaktadır, 1'den 5'e kadar olan value değerlerinden 1 en açık, 5 ise en koyu olandır. Her *value* değerindeki

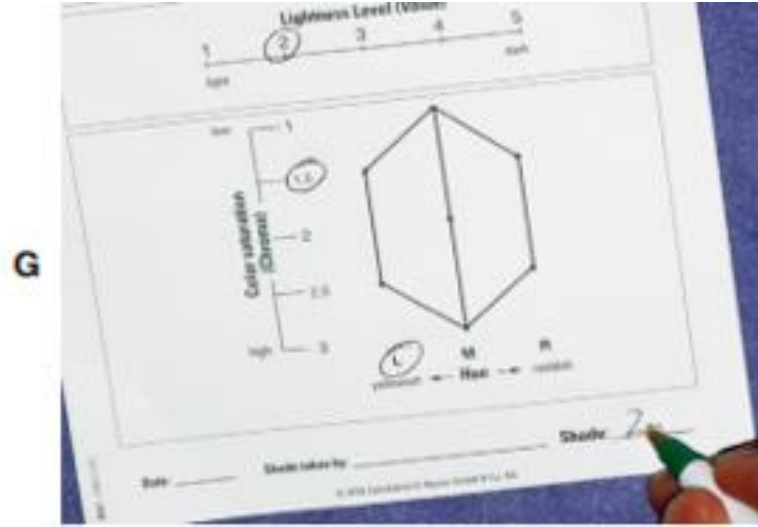
sekmeler kendi içerisinde farklı *hue* ve *chroma* değerlerine ayrılmıştır. L,M,R harfleri ise *hue* değerlerini ifade eder ve L; sarı tona doğru, R; kırmızı tona doğru, M; ise sarı-kırmızı tona doğru eğilimi belirtir. Bu harfler üzerindeki sayı değerleri arttıkça ise *chroma* değeri artar(67,92) (Şekil 2.13 – Şekil 2.14).

Chromascop Sistemi renkleri tanımlamak için numaralar kullanır: 100 - Beyaz, 200 – Sarı, 300 –Turuncu, 400 – Gri, 500 – Kahverengi. Doygunluk değerleri 10 dan 40 a kadar sıralanmıştır; 10 en düşük, 40 en yüksek değerdedir(93,94).

“Vitapan Classical” (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) diş renklerinin belirlenmesi için uzun yıllardır kullanılan bir renk skalasıdır. “Vitapan Classical” skalada renkler şu şekilde dağılmıştır; A1 – A4 (kırmızı-kahverengi) ,B1 – B4 (kırmızı-sarı) ,C1 – C4 (gri tonları), D2 – D4 (kırmızı-gri)(93,94).



Şekil 2.13. Vitapan 3D Master Renk Skalası ile renk seçimi. A: Renk skalası 5 farklı parlaklık(value) derecesine ayrılmıştır. B-C: Her parlaklık seviyesinde doğal dişin renk uzayına uygun ton ve doygunluğa uygun varyasyonlar vardır. D: İlk olarak parlaklık seçilir sonra doygunluk. E-F: Son olarak ton seçilir (67).



Şekil 2.14. Vitapan 3D Master Renk Skalası ile renk seçimi. G: Seçilen parlaklık-doygunluk-ton değerleri laboratuvara gönderilir (67).

2.9.2. Aletli Renk Analiz Yöntemleri

Restoratif diş hekimliğinde renk skalaları sıklıkla kullanılmasına rağmen, yapılan çeşitli hatalar nedeni ile doğru sonuçlar elde edilememektedir. Renk skalalarında bulunan sekmelerdeki porselen kalınlığı 1.5 mm iken arka plandaki metal kalınlığı 4-5 mm kalınlığındadır. Bundan dolayı skaladaki renkler ile doğal dişin *floresans* özellikleri birbirinden farklılık göstermektedir. Göz yorgunluğu ve uygun olmayan aydınlatma koşulları, doğru renk seçimi yapılmasını olumsuz etkileyen faktörlerdendir(94).

Renk skalalarındaki bu kısıtlılıklar, daha objektif ve daha güvenilir renk analizi için üretilen aletlerin gelişimini hızlandırmıştır. Tüm renk ölçüm aletleri bir detektör, sinyal uyumlayıcısı ve gelen sinyalleri kullanıcının anlayabileceği verilere dönüştüren yazılım programından meydana gelir(95).

Aletle yapılan renk analizlerinde kolorimetre, spektrofotometreler, spektrometreler ve dijital kameralar kullanılır(95).

Kolorimetreler

Herhangi bir matematiksel işlem olmaksızın renk koordinatlarını verebilen cihazlardır. Bu cihazlar gözdeki renk reseptörlerini taklit eden renk filtrelerine

sahiptir. Bir objeden yansıyan ışınlar bu filtrelerden geçerek renk ölçümü gerçekleştirilir(90).



Şekil 2.15. ShadeEye Chromametre (Shofu, Japan) Kolorimetre (94).

İlk olarak üretimi yapılan kolorimetre, Chromascan (Sterngold, Stamford, CT, ABD) olmuştur. Ancak bu cihaz pratik açıdan çok da kullanışlı olmamıştır ve hassasiyet derecesi yetersiz bulunmuştur. ShadeEye Chromametre (Shofu, Japan) sonraki süreçte tanıtılan kolorimetredir (Şekil 2.15). Işığın yansıması ve saçılmasına neden olan problemleri elimine etmek adına, renk ölçümü yapılacak nesnenin özelliklerinin seçilebileceği seçenekler geliştirilmiştir(90).

Kolorimetreler ile ancak düz yüzeylerde renk analizi yapılabilmektedir. Ancak dış yüzeyi kavislidir. Renk stabilitesinin tespiti ve metamerizm gibi daha karmaşık renk ölçümleri için kolorimetreler yetersiz kalmaktadır(96).

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, diş hekimliğinde renk analizinde en doğru, kullanışlı sonuçlar verebilen aletlerin başında gelir. Nesnelere yansıyan 1-25 nm dalga boyunda ışınların, aralıklı ya da basamaklı ölçümünün yapılabilmesini sağlar. Bir spektrofotometrede; ışık kaynağı, ışık dağıtıcı, ölçüm için optik sistem, detektör ve algılanan ışığın analiz edilebilmesi için sinyale dönüştüren alet bulunur(97). İnsan gözü veya geleneksel yöntemlerle yapılan renk analizleri ile karşılaştırıldığında,

spektrofotometrik renk analizlerinde elde edilen değerlerin %33 oranında daha doğru olduğu ve vakaların %93.3 ünde objektif sonuçlar ortaya çıktığı bildirilmiştir(87).

Crystaleye (Olympus, Tokyo, Japan), klasik bir spektrofotometre ile dijital fotoğraf makinesinin özelliklerinin birleştirilmesi ile üretilmiştir (Şekil 2.16). Optik ve görüntü teknolojisinin gelişimi ile birlikte, bu aletler kullanıcıya doğal diş renginin elde edilen fotoğraf aracılığı ile doğru bir şekilde tespit edilmesine olanak sağlar. Bu sistemin önemli özelliklerinden birisi de doğal dişin farklı bölgelerinin rengini tespit ederek dental teknisyene restorasyonun üretim aşamasında doğal dişlere en yakın rengin seçilmesini ve uygulanmasını sağlamasıdır. Ayrıca elde edilen görüntü bilgisayar ortamına aktarılabilir ve bir yazılım aracılığı ile analizler yapılabilir. Görüntünün ağız ortamında elde edilmesi arka plandaki ışığın yetersiz olmasına neden olduğundan, yanlış sonuçlar ortaya çıkabileceği bildirilmiştir(98).



Şekil 2.16. Crystaleye (Olympus, Tokyo, Japonya) Spektrofotometre (94).

Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ise kablosuz, pille çalışan, ekonomik, oldukça küçük ve kullanımı kolay bir spektrofotometredir (Şekil 2.17). Dişlerin renk analizini servikal, insizal ve orta üçlü

olarak farklı bölgelere ayırarak gösterebilir, restorasyonun renk uyumunu *hue*, *chroma* ve *value* parametrelerini karşılaştırarak değerlendirme imkânı sunar. Cihaz renk ölçüm sonucunu Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre vermektedir. Ayrıca sistem kullanıcıya ölçülen rengin CIE Lab değerlerini de verir.(99).



Şekil 2.17. Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) Spektrofotometre (94).

SpectroShade Micro (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre) dijital kamera ve LED kombinasyonu ile üretilmiş spektrofotometrelerdir (Şekil 2.18). LED ekranı renk analizi yapılacak diş bölgesine sabitlenir ve elde edilen görüntü üzerinde hem Munsell renk sistemine hem de CIE Lab renk sistemine göre değerler elde edilebilir. Ayrıca bu cihazlarda çapraz polarizasyon ile ışık yansımalarının önüne geçilmiştir(95).

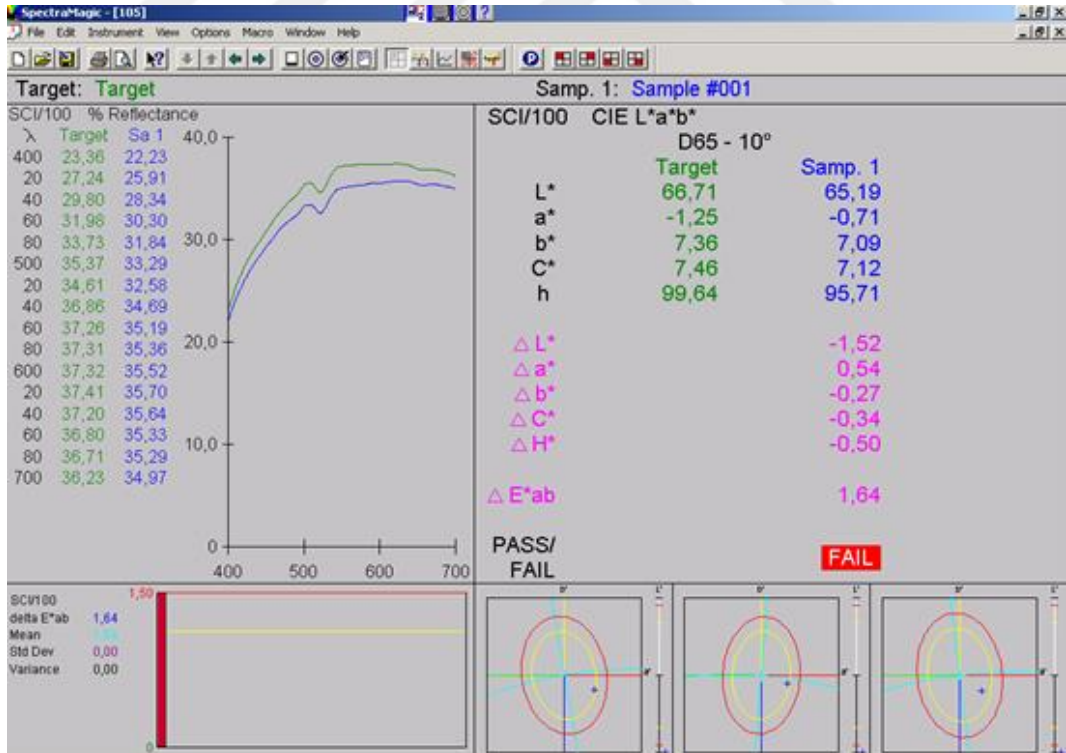


Şekil 2.18. SpectroShade Micro (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre) (94).

Konika Minolta CM 3600A (Konika Minolta Sensing, Inc., Tokyo, Japan) çeşitli alanlarda kullanılan endüstriyel örneklerin spektral renklerini ve renk farklılıklarını ölçebilen bir spektrofotometredir (Şekil 2.19). Ölçümler 10 nm aralıklarla 360-740 nm arasındaki dalga boyunda, 8 derecelik bakış açısıyla yapılır. Ölçümü yapılacak örneğin büyüklüğüne göre cihazın 4,8,25 mm çaplarında üç ayrı tablası mevcuttur. Cihazın ölçümleri, % 99,7 doğrulukta ve % 99,4 tekrar edilebilirlik oranlarında yaptığı üretici firma tarafından bildirilmiştir. Ölçümler bir bilgisayar yazılımı ile (Spectra Magic™ Windows 2000/XP/Vista, ABD) sanal ortama aktarılarak CIE Lab değerleri elde edilir (Şekil 2.20). Ölçümler bilgisayarda kayıt edilerek, ikinci ölçümler sonucu renk farklılıkları aynı yazılım programı ile hesaplanabilir. Aynı program ile H(*Hue*), C(*Chroma*), L(*Lightness*), a, b değerleri ve bu değerlerin sonraki ölçümlerdeki değerler ile karşılaştırılarak farkları (ΔE , Δa , Δb , ΔH , ΔC) hesaplanabilir(96).



Şekil 2.19. Konica Minolta 3600A Spektrofotometre(96).



Şekil 2.20. Spectra Magic™ Programında Ölçüm Değerleri.

2.10. Dental Seramiklerin Rengini Etkileyen Faktörler

Tam seramik restoratif materyallerin optik özelliklerinin doğal dişlere yakın olması, estetik beklentilerin karşılanması için oldukça önemlidir. Doğal dişlerin sahip olduğu ışık geçirgenliğinin tam olarak restorasyona da yansıtılabilmesi için kullanılan seramik materyalin ışık geçirgenliğinin, ışık emiliminin ve ışığı yansıtma miktarının doğal dişle benzerlik göstermesi gereklidir(55).

Tam seramik restorasyonlarda metal alt yapının olmaması ve metali maskelemek için kullanılan opak dentin tabakasının kullanılmaması metal destekli porselen restorasyonlarda görülen aşırı ışık yansımalarının görülmemesini sağlar. Bu sayede materyalin ışık geçirgenliği artar(100).

Laboratuvar aşaması sonrası düşük seviyede poröziteye sahip tam seramik materyallerin renk stabiliteleri de artmaktadır. Bu nedenle CAD\CAM sistemlerle üretilen tam seramikler renk stabilitesi açısından avantaj sağlayabilir. Bunun yanında, fırınlama sayısı, seramik materyalin tipi, seramiğin kalınlığı ve bileşimi rengi etkileyen diğer faktörlerdir(101).

Doğal diş dokusunun rengi ve tipi tam seramik restoratif materyalin son rengini etkileyen önemli özelliklerdendir. Doğal diş rengi seramik rengine yakınsa 1,5 mm kalınlığında cam seramik sistemler tercih edilebilir. Ancak altta kalan destek yapılarında metal post ve kor bulunuyorsa seramik kalınlığını artırmak (en az 2 mm) veya veneer porselen kullanmak gerekecektir(102). Yeterli mesafenin sağlanamadığı vakalarda ise CAD/CAM monolitik sistemlerin kullanılması önerilmektedir. Ancak artan seramik kalınlığı ışık geçirgenliğinin azalmasına neden olabilir(101).

Seramik materyaller oldukça kararlı yapıda olmalarına karşın, bileşime renk vermesi için eklenen metal oksitler ışığa karşı hassastırlar. Bu nedenle aşırı ışığa maruz kalan seramiklerde renklenme başlar. Bunun nedeni seramik yapı içerisinde serbest elektronların bulunduğu renklenme merkezlerinin meydana gelmesidir(103).

2.11. Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma

Suni yaşlandırma bir ürünün ya da materyalin kullanım sürecinde maruz kalacağı dış etkenlerin ürünün özelliklerine yapacağı etkileri, kullanım sürecinden

daha kısa sürede uygulanmasına ve sonuçları tahmin etmeye olanak sağlayan bir test yöntemidir. Materyalde meydana gelebilecek mekanik ve kimyasal problemlerin önceden belirlenmesi ve bu hataların giderilmesi sağlanır.

Suni yaşlandırma cihazları ısı, ışık ve nem döngüsünde test edilecek örneklere sürekli olarak uygulanır. Bu cihazlarda; xenon ark lambaları, karbon ark lambaları ve floresan UV lambaları kullanılır. Aynı şekilde uygulanan nem ve ısı, materyalin maruz kaldığı ışık radyasyonundan sonra meydana gelen kimyasal reaksiyonları etkilemelerinden dolayı yaşlandırma sürecinde oldukça öneme sahiptir.

Xenon ark lambaları diğer ışık kaynaklarına göre UV ışınlarının ve görülebilir ışık radyasyonunun gerçeğe yakın uygulanmasına olanak sağlar. Spektral ışığın kontrolü filtreler kullanılarak düzenlenir. Doğal güneş ışığına maruz kalınması istenen materyaller için tercih edilir. Boya sanayi, polimerler, otomotiv ve tekstil sanayinde kullanılırlar(104).

Güneş ışınlarına maruz kalan nesnelere meydana gelen yapısal ve kimyasal değişimler, maruz kalınan ışının dalga boyu ve yoğunluğu ile ilgilidir. Özellikle kısa dalga boylu UV ışınlarının sahip oldukları fotonların enerjisi daha fazla olduğundan ışına maruz kalan materyal içerisindeki kimyasal bağların bozulmasına neden olur. Bununla birlikte artan sıcaklık güneş ışınlarının yıkıcı etkisini artırır. Özellikle ışıkla sertleşen rezin simanlar ve kompozit rezin materyaller içerisinde ışığa duyarlı alifatik ve aromatik tersiyer amine grupları UV ışınlarına maruz bırakıldığında amin gruplarının oksidasyonu sonucu daha hızlı renklendikleri bildirilmiştir(105).

Materyallerin renkleri uygulanan ışınların emilim derecesini etkilediğinden renklenme derecelerini de etkiler. Açık renkli maddeler güneş ışınlarının %20 sini emerken, daha koyu renkli maddeler %80 ini emerler. Ayrıca nem ve maddelerin ısı iletim katsayıları renklenmeyi etkiler. Isı iletim katsayısı düşük olması, ısının yüzeyde ve iç kısımda farklı derecelerde olmasına neden olacağından streslere neden olur. Materyallerin su emilimi materyal içerisinde mekanik bir stres etkisi yaratır. Nem kimyasal yıkımda reaksiyona çözülmüş oksijen taşıyarak ve reaksiyon ürünlerini materyalden uzaklaştırarak etkili olur(106).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Örneklerin Hazırlanması

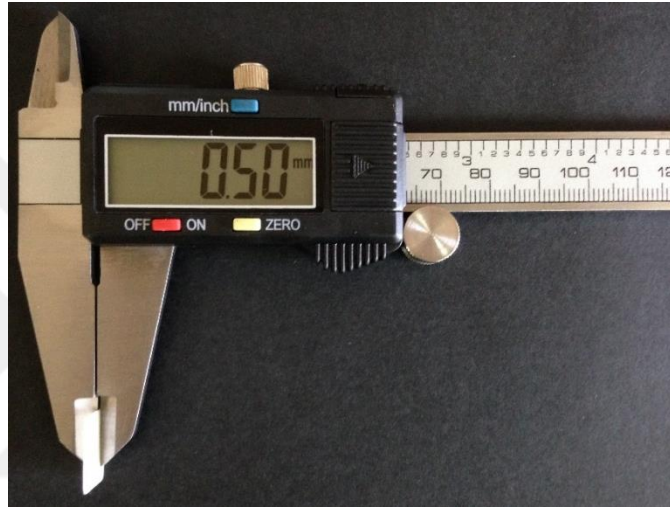
Çalışmamızda kullandığımız seramik bloklar:

- Feldspatik cam seramik (Cerec CAD\CAM blocks; Sirona, Salzburg, Avusturya) (FS)
- Lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD LT, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) (IPS)
- Resin nano-seramik (Lava Ultimate LT; 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) (LU)
- Polimer-infiltrat resin seramik (Vita Enamik T; Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (VE)
- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (Vita Suprinity T; Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (VS)

Yukarıda belirtilen seramik blokların A1, A2, A3 renkleri kullanılmıştır. 14 x 10 mm boyutlarında 0.5(\pm 0.1) mm ve 1.0(\pm 0.1) mm kalınlığında örnekler, her grupta 10 örnek olmak koşulu ile (n=10) hassas testere (ISOMET 1000 precision saw; Buehler, Dusseldorf, Almanya) makinasında seramik bloklardan, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvar'ında elde edilmiştir. IPS e-max CAD ve Vita Suprinity seramik örnekler presinterize bloklardan hazırlanmıştır. Çalışmamızda toplamda 300 örnek hazırlanmıştır.

Örnekler hazırlandıktan sonra üretici firmanın talimatları doğrultusunda sinterizasyon, glaze ve polisaj işlemleri Murat Özmel Dental Estetik Laboratuvar'ında yapılmıştır. Çalışmamızda kullanılan seramikler arasında yalnızca Vita Suprinity ve IPS e-max CAD seramik örneklere Programat EP5000 (Ivoclar Vivadent) ve Vita Vacumat 6000MP (Vita Zahnfabrik) sinterizasyon fırınlarında üretici firmanın talimatları doğrultusunda (Tablo 3.1) sinterizasyon işlemi uygulanmıştır. Feldspatik cam seramik, Vita Suprinity ve IPS e-max CAD seramik örneklere glaze işlemi uygulanmıştır. Lava Ultimate ve Vita Suprinity seramik örneklere ise yalnızca silikon karbit frezlerle (Astropol+ Astrobrush; Ivoclar Vivadent) polisaj işlemi uygulanmıştır.

Örneklerin kalınlıkları 0,01 mm doğruluk ve tekrarlanabilirliğe sahip dijital mikrometre (Astor, Digital Caliper) ile ölçülmüştür (Şekil 3.1 ve Şekil 3.2). Örnekler renk ölçümü öncesinde ultrasonik temizleyicide (Euronda, Eurosonic Micro; Vicenza, İtalya) distile su kullanılarak 10 dakika bekletildi ve sonrasında kurutma kağıdı (KimwipesLite 200, Kimberly Clark Corp., ABD) ile kurulandı. Spektrofotometrik ölçüm öncesinde tüm örnekler oda sıcaklığında, ışık almayan, kuru ortamda muhafaza edilmiştir.



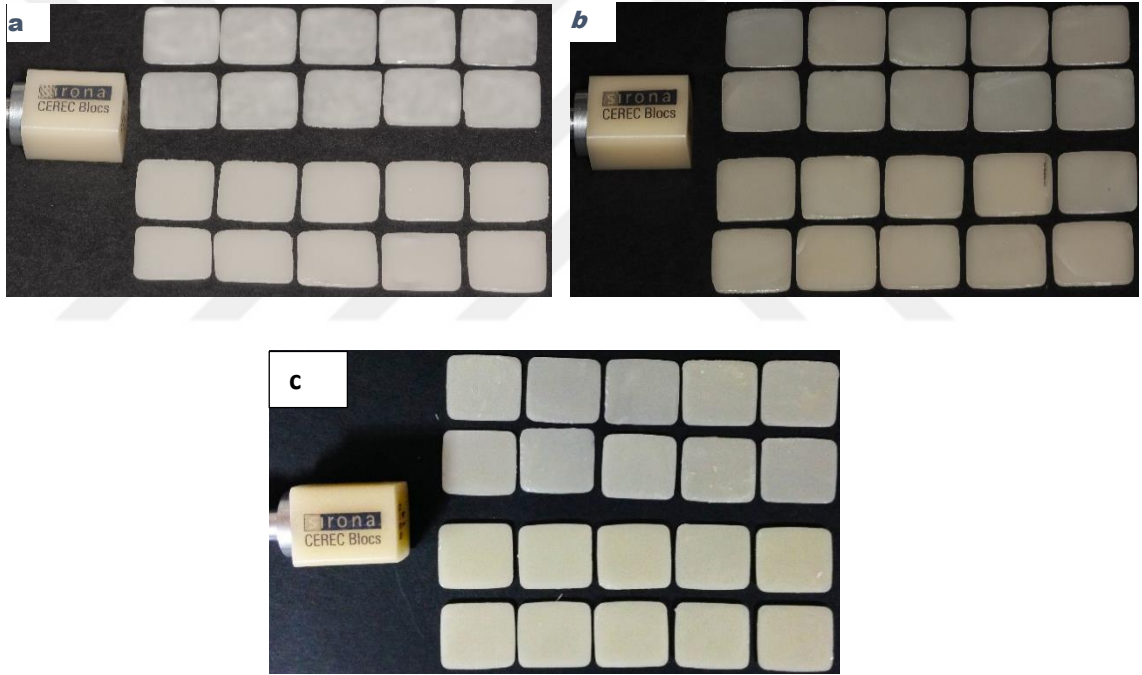
Şekil 3.1. Seramik kalınlıklarının ölçülmesi (0.5 mm)

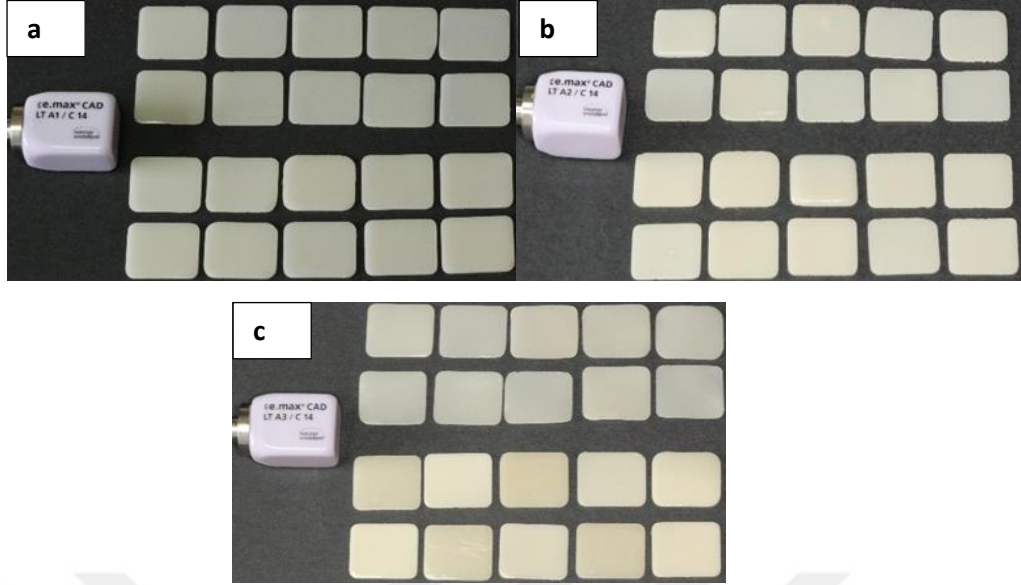


Şekil 3.2. Seramik kalınlıklarının ölçülmesi (1 mm)

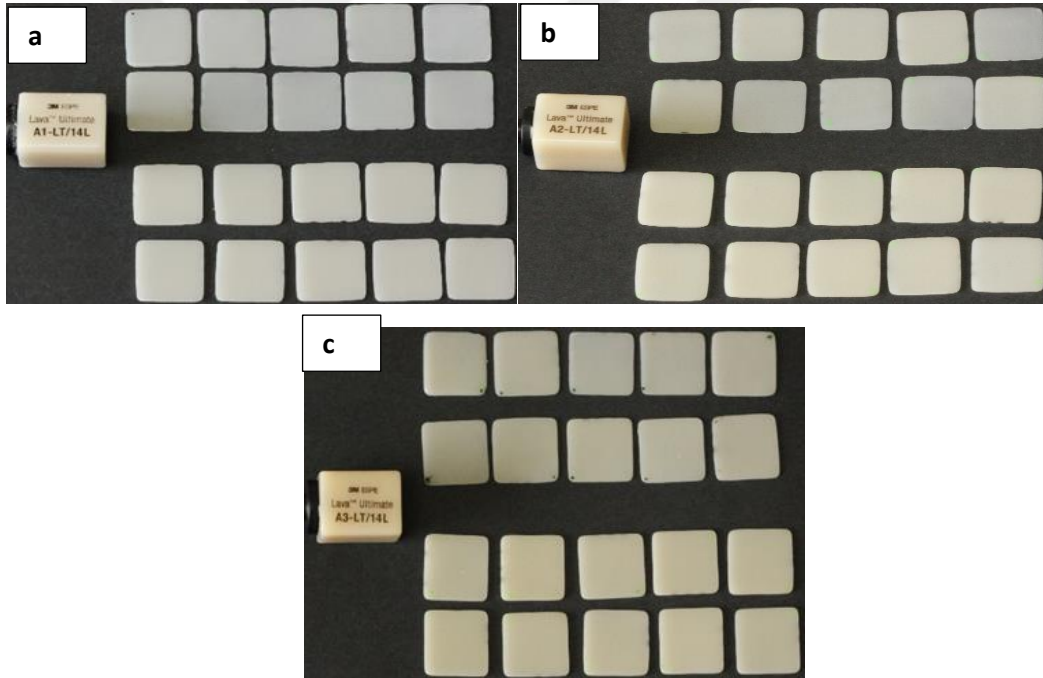
Tablo 3.1. Vita Suprinity ve IPS e-max CAD seramik blokların sinterizasyon dögüsü.

	Vita Suprinity	IPS e-max CAD
Başlangıç sıcaklığı (°C)	400	403
Başlangıç sıcaklığında bekleme zamanı (dk.)	8:00	6:00
Sıcaklık artış oranı (°C/dk)	55	90
Kristalizasyon sıcaklığı (°C)	840	820
Bekleme zamanı (dk.)	8:00	7:00
Bitim sıcaklığı (°C)	680	700

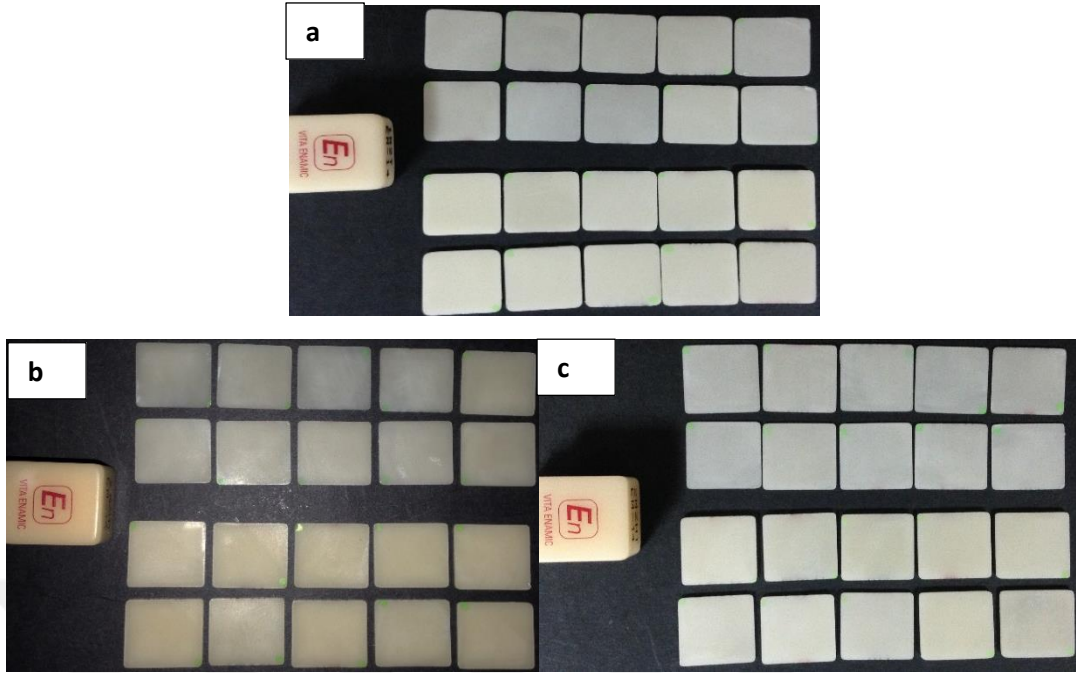
**Şekil 3.3.** Feldspatik cam seramik örnekler (a; A1, b; A2, c; A3)



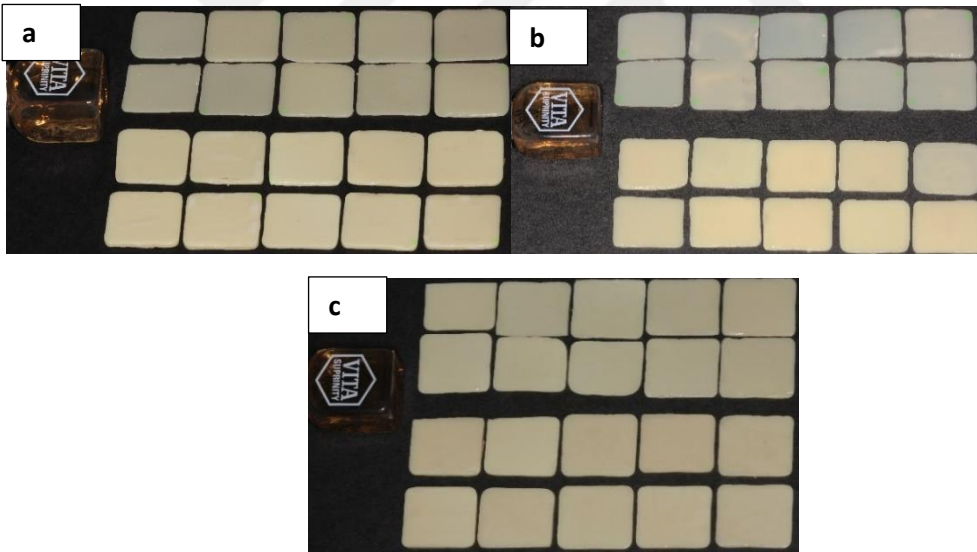
Şekil 3.4. IPS e-max CAD seramik örnekler (a; A1, b; A2, c; A3)



Şekil 3.5 Lava Ultimate seramik örnekler (a; A1, b; A2, c; A3)



Şekil 3.6. Vita Enamik seramik örnekler(a; A1, b; A2, c; A3)



Şekil 3.7. Vita Suprinity seramik örnekler(a; A1, b; A2, c; A3)

3.2. Örneklerin Renk Ölçümünün Yapılması (1.ölçüm)

Tüm örneklerin renk ölçümü spektrofotometre (Konica Minolta CM 3600A ,Tokyo, Japonya) ile Hacettepe Üniversitesi Gıda Mühendisliği Ar-Ge Laboratuvar'ında yapılmıştır (Şekil 3.8). Ölçümler; 8 derecelik bakış açısıyla, 10 nm aralıklarla, 360-740 nm dalga boyu aralıklarında, D65 gün ışığı kullanılarak, örneklerin parlak yüzeyleri üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Ölçüm sonucunda seramik örneklerin CIE Lab sisteminde L (parlaklık), a ve b (kromatik değerler) elde edilmiştir. Üretici firmanın belirttiği aralıklarla standart beyaz bir disk ölçülerek spektrofotometre cihazının kalibrasyonu yapılmıştır.



Şekil 3.8. Çalışmamızda seramik örneklerin renk analizinde kullanılan spektrofotometre.

3.3. Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma İşlemi

Hızlandırılmış suni yaşlandırma işlemi Türk Standartları Enstitüsü Kimya Laboratuvar'ında yapılmıştır. Tüm örnekler hızlandırılmış suni yaşlandırma cihazına (ATLAS Xenotest Alpha Weather-Ometer, Chicago, Illinois, ABD) (Şekil 3.9) parlak yüzeyler ışına maruz kalacak şekilde metal taşıyıcılar kullanılarak yerleştirildi (Şekil 3.10). Tüm örneklere morötesi ve görünür ışık , su spreyi, %100 bağıl nemlilikte ve 38 °C sıcaklıkta 300 saat uygulandı. 300 saat sonunda örneklere 150 kJ/m² radiant enerji

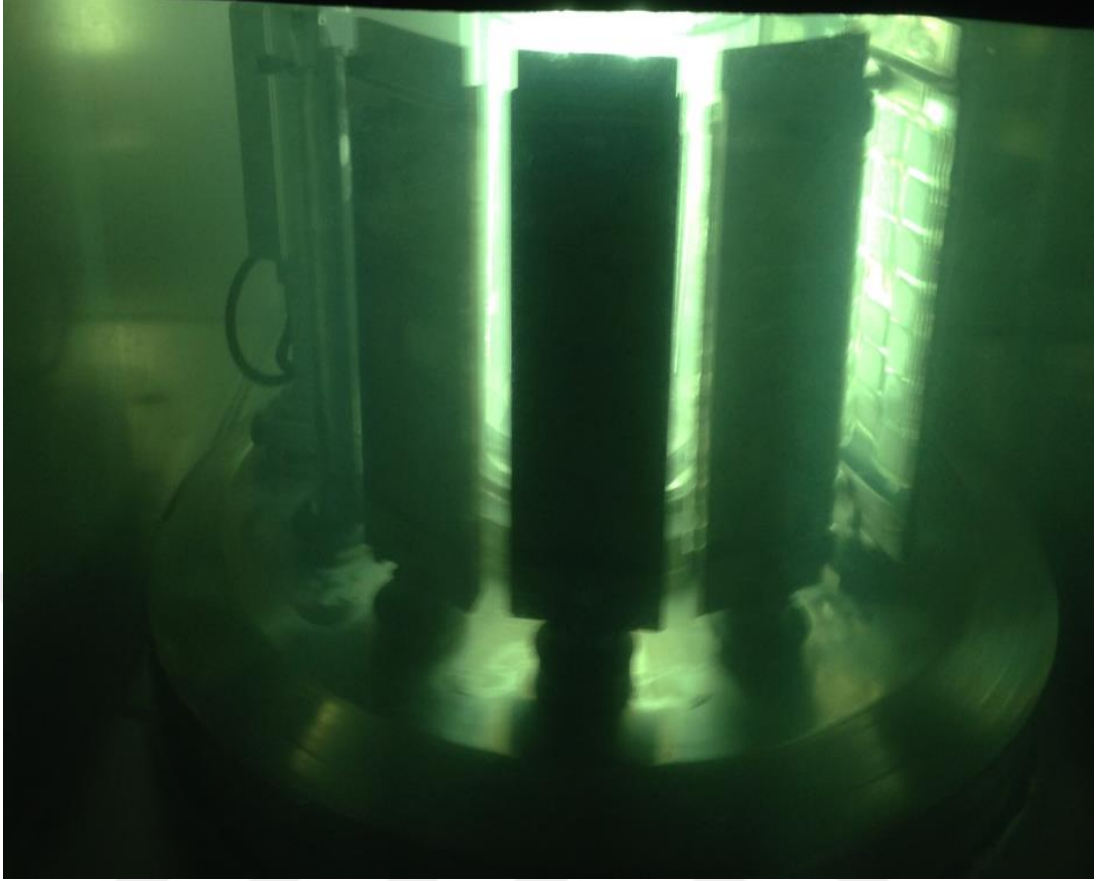
uygulanmış oldu. Çalışmamızda kullanılan yaşlandırma cihazı üreticileri 300 saatlik uygulamanın yaklaşık olarak 1 yıllık klinik etkiye denk geldiğini belirtmişlerdir(107). Cihazda hem morötesi hem de görünür dalga boyunda ışık veren xenon ark lambası ışık kaynağı olarak kullanıldı (Şekil 3.11). Suni yaşlandırma sonrası örnekler kurutularak, ışık almayan, kuru ortamda, oda sıcaklığında muhafaza edilmiştir.



Şekil 3.9. Çalışmamızda kullanılan suni yaşlandırma cihazı.



Şekil 3.10. Metal taşıyıcıya yerleştirilen seramik örnekler.



Şekil 3.11. Örneklerin Xenon ark lambası çevresinde cihaz çalışırken görüntüsü.

3.4. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Suni Yaşlandırma Sonrası Spektrofotometre ile Değerlendirilmesi (2.ölçüm)

Suni yaşlandırma sonrası örneklerin, ilk ölçümde kullanılan spektrofotometre ile ikinci kez renk ölçümü yapıldı. CIELab sisteminde örneklerin yaşlandırma sonrası L (parlaklık), a ve b (kromatik değerler) değerleri ikinci kez elde edilmiştir. Ölçümler sırasında beyaz bir disk ölçülerek aletin kalibrasyonu yapılmıştır.

4. BULGULAR

Suni yaşlandırma öncesi ve sonrasında yapılan spektrofotometrik ölçümler sonucu elde edilen birinci (L_1^*, a_1^*, b_1^*) değerler ile yaşlandırma sonrası elde edilen ikinci değerler (L_2^*, a_2^*, b_2^*) aşağıdaki formül kullanılarak ΔE değerleri elde edilmiştir. Formül 3.1

$$\Delta E = [(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2]^{1/2} \quad (3.1)$$

Tüm istatistiksel analizler ve hesaplamalar IBM SPSS 23.0 (Chicago, Illinois, ABD) istatistik programında yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda ortalama renk değişim değerleri (ΔE), standart sapmalar gruplara göre belirtilmiştir. Deney grupları arasındaki istatistiksel farkı bulabilmek için 3 yönlü varyans analizi, farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için de Bonferroni testleri uygulanmıştır.

Tablo 4.1. Feldspatik cam seramik örneklerin renk gruplarına ve kalınlıklarına göre renk değişimleri, standart sapmaları, minimum, maksimum renk değişim değerleri.

Renk	Kalınlık	N	ΔE Ortalama	ΔE Maksimum	ΔE Minimum	Standart Sapma
A1	0.5 mm	10	1,30	2,82	0,59	0,71
	1 mm	10	0,72	1,01	0,53	0,16
A2	0.5 mm	10	1,54	3,08	0,75	0,72
	1 mm	10	0,90	0,53	1,40	0,34
A3	0.5 mm	10	0,71	1,18	0,43	0,26
	1 mm	10	0,80	1,24	0,59	0,20

Tablo 4.2. IPS e-max CAD seramik örneklerin renk gruplarına ve kalınlıklarına göre renk değişimleri, standart sapmaları, minimum, maksimum renk değişim değerleri.

Renk	Kalınlık	N	ΔE Ortalama	ΔE Maksimum	ΔE Minimum	Standart Sapma
A1	0.5 mm	10	1,66	2,41	1,11	0,32
	1 mm	10	2,00	2,47	1,70	0,25
A2	0.5 mm	10	1,46	1,89	1,03	0,24
	1 mm	10	1,64	1,98	1,33	0,19
A3	0.5 mm	10	1,08	1,98	0,64	0,43
	1 mm	10	1,44	2,47	0,80	0,50

Tablo 4.3. Vita Enamik seramik örneklerin renk gruplarına ve kalınlıklarına göre renk değişimleri, standart sapmaları, minimum, maksimum renk değişim değerleri

Renk	Kalınlık	N	ΔE Ortalama	ΔE Maksimum	ΔE Minimum	Standart Sapma
A1	0.5 mm	10	3,19	3,91	2,41	0,41
	1 mm	10	2,93	3,74	2,00	0,43
A2	0.5 mm	10	2,97	3,88	2,04	0,67
	1 mm	10	3,03	3,62	2,04	0,49
A3	0.5 mm	10	3,05	4,88	1,17	1,18
	1 mm	10	4,22	6,92	0,74	2,23

Tablo 4.4. Lava Ultimate seramik örneklerin renk gruplarına ve kalınlıklarına göre renk değişimleri, standart sapmaları, minimum, maksimum renk değişim değerleri.

Renk	Kalınlık	N	ΔE Ortalama	ΔE Maksimum	ΔE Minimum	Standart Sapma
A1	0.5 mm	10	9,46	10,81	7,59	1,05
	1 mm	10	9,07	10,29	7,03	1,02
A2	0.5 mm	10	6,18	7,99	4,86	1,13
	1 mm	10	4,91	7,26	3,51	1,06
A3	0.5 mm	10	6,49	5,09	7,29	0,59
	1 mm	10	5,81	3,88	7,04	0,93

Tablo 4.5. Vita Suprinity seramik örneklerin renk gruplarına ve kalınlıklarına göre renk değişimleri, standart sapmaları, minimum, maksimum renk değişim değerleri.

Renk	Kalınlık	N	ΔE Ortalama	ΔE Maksimum	ΔE Minimum	Standart Sapma
A1	0.5 mm	10	1,32	1,93	0,76	0,37
	1 mm	10	0,76	0,94	0,43	0,24
A2	0.5 mm	10	0,60	1,06	0,24	0,23
	1 mm	10	0,90	3,26	0,36	0,85
A3	0.5 mm	10	0,84	1,52	0,26	0,46
	1 mm	10	1,02	2,84	0,26	0,79

Tablo 4.6. 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	1783,138	29	94,696	94,696	<0,05
Renk	41,004	2	20,502	31,575	<0,05
Kalınlık	0,241	1	0,241	0,372	0,543
Materyal	1547,734	4	386,934	595,908	<0,05
Renk*Kalınlık	2,987	2	1,494	2,300	0,102
Renk*Materyal	167,900	8	20,987	32,322	<0,05
Kalınlık*Materyal	17,906	4	4,477	6,894	<0,05
Renk*Kalınlık*Materyal	5,365	8	0,671	1,033	0,411
Hata	175,316	270	0,649		
Toplam	3653,259	300			

3 yönlü varyans analizi sonucu, renk değişiminin (ΔE) ; renk tipinden (A1,A2,A3) ve materyal tipinden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendiği tespit edilmiştir($p<0,05$). Kalınlık değişiminin ise renk değişimi üzerinde etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna ulaşılmıştır($p>0,05$) (Tablo 4.6).

Seramik materyallerde tespit edilen renk değişim değerleri şöyledir; Feldspatik seramik ($\Delta E= 0,997$), IPS e-max CAD ($\Delta E=1,548$), Lava Ultimate ($\Delta E= 6,985$), Vita Enamik ($\Delta E=3,456$), Vita Suprinity ($\Delta E=0,906$). Genel olarak seramik grupların renk değişim değerleri (ΔE) karşılaştırıldığında $FS<VS<IPS<VE<LU$ gibi bir karşılaştırma ortaya çıkmaktadır. Ancak Feldspatik Cam seramik örnekler ile Vita Suprinity örnekler arasındaki renk değişim değerlerindeki farklılığının istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p>0,05$). IPS e-max CAD, Vita Enamik, Lava Ultimate gruplar arasında tüm renk gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmiştir. Lava Ultimate seramik grubunda; renk değişim değerleri diğer seramik tipleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük sonuçlar bulunmuştur($p<0,05$). IPS e-max CAD seramik örneklerde ise Vita Enamik ve Lava Ultimate seramik örneklere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az renk değişimi tespit edilmiştir($p<0,05$).

Lava Ultimate örneklerin renk değişim değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırın ($\Delta E>3,5$) üstündedir. Vita Enamik seramik örneklerde renk değişim değeri 3,5

(klinik olarak kabul edilebilir) sınırındadır. IPS e-max CAD örneklerde renk değişim değeri 1-2 (iyi) arasında iken Feldspatik seramik ve Vita Suprinity seramik örneklerde 0.5-1 (çok iyi) aralığındadır (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Renk değişim değerlerinin klinik olarak değerlendirilmesi (108).

Renk Farkı (ΔE):	Klinik Olarak Değerlendirilmesi:
0	Kusursuz
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Klinik Olarak Kabul Edilebilir
>3,5	Klinik Olarak Kabul Edilemez

Gruplar arasındaki farklılığın hangi renk gruplarında ve nasıl olduğunu tanımlamak için ise gruplar arasında çok yönlü karşılaştırma imkânı sunan Bonferroni testi uygulanmıştır. Tüm renk gruplarında, Feldspatik seramik ile Vita Suprinity seramik gruplar arasındaki renk değişim değeri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

A1 renk grubunda en iyi renk değişim (ΔE) değerleri Feldspatik seramik grubuna aittir. Feldspatik seramik bu renk grubunda IPS e-max CAD, Lava Ultimate, Vita Enamik gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık göstermiştir ($p<0,05$). Feldspatik seramik ile Vita Suprinity seramik gruplar arasındaki renk değişim değeri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Lava Ultimate seramikler ise en büyük renk değişim değerlerine sahiptir (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. A1 renk gruplarında, seramik gruplar arasındaki renk değişim değerlerinin çok yönlü karşılaştırması.

Renk	Materyal(1)	Materyal(2)	Ortalama Fark(1-2)	Standart Hata	Sig. ^b
A1	Feldspatik Seramik	IPS e-max CAD	-0,820*	0,255	0,014
		Lava Ultimate	-8,251*	0,255	0,000
		Vita Enamik	-2,080*	0,255	0,000
		Vita Suprinity	-0,027	0,255	1,000
IPS e-max CAD	Feldspatik Seramik	IPS e-max CAD	0,820*	0,255	0,014
		Lava Ultimate	-7,431*	0,255	0,000
		Vita Enamik	-1,256*	0,255	0,000
		Vita Suprinity	0,793*	0,255	0,021
Lava Ultimate	Feldspatik Seramik	Feldspatik Seramik	8,251*	0,255	0,000
		IPS e-max CAD	7,431*	0,255	0,000
		Vita Enamik	6,174*	0,255	0,000
		Vita Suprinity	8,224*	0,255	0,000
Vita Enamik	Feldspatik Seramik	Feldspatik Seramik	2,080*	0,255	0,000
		IPS e-max CAD	1,256*	0,255	0,000
		Lava Ultimate	-6,174*	0,255	0,000
		Vita Suprinity	2,051*	0,255	0,001
Vita Suprinity	Feldspatik Seramik	Feldspatik Seramik	0,027	0,255	1,000
		IPS e-max CAD	0,793*	0,255	0,021
		Lava Ultimate	-8,224*	0,255	0,000
		Vita Enamik	-2,051*	0,255	0,001

*istatistiksel olarak anlamlı (p<0,05)

b. çoklu karşılaştırma; Bonferroni testi

A2 renk grubunda en iyi renk değişim(ΔE) değerleri Vita Suprinity'e aittir. Vita Suprinity bu renk grubunda IPS e-max CAD, Lava Ultimate, Vita Enamik gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık göstermiştir ($p<0,05$). Lava Ultimate seramikler ise diğer renk gruplarda olduğu gibi en kötü renk değişim değerlerine sahiptir. Feldspatik Seramik, IPS e-max CAD grupları arasında ΔE değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. A2 renk gruplarında, seramik gruplar arasındaki renk değişim değerlerinin çok yönlü karşılaştırması.

Renk	Materyal(1)	Materyal(2)	Ortalama Fark(1-2)	Standart Hata	Sig. ^b
A2	Feldspatik Seramik	IPS e-max CAD	-0,328	0,255	1,000
		Lava Ultimate	-4,320*	0,255	0,000
		Vita Enamik	-2,430*	0,255	0,000
		Vita Suprinity	-0,474	0,255	0,640
IPS e-max CAD	Feldspatik Seramik		0,328	0,255	1,000
		Lava Ultimate	-3,992*	0,255	0,000
		Vita Enamik	-2,101*	0,255	0,000
		Vita Suprinity	0,802*	0,255	0,021
Lava Ultimate	Feldspatik Seramik		4,320*	0,255	0,000
		IPS e-max CAD	3,992*	0,255	0,000
		Vita Enamik	1,890*	0,255	0,000
		Vita Suprinity	4,794*	0,255	0,000
Vita Enamik	Feldspatik Seramik		2,430*	0,255	0,000
		IPS e-max CAD	2,101*	0,255	0,000
		Lava Ultimate	-1,890*	0,255	0,000
		Vita Suprinity	2,904*	0,255	0,000
Vita Suprinity	Feldspatik Seramik		-0,474	0,255	0,640
		IPS e-max CAD	0,802*	0,255	0,018
		Lava Ultimate	-4,794*	0,255	0,000
		Vita Enamik	-2,904*	0,255	0,000

*istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,05$)

b. çoklu karşılaştırma; Bonferroni testi.

A3 renk grubunda ise Vita Suprinity, IPS e-max CAD, Feldspatik seramik gruplar arasındaki ΔE değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmektedir ($p>0,05$) (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. A3 renk gruplarında, seramik gruplar arasındaki renk değişim değerlerinin çok yönlü karşılaştırması.

Renk	Materyal(1)	Materyal(2)	Ortalama Fark(1-2)	Standart Hata	Sig. ^b
A3	Feldspatik Seramik	IPS e-max CAD	-0,505	0,255	0,485
		Lava Ultimate	-5,395*	0,255	0,000
		Vita Enamik	-2,874*	0,255	0,000
		Vita Suprinity	-0,175	0,255	1,000
IPS e-max CAD	Feldspatik Seramik		0,505	0,255	0,485
		Lava Ultimate	-4,890*	0,255	0,000
		Vita Enamik	-2,369*	0,255	0,000
		Vita Suprinity	0,330	0,255	1,000
Lava Ultimate	Feldspatik Seramik		5,395*	0,255	0,000
		IPS e-max CAD	4,890*	0,255	0,000
		Vita Enamik	2,521*	0,255	0,000
		Vita Suprinity	5,220*	0,255	0,000
Vita Enamik	Feldspatik Seramik		2,874*	0,255	0,000
		IPS e-max CAD	2,369*	0,255	0,000
		Lava Ultimate	-2,521*	0,255	0,000
		Vita Suprinity	2,699*	0,255	0,000
Vita Suprinity	Feldspatik Seramik		0,175	0,255	1,000
		IPS e-max CAD	0,330	0,255	1,000
		Lava Ultimate	-5,220*	0,255	0,000
		Vita Enamik	-2,699*	0,255	0,000

*istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,05$)

b. çoklu karşılaştırma ;Bonferroni testi.

Renk değişikliğine seramik tipinin ve renginin etkisini birlikte incelediğimizde; en fazla renk değişikliğinin Lava Ultimate grubunda olduğu belirlendi ($p < 0,05$). Lava Ultimate'den sonra sırayla Vita Enamik, IPS e-max CAD seramik grubunun geldiği görüldü. Vita Suprinity ile Feldspatik cam seramik gruplar arasında ise istatistiksel bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Seramik tiplerinin renk değişim değerlerinin karşılaştırılması.

Materyal(1)	Materyal(2)	Ortalama Fark(1-2)	Standart Hata	Sig.
Feldspatik Seramik	IPS e-max CAD	-0,5508*	0,14712	0,002
	Lava Ultimate	-5,9885*	0,14712	0,000
	Vita Enamik	-2,4593*	0,14712	0,000
	Vita Suprinity	0,0905	0,14712	1,000
IPS e-max CAD	Feldspatik Seramik	0,5508*	0,14712	0,002
	Lava Ultimate	-5,437*	0,14712	0,000
	Vita Enamik	-1,9085*	0,14712	0,000
	Vita Suprinity	0,6413*	0,14712	0,000
Lava Ultimate	Feldspatik Seramik	5,9885*	0,14712	0,000
	IPS e-max CAD	5,4377*	0,14712	0,000
	Vita Enamik	3,3792*	0,14712	0,000
	Vita Suprinity	6,0790*	0,14712	0,000
Vita Enamik	Feldspatik Seramik	2,4593*	0,14712	0,000
	Lityum disilikat cam seramik	1,9085*	0,14712	0,000
	Resin nano-seramik	-3,3792*	0,14712	0,000
	Vita Suprinity	2,5498*	0,14712	0,000
Vita Suprinity	Feldspatik Seramik	-,0905	0,14712	1,000
	IPS e-max CAD	-0,6413	0,14712	0,000
	Lava Ultimate	-6,0790*	0,14712	0,000
	Vita Enamik	-2,5498*	0,14712	0,000

*istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,05$)

Sadece renk parametresi karşılaştırıldığında, A1 rengindeki renk değişiminin diğer iki renge göre istatistiksel olarak belirgin olarak daha büyük olduğu bulundu ($p<0.05$) (Tablo 4.12). Renk grupları seramik tipinden bağımsız olarak karşılaştırıldığında ise şu değerler elde edilmiştir; A1 $\Delta E=3.046$, A2 $\Delta E=2.142$, A3 $\Delta E=2.546$.

Tablo 4.12. Renk Gruplarının renk değişimi açısından karşılaştırılması.

Renk(1)	Renk(2)	Ortalama Fark(1-2)	Standart Hata	Sig.
A1	A2	0,904*	0,114	0,000
	A3	0,500*	0,114	0,000
A2	A1	-0,904*	0,114	0,000
	A3	-0,404*	0,114	0,001
A3	A1	-0,500*	0,114	0,000
	A2	0,404*	0,114	0,001

*istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,05$)

Sadece kalınlık parametresi dikkate alındığında ise Lava Ultimate seramik gruplarda 0,5 mm'lik örneklerin renk değişim değerleri 1 mm'lik olanlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük olduğu bulundu ($p<0,05$). Vita Enamik seramik gruplarında ise bu durumun tam tersi olarak 1 mm'lik örneklerdeki renk değişim miktarı istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük olarak saptandı ($p<0.05$). Diğer seramik gruplarda ise kalınlığın renk değişimine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. Kalınlık değişiminin renk değişimine etkisi.

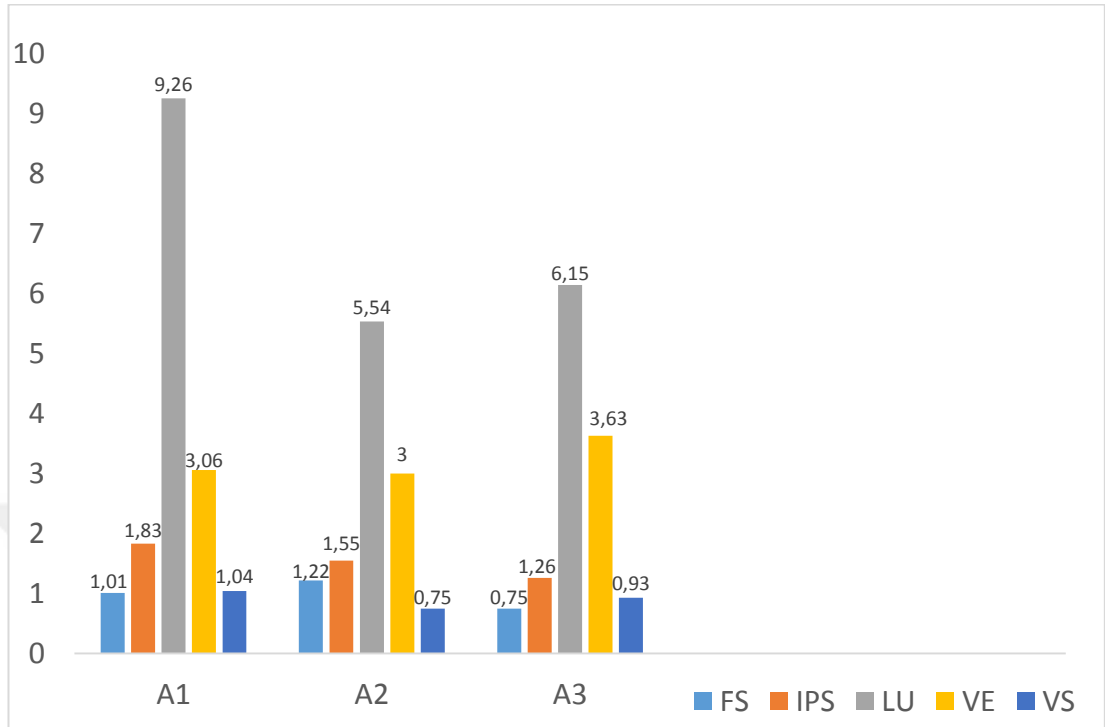
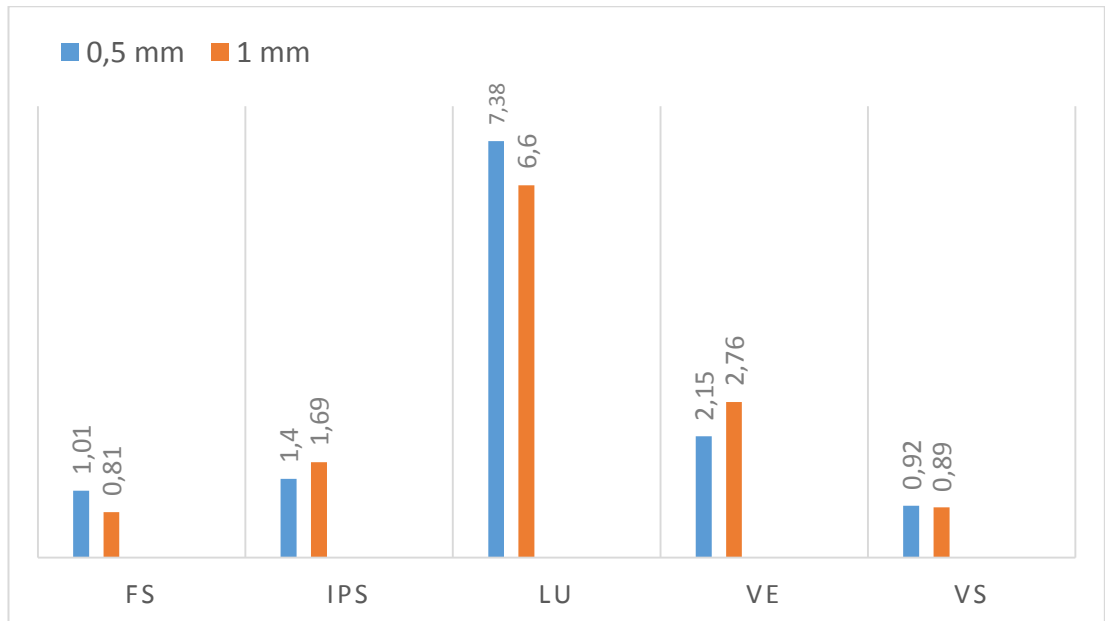
Materyal	Kalınlık(1)	Kalınlık(2)	Ortalama Fark(1-2)	Standart Hata	Sig.
Feldspatik Seramik	0.5 mm	1 mm	0,375	0,208	0,072
	1 mm	0,5 mm	-0,375	0,208	0,072
IPS e-max CAD	0.5 mm	1 mm	-0,290	0,208	0,164
	1 mm	0,5 mm	0,290	0,208	0,164
Lava Ultimate	0,5 mm	1 mm	0,782*	0,208	0,000
	1 mm	0,5 mm	-0,782*	0,208	0,000
Vita Enamik	0,5 mm	1 mm	-0,611*	0,208	0,004
	1 mm	0,5 mm	0,611*	0,208	0,004
Vita Suprinity	0,5 mm	1 mm	0,028	0,208	0,894
	1 mm	0,5 mm	-0,028	0,208	0,894

*istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,05$)

Hem materyal renginin hem de materyal tipinin renk değişimi üzerinde etkisi incelendiğinde bu iki değişkenin birbiriyle ilişkili olduğu tespit edilmiştir. Lava Ultimate örneklerde renk değişikliği $A1 > A3 > A2$ şeklinde sıralanırken, Vita Enamik seramik örneklerde bu ilişki $A3 > A1 > A2$ şeklindedir. Diğer renk gruplarında ise bu sıralama; IPS e-max CAD seramik örneklerde $A1 > A2 > A3$, Feldspatik seramik örneklerde $A2 > A1 > A3$, Vita Suprinity seramik örneklerde $A1 > A3 > A2$ şeklindedir (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. Renk gruplarına göre seramik örneklerdeki renk değişim değerleri.

Renk	Materyal Tipi ve Renk Değişim Değerleri (ΔE)				
	Feldspatik Seramik	IPS e-max CAD	Lava Ultimate	Vita Enamik	Vita Suprinity
A1	1,01 ($\pm 0,59$)	1,83 ($\pm 0,33$)	9,26 ($\pm 1,03$)	3,06 ($\pm 0,86$)	1,04 ($\pm 0,42$)
A2	1,22 ($\pm 0,64$)	1,55 ($\pm 0,23$)	5,54 ($\pm 0,59$)	3,00 ($\pm 1,01$)	0,75 ($\pm 0,85$)
A3	0,75 ($\pm 0,23$)	1,26 ($\pm 0,50$)	6,15 ($\pm 0,84$)	3,63 ($\pm 1,83$)	0,93 ($\pm 0,63$)

Tablo 4.15. Renk ve Materyal tipinin renk değişimi (ΔE) açısından birbiriyle ilişkisi.**Tablo 4.16.** Kalınlık değişiminin renk değişimine etkisi.

Tablo 4.17. Feldspatik cam seramik(A1) örneklerin birinci ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

No:	0.5 mm Kalınlık							1.0 mm Kalınlık						
	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	69,33	-0,31	1,12	68,91	-0,49	1,78	0,80	67,77	-0,47	2,96	67,77	-0,50	3,70	0,74
2	69,80	-0,32	1,21	68,57	-0,46	1,77	1,35	67,86	-0,49	2,64	67,71	-0,49	3,21	0,60
3	67,86	-0,35	0,84	68,36	-0,04	3,60	2,82	68,16	-0,53	2,86	68,07	-0,53	3,40	0,55
4	69,29	-0,40	1,73	68,26	-0,42	1,43	1,07	68,00	-0,54	2,71	67,53	-0,54	3,25	0,71
5	67,89	-0,30	0,97	67,05	-0,51	1,53	1,03	67,54	-0,54	3,18	67,72	-0,54	3,18	0,60
6	66,60	-0,40	1,00	68,56	-0,47	1,93	2,17	67,88	-0,54	2,86	67,47	-0,60	3,50	0,76
7	68,61	-0,38	1,03	67,34	-0,46	2,05	1,63	68,01	-0,53	2,86	67,72	-0,53	3,30	0,53
8	68,43	-0,35	1,27	67,89	-0,42	1,85	0,79	67,74	-0,44	2,98	67,91	0,49	3,79	0,83
9	68,84	-0,32	1,30	68,30	-0,48	1,30	0,59	68,00	-0,52	2,86	67,16	-0,56	3,42	1,01
10	68,36	-0,30	0,98	67,93	-0,48	1,61	0,78	67,81	-0,51	2,92	67,83	-0,43	3,80	0,88

Tablo 4.18. Feldpatik cam seramik(A2) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

0.5 mm Kalınlık								1.0 mm Kalınlık						
No:	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	66,06	-0,38	2,43	65,13	0,12	3,85	1,77	67,76	-0,39	4,63	66,79	-0,47	5,63	1,40
2	66,19	0,11	8,05	65,04	0,08	8,53	1,24	68,99	-0,54	5,08	68,11	-0,64	5,69	1,07
3	66,74	0,21	9,06	66,15	0,16	9,52	0,75	68,31	-0,59	5,30	68,26	-0,59	5,95	0,66
4	66,06	-0,38	2,43	66,19	-0,46	3,65	1,23	69,01	-0,64	6,01	68,93	-0,61	6,74	0,74
5	67,37	-0,53	3,30	66,42	-0,55	4,17	1,29	67,54	-0,54	3,18	67,72	-0,54	3,18	0,60
6	66,79	-0,41	2,49	64,94	0,08	4,15	2,53	68,91	-0,49	5,10	68,32	-0,57	5,64	0,80
7	67,20	-0,59	2,74	66,97	-0,59	3,67	0,96	68,81	-0,60	6,42	68,51	-0,60	6,86	0,53
8	66,40	-0,36	2,50	64,93	0,21	5,14	3,08	68,74	-0,40	5,39	67,97	-0,44	5,97	0,96
9	66,51	-0,58	1,88	65,95	-0,68	2,52	0,85	69,80	-0,32	1,21	68,57	-0,46	1,77	1,35
10	66,99	-0,60	2,42	66,62	-0,63	3,51	1,15	68,16	-0,53	2,86	68,07	-0,53	3,40	0,55

Tablo 4.19. Feldspatik cam seramik(A3) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

No:	0.5 mm Kalınlık							1.0 mm Kalınlık						
	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	64,57	-0,18	5,35	64,15	-0,25	5,73	0,57	67,07	0,29	10,22	66,48	0,26	10,62	0,72
2	63,16	-0,30	3,87	62,01	-0,37	4,11	1,18	66,73	0,01	9,11	66,45	-0,04	9,80	0,75
3	62,67	-0,25	3,86	62,28	-0,35	4,04	0,43	66,50	0,30	9,75	66,40	0,30	10,43	0,68
4	64,68	-0,15	5,60	64,68	-0,19	6,32	0,72	66,19	0,11	8,05	65,04	0,08	8,53	1,24
5	65,33	-0,25	5,30	65,10	-0,30	5,67	0,44	67,20	0,00	9,43	66,54	-0,05	9,79	0,76
6	64,98	-0,16	5,75	64,64	-0,25	6,43	0,77	66,74	0,21	9,06	66,15	0,16	9,52	0,75
7	63,74	-0,30	4,85	64,52	-0,34	5,71	1,16	66,67	-0,02	8,96	65,86	-0,09	9,67	1,08
8	65,35	-0,12	5,97	65,20	-0,22	6,50	0,56	66,92	0,05	9,31	66,69	-0,04	9,84	0,59
9	65,45	-0,14	6,16	65,48	-0,14	6,78	0,63	66,58	-0,01	8,88	66,19	-0,05	9,42	0,67
10	63,96	-0,21	4,75	63,77	-0,27	5,36	0,64	66,78	-0,06	8,89	66,26	-0,06	9,50	0,80

Tablo 4.20. IPS e-max CAD seramik(A1) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

0.5 mm Kalınlık								1.0 mm Kalınlık						
No:	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	68,68	-1,73	4,11	67,27	-1,08	4,08	1,56	70,15	-1,51	6,03	68,57	-0,79	6,54	1,81
2	68,32	-1,83	3,08	66,78	-1,21	3,02	1,65	69,73	-1,60	5,94	68,07	-0,98	6,77	1,96
3	68,43	-1,64	4,62	66,87	-0,94	4,58	1,70	70,78	-1,37	7,22	69,21	-0,70	7,87	1,82
4	68,22	-1,71	3,90	66,86	-1,00	3,85	1,53	69,98	-1,49	6,32	68,45	-0,76	6,44	1,70
5	67,69	-1,85	2,80	66,00	-1,25	2,71	1,80	70,66	-1,39	6,68	68,46	-0,75	7,07	2,32
6	69,16	-1,71	4,69	66,87	-1,06	4,29	2,41	71,29	-1,32	7,69	69,41	-0,53	7,48	2,05
7	68,45	-1,80	3,85	66,92	-1,16	3,71	1,66	71,28	-1,41	7,25	69,51	-0,53	7,10	1,98
8	68,44	-1,80	3,67	67,05	-1,23	3,64	1,50	70,04	-1,60	5,98	68,49	-0,80	5,76	1,76
9	68,79	-1,77	3,77	67,24	-1,15	3,44	1,71	70,84	-1,50	6,82	68,52	-0,74	6,38	2,47
10	67,04	-1,76	2,88	66,13	-1,15	3,04	1,11	71,32	-1,29	8,20	69,36	-0,47	7,92	2,14

Tablo 4.21. IPS e-max CAD seramik(A2) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

No:	0.5 mm Kalınlık							1.0 mm Kalınlık						
	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	66,71	-1,25	7,36	65,19	-0,71	7,09	1,64	68,43	-0,82	9,50	66,91	-0,11	9,61	1,68
2	66,19	-1,61	5,03	64,94	-1,06	5,09	1,36	68,61	-0,73	9,98	66,97	-0,07	9,71	1,80
3	67,15	-1,22	7,36	65,66	-0,60	7,36	1,61	68,06	-1,06	8,43	66,44	-0,34	8,56	1,78
4	65,16	-1,62	4,29	63,77	-1,09	4,64	1,53	67,70	-1,09	8,35	66,40	-0,54	8,36	1,41
5	66,38	-1,48	5,92	65,04	-0,94	6,10	1,45	67,68	-1,19	8,02	66,27	-0,59	8,03	1,53
6	64,84	-1,63	4,37	63,36	-1,19	4,50	1,55	67,86	-1,08	8,20	66,34	-0,63	8,13	1,59
7	66,89	-1,26	7,47	65,91	-0,65	7,67	1,18	68,16	-0,71	10,33	66,61	-0,05	10,32	1,68
8	65,88	-1,32	5,44	64,54	-1,02	5,41	1,37	69,46	-0,69	9,59	67,61	-0,01	9,62	1,98
9	67,59	-1,37	6,64	65,81	-0,81	6,41	1,89	67,69	-1,20	7,32	66,19	-0,65	7,47	1,60
10	64,60	-1,67	3,52	63,70	-1,20	3,66	1,03	68,14	-1,16	8,25	66,99	-0,50	8,39	1,33

Tablo 4.22. IPS e-max CAD cam seramik (A3) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

No:	0.5 mm Kalınlık							1.0 mm Kalınlık						
	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	64,10	-1,24	6,59	63,63	-0,85	6,73	0,64	63,38	-0,39	9,76	64,80	0,35	11,63	2,47
2	62,44	-1,41	4,73	61,59	-1,05	5,17	1,02	74,10	0,14	10,76	73,85	0,83	11,09	0,80
3	64,32	-1,13	8,09	63,04	-0,63	8,28	1,39	66,02	0,14	12,77	64,93	0,65	12,84	1,20
4	63,47	-1,13	7,52	63,04	-0,75	7,95	0,72	70,46	-0,37	9,92	69,52	0,18	9,94	1,09
5	63,33	-1,42	5,69	62,19	-1,00	6,28	1,35	73,08	0,07	12,81	73,17	0,88	11,93	1,20
6	65,31	-1,54	5,30	65,12	-1,14	5,89	0,73	75,85	0,96	12,52	74,45	1,31	11,72	1,65
7	64,59	-1,74	5,36	63,79	-1,12	6,28	1,37	67,83	-0,12	12,08	66,50	0,38	12,02	1,43
8	62,17	-1,48	3,43	61,78	-1,07	5,32	1,98	71,57	0,09	11,00	69,66	0,39	10,58	1,97
9	63,49	-1,11	7,51	62,75	-0,67	7,95	0,96	66,13	-0,05	12,14	64,65	0,46	12,26	1,57
10	61,13	-1,36	3,49	60,94	-1,05	4,07	0,68	74,45	1,45	12,20	73,62	1,95	11,89	1,02

Tablo 4.23. Vita Enamik seramik (A1) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

No:	0.5 mm Kalınlık							1.0 mm Kalınlık						
	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	68,81	-0,75	5,43	71,43	0,38	6,01	2,91	72,43	0,06	12,20	73,90	-0,16	9,44	3,14
2	67,35	-0,74	5,20	71,02	0,58	5,44	3,91	71,31	-0,32	10,33	73,02	-0,34	8,32	2,64
3	69,17	-0,93	5,47	71,88	0,23	5,22	2,96	72,02	-0,23	9,40	72,96	-0,37	7,65	2,00
4	69,68	-0,51	6,78	72,11	-0,50	5,26	2,87	71,58	-0,29	9,75	71,64	-0,41	9,02	3,74
5	67,60	-0,63	4,45	64,27	-0,89	4,03	3,37	72,32	0,08	12,15	74,51	-0,15	10,52	2,94
6	69,78	-0,89	6,96	72,20	-0,86	4,78	3,26	72,70	-0,18	11,00	74,91	-0,24	9,15	2,88
7	67,44	-0,70	3,88	70,98	-0,83	4,46	3,59	71,47	-0,21	10,58	72,68	-0,39	7,83	3,01
8	66,24	-0,83	4,75	69,73	-0,69	4,42	3,51	71,51	-0,21	10,46	73,16	-0,40	8,04	2,93
9	71,32	-1,29	8,20	68,30	-0,47	7,92	3,14	71,86	-0,15	9,98	74,51	-0,34	8,44	3,07
10	69,16	-1,71	4,69	66,87	-1,06	4,29	2,41	71,19	-0,21	10,58	73,45	-0,28	8,59	3,01

Tablo 4.24. Vita Enamik resin seramik (A2) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

0.5 mm Kalınlık								1.0 mm Kalınlık						
No:	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	63,83	-0,15	3,04	67,44	-0,48	3,38	3,64	67,47	0,44	8,41	70,82	0,42	8,04	3,37
2	64,71	-0,19	4,47	68,57	-0,25	4,10	3,88	66,44	-0,21	7,63	69,21	0,11	6,01	3,22
3	64,55	-0,40	2,69	67,73	-0,50	3,54	3,29	66,43	0,22	9,00	68,65	0,41	6,96	3,02
4	64,15	-0,60	1,63	65,58	-0,70	2,05	2,47	66,57	0,63	9,43	69,14	0,59	8,80	2,65
5	63,21	-0,36	2,86	65,37	-0,54	2,57	2,19	67,61	0,37	8,07	70,27	0,37	7,79	2,68
6	65,11	-0,37	2,64	68,70	-0,56	3,14	3,63	66,82	0,11	7,14	70,59	0,21	6,98	3,78
7	65,36	-0,17	4,67	64,84	-0,26	6,73	2,13	67,49	0,18	7,30	68,39	0,13	5,48	2,04
8	64,27	-0,30	3,38	66,11	-0,68	2,56	2,04	65,74	0,01	6,78	68,39	-0,42	5,03	3,20
9	66,28	-0,22	3,83	63,26	-0,48	4,02	3,04	67,03	0,61	9,62	70,31	0,59	8,08	3,62
10	64,62	-0,48	2,32	67,71	-0,52	3,71	3,39	65,54	-0,11	7,04	68,27	0,26	7,04	2,76

Tablo 4.25. Vita Enamik seramik (A3) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

0.5 mm Kalınlık								1.0 mm Kalınlık						
No:	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	62,51	-0,18	6,13	61,55	-0,23	6,80	1,17	65,19	0,55	10,90	69,89	0,36	6,05	6,76
2	60,52	-0,35	7,20	64,28	-0,57	6,17	3,91	65,02	0,83	12,61	69,22	0,47	7,13	6,92
3	62,10	-0,85	4,04	65,23	-1,26	3,79	3,17	64,08	0,75	12,11	67,19	0,59	8,30	4,93
4	64,68	-1,04	3,99	67,37	-0,66	2,25	3,23	64,82	0,84	12,12	66,02	0,61	10,57	1,98
5	63,83	0,05	8,01	67,65	-0,09	4,96	4,88	65,52	0,83	11,10	65,15	0,65	11,72	0,74
6	63,69	-0,19	7,23	66,67	-0,15	5,33	3,54	65,41	1,12	13,53	65,52	0,73	11,91	1,66
7	64,29	-0,03	7,50	66,30	-0,19	6,22	2,39	64,13	0,18	11,40	67,47	0,34	8,33	4,54
8	63,47	-0,01	7,87	64,61	-0,33	7,79	1,19	65,02	0,93	12,68	68,20	0,52	8,03	5,65
9	63,12	-0,25	6,26	65,94	-0,63	4,91	3,14	64,43	0,29	11,13	68,54	0,44	6,76	6,00
10	63,01	0,02	7,82	66,22	-0,25	5,70	3,85	65,09	0,88	11,66	67,43	0,59	9,84	2,97

Tablo 4.26. Lava Ultimate seramik(A1) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

No:	0.5 mm Kalınlık							1.0 mm Kalınlık						
	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	65,19	-1,43	1,64	60,91	-1,86	7,89	7,59	69,25	-1,05	4,53	66,14	-1,27	13,68	9,67
2	65,93	-1,38	1,27	62,22	-1,89	9,56	9,09	69,52	-1,15	4,56	65,34	-1,40	13,07	9,48
3	65,10	-1,30	0,96	61,84	-1,74	10,17	9,78	69,03	-1,08	4,02	65,42	-1,31	13,02	9,70
4	65,00	-1,49	1,13	62,64	-1,75	11,67	10,81	68,73	-1,11	3,95	66,04	-1,47	11,68	8,20
5	63,07	-1,31	-0,26	56,80	-1,71	7,78	10,20	69,01	-1,15	4,29	66,17	-1,46	11,56	7,82
6	66,38	-1,37	1,39	62,65	-1,80	10,91	10,24	69,28	-1,14	4,22	65,59	-1,46	12,73	9,28
7	62,39	-1,36	-0,33	58,90	-1,84	8,27	9,30	69,58	-1,05	4,49	66,79	-1,10	14,40	10,29
8	63,61	-1,36	0,35	59,41	-1,92	7,06	7,94	69,50	-1,06	4,74	66,26	-1,12	13,85	9,67
9	64,38	-1,48	0,67	57,95	-1,78	7,35	9,27	68,99	-1,12	3,96	65,34	-1,47	12,77	9,55
10	63,85	-1,34	0,27	61,02	-1,77	10,22	10,35	68,32	-1,25	4,04	65,94	-1,70	10,64	7,03

Tablo 4.27. Lava Ultimate seramik (A2) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

No:	0.5 mm Kalınlık							1.0 mm Kalınlık						
	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	63,87	-1,48	2,30	63,43	-1,85	7,12	4,86	68,25	-1,06	7,45	66,43	-1,52	12,01	4,93
2	65,67	-1,39	3,46	63,00	-1,87	7,83	5,14	67,80	-1,35	6,73	65,81	-1,50	11,69	5,35
3	65,30	-1,53	3,24	62,65	-1,74	8,91	6,27	67,20	-1,50	5,76	66,42	-1,59	11,33	5,62
4	65,68	-1,47	3,75	62,91	-1,90	9,28	6,20	68,03	-1,30	6,36	66,49	-1,60	9,49	3,51
5	60,45	-1,38	-0,39	58,62	-1,79	7,38	7,99	67,42	-1,28	6,36	66,93	-1,60	10,21	3,90
6	66,04	-1,42	3,84	63,93	-1,96	9,12	5,71	67,85	-1,32	6,87	66,89	-1,60	11,11	4,35
7	62,20	-1,44	1,35	58,67	-1,31	7,93	7,47	68,79	-0,95	8,00	66,39	-1,48	11,53	4,30
8	62,48	-1,46	1,29	62,08	-1,87	6,26	5,00	68,77	-1,00	7,71	66,99	-1,55	11,92	4,60
9	60,22	-1,31	0,31	63,33	-1,83	7,12	7,50	68,07	-1,21	6,45	66,30	-1,53	11,36	5,23
10	65,04	-1,44	2,79	61,71	-0,91	7,32	5,64	68,28	-1,35	3,62	66,21	-1,71	10,57	7,26

Tablo 4.28. Lava Ultimate seramik (A3) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

No:	0.5 mm Kalınlık							1.0 mm Kalınlık						
	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	63,31	-1,27	5,57	61,20	-1,37	11,65	6,43	65,56	-0,99	7,90	64,07	-1,05	13,92	6,20
2	63,87	-1,21	5,72	61,67	-1,45	11,69	6,38	67,05	-0,29	10,56	64,83	-0,44	15,36	5,29
3	62,08	-1,32	3,38	59,11	-1,64	9,62	6,92	65,72	-0,77	8,76	63,62	-0,99	13,19	4,91
4	62,79	-1,37	4,09	59,48	-1,47	10,59	7,29	66,68	-0,70	9,04	64,95	-0,91	12,51	3,88
5	61,02	-1,40	5,27	61,02	-1,47	11,17	6,51	65,99	-0,76	8,78	63,85	-0,91	14,28	5,90
6	63,18	-1,39	4,55	60,75	-1,55	10,52	6,44	66,33	-0,53	9,52	64,30	-0,64	15,14	5,97
7	64,04	-1,21	5,99	62,29	-1,48	10,76	5,09	66,01	-0,66	9,08	63,81	-0,64	15,46	6,76
8	64,67	-1,15	6,63	62,30	-1,28	12,47	6,31	66,08	-0,81	8,78	63,66	-0,97	14,77	6,46
9	63,72	-1,26	5,93	61,29	-1,27	12,56	7,06	65,41	-0,92	7,94	64,49	-0,72	14,91	7,04
10	63,09	-1,19	5,90	60,92	-1,29	12,04	6,51	67,80	-1,35	6,73	65,81	-1,50	11,69	5,35

Tablo 4.29. Vita Suprinity seramik (A1) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

0.5 mm Kalınlık								1.0 mm Kalınlık						
No:	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	71,21	-1,98	6,88	70,23	-1,89	7,52	1,17	78,82	-1,16	14,93	78,42	-1,21	15,11	0,44
2	71,12	-1,84	6,95	69,90	-1,98	6,32	1,93	78,79	-1,99	13,42	78,68	-2,04	13,98	0,57
3	69,11	-2,67	4,38	67,71	-2,52	3,90	1,49	80,83	-1,12	15,62	80,26	-1,07	16,16	0,79
4	68,90	-2,34	4,90	67,75	-2,32	5,45	1,28	80,52	-1,76	14,38	80,14	-1,83	14,57	0,43
5	71,72	-1,85	7,98	70,69	-1,81	6,86	1,53	79,07	-1,45	14,32	78,44	-1,46	14,66	0,71
6	69,94	-2,20	6,06	69,11	-2,23	5,77	0,88	75,87	-2,04	10,17	75,43	-2,22	10,52	0,59
7	73,77	-1,48	9,52	73,75	-1,44	10,28	0,76	77,48	-1,57	13,34	77,06	-1,64	13,69	0,55
8	72,21	-1,75	8,00	71,22	-1,82	7,71	1,03	80,35	-1,28	15,38	79,86	-1,36	15,57	0,52
9	69,89	-2,26	6,40	68,31	-2,34	5,60	1,76	80,98	-1,29	15,60	80,05	-1,38	15,53	0,94
10	71,36	-2,05	7,04	70,16	-2,07	6,32	1,41	79,04	-1,42	14,52	78,62	-1,36	15,16	0,76

Tablo 4.30. Vita Suprinity seramik (A2) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

0.5 mm Kalınlık								1.0 mm Kalınlık						
No:	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	70,36	-1,96	8,73	69,94	-1,92	8,90	0,46	79,01	-0,01	10,72	78,59	-0,11	13,95	3,26
2	72,03	-1,44	11,38	72,15	-1,22	12,09	0,75	79,60	0,23	14,83	79,25	0,35	14,84	0,38
3	71,56	-1,51	10,56	71,14	-1,43	10,97	0,60	81,22	-0,65	16,63	80,70	-0,62	16,37	0,58
4	71,44	-1,55	10,64	71,42	-1,51	10,88	0,24	79,74	0,20	13,02	79,75	0,19	12,49	0,53
5	70,13	-1,63	10,20	70,08	-1,53	10,49	0,31	80,70	0,24	15,32	79,97	0,28	15,83	0,89
6	70,97	-1,79	9,32	70,01	-1,68	9,76	1,06	80,96	0,69	16,12	80,16	0,77	16,43	0,86
7	69,19	-1,99	8,44	68,75	-1,89	8,93	0,67	81,24	0,71	17,50	80,58	0,68	17,39	0,66
8	72,38	-1,26	11,52	72,38	-1,13	12,14	0,63	80,75	-0,46	16,30	80,01	-0,50	16,27	0,74
9	70,08	-1,62	9,88	70,22	-1,58	10,54	0,68	80,63	0,27	16,62	80,14	0,22	16,72	0,70
10	72,60	-1,10	12,03	72,77	-0,99	12,59	0,60	79,74	0,69	17,54	79,38	0,74	17,58	0,36

Tablo 4.31. Vita Suprinity seramik (A3) örneklerin birinci ve ikinci renk ölçüm değerleri ve renk değişimleri.

No:	0.5 mm Kalınlık							1.0 mm Kalınlık						
	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE	L ₁	a ₁	b ₁	L ₂	a ₂	b ₂	ΔE
1	78,32	-1,67	15,27	77,65	-1,70	15,16	0,68	79,47	0,19	17,79	79,77	-0,97	16,19	2,00
2	77,38	-2,05	14,10	76,51	-2,02	13,83	0,91	81,19	-1,00	16,74	78,83	0,26	17,70	2,84
3	78,11	-2,15	14,63	77,87	-2,21	14,39	0,34	78,63	-0,34	17,04	77,88	-0,37	16,99	0,75
4	76,77	-1,77	14,40	76,18	-1,90	14,22	0,64	78,50	0,52	17,49	78,28	0,38	17,48	0,26
5	78,40	-1,35	15,08	76,83	-1,39	15,08	1,06	79,04	-0,59	17,22	78,46	-0,53	16,87	0,67
6	79,28	-2,16	14,90	78,36	-2,08	14,50	1,01	81,04	-0,35	17,48	80,11	-0,24	17,13	1,00
7	79,15	-1,69	15,52	78,57	-1,64	15,27	0,64	78,98	-0,18	17,25	78,31	-0,22	16,93	0,75
8	78,94	-2,05	15,01	78,35	-2,06	14,63	0,71	79,57	-0,63	17,35	78,86	-0,53	17,37	0,72
9	78,26	-2,02	14,70	78,63	-1,96	14,19	1,52	80,20	-0,26	17,62	79,40	-0,21	17,47	0,82
10	77,53	-1,58	14,87	77,38	-1,49	15,07	0,26	79,10	-0,93	16,58	78,65	-0,91	16,49	0,46

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı tam seramik restoratif materyallerin farklı kalınlık ve renklerdeki renk değişim değerleri suni yaşlandırma işlemi uygulanarak incelenmiştir. Lava Ultimate rezin-nano seramiklerin en yüksek renk değişim değerlerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Feldspatik cam seramikler ile Vita Suprinity seramikler benzer renk değişim değerlerine sahip olmakla birlikte diğer gruplara göre daha düşük değerlere sahip olduğu belirlenmiştir. Elde edilen bu sonuçlara göre çalışmamızın başlangıcında kurduğumuz hipotez kısmen reddedilmiştir. Seramik örneklerine uygulanan hızlandırılmış suni yaşlandırma işlemi sonucunda tüm seramik örneklerde renk değişikliği görülmüştür. Farklı seramik tiplerinde ve farklı renklerde renk değişim değerleri istatistiksel olarak farklılık gösterirken, kalınlık değişimi yalnızca Lava Ultimate ve Vita Enamik seramik grubunda renk değişikliğine istatistiksel olarak anlamlı derecede etki etmiştir, diğer seramik gruplarında kalınlık değişiminin renk değişikliğine üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Günümüzde doğal dişlere benzer şekilde ışık yansımaları ve ışık geçirgenliği özellikleri nedeni ile tam seramik restoratif materyallerinin diş hekimliği pratiğinde kullanımı artış göstermektedir. 3 üniteli köprüler, tek diş restorasyonlar, inley, onley yapımında kullanılan seramik materyallerin uzun dönem var olan estetik görünümünü korumaları için renk stabiliteyi oldukça önem taşımaktadır(109). Bu nedenle çalışmamızda farklı kimyasal içeriğe sahip seramik materyaller tercih edilmiştir.

Tam seramik materyallerin estetik özelliklerinin materyalin özelliklerinden, üretim aşamasından ve çevresel etkenlere bağlı olarak değişiklik gösterdiği bildirilmiştir(110). Stevenson ve diğ.(111) tam seramiklerin renklerinin ayrıca seramik kalınlığından, materyalin opasitesinden, restorasyonun altında kalan diş dokusunun renginden etkilendiğini bildirmişlerdir. Bazı çalışmalara göre ise tam seramik restorasyonların estetik başarısı ve optik özellikleri; yüzey özelliklerine, restorasyonun rengine, kor veya veneer kalınlığına, fırınlama sayısına, yapıştırma ajanına bağlıdır(112,113).

Tam seramik kor materyallerin, feldspatik porselenlerle kaplanması restorasyonun hem estetik hem de dayanıklılığın artırılmasında önemli bir avantaj sağlar(110). Ancak veneer porselende meydana gelen kohesiv kırıklar, veneer porselen ile kor seramik materyal arasındaki renk uyumunun sağlanmasında yaşanan problemler, doğal diş dokusunda fazla preparasyon ihtiyacı feldspatik porselenle kaplanan seramik restorasyonların olumsuz özelliklerinden sayılabilir(114). Feldspatik porselenle kaplanan seramiklerin bu olumsuz özelliklerini elimine etmek amacıyla monolitik CAD\CAM seramik materyaller geliştirilmiştir. CAD\CAM teknolojisinin gelişimi ile birlikte monolitik seramiklerin üretim aşaması hem daha ucuzlamış hem de kolaylaşmıştır. Çalışmalarda monolitik zirkonya kronların posterior bölgede çiğneme kuvvetlerine karşı metal destekli porselen restorasyonlarla karşılaştırıldığında benzer kırılma dayanıklılığına sahip olduğu bildirilmiştir(115,116). Zirkonyanın renk stabilitesi açısından oldukça kararlı olmasına karşın opak yapısı nedeni ile estetik açıdan çok tatmin edici düzeyde olmadığı bilinmektedir(117). Bu nedenle çalışmamızda *translucent* özelliği daha ön planda olan seramik materyaller ile son dönemde gelişim aşamasında olan farklı içerikli seramik materyaller kullanılmıştır.

Literatürdeki renk çalışmalarının bir kısmında simantasyon öncesi ve sonrası renk değişim değerleri incelenmiştir. Seramik yapının simantasyonunda kullanılan simanların farklı seramiklerin son rengine önemli derece etki ettiğine dair pek çok çalışma vardır(118-120). Çalışmamızda suni yaşlandırma sonucu oluşan renk değişikliği üzerinde oluşabilecek olumsuz etkilerinden kaçınılmak istendiğinden bu parametre kullanılmamıştır.

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(4,121,122). Paul ve diğ.(123) spektrofotometrik aletlerle yapılan renk değerlendirme işlemlerinin insan gözü ile yapılan değerlendirmelere göre daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmiştir. Bu nedenle çalışmamızda renk değerlendirme işlemleri spektrofotometre ve CIE Lab renk sistemi kullanılarak objektif olarak yapılmıştır.

Dental restoratif materyaller oral koşullar içerisinde pek çok etkiye maruz kalırlar. Bunlar içerisinde sıcaklık değişiklikleri, nem, mekanik etkenler sayılabilir. Dental rezin ve seramiklerin test edilmesinde sıklıkla kullanılan suni yaşlandırma işlemi ışık ve nem gibi etkenlerin kullanılmasına imkân tanır. Çalışmamızda kullanılan suni yaşlandırma cihazı üreticileri 300 saatlik uygulamanın yaklaşık olarak 1 yıllık klinik etkiye denk geldiğini belirtmektedirler(107). Çalışmamızda tam seramik materyallere 300 saat suni yaşlandırma işlemi uygulanmış, yaşlandırma öncesi ve sonrasında renk değerleri ölçülerek ΔE değerleri elde edilmiştir.

Lava Ultimate rezin nano-seramik yapısında % 80 oranında feldspatik seramik, %20 oranında ise rezin (Bis-GMA, UDMA, BisEMA, TEGDMA) yapı içerir. Vita Enamik hibrit seramikler ise yapısında %86 oranında feldspatik seramik %14 oranında polimer (UDMA, TEGDMA) matris içerir. Alharbi ve diğ.(124) Vita Enamik ve Lava Ultimate rezin seramik materyallerini farklı renklendirici solüsyonlarda 120 gün süre ile 37 °C'de bekletmişler ve renk değişim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Bunun yanında yalnızca kahve solüsyonunda bekletilen örneklerde Vita Enamik hibrit seramiğin renk değişim değerlerinin Lava Ultimate'e göre daha iyi olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda Vita Enamik hibrit seramiğin renk değişim değerleri istatistiksel olarak Lava Ultimate resin-nano seramiğe göre anlamlı derecede farklı çıkmıştır. Bu durumun nedeni olarak bizim çalışmamızda seramik örnekleri suni yaşlandırma işlemini uygulanırken, Alharbi ve diğ.(124) farklı renklendirici solüsyonlar içerisinde seramik örnekleri bekletmeleri gösterilebilir. Diğer bir neden olarak; Vita Enamik hibrit seramik materyallerin Lava Ultimate'e göre daha düşük oranda rezin içeriğe sahip olması gösterilebilir.

Karaokutan ve diğ.(8) 3 farklı tam seramik materyalin renk stabilitesini 300 saat suni yaşlandırma işlemi uygulayarak karşılaştırdığı çalışmalarında Lava Ultimate rezin nano seramiklerin renk değişim değerlerinin($\Delta E=9.29$), IPS e-max CAD seramik ($\Delta E=2.46$) ve Feldspatik cam seramik($\Delta E=2.1$) materyallerindeki renk değişim değerlerine göre anlamlı derecede farklı çıktığını bildirmişlerdir. Lava Ultimate rezin nano seramik materyaller ağırlıkça %80 oranında zirkonya ve silika nano partiküller içerir ve çapraz bağlar içeren polimer matris ile güçlendirilmiştir(125). Resin içerikli

kompozit materyallerin renk değişikliğinin temel nedeni olarak rezin matriksin hidrofilitik\hidrofobik özelliğinden kaynaklanan su emilim seviyesi olduğu bildirilmiştir(126). Resin nano-seramik yapısında Bis-GMA bulundurur. Bis-GMA yapısındaki hidroksil grupları viskoziteyi artırır ve renk değişimine karşı stabil değildir. Viskoziteyi azaltmak, çapraz bağları artırarak mekanik özellikleri geliştirmek için yapıya TEGDMA ve UDMA eklenmiştir. Ancak renk stabilitesi halen soru işareti oluşturmaktadır. Bununla birlikte çoğu polimer, yapısında UV ışınlarını emen moleküler zincirlerdeki fonksiyonel gruplar içerir. Suni yaşlandırma işleminde kompozit yapı su emerek doldurucu ile resin yapının bozulmasına ve kimyasal bağların kopmasına neden olduğu bildirilmiştir(127).

Stawarczyk ve diğ.(128) farklı seramiklerin optik ve mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, farklı renklendirici ajanlarda bekletilen Lava Ultimate, Vita Enamik ve IPS e-max CAD seramiklerin 14 hafta sonundaki renklenme değerlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada Lava Ultimate ve Vita Enamik seramik örneklerin 14 hafta sonrasında farklı renklendirici solüsyonlarda bekletilmesi sonrası renk değişim değerlerinin 3.3 den büyük çıktığı bildirilmiştir. Lava Ultimate seramik örneklerin renk değişim değerleri farklı solüsyonlara göre 15.1 ± 1.2 (kırmızı şarap) ile 3.3 ± 0.4 (çay) aralığında, Vita Enamik seramik örneklerin ise 13.6 ± 1.1 (kırmızı şarap) ile 4.3 ± 0.9 (çay) aralığında ölçülmüştür. Bunun yanında IPS e-max CAD seramik örneklerin renk değişim değerleri (ΔE) ise 3.1 ± 0.4 (kırmızı şarap) ile 0.6 ± 0.2 (çay) arasında değişen değerlerde çıktığı bildirilmiştir. Bu sonuçlara göre IPS e-max CAD cam seramiklerin renk değişim değerlerinin Vita Enamik ve Lava Ultimate seramik materyallerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha iyi olduğu bildirilmiştir. Bu sonuçlar ile çalışmamızda bulunduğumuz renk değişim değerleri göz önüne alındığında benzer sonuçlara ulaştığımızı söyleyebiliriz. Ancak bu çalışmada Vita Enamik ve Lava Ultimate seramik materyallerin renk değişim değerleri karşılaştırılmış ve renk değişim değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir. Yaptığımız çalışmada ise Vita Enamik seramik grubunun renk değişim değerleri Lava Ultimate seramik grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha iyi çıkmıştır.

Bu çalışmada elde edilen renk değişim değerleri ile bizim çalışmamızdaki aynı materyallere ait renk değişim değerleri karşılaştırıldığında özellikle bazı renklendiricilerde bekletilen seramiklerdeki renk değişim değerleri oldukça yüksektir. İki çalışmadaki deney yöntemi karşılaştırıldığında suni yaşlandırma işlemi ile mi yoksa renklendirici solüsyonlar kullanılarak yapılan işlemlerin mi klinik açıdan daha belirleyici sonuçlar verdiği kesin değildir. Bu problemin ancak klinik çalışmalarla iki deney şeklinin karşılaştırılması ile çözüm bulacağı düşünülmektedir.

Çalışmamızda kullandığımız Vita Suprinity seramik örnekler renk stabilitesi açısından diğer seramik örneklerle karşılaştırıldığında olumlu sonuçlar vermiştir ($\Delta E=0.906$). Vita Suprinity seramik materyalinde zirkonya partikülleri cam yapı içerisine daha küçük molekül yapısında ve homojen bir şekilde dağıtılarak, hem materyalin dayanıklılığının arttığı hem de daha homojen yüzey yapısına sahip olduğu üretici firma tarafından bildirilmiştir. Ayrıca lityum silikatın translusent ve estetik özellikleri ile zirkonyanın dayanıklılık özelliklerinin bu seramik materyalde bir araya getirilmesi amaçlanmıştır(129). Ramos ve diğ.(7) 4 farklı seramik materyalin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Vita Suprinity cam seramik materyalin; Feldspatik seramik, IPS e-max CAD ve Vita Enamik seramik materyallere göre benzer kırılma dayanıklılığına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda bu materyaller renk stabilitesi açısından karşılaştırılmış, yalnızca Vita Suprinity ve Feldspatik seramik grupları arasında renk değişim değerleri benzer değerler göstermiştir. Vita Suprinity ve Feldspatik seramiklerin gösterdiği renk değişim değerleri diğer seramik materyallerden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük çıkmıştır.

Lava Ultimate dışındaki diğer seramik grupların deney koşullarındaki renk değişim değerleri 3.5 den küçüktür. İstatistik analizlerine göre Feldspatik seramik ile Vita Suprinity seramik örnekler ΔE değerleri arasında anlamlı bir farklılık yoktur. En az renk değişim değerine sahip seramik materyaller Feldspatik seramik ve Vita Suprinity grubuna aittir. Daha sonra sırayla IPS e-max CAD ve Vita Enamik seramik gruplar gelmektedir ve bu iki grup arasında IPS e-max CAD lehine istatistiksel olarak anlamlı derecede fark saptanmıştır.

O'Brien ve diğ.(130) yaptıkları klinik çalışmada renk değişim değerinin 3,5'in üzerinde olduğu durumların klinik olarak kabul edilemez seviyede olduğunu bildirmişlerdir. Birçok çalışmada da yine renk değişim değerinin 3,5'den daha yüksek olduğu durumların klinik olarak kabul edilemez olduğu bildirilmiştir(108,131). Çalışmamızda Lava Ultimate seramik örneklerin renk değişim değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerinde ($\Delta E > 3,5$) bulunmuştur. Vita Enamik seramik grubundaki renk değişim değerleri ise bu sınırdadır ($\Delta E = 3,496$).

Renk gruplarındaki renk değişim değerleri; Feldspatik seramik, IPS e-max CAD ve Vita Suprinity seramik gruplarındaki örneklerin renk değişim değerleri ile karşılaştırıldığında oldukça yüksektir. Böyle bir sonucun çıkmasının temel nedeni olarak Lava Ultimate ve Vita Enamik seramik gruplarındaki örneklerin renk değişim değerlerinin diğer gruplara göre daha yüksek çıkması gösterilebilir.

Heffernan ve diğ.(44) kor ve veneer kalınlığındaki değişikliklerin tam seramiklerin optik özelliklerinde önemli değişikliklere neden olabileceğini bildirmişlerdir. Dikicier ve diğ.(132) cam infiltre alüminyum oksit, lityum disilikat ve itriyum ile stabilize zirkonya seramik materyallerin farklı kalınlıklardaki renk değişim değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kalınlık değişikliğinin aynı seramik grubu içerisindeki örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Aynı çalışmada kalınlığın, farklı seramik grupları arasında renk değişimini istatistiksel olarak anlamlı olarak etkilediği bildirilmiştir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar Dikicier ve diğ. elde ettiği sonuçlarla benzerlik göstermektedir. Yalnızca Vita Enamik ve Lava Ultimate seramik gruplarında kalınlık değişimi aynı grup seramik içerisinde renk değişimi üzerine farklılık oluşturmuştur.

Lava Ultimate resin-nano seramik grubu en yüksek renk değişim değerlerine sahip iken, Feldspatik cam seramik ve Vita Suprinity en düşük renk değişimi gösteren seramik grubu olmuştur. Feldspatik seramik ile Vita Suprinity arasında ise renk değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Vita Enamik ve Lava Ultimate ile IPS e-max CAD seramik grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark ortaya çıkmıştır. Seramik kalınlığı ile renk değişimi arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.

Birçok laboratuvar çalışması seramik materyallerde meydana gelen renk değişikliğinin metal oksit içeriğinden kaynaklandığını bildirmiştir(122,132,133). Metal oksitler seramik yapı içerisine istenilen rengin verilebilmesi için eklenirler. Morötesi ışınlar maruz kaldığında metal oksitler yıkılırlar ve peroksitler meydana gelir. Bunun sonucunda seramik yapı renk değişikliğine uğrar. Çalışmamızda suni yaşlandırma süreci boyunca morötesi ışınlar maruz kalan seramik materyallerde meydana gelen renk değişikliği bu teoriye bağlı olabilir.

Çalışmamızda kullandığımız suni yaşlandırma işleminin birebir klinik koşulları sağladığını söyleyemeyiz. Çünkü yaşlandırma işlemi boyunca yalnızca nem, UV ışını ve sıcaklık değişkenlerine bağlı olarak materyaller işleme maruz kalmaktadırlar. Ayrıca yaşlandırma cihazı ile dental materyallere uygulanan nem, sıcaklık, UV ışını gibi etkenler oral koşullara göre aşırı derecede fazla olabilir. Bununla birlikte dental materyallerin klinik çalışmalarla uzun dönemde renk değişimi gibi önemli bir kritere karşı verdiği tepkiyi değerlendirmek oldukça güçtür. Laboratuvar ortamında yapılan suni yaşlandırma işlemi, dental materyallerin özellikleri hakkındaki araştırmaları standardize etmemiz için araştırmacılar için önemli bir yöntem sayılabilir(107,134). Materyallerin nem, sıcaklık ve UV ışını döngüsünde bozulma miktarlarının daha kısa zamanda tespit edilebilmesi araştırmacıya materyal hakkında bilgi edinirken zaman kazandırır.

Bu laboratuvar çalışmasında; 5 seramik materyalin farklı renk ve kalınlıktaki örnekleri, suni yaşlandırma işlemi uygulanarak renk stabilitesi açısından karşılaştırılmıştır. Suni yaşlandırma işlemi tam seramik materyallerin klinik performansını değerlendirmede yeterli olmayabilir. Renk farklılıklarının ve materyal kalınlıklarının tam seramiklerin klinik performansında ne derece etkili olduğu yapılacak klinik çalışmalarla değerlendirilmelidir.

6. SONUÇLAR

Çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Hızlandırılmış suni yaşlandırma işlemi Feldspatik cam seramik, IPS e-max CAD seramik, Lava Ultimate, Vita Enamik ve Vita Suprinity seramik örneklerin renk stabilitesini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilemiştir. ($p < 0.05$)
2. Yaşlandırma işlemi sonucu seramik gruplarında gözlemlenen renk değişim değerleri şu şekilde sıralanmaktadır: Feldspatik Seramik < Vita Suprinity < IPS e-max CAD < Vita Enamik < Lava Ultimate.
3. Seramik grupları arasında yalnızca Lava Ultimate rezin nano-seramik örneklerin renk değişim değerleri klinik olarak kabul edilebilir seviyenin ($\Delta E < 3.5$) üstünde çıkmıştır. ($\Delta E = 6.985$)
4. Vita Enamik ve Lava Ultimate seramik örneklerin renk değişim değerleri karşılaştırıldığında Vita Enamik seramik grubundaki değerler Lava Ultimate seramik grubuna oranla daha düşük çıkmıştır. Rezin içerikli iki seramik grubu arasında renk değişimi yönüyle Vita Enamik lehine istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. ($p < 0.05$)
5. Lava Ultimate ve Vita Enamik seramik grupları dışındaki örneklerde seramik kalınlığı ile (0.5-1 mm) renk değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p > 0.05$)
6. Vita Suprinity ile Feldspatik cam seramikler arasında suni yaşlandırma işlemi sonucunda renk değişimi açısından anlamlı bir fark saptanmamıştır. ($p > 0.05$) İncelenen seramik materyaller arasında en az renk değişimi bu iki seramik grubu arasında görülmüştür.
7. Seramik tipinden bağımsız olarak karşılaştırıldığında, renk grupları arasında en yüksek değerler A1 grubunda, en düşük değerler ise A2 grubunda görülmüştür.
8. Seramik tipinin ve renginin değişimi, seramik materyallerin renk stabilitesinde etkilidir.

KAYNAKLAR

- 1 Kelly, J.R., Benetti, P. (2011) Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, 56 Suppl 1, 84-96.
- 2 Zhang, Y., Griggs, J.A., Benham, A.W. (2004) Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *J Prosthet Dent*, 91 (2), 128-135.
- 3 Harianawala, H.H., Kheur, M.G., Apte, S.K., Kale, B.B., Sethi, T.S., Kheur, S.M. (2014) Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont*, 6 (6), 456-461.
- 4 Conrad, H.J., Seong, W.J., Pesun, I.J. (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98 (5), 389-404.
- 5 Al-Amleh, B., Lyons, K., Swain, M. (2010) Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 37 (8), 641-652.
- 6 Holand, W., Schweiger, M., Frank, M., Rheinberger, V. (2000) A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53 (4), 297-303.
- 7 Ramos Nde, C., Campos, T.M., Paz, I.S., Machado, J.P., Bottino, M.A., Cesar, P.F. ve diğ erleri. (2016) Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater*, 32 (7), 870-878.
- 8 Karaokutan, I., Yilmaz Savas, T., Aykent, F., Ozdere, E. (2016) Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays after Accelerated Artificial Aging. *J Prosthodont*, 25 (6), 472-477.
- 9 Coldea, A., Swain, M.V., Thiel, N. (2013) Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*, 29 (4), 419-426.
- 10 Coldea, A., Swain, M.V., Thiel, N. (2013) In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater*, 26, 34-42.
- 11 Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., Ilie, N. (2015) Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*, 113 (6), 534-540.
- 12 Brochure.(t.y.), V.S.C.C.R.V.S. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-14036.html>. 03.08.2016, Ağ
- 13 Guess, P.C., Schultheis, S., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Ferencz, J.L., Silva, N.R. (2011) All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*, 55 (2), 333-352, ix.
- 14 Kenneth J. Anusavice, C.S., H. Ralph Rawls. (2013) Philips' Science of Dental Materials, Elsevier, 2013, 12th Edition 420-472.
- 15 Sakaguchi LR, P.J. (2012) Craig's Resorative Dental Materials. *Elsevier, Mosby*, 254-269.
- 16 Denissen, H.W., van der Zel, J.M., van Waas, M.A. (1999) Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*, 12 (5), 395-400.
- 17 Babu, P.J.A., Rama Krishna Alluri, Venkata Ramaraju Datla, Srinivasa Raju Konakanchi, Anusha. (2015) Dental Ceramics: Part I "C An Overview of Composition, Structure and Properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, 3 (1), 13-18.
- 18 JW, M. The science and art of dental ceramics, Volume I: The nature of Dental Ceramics and their clinical use. Quintessence Pub Co., Chicago, 1979.

- 19 R, v.N. Introduction to Dental Materials, Mosby, Spain, 1994: 201-214.
- 20 IL, D. (1996) Recent advances in ceramics for dentistry, *Crit Rev Oral Biol Med* 7(2):134-143, 1996.
- 21 Yoshinari, M., Derand, T. (1994) Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 7 (4), 329-338.
- 22 Sobrinho, L.C., Cattell, M.J., Glover, R.H., Knowles, J.C. (1998) Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*, 11 (3), 255-262.
- 23 Zhang, Y., Sailer, I., Lawn, B.R. (2013) Fatigue of dental ceramics. *J Dent*, 41 (12), 1135-1147.
- 24 Zortuk, M., Bolpaca, P., Kilic, K., Ozdemir, E., Aguloglu, S. (2010) Effects of Finger Pressure Applied By Dentists during Cementation of All-Ceramic Crowns. *Eur J Dent*, 4 (4), 383-388.
- 25 Schmage, P., Nergiz, I., Herrmann, W., Ozcan, M. (2003) Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123 (5), 540-546.
- 26 al Edris, A., al Jabr, A., Cooley, R.L., Barghi, N. (1990) SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. *J Prosthet Dent*, 64 (6), 734-739.
- 27 Santos, G.C., Jr., Santos, M.J., Rizkalla, A.S. (2009) Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *J Can Dent Assoc*, 75 (5), 379-384.
- 28 Kelly, J.R. (2004) Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48 (2), 513-530.
- 29 JR., K. (2004) Dental Ceramics: current thinking and trends. *Dent clin N Am*, 48(2): 513-530, Apr 2004.
- 30 Datla, S.R., Alla, R.K., Alluri, V.R., P, J.B., Konakanchi, A. (2015) Recent Advances in Dental Ceramics. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, 3 (2), 19-26.
- 31 Babu, P.J., Alla, R.K., Alluri, V.R., Datla, S.R., Konakanchi, A. (2015) Dental Ceramics: Part II – Recent Advances in Dental Ceramics. *American Journal of Materials Engineering and Technology* 3(2), 19-26.
- 32 Cheung, K.C., Darvell, B.W. (2002) Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dent Mater*, 18 (2), 163-173.
- 33 Vaidyanathan TK, V.J., Prasad A, . (1989) Properties of a new dental porcelain, *Scanning Microsc* 3:1023-1033, 1989.
- 34 O'Brien, W.J. (1985) Magnesia ceramic jacket crowns. *Dent Clin North Am*, 29 (4), 719-723.
- 35 O'Brien, W.J., Groh, C.L., Boenke, K.M., Mora, G.P., Tien, T.Y. (1993) The strengthening mechanism of a magnesia core ceramic. *Dent Mater*, 9 (4), 242-245.
- 36 Piconi, C., Maccauro, G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20 (1), 1-25.
- 37 Luthardt, R.G., Sandkuhl, O., Reitz, B. (1999) Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 7 (4), 113-119.
- 38 Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (1999) The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 15 (6), 426-433.
- 39 Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2008) Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *J Prosthodont*, 17 (1), 9-13.

- 40 Shenoy, A., Shenoy, N. (2010) Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*, 13 (4), 195-203.
- 41 Griggs, J.A. (2007) Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*, 51 (3), 713-727, viii.
- 42 Sulaiman, F., Chai, J., Jameson, L.M., Wozniak, W.T. (1997) A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont*, 10 (5), 478-484.
- 43 Yeo, I.S., Yang, J.H., Lee, J.B. (2003) In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 90 (5), 459-464.
- 44 Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., Vargas, M.A. (2002) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, 88 (1), 4-9.
- 45 Lawson, N.C., Burgess, J.O. (2014) Dental ceramics: a current review. *Compend Contin Educ Dent*, 35 (3), 161-166; quiz 168.
- 46 Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., Swain, M.V. (2004) Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, 20 (5), 441-448.
- 47 Denry, I.L., Mackert, J.R., Jr., Holloway, J.A., Rosenstiel, S.F. (1996) Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain. *J Dent Res*, 75 (12), 1928-1935.
- 48 Mackert, J.R., Jr., Williams, A.L. (1996) Microcracks in dental porcelain and their behavior during multiple firing. *J Dent Res*, 75 (7), 1484-1490.
- 49 Dong, J.K., Luthy, H., Wohlwend, A., Scharer, P. (1992) Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*, 5 (1), 9-16.
- 50 Alkadi, L., Ruse, N.D. (2016) Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *J Prosthet Dent*.
- 51 Alkadi, L., Ruse, N.D. (2016) Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *J Prosthet Dent*, 116 (4), 591-596.
- 52 Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 28 (1), 44-56.
- 53 DG, G. (1991) Structure and physical properties of Dicor/MGC glass-ceramic. In: Proceedings of the international symposium on computer restorations. Mormann WHr editor. 103-111.
- 54 Anusavice, K.J. (1993) Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc*, 124 (2), 72-74, 76-78, 80-74.
- 55 Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. (1996) Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75 (1), 18-32.
- 56 Fasbinder, D.J., Dennison, J.B., Heys, D.R., Lampe, K. (2005) The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc*, 136 (12), 1714-1723.
- 57 Andersson, M., Oden, A. (1993) A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*, 51 (1), 59-64.
- 58 Kavo Everest CAD/CAM System Technical Information. (2015). Erişim: 17.08.2016, Ağ Sitesi:
file:///C:/Users/Downloads/Everest_CAD_CAM_System_en_1_004_7802.pdf
- 59 Hint-Els technical product profile. (2016). Erişim: 08.08.2016, Ağ Sitesi:
<http://www.dentalproductshopper.com/hint-els-system>
- 60 Zirkonzahn technical product profile. (2014). Erişim: 03.08.2016, Ağ Sitesi:
<http://www.zirkonzahn.com/us/download-section/brochures>

- 61 Nakamura, K., Harada, A., Inagaki, R., Kanno, T., Niwano, Y., Milleding, P. ve diğeri. (2015) Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand*, 73 (8), 602-608.
- 62 Andreiotelli, M., Kamposiora, P., Papavasiliou, G. (2013) Digital data management for CAD/CAM technology. An update of current systems. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 21 (1), 9-15.
- 63 Habelitz, S., Marshall, S.J., Marshall, G.W., Jr., Balooch, M. (2001) Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch Oral Biol*, 46 (2), 173-183.
- 64 Etman, M.K., Woolford, M., Dunne, S. (2008) Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. *Int J Prosthodont*, 21 (3), 245-252.
- 65 Koller, M., Arnetzl, G.V., Holly, L., Arnetzl, G. (2012) Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *Int J Comput Dent*, 15 (2), 159-164.
- 66 Elsaka, S.E., Elnaghy, A.M. (2016) Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*, 32 (7), 908-914.
- 67 Rosenstiel, S.F., Land, M.F. ve Fujimoto, J. (2004). Contemporary Fixed Prosthodontics. (4th ed.). St. Louis: Mosby.
- 68 Chamberlain GJ, C.D. (1980) Colour: its measurement, computation and application. . *London: Heyden & Son*.
- 69 Chu J, D.A., Mieszko A. (2004) The physics of color en Fundamentals of color: Shade Matching and communication in esthetic dentistry *Ed Quintessence Chicago*, 3-17.
- 70 Charles J. Goodacre, D., MSD; Paul A. Sagel, BSChE. (2011). Crest® Oral-B® at dentalcare.com Continuing Education Course Dental Esthetics in Practice: Part 3 - Understanding Color & Shade Selection Ağ
- 71 Douglas, R.D., Steinhauer, T.J., Wee, A.G. (2007) Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Prosthet Dent*, 97 (4), 200-208.
- 72 Seghi, R.R., Hewlett, E.R., Kim, J. (1989) Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res*, 68 (12), 1760-1764.
- 73 L., M. Organizing color in dentistry. *Journal of the American Dental Association (Special Issue) 1987;26E—40E*.
- 74 Sundar, V., Amber, P.L. (1999) Opals in nature. *J Dent Technol*, 16 (8), 15-17.
- 75 Garber DA, A.P., Goldstein RE, Salama H. (2000) The quest for the all-ceramic restoration. *Quintessence Dent Technology 2000; 23:27—36*.
- 76 Winter, R. (1993) Visualizing the natural dentition. *J Esthet Dent*, 5 (3), 102-117.
- 77 E., M. (1999) The 3D-master shade-matching system and the skeleton buildup technique: Science meets art and intuition. *Quintessence Dent Technol 1999;22: 55—68*.
- 78 D., O. Light and Color (New York: John Wiley), 1982.
- 79 Jahangiri, L., Reinhardt, S.B., Mehra, R.V., Matheson, P.B. (2002) Relationship between tooth shade value and skin color: an observational study. *J Prosthet Dent*, 87 (2), 149-152.
- 80 Vaarkamp, J., ten Bosch, J.J., Verdonschot, E.H. (1995) Propagation of light through human dental enamel and dentine. *Caries Res*, 29 (1), 8-13.
- 81 Ten Bosch, J.J., Coops, J.C. (1995) Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *J Dent Res*, 74 (1), 374-380.

- 82 Zijp, J.R., ten Bosch, J.J., Groenhuis, R.A. (1995) HeNe-laser light scattering by human dental enamel. *J Dent Res*, 74 (12), 1891-1898.
- 83 Sproull, R.C. (1973) Color matching in dentistry. I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent*, 29 (4), 416-424.
- 84 Goodkind, R.J., Schwabacher, W.B. (1987) Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *J Prosthet Dent*, 58 (5), 535-542.
- 85 Zhao, Y., Zhu, J. (1998) In vivo color measurement of 410 maxillary anterior teeth. *Chin J Dent Res*, 1 (3), 49-51.
- 86 Hasegawa, A., Ikeda, I., Kawaguchi, S. (2000) Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J Prosthet Dent*, 83 (4), 418-423.
- 87 Paul, S., Peter, A., Pietrobon, N., Hammerle, C.H. (2002) Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res*, 81 (8), 578-582.
- 88 Herbert T. Shillingburg, S.H., Lowell D. Whitsett, Richard Jcobi, Susan E. Brackett. (1997) *Fundamentals of fixed prosthodontics*, Quintessence Publishing Co, Inc 3rd edition, 1997.
- 89 Sorensen JA, T.T. (1987) Improved color matching of metal-ceramic restorations. Part I: A systematic method for shade determination. *J. Prosthet Dent*. 1987.
- 90 Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W., Childress, S. (1998) Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*, 80 (6), 642-648.
- 91 L., G. Bleaching techniques in restorative dentistry—an illustrated guide. London: Martin Dunitz Ltd; 2001.
- 92 Vita. Vitapan 3D-Master, the tooth shade system that makes perfect shade matching simple. Bad Sackingen, Germany: VITA Zahnfabrik; 1998.
- 93 Fondriest, J. (2003) Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 23 (5), 467-479.
- 94 Brewer, J.D., Wee, A., Seghi, R. (2004) Advances in color matching. *Dent Clin North Am*, 48 (2), v, 341-358.
- 95 Ristic I, P.R. Color measuring instruments. *Acta Stomatologica Naissi* 2009;25:925–32.
- 96 Konica Minolta. Precise Color Communication. Online education. 2015. Erişim: 13.08.2016, Ağ Sitesi: http://www.konicaminolta.com/instruments/download/catalog/color/pdf/cm3600a_catalog_eng.pdf
- 97 Khurana, R., Tredwin, C.J., Weisbloom, M., Moles, D.R. (2007) A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *Br Dent J*, 203 (12), 675-680.
- 98 Da Silva, J.D., Park, S.E., Weber, H.P., Ishikawa-Nagai, S. (2008) Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent*, 99 (5), 361-368.
- 99 http://www.vita-zahnfabrik.com/resources/vita/shop/en/en_3055212.pdf Erişim: 13.08.2016, Ağ
- 100 Raptis, N.V., Michalakis, K.X., Hirayama, H. (2006) Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 26 (1), 31-41.
- 101 Koutayas, S.O., Kakaboura, A., Hussein, A., Strub, J.R. (2003) Colorimetric evaluation of the influence of five different restorative materials on the color of veneered densely sintered alumina. *J Esthet Restor Dent*, 15 (6), 353-360; discussion 361.
- 102 Volpato, C.A., Monteiro, S., Jr., de Andrada, M.C., Fredel, M.C., Petter, C.O. (2009) Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dent Mater*, 25 (1), 87-93.
- 103 MW., B. *Fundamentals of Ceramics*. McGraw Hill Co. NY. 1997.

- 104 ATLAS Weathering Test Guidebook, Atlas Electronic Devices Co. . (2001). Erişim: 13.08.2016, Ağ Sitesi: <http://atlas-mts.com/technical-information/weathering-consulting-insights/archive/>
- 105 Schneider, L.F., Pfeifer, C.S., Consani, S., Prah, S.A., Ferracane, J.L. (2008) Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dent Mater*, 24 (9), 1169-1177.
- 106 Huang, M., Thompson, V.P., Rekow, E.D., Soboyejo, W.O. (2008) Modeling of water absorption induced cracks in resin-based composite supported ceramic layer structures. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 84 (1), 124-130.
- 107 Garcia Lda, F., Mundim, F.M., Pires-de-Souza Fde, C., Puppim Rontani, R.M., Consani, S. (2013) Effect of artificial accelerated aging on the optical properties and monomeric conversion of composites used after expiration date. *Gen Dent*, 61 (7), e1-5.
- 108 Yilmaz, B., Karaagaciloglu, L. (2011) In vitro evaluation of color replication of metal ceramic specimens using visual and instrumental color determinations. *J Prosthet Dent*, 105 (1), 21-27.
- 109 Haselton, D.R., Diaz-Arnold, A.M., Hillis, S.L. (2000) Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 83 (4), 396-401.
- 110 Lee, Y.K., Cha, H.S., Ahn, J.S. (2007) Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent*, 97 (5), 279-286.
- 111 Stevenson, B., Ibbetson, R. (2010) The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *J Dent*, 38 (5), 361-368.
- 112 Dede, D.O., Armaganci, A., Ceylan, G., Cankaya, S., Celik, E. (2013) Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta Odontol Scand*, 71 (6), 1570-1578.
- 113 Azer, S.S., Ayash, G.M., Johnston, W.M., Khalil, M.F., Rosenstiel, S.F. (2006) Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 96 (6), 397-401.
- 114 Kim, H.K., Kim, S.H. (2014) Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater*, 30 (9), e229-237.
- 115 Kale, E., Seker, E., Yilmaz, B., Ozcelik, T.B. (2016) Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent*, 16 (4), 151-164.
- 116 Zesewitz, T.F., Knauber, A.W., Northdurft, F.P. (2014) Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont*, 27 (3), 264-266.
- 117 Angela Maziero Volpato, C., Francisco Cesar, P., Antonio Bottino, M. (2016) Influence of Accelerated Aging on the Color Stability of Dental Zirconia. *J Esthet Restor Dent*, 28 (5), 304-312.
- 118 Kilinc, E., Antonson, S.A., Hardigan, P.C., Kesercioglu, A. (2011) Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent*, 39 Suppl 1, e30-36.
- 119 Turgut, S., Bagis, B. (2011) Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. *J Dent*, 39 Suppl 3, e57-64.
- 120 Almeida, J.R., Schmitt, G.U., Kaizer, M.R., Boscato, N., Moraes, R.R. (2015) Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *J Prosthet Dent*, 114 (2), 272-277.
- 121 Seghi, R.R., Johnston, W.M., O'Brien, W.J. (1986) Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent*, 56 (1), 35-40.

- 122 Pires-de-Souza Fde, C., Casemiro, L.A., Garcia Lda, F., Cruvinel, D.R. (2009) Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent*, 101 (1), 13-18.
- 123 Paul, S.J., Peter, A., Rodoni, L., Pietrobon, N. (2004) Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 24 (3), 222-231.
- 124 Alharbi, A., Ardu, S., Bortolotto, T., Krejci, I. (2016) Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology*, 21 (6), 114-121.
- 125 3M ESPE Lava Ultimate CAD/CAM Restorative Technical Product Profile (3M ESPE). (2011). Erişim: 08.08.2016, Ağ Sitesi: <http://multimedia.3m.com/mws/media/7772300/lava-ultimate-cad-cam-restorative-tppus.pdf>
- 126 Rocca, G.T., Bonnafous, F., Rizcalla, N., Krejci, I. (2010) A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *J Prosthet Dent*, 104 (4), 273-275.
- 127 Ferracane, J.L. (2006) Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*, 22 (3), 211-222.
- 128 Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., Guth, J.F. (2015) Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*, 55, 1-11.
- 129 Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., Rosentritt, M. (2015) Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater*, 31 (11), 1363-1369.
- 130 WJ., O.B. Dental materials and their selection. 3rd edition. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.; 2002.
- 131 Ozcelik, T.B., Yilmaz, B., Ozcan, I., Kircelli, C. (2008) Colorimetric analysis of opaque porcelain fired to different base metal alloys used in metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 99 (3), 193-202.
- 132 Dikicier, S., Ayyildiz, S., Ozen, J., Sipahi, C. (2014) Effect of varying core thicknesses and artificial aging on the color difference of different all-ceramic materials. *Acta Odontol Scand*, 72 (8), 623-629.
- 133 Ertan, A.A., Sahin, E. (2005) Colour stability of low fusing porcelains: an in vitro study. *J Oral Rehabil*, 32 (5), 358-361.
- 134 Ghavam, M., Amani-Tehran, M., Saffarpour, M. (2010) Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements. *Oper Dent*, 35 (6), 605-609.