

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

**TAM SERAMİK MATERYALLERİNDE
GLAZE VE CİLA İŞLEMLERİNİN
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE RENK STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

MASTER TEZİ

DİŞ HEKİMİ

PELİN KARAGÖZ

DANIŞMAN
Doç. Dr. PINAR KURSOĞLU

İSTANBUL-2011

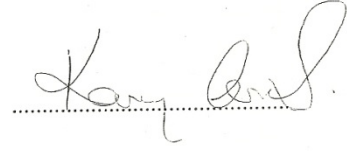
Yüksek Lisans (Master) öğrencisi Dt. Pelin Fatma Karagöz'ün çalışması jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Master tezi olarak uygun görülmüştür.

Başkan : Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi

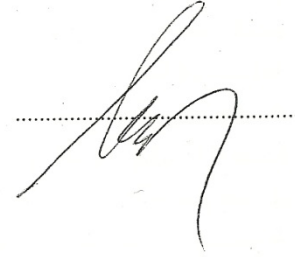
İMZA



Üye : Prof. Dr. Koray ORAL
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Pınar KURSOĞLU
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi

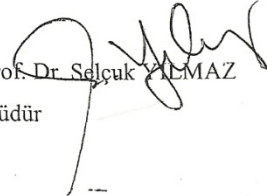


ONAY

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 01/04/2011
sayılı kararı ile onaylanmıştır.

tarih ve2..2

Prof. Dr. Selçuk YILMAZ
Müdür



ÖZET

Tam Seramik Materyallerinde Glaze ve Cila İşlemlerinin Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Stabilitesi Üzerine Etkilerinin İncelenmesi

Amaç: Çalışmamızın amacı; diş hekimliğinde sıkça kullanılan iki farklı tam seramik materyalinden IPS Empress Esthetic ve IPS e.max Ceram'ın glaze, reglaze ve üç değişik cila sistemlerinin uygulanmasının yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesine etkilerini incelemektir.

Gereç ve Yöntem: IPS Empress Esthetic materyali 2.00 mm kalınlığında, IPS e.max Press alt yapı 1.00 mm ve IPS e.max Press alt yapının üzerine, IPS e.max Ceram seramik tozu 1.00 mm olmak üzere toplamda 2.00 mm kalınlığında disk şeklinde seramik numuneler hazırlanmıştır. Disk numunelerin yüzeylerinin bitirilmesi, sırasıyla 220, 320, 500, 600, 800 grit silikon karbit aşındırma kağıtları ile yapıldı. Her iki seramik grubu da 10 numune içeren 6 gruba ayrılmıştır. Glaze işlemi tüm disklere uygulanmıştır. Bir grup Glaze (Kontrol) grubu olarak alınmış ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmamıştır. Glaze grubu dışındaki tüm örnekler, klinik şartları taklit etmek amacıyla ince grenli (30µm) kırmızı bantlı elmas frezle su soğutması altında aşındırılmış ve daha sonra Reglaze, Shofu, Ultradent, Bredent olmak üzere gruplandırılmıştır. Reglaze grubuna glaze işlemi uygulanmıştır. Shofu grubu sırayla; Dura-Green Stones, Ceramaster Coarse, Ceramaster, Ultra II cila pastası kullanılarak Super-Snap Buff diskleriyle cila işlemleri bitirilmiştir. Ultradent grubu; Ultradent Diamond Polishing Mint 1.00 µm ve 0,5 µm cila pastası ve Jiffy Goat Hair Brushes ile cila işlemleri bitirilmiştir. Bredent Grubu sırayla; Diagen Turbo-Grinder, Abraso-fix, Diamont Polierpaste cila pastası ve Felt Whells keçe kullanılarak cila işlemleri bitirilmiştir. Frez Grubu frezle aşındırıldıktan sonra hiçbir cila sistemi kullanılmamıştır.

Yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçümleri profilometre cihazıyla yapılmıştır. Renklenme için kullanılacak kahve solüsyonu ile işlem görmeden önce temel renk ölçümleri ve 37°C kahve solüsyonuna atıldıktan 1 yıllık zaman dilimine eşit olan 12 gün sonra ikinci

renk ölçümleri spektrofotometre cihazı ile yapılmıştır. Renk değişimi (ΔE) değerleri bulunmuştur.

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway ve Two-way Anova testleri ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Parametreler arasındaki ilişkilerin incelenmesinde Pearson korelasyon analizi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

Bulgular ve Sonuçlar: Kullandığımız tam seramik materyallerinden IPS Empress Esthetic grubunda yüzey pürüzlülüğü açısından incelendiğinde Frez grubu en yüksek yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri gözlenmiştir ($p:0.001$; $p < 0.01$). Bredent grubu yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri Frezli gruptan anlamlı oranda düşüktür ($p:0.001$; $p < 0.01$). Ultradent grubu yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri Bredent ve Frez grubundan anlamlı oranda düşüktür ($p:0.001$; $p < 0.01$). Shofu grubu yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri Ultradent, Bredent ve Frez gruplarından anlamlı oranda düşüktür ($p:0.001$; $p < 0.01$). Reglaze grubu yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri; Shofu, Ultradent, Bredent ve Frez gruplarından anlamlı oranda düşüktür ($p:0.001$; $p < 0.01$). Glaze grubu en düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermiştir ($p:0.001$; $p < 0.01$). Ultradent ve Bredent grubunun yüzey pürüzlülüğü gidermedeki etkinliği yetersiz bulunmuştur.

IPS e.max Ceram ile işlenmiş IPS e.max Press grubunda yüzey pürüzlülüğü açısından incelendiğinde Frez grubu en yüksek yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri gözlenmiştir ($p:0.001$; $p < 0.01$). Bredent grubu yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri Frezli gruptan anlamlı oranda düşüktür ($p:0.001$; $p < 0.01$). Ultradent grubu yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri Bredent ve Frez grubundan anlamlı oranda düşüktür ($p:0.001$; $p < 0.01$). Shofu grubu yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri Ultradent, Bredent ve Frez gruplarından anlamlı oranda düşüktür ($p:0.001$; $p < 0.01$). Glaze ve Reglaze grubu arasında yüzey

pürüzlülüğü (Ra) değerleri açısından anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Glaze ve Reglaze gruplarında en düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerini vermiştir.

Genel olarak bakıldığında IPS e.max Ceram ile işlenmiş IPS e.max Press grubunun yüzey pürüzlülüğünü gösteren Ra değerleri, IPS Empress Esthetic grubuna göre daha fazla olmasına rağmen, bu iki grup arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

Renk değişimi ΔE açısından IPS Empress Esthetic grubu renk değişimi (ΔE) ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Glaze grubunun renk değişimi (ΔE) değerleri, Shofu, Ultradent, Bredent ve Frez gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). Reglaze grubunun renk değişimi (ΔE) değerleri, Shofu, Bredent ve Frez gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). Shofu grubunun renk değişimi (ΔE) değerleri, Frez grubundan istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p<0.05$). Diğer grupların renk değişimi (ΔE) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Tüm grupların renk değişimi (ΔE) değerleri 2'den düşük çıkmıştır.

IPS e.max Ceram ile işlenmiş IPS e.max Press grubu renk değişimi (ΔE) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Glaze grubunun renk değişimi (ΔE) değerleri Shofu, Ultradent ve Bredent gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p:0.001$; $p<0.01$). Reglaze grubunun renk değişimi (ΔE) değerleri Shofu, Ultradent ve Bredent gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p:0.001$; $p<0.01$). Frez grubunun renk değişimi (ΔE) değerleri, diğer tüm grupların ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p:0.001$; $p<0.01$). Diğer grupların renk değişimi (ΔE) değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Sadece Frezli grup renk değişimi (ΔE) değerleri 2'den yüksek çıkmıştır ($p<0.01$).

Renk değişimi (ΔE) değerleri açısından değerlendirildiğinde IPS Empress Esthetic ve IPS e.max Ceram ile işlenmiş IPS e.max Press seramik sistemleri arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$).

Yüzey pürüzlülüğü (R_a) ve renk değişimi (ΔE) arasında IPS Empress Esthetic grubunda ve IPS e.max Ceram ile işlenmiş IPS e.max Press grubunda anlamlı bir ilişki bulunmaktadır. Buna göre yüzey pürüzlülüğü düşük olan gruplar kahve ile en az renk değişimi gösterirken, yüzey pürüzlülüğü arttıa renk değişimi artmıştır ($p<0.01$).

Yüzey pürüzlülüğü fazla olan seramiklerde boyayıcı madde sonucu renkleşme görüldüğünden, oklüzal uyumlamalar sonrası frezlenmiş seramik yüzeyine tercihen reglaze veya mümkün değilse cila uygulaması tavsiye edilebilir.

Anahtar Kelimeler: Tam seramik, yüzey pürüzlülüğü, renk değişimi.

SUMMARY

Evaluation of the effects of Glaze and polishing Techniques on Surface Roughness and Color Stability Of All-ceramics.

Purpose: The purpose of this study is to evaluate the effects of glaze, reglaze and three different polishing techniques on surface roughness and color stability of IPS Empress Esthetic and IPS e.max Press which layered with IPS e.max Ceram.

Material and Method: The ceramic disc specimens which have 2.00 mm thickness were prepared by using two different all-ceramic materials. The surface of the specimens were wet ground with 220, 320, 500, 600, 800 grit silicone carbide paper on grinding device. Both ceramic groups were randomly assigned to 6 groups (n=10). All disc specimens were glazed according to manufacturer's instructions.

Group Glaze was not subjected to any procedure after glazing as a control group. All the other groups were abraded with diamond bur to imitate clinical application. Group Reglaze was reglazed, Group Shofu was polished with Dura-Green Stones, Ceramaster Coarse, Ceramaster, Ultra II polishing paste using Super-Snap Buff discs, Group Ultradent was polished with Ultradent Diamond Polishing Mint 1.00 μm and 0,5 μm polishing paste and Jiffy goat brush, Group Bredent was polished with Bredent products (Diagen turbo grinder, abroso-fix, diamond polish paste, felt wheels). Frez group left untreated after bur.

Surface roughness (Ra) were calculated by using profilometer. The color parameters (L^* , a^* , b^*) of each specimen was measured with a spectrofotometer prior to and at the end of experiment (12 days immersing at 37°C in a coffee solution after washed with tap water and dried with tissue paper). Color changes (ΔE) were calculated.

The evaluation data were performed by NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) statistic program. The evaluation of the quantitative data and comparison between groups were performed by Oneway and Two-way Anova tests, and Tukey HSD test was used for the group which

causes discrepancy. To determine effects of polishing techniques on the color variation, the relationship between these factors were evaluated with Pearson rank correlation test were used ($p < 0.05$).

Results and Conclusion: According to surface roughness results of IPS Empress Esthetic group; Frez group showed the highest surface roughness (Ra) values than all groups ($p < 0.01$). Bredent group showed significantly lower surface roughness (Ra) values than Frez group ($p:0.001$; $p < 0.01$). Ultradent group showed significantly lower surface roughness (Ra) values than Bredent and Frez groups ($p:0.001$; $p < 0.01$). Shofu group showed significantly lower surface roughness (Ra) values than Ultradent, Bredent and Frez groups ($p:0.001$; $p < 0.01$). Reglaze group showed significantly lower surface roughness (Ra) values than Shofu, Ultradent, Bredent and Frez groups ($p:0.001$; $p < 0.01$). Glaze group showed the lowest surface roughness (Ra) values ($p:0.001$; $p < 0.01$). Ultradent and Bredent groups were insufficient to reduce surface roughness.

According to surface roughness results of IPS e.max Ceram layered IPS e.max Press group; Frez group showed the highest surface roughness (Ra) values than all groups ($p < 0.01$). Bredent group showed significantly lower surface roughness (Ra) values than Frez groups ($p < 0.01$). Ultradent group showed significantly lower surface roughness (Ra) values than Bredent and Frez groups ($p < 0.01$). Shofu group showed significantly higher surface roughness (Ra) values than Ultradent, Bredent and Frez groups ($p < 0.01$). Glaze and Reglaze groups showed lower surface roughness (Ra) values than Shofu, Bredent and Frez groups ($p < 0.01$). There significant surface roughness (Ra) difference between Glaze and Reglaze groups ($p > 0.05$). Ultradent and Bredent groups were insufficient to reduce surface roughness.

In general, surface roughness (Ra) values of IPS e.max Ceram latered IPS e.max Press group is higher than the surface roughnes (Ra) values of IPS Empress Esthetic group, however there is no significant surface roughness (Ra) value differences between them ($p > 0.05$).

According to color changes (ΔE) values IPS Empress Esthetic group; Glaze group showed significantly lower color changes (ΔE) values than, Shofu, Ultradent, Bredent and Frez groups ($p < 0.05$, $p < 0.01$). Reglaze group showed significantly lower color changes (ΔE) values than, Shofu, Bredent and Frez groups ($p < 0.05$, $p < 0.01$). Shofu group showed significantly lower color changes (ΔE) values than, Frez groups ($p < 0.05$). there is no significant color changes (ΔE) between other groups ($p > 0.05$).

Glaze group showed the lowest color changes (ΔE) values and Frez groups showed the highest color changes (ΔE) values, however none of the color changes (ΔE) of is not higher than the clinically unacceptable value 2.

According to color changes (ΔE) values IPS Empress Esthetic and IPS e.max Press which layered with IPS e.max Ceram group; Glaze group showed significantly lower color changes (ΔE) values than, Shofu, Ultradent, Bredent groups ($p: 0.001$; $p < 0.01$). Reglaze group showed significantly lower color changes (ΔE) values than, Shofu, Ultradent, Bredent groups ($p: 0.001$; $p < 0.01$). Frez group color changes (ΔE) values are the highest than the other groups ($p: 0.001$; $p < 0.01$). There is no significant color changes (ΔE) between other groups ($p > 0.05$). Only Frez group color changes (ΔE) values are higher than 2'den.

There is no significant difference color changes (ΔE) values between two ceramic groups ($p > 0.05$).

The relation between surface roughness (R_a) and color changes (ΔE) were significant ($p < 0.01$). The low surface roughness groups showed lower color changes after subjected to coffee solution.

Since the group of which surfaces are rough showed color changes after subjected to coffee we can advice to reglaze or polish ceramic surfaces after occlusal adjustments.

Keywords : All-ceramic, surface roughness, color changes

TEŞEKKÜRLER

Akademik hayatımın şekillenmesinde bana yol gösteren ve tez çalışmam boyunca sabrını, yardımını, deneyimlerini ve desteğini esirgemeyen değerli hocam, danışmanım **Doç.Dr. Pınar KURSOĞLU'na**,

Gösterdiği anlayış ve yardımlarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Sayın **Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU'na**,

Master eğitimim boyunca bana çalışma disiplini aşılarken kişisel desteği ile yanımda olan sevgili hocam **Prof. Dr.Koray ORAL'a**,

Bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan **Prof. Dr. Senih ÇALIKKOCAOĞLU'na** ve tüm değerli öğretim üyelerine,

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında, laboratuvarlarının tüm olanaklarından yararlanmamı sağlayan **Optimal Diş Protez Laboratuvarı** çalışanlarına,

Bu günlere ulaşmamda en büyük emeğin sahibi canım aileme,

Bu zor dönemde bana her türlü anlayışı ve sabrı gösteren sevgili eşim **Melih'e**

Teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

	SAYFA NO
İÇ KAPAK	I
ÖZET	II
SUMMARY	VI
TEŞEKKÜR	IX
İÇİNDEKİLER	X
KISALTMALAR	XVII
RESİM LİSTESİ	XIX
ŞEKİL LİSTESİ	XXII
TABLO LİSTESİ	XXIII

1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 DENTAL SERAMİKLER	3
2.1.1 DENTAL SERAMİKLERİN TARİHSEL GELİŞİMİ	3
2.1.2 DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI	5
2.1.3 SERAMİK SİSTEMLERİNİN SINIFLANMASI	7
2.1.3.1 Metal Destekli Seramik Sistemleri	8
2.1.3.2 Tam Seramik Sistemleri	9
2.1.3.2.1 Kuvvetlendirilmiş Alt Yapı Seramikleri	10
2.1.3.2.1.1 Alumina	10
2.1.3.2.1.2 Spinel Enjeksiyon Dökümü	11
2.1.3.2.1.3 Magnezya	12
2.1.3.2.1.4 Zirkonya	12
2.1.3.2.2 Feldspar	13
2.1.3.2.3 Dökülebilir ve Pres Cam Seramikler	13
2.1.3.2.3.1 Mika İçeren Cam Seramikler	14
2.1.3.2.3.2 Lösit İçeren Cam Seramikler	15
2.1.3.2.3.3 Lityum Disilikat İçeren Cam Seramikler	16
2.1.3.3 Fırınlama Isılarına Göre	18
2.1.3.3.1 Yüksek ısı porselenleri	18
2.1.3.3.2 Orta ısı porselenleri	18

2.1.3.3.3	Düşük ısı porselenleri	18
2.2	YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ	19
2.2.1	YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ	19
2.2.1.1	Konvansiyonel Profilometre	19
2.2.1.2	Lazer uçlu Profilometre	20
2.2.1.3	Mikrofotograf Yöntemi	20
2.2.1.4	Atomik Kuvvet Mikroskobu	20
2.2.1.5	Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM)	21
2.2.2	YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİ	21
2.2.2.1	Glaze	21
2.2.2.2	Otoglaze	22
2.2.2.3	Polisaj	22
2.2.2.3.1	Porselende Polisaj	23
2.2.2.4	Yüzey Bitirme İşlemlerinin Diş Hekimliği Porselenlerine Etkisi	24
2.2.2.5	Bitim ve Polisaja Etki Eden Faktörler	25
2.2.2.6	Dental Porselen Polisaj Aşamaları	26
2.2.2.7	Aşındırıcıların Sınıflandırılması	27
2.2.2.7.1	Gren Çapına Göre	27
2.2.2.7.2	Kaplama Şekline Göre	27

2.3	DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK	28
2.3.1	DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENGİN ALGILANMASI	29
2.3.1.1	IŞık	29
2.3.1.2	Gözlemci	29
2.3.1.3	Obje	30
2.3.2	MUNSELL'E GÖRE RENGİN BOYUTLARI	31
2.3.2.1	Hue	31
2.3.2.2	Value	32
2.3.2.3	Kroma	34
2.3.3	OSWALT RENK SİSTEMİ	36
2.3.4	CIE XYZ RENK SİSTEMİ	36
2.3.5	CIE Lab RENK SİSTEMİ	38
2.3.5.1	CIE önerdiği standart aydınlatma koşulları	40
2.3.6	IŞIK VE RENK TERİMLERİ	41
2.3.6.1	Metamerizm	41
2.3.6.2	Pigmentasyon	41
2.3.6.3	Opaklık	42
2.3.6.4	Kırılma ve Yansıtma	42
2.3.6.5	Yarı Saydamlık	42
2.3.6.6	Saydamlık	42
2.3.6.7	Floresan Özellik	43

2.3.6.8	Kontrast ve Göz Kamaşması	43
2.3.7	DİŞLERİN RENK ÖZELLİKLERİ	43
2.3.8	DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN RENK TESPİT YÖNTEMLERİ	44
2.3.8.1	Görsel Ölçüm	44
2.3.8.2	Cihazla Ölçüm	45
2.3.8.2.1	Kolorimetre	46
2.3.8.2.2	Spektroradyometre	47
2.3.8.2.3	Spektroradyometre	47
2.3.8.2.4	Spektrofotometre	48
2.3.8.2.5	Dijital Kamera	49
2.3.9	PORSELENDEKİ RENK UYUMU	49
2.3.10	PORSELENDE RENK DEĞİŞİMİ	51
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	53
3.1	IPS EMPRESS ESTHETİC (EE GRUBU) NUMUNELERİN ELDE EDİLMESİ	55
3.1.1	IPS Empress Esthetic Numunelerin Preslenmesi	55
3.1.2	IPS Empress Esthetic Numunelerin Yüzey Bitimleri	59
3.2	IPS e.max CERAM İLE KATMANLANMIŞ IPS e.max PRESS (EC GRUBU) NUMUNELERİN ELDE EDİLMESİ	61
3.2.1	IPS e.max Press Numunelerin Preslenmesi	61
3.2.2	IPS e.max Ceram Dentin Tozunun Katmanlama Tekniği ile	

Uygulanması	65
3.2.2.1 Bağlantı tabakasının oluşturulması (Wash Firing)	65
3.2.2.2 Birinci dentin fırınlanması	66
3.2.2.3 İkinci dentin fırınlanması	67
3.2.2.4 Üçüncü dentin fırınlanması	67
3.2.2.5 IPS e.max Ceram İle Katmanlanmış IPS e.max Press umunelerin Yüzey Bitimleri	68
3.3 Numunelerin Gruplandırılması	70
3.4 Uygulanan yüzey bitirme işlemleri	72
3.5 Örneklerin yüzeylerinin temizlenmesi:	75
3.6 Yüzey pürüzlülüğünün ölçümü	75
3.7 Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscop-SEM) Ölçümleri	76
3.8 Renk ölçümü	77
3.9 Kahve solüsyonunu hazırlanması ve örneklerin kahvede bekletilmesi	77
3.10 Kahvede Bekletilen Örneklerin Renk Ölçümleri	79
3.11 İstatistiksel Değerlendirme	80
4. BULGULAR	81
4.1 Yüzey Pürüzlülüğü (Ra) Bulguları	81
4.1.1 IPS Empress Esthetic (EE) Grubunun Yüzey Pürüzlülüğü	81

4.1.2 IPS e.max Ceram ile Katmanlanmış IPS e.max Press alt yapı (EC) Grubunun Yüzey Pürüzlülüğü	85
4.1.3 İki Seramik Grubunun Yüzey Pürüzlülüğü Karşılaştırmaları	85
4.1.4 Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Tüm Disklerin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirilmesi	86
4.2 Renk Değişimi (ΔE) Bulguları	87
4.2.1 IPS Empress Esthetic (EE) Grubunun Renk Değişimi	88
4.2.2 IPS e.max Ceram Dentin Tozu ile İşlenmiş IPS e.max Press alt yapı (EC) Grubunun Renk Değişimi	89
4.2.3 İki Seramik Grubunun ΔE Karşılaştırmaları	91
4.2.4 Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Tüm Disklerin ΔE Değerlendirilmesi	92
4.3 Yüzey Pürüzlülüğü (R_a) ile ΔE İlişkisi	94
4.4 Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscopy –SEM) Bulguları	97
5. TARTIŞMA	99
6. SONUÇLAR	109
7. KAYNAKLAR	111
8. ÖZGEÇMİŞ	126

KISALTMALAR

a*	Rengin kırmızı-yeşil eksenindeki yeri
Al₂O₃	Aluminyum Oksit-Alumina
b*	Rengin sarı-mavi eksenindeki yeri
B₂O₃	Borik Oksit
BaO	Baryum Oksit
CaO	Kalsiyum Oksit
CeO₂	Seryum Oksit
C	Celcius
CIE	Comission Internationale de l'Elairage
dk	Dakika
EC	IPS e.max Ceram ile işlenmiş IPS e.max Press
EE	IPS Empress Esthetic
gr	Gram
H V/C	Hue Value/Chroma
K₂O	Potasyum Oksit
K	Kelvin
KAlSi₂O₆	Potasyum alüminyum silikat
L*	Rengin siyah-beyaz eksenindeki yeri
Li₂O	Lityum Oksit
M.Ö	Milattan önce

MgAl₂O₄	Magnezyum Aluminat
MgO	Magnezyum Oksit
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
ml	Mililitre
n	Örnek sayısı
nm	Nanometre
Na₂O	Sodyum süperoksit
p	Anlamlılık
Ra	Yüzey pürüzlülüğü
Sd	Standart sapma
Sn	saniye
SEM	Scanning Electron Microscopy
SiO₂	Silikon di Oksit-Silika
TiO₂	Titanyum di Oksit
Yy	Yüzyıl
ZrO₂	Çinko Oksit
µm	Mikrometre
ΔE	Renkteki toplam değişiklik
ΔL	Siyah-beyaz ekseninde değişiklik
Δa	Yeşil-kırmızı ekseninde değişiklik
Δb	Sarı-mavi ekseninde değişiklik

RESİM LİSTESİ

Resim 1: Kolorimetre

Resim 2: Spektroradyometre

Resim 3: Spektrofotometre

Resim 4:IPS Empress Esthetic

Resim 5: IPS e.max Press

Resim 6: IPS e.max Ceram

Resim 7: Mum numuneler

Resim 8: Mum numune ağırlıkları

Resim 9: Silikon halkaya sabitlenmiş ve manşete alınmış mum numuneler

Resim 10: Smartmix otomatik karıştırıcı

Resim 11: Revetmanın dökülmesi

Resim 12: Manşetin çıkarılması

Resim 13: Mum uçurma fırını

Resim 14: Mum uçurma fırınından çıkarılmış piston ve manşet

Resim 15: EP600 Pres fırını

Resim 16: Alüminyum itici piston mesafesi kadar işaretlenip kesilmesi

Resim 17: Kumlama işlemi

Resim 18: Kumlama sonrası tiji numuneler

Resim 19: Tijlerin kesilmesi

Resim 20: Yüzey aşındırma ve parlatma cihazı

Resim 21: Elektronik kumpas

- Resim 22:** Buharlı basınç
- Resim 23:** Ultrasonik Temizleme
- Resim 24:** IPS Empress Universal Glaze, uygulanışı ve fırınlanması
- Resim 25:** Döküm dairesine yerleştirilmiş tıjlı mum numuneler
- Resim 26:** Mum uçurma fırını
- Resim 27:** EP600 Press fırını
- Resim 28:** Piston mesafesi kadar kesildi
- Resim 29:** Revetmanın kumlanması
- Resim 30:** Renfert cam kum
- Resim 31:** IPS e.max Press Invex Liquid
- Resim 32:** E.max press alt yapı diskleri
- Resim 33:** Kumlama yapılan diskler
- Resim 34:** Buharlı basınç
- Resim 35:** Bağlantı tabakasının oluşturulması
- Resim 36:** Birinci dentin fırınlanması
- Resim 37:** İkinci dentin fırınlanması
- Resim 38:** E.max Ceram glazür toz ve likit
- Resim 39:** EP600 glaze programı
- Resim 40:** Gruplara ayrılmış numuneler
- Resim 41:** 30 µm elmas frez (ref: 8881 314 016) ve aşındırma işlemi
- Resim 42:** Shofu cila seti
- Resim 43:** Ultradent cila seti

- Resim 44:** Bredent cila seti
- Resim 45:** Profilometre
- Resim 46:** Altın-Paladyum kaplanmış örnekler
- Resim 47:** Taramalı Elektron Mikroskobu (TÜBİTAK)
- Resim 48:** EE Glaze (Kontrol) Grup
- Resim 49:** EE Reglaze Grup
- Resim 50:** EE Shofu Cila Grup
- Resim 51:** EE Ultradent Cila Grup
- Resim 52:** EE Bredent Cila Grup
- Resim 53:** EE Frezli Grup
- Resim 54:** EC Glaze (Kontrol) Grup
- Resim 55:** EC Reglaze Grup
- Resim 56:** EC Shofu Cila Grup
- Resim 57:** EC Ultradent Cila Grup
- Resim 58:** EC Bredent Cila Grup
- Resim 59:** EC Frezli Grup
- Resim 60:** Örneklerin spektrofotometreye yerleştirilmesi
- Resim 61:** Kahve solüsyonu ve numaralandırılmış şeffaf plastik kaplar
- Resim 62:** Etüvde bekletilen örnekler
- Resim 63:** Suda yıkanan ve kurulan örnekler
- Resim 64:** Spektrofotometre ölçümü
- Resim 65:** ΔE hesaplanmasının bilgisayardaki görünümü

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1: Munsell'in Renk Şeması

Şekil 2: Ana Renkler

Şekil 3: Value Dereceleri

Şekil 4: Kroma Değerleri

Şekil 5: Munsell'in Renk Şeması

Şekil 6: Ostwald Renk Çemberi ve Sistemi

Şekil 7: CIE XYZ Renk Sistemi

Şekil 8: CIE XYZ Renk Sistemi

Şekil 9: CIE Lab Renk Sistemi

Şekil 10: IPS Empress Esthetic (EE) yüzey pürüzlülüğü grafiği

Şekil 11: IPS e.max Ceram ile işlenmiş IPS e.max Press Grubunda

(EC) yüzey pürüzlülüğü grafiği

Şekil 12: Farklı yüzey işlemleri uygulanmış tüm disklerin yüzey pürüzlülüğü

Şekil 13: IPS Empress Esthetic (EE) grubunun renk değişimi değerleri

Şekil 14: IPS e.max Ceram ile işlenmiş IPS e.max Press Grubunda (EC)

renk değişimi değerleri

Şekil 15: Farklı yüzey işlemleri uygulanmış tüm disklerin ΔE değerleri

Şekil 16: IPS Empress Esthetic grubunda; yüzey pürüzlülüğü (Ra) ile ΔE

ilişkisi grafiği

Şekil 17: IPS e.max Ceram işlenmiş E.max Press grubunda; yüzey pürüzlülüğü

(Ra) ile ΔE ilişkisi grafiği

TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Çalışmada kullanılan seramik materyalleri ve üretici firmalar

Tablo 2: Mum ağırlıklarına göre ingot ve manşet uyumlaması

Tablo 3: IPS Empress Esthetic Tam Seramiğin EP600 Fırını Pres Programı

Tablo 4: IPS Empress Esthetic Tam Seramiğin EP600 Fırını Glaze Uygulaması Programı

Tablo 5: Mum ağırlıklarına göre ingot ve manşet uyumlaması

Tablo 6: IPS e.max Press Seramiğin EP600 Fırını Press Programı

Tablo 7: IPS e.max Press Üzerine IPS e.max Ceram İlavesi EP600 Fırınlama Programı

Tablo 8: IPS e.max Ceram İle Tabakalanmış IPS e.max Press İçin EP600 Fırını Glaze Uygulaması Programı

Tablo 9: Gruplar ve uygulanan yüzey işlemleri

Tablo 10: Çalışmada kullanılan cila sistemleri ve üretici firmaları

Tablo 11: IPS Empress Estetik Grubunda (EE) Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirilmesi

Tablo 12: IPS e.max Ceram ile işlenmiş IPS e.max Press Grubunda (EC) Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirilmesi

Tablo 13: Yüzey Pürüzlülüğü Karşılaştırmaları İçin Parametrik Çift Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Tablo 14: Farklı yüzey işlemleri uygulanmış tüm disklerin yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmesi

Tablo 15: IPS Empress Esthetic (EE) Grubunun ΔE Değerlendirilmesi

Tablo 16: IPS e.max Ceram ile işlenmiş IPS e.max Press

Grubunda (EC) ΔE Değerlendirmesi

Tablo 17: ΔE Karşılaştırmaları İçin Parametrik Çift Yönlü Varyans

Analizi Sonuçları

Tablo 18: Farklı yüzey işlemleri uygulanmış tüm disklerin ΔE

Değerlendirilmesi

Tablo 19: Yüzey Pürüzlülüğü (R_a) ile ΔE İlişkisi

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla tam seramik restorasyonlar hem hastalar hem de hekimler için oldukça popüler hale gelmiştir. Diş hekimleri, özellikle ön bölgede tam seramik restorasyonların ışığı geçirme özelliği sayesinde mükemmel estetiği yakalamışlardır (1, 2, 3, 4, 5). Tam seramikler, üstün estetik özellikleri, yüzey pürüzlülüklerinin minimum olması ve doğal görünümlerinden dolayı, restoratif materyaller arasında en yaygın kullanım alanına sahip materyallerdir (6, 7, 8, 9, 10, 11, 12). Laboratuvarında fırınlanmış porselene glaze yapılarak yüzey yapısı ve görünüm olarak doğal diş çok benzer restorasyonlar elde edilebilmektedir (2, 7).

Klinikte seramik restorasyonun yerleştirilmesi öncesinde sıklıkla oklüzal uyumlamaya ihtiyaç duyulur. Oklüzal uyumlama erken temasları ortadan kaldırmak, konturları düzeltmek ve estetiği sağlamak için gerekli olabilir (106, 87, 107, 18, 104, 108). Bu aşındırmalar sırasında glaze tabakası ortadan kalktığı için daha pürüzlü bir yüzey ortaya çıkar. Pürüzlü yüzey plak oluşumu sebebiyle periodontal probleme, karşit dentisyonda aşınmaya, restorasyonun dayanımında azalmaya, restorasyonun çatlak oluşumuna yatkın hale gelmesine sebep olabilir. Pürüzsüz seramik yüzeyi, pürüzlü seramik yüzeyine göre ışığı daha düzensiz yansıtacağından, rengin farklı algılanmasına sebep olur bu yüzden yüzey pürüzlülüğü kavramı restorasyonun estetiği ve rengi açısından da çok önemlidir (7, 9, 10, 14, 15, 16, 17, 18).

Oklüzal uyumlamalar sonrası yüzeyi tekrar pürüzsüz hale getirmek için reglaze veya cila işlemleri yapılır (14, 15, 18). Seramik restorasyonlara glaze işlemine alternatif olarak kullanılacak değişik polisaj teknikleri uygulamalarını destekleyen çeşitli araştırmalar mevcuttur (2, 7, 14).

Bir restorasyonun doğal diş gibi algılanmasında o restorasyonun rengi, yüzey özellikleri ve formu gibi faktörler etkili olmaktadır (2, 7, 14, 15). Yeni bir porselen sistemi değerlendirilirken porselenin boyanmaya direnci önemli bir klinik ölçüt olarak kabul edilmektedir (9, 10). Literatür incelendiğinde porselen restorasyonların rengi

üzerine yapılmış çalışmaların; yaşlandırmanın renge etkisi, opak ve dentin porselen kalınlığının renge etkisi, tekrarlanan fırınlamaların renge etkisi üzerine olduğu tespit edilmiştir (1, 7, 8, 9, 10). Boyayıcı ajanların renk stabilitesine etkisi konusu daha çok kompozit restorasyonlar için araştırılmıştır (10).

Kaynaklar incelendiğinde farklı yüzey bitirme ve cila işlemlerinin, seramik materyallerinin yüzey pürüzlülüğüne ve renk stabilitelere etkilerini inceleyen çalışmalara rastlanmamıştır. Bizim çalışmamızın amacı; glazeli, reglazeli, değişik cila teknikleri uygulanmış ve frezle aşındırılmış seramik materyallerinin yüzey pürüzlülüğünü ve renk stabilitelere etkilerini profilometrik ve spektrofotometrik olarak incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 DENTAL SERAMİKLER

2.1.1 TARİHSEL GELİŞİMİ

Seramikler, Yunanca “topraktan yapılmış” anlamına gelene “keramikos” kelimesinden türemişlerdir (1). Seramik kullanımı 10.000 yıl önceki taş devrine kadar uzanmaktadır (2). Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı malzemesi olarak kullanılmıştır (1). Anadolu uygarlıklarında çinicilikte yaygın bir uygulama alanı bulmuştur (1). Çeşitli süs eşyalarının yapımında kullanılan ilk seramikler; opak, zayıf ve poröz yapıda olduğu için diş hekimliğinde kullanılması pek uygun görülmemiştir. Daha sonraları diş hekimliğinde kullanılan seramiğin özel bir tipi olarak geliştirilen porselen, mesleğimizde kullanılmaya uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir (3). Porselenler, ilk olarak M.Ö 50 ‘de Çinliler tarafından kullanılmaya başlanmış daha sonra 16. Yy ‘da Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir (1).

Seramikler ifadesi daha geniş bir materyal grubunu tanımlarken, porselen deyimini alt gruplardan birini ifade etmektedir. Porselen seramiğin en üstün ve en mükemmel formudur ve İtalyanca’ da küçük deniz kabuğu anlamına gelen “porcellena” kelimesinden türetilmiştir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matriks içeren dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Düzensiz bağlar içeren camsı yapı, zayıf, amorf ve tamamen transparandır. Kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır (4).

Porselen diş hekimliğinde ilk olarak, 1774 yılında Duchateau tarafından kullanılmıştır (1). 1774 yılında eczacı Alexis Duchateau, diş hekimi Nicholas Dobuis de Clemant ile birlikte porselen dişlerin kullanıldığı bir protez yapmıştır. Duchateau ve Dobuis de Clemant, porselen dişlerin formülasyonlarını geliştirerek, Fransız ve İngiliz patentlerini almışlardır. 1808 yılında Paris’te yaşayan İtalyan diş hekimi Giuseppe

Angelo Fonzi, terrometalik olarak adlandırdığı dişleri üretmiştir. Bu sayede ilk kez içinde platin pinler gömülü olan, kişiye özel ve küçük blok porselen dişleri üretilmiştir (2).

1886 yılında A. E. Matteson ilk kez altın alt yapılı porseleni geliştirilmiştir (1). 1903 yılında Charles Land, jaket kuron olarak adlandırılan yüksek ısı seramiklerinin, platin folyo yaprak üzerine fırınlanmasıyla tam seramik restorasyonların üretimini gerçekleştirmiştir. Bu restorasyonlar estetik kalitesinin iyi olması yanında düşük bükülme dayanımı, kırıkların meydana gelmesi gibi dezavantajları vardır (2). 1950'li yıllarda lösit ilavesi porselenin genleşme katsayısını, altın ilavesi ise alt yapı metaline bağlanma kuvvetini arttırmıştır (4).

1962 yılında Weinstein ve arkadaşları, uzun süreli estetik performans ve klinik başarı gösterebilen metal seramik restorasyonları geliştirmişlerdir. Bu restorasyonlar %11-15 oranında potasyum oksit içeren porselen tozu ilave edilmiş metal destekli restorasyonlardır (2, 5). Ancak metal seramik sistemlerin de; estetik görünüşünün kötü olması, metal-seramik bağlantısında sorunlar olması, renk uyumsuzluğu gibi bazı dezavantajları mevcuttur (6).

1965 yılında McLean ve Hughes, alt yapının platin folyo üzerinde metal destek olmaksızın fırınlanarak kullanıldığı bir sistem geliştirilmişlerdir. Bu sistemde %40-50 oranında alümina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş yüksek dirençli seramiği alt yapı olarak kullanarak, kırılma dayanımında önemli bir artış sağlamışlardır. Buna rağmen ön bölge tek kuron hariç dayanıklılık yetersizdir (2, 7, 8).

1972 yılında Southan ve Jorgensen'in "refraktör day" materyalini geliştirmesiyle diş hekimliğinde tam seramik sistemleri yaygınlaşmıştır (7). 1976 yılında McLean ve Sced, çift folyo tekniği ile platin folyoyu kuronun iç yüzeyinde bırakarak alümina seramik jaket kuronların güçlendirilmesini sağlamıştır. Kuronun iç yüzeyinde kalan platin folyo gri bir renklenmeye sebep olduğu ve ışık geçirgenliğine negatif etkide bulunduğu için seramik restorasyonların estetik avantajını yok etmiştir (5, 7).

1984 yılında Adair ve Grossman tarafından, camın kontrollü kristalizasyonu ile meydana gelen dökülebilir bir cam seramik olan Dicor üretilmiştir (2, 5, 7). Bu cam

seramik materyali dayanıklılık için az miktarda Al_2O_3 ve ZrO_2 ile estetik için floresans sağlayıcı bir ajan içermektedir (7).

1980' li yılların sonlarında alümina içerikli porselenler geliştirilmeye başlanmıştır. Yaklaşık %70 alümina içeren, refraktör day üzerine uygulanıp daha sonra üzerine porselen pişirilen Hi-ceram ile %90 alümina içerikli olan ve uzun süre fırımlandıktan sonra ortaya çıkan poröz yapıya ince cam partikül ilavesi ile meydana gelen In-ceram sistemleri piyasada yerlerini almışlardır (5, 6).

1990 yılında Wohlwend ve Scharer ilk preslenebilen seramik olan Empress sistemini bulmuştur (10). Bu yıllarda piyasaya sürülen IPS Empress sistemi %34 lösit kristalleri içeren ve basınç altında preslenerek üretilen bir sistemdir. IPS Empress sistemi, Dicor sistemine benzer dayanıklılık ve marjinal adaptasyon göstermektedir ancak kristalizasyon işlemine gerek duyulmamaktadır. IPS Empress'in farklılığı, yüksek sıcaklıkta presleme işlemi sırasında lösit kristallerinin bariyerler meydana getirerek mikroçatlak oluşumunu önlemektir (2, 3, 7).

1998 yılında %70 oranında lityum disilikat içeren ve IPS Empress'e göre kırılma direnci üç kat daha yüksek olan IPS Empress II klinik kullanıma sunulmuştur. IPS Empress sisteminin kullanımı tek üyeli restorasyonlarla sınırlı iken, IPS Empress II sisteminde ikinci küçük azılara kadar üç üyeli sabit restorasyon uygulanabileceği bildirilmektedir (2, 3, 7).

2004 yılında Ivoclar Vivadent firması yeni preslenebilir lösit ile güçlendirilmiş Empress Esthetic cam seramiği üretti. Bu materyal IPS Empress'e göre; daha homojen bir mikro yapıya sahiptir ve dayanıklılığı 160 Mpa'dır (11). 2005 yılında geliştirilen IPS e.max Press ise, preslenebilir ingotlara sahip %70 lityum disilikat içerikli bir cam seramik materyalidir. Sistemin Empress ve Empress II sistemlerinden farkı, dört farklı opasiteye sahip ingotları sayesinde estetik kaliteyi arttırması yanında oldukça dirençli olmasıdır (12).

2.1.2 DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI

Protez terimleri sözlüğüne göre seramik, birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir (1, 13). Bu birleşimde büyük oksijen atomları

bir matris görevi görür ve küçük metal atomları arasına sıkışır. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindedir. Bu güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, ısıcağa ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırır. Fakat diğer taraftan aynı yapı seramiği kırılğan bir hale dönüştürdüğü için sakıncalı bir durum olur (1, 18).

Diş hekimliğinde kullanılan porselen % 12-22 kuartz (silika, kum), %3-5 kaolin (kil), %75-85 feldspar içerir. Ayrıca porselene renk vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri ilave edilir (8, 14).

Feldspar : %75-85 oranında bulunan feldspar, porselenin ana yapısını teşkil eder. Potasyum alümina silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alümina silikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Fırınlama sırasında 1100-1300°C de eriyerek kuartz ve kile matris oluşturur. Yüksek ergime dereceli bileşenlere akışkanlık kazandıran feldspar, ısıya daha dayanıklı bileşenleri tutar ve birbirlerine bağlar. Porselene şeffaflık kazandıran bir eriticidir (1, 15).

Kuartz: Yapısı silika yani SiO_2 'tür. Erime ısısı diğer bileşenlere göre daha yüksektir, 1700°C de erir. Yapıya tutucu bir destek sağlayarak pişme sonucu meydana gelen büzölmeleri önler. Doldurucu görevi de gören silika aynı zamanda termal genleşme katsayısının kontrol edilmesine de yardımcı olur. Birleşimde % 10-30 oranında bulunur ve porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar (15).

Kaolin: Dehidrate olmuş alümina silikattır ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$). Yapışkan özellikte olduğundan diğer materyallerin bir arada kalmasını sağlayarak porselen modelajına yardımcı olur. % 1-5 oranında bulunur ve opak yapıdadır. Isıya oldukça dayanıklı olduğundan 1800°C de erir (1, 3, 14).

Bu 3 temel maddenin dışında; kalsiyum oksit (CaO), sodyum oksit (Na_2O) ve potasyum oksit (K_2O) gibi ergime derecesini düşürüp ısıl genleşme katsayısını arttıran cam modifiye edici ajanlar bulunur. Cam modifiye edici ajanların düşürdüğü viskoziteyi arttırmak amacıyla intermediate oksit adı verilen (Al_2O_3) ilave edilir. Camlaşma (vitrifikasyon) işleminin daha kolay oluşabilmesi için kullanılan camlaştırıcı borik oksit (B_2O_3) gibi ajanlar eklenerek porselene farklı özellikler kazandırılır. Tüm bu ajanların ideal oranlarda kullanılması, camlaşma reaksiyonunun bozulmadan gerçekleşmesini

sağlar. Aksi takdirde, devitrifikasyon denilen cam yapının bozulması söz konusudur. Devitrifikasyon sonucu yüzey geri dönüşümsüz olarak glazürlenemeyen ve görünüm olarak bulutlu bir hale gelmektedir. (1, 3, 14). Porselene renk vermek için katılan metal oksitler şunlardır:

Pembe: Krom- kalay ve krom alümina veya kalay- altın

Sarı: İndiyum, titan oksit

Mavi: Kobalt tuzları, kobalt alüminat

Yeşil: Krom ya da bakır oksit

Gri: Demir fosfat ya da platin (1, 3, 14).

2.1.3 SERAMİK SİSTEMLERİNİN SINIFLANMASI

Geliştirilen tam seramik sistemleri içeriklerine göre aşağıdaki şekilde sınıflanmıştır.(8)

2.1.3.1 Metal Destekli Seramik Sistemleri

2.1.3.2 Tam Seramik Sistemleri

2.1.3.2.1 Kuvvetlendirilmiş Alt Yapı Seramikleri

2.1.3.2.1.1 Alümina

2.1.3.1.1.2 Spinel İnjektion Dökümü

2.1.3.1.1.3 Magnezya

2.1.3.1.1.4 Zirkonya

2.1.3.2.2 Feldspar

2.1.3.2.2.1 L6sitle Oranı D6şük

2.1.3.2.2.2 L6sitle Oranı Yükle

2.1.3.2.3 Dökülebilir ve Pres Cam Seramikler

2.1.3.2.3.1 Mika İçeren Cam Seramikler

2.1.3.2.3.2 L6sitle İçeren Cam Seramikler

2.1.3.2.3.3 Lityum Disilikat İçeren Cam Seramikler

2.1.3.1 Metal Destekli Seramik Sistemleri

Seramikler, diş hekimliğinde kullanılan diğer restoratif materyallerden kimyasal, fiziksel, mekanik ve ısıl özellikleri bakımından önemli farklılıklar göstermektedirler. Üstün estetik özelliklere sahip olmasının yanı sıra ağız dokuları ile uyumlu ve baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıdırlar. Ancak gerilme kuvvetleri karşısında zayıf olmaları, en önemli dezavantajı olan kırılabilirlik özelliğini de beraberinde getirmektedir (2, 15, 16). Tam seramiklere göre yapısal olarak metal destekli seramik restorasyonlar daha dayanıklıdır (7, 17).

Destekleyici alt yapı olarak metal alaşımlarının kullanılması ile gerilme kuvvetlerine karşı düşük bir dirence sahip olan porselen materyalinin gerilme direnci yaklaşık 8 kat artar (70 Mpa'dan 550 Mpa'ya çıkar). Böylelikle yatay kuvvetler altında mikro çatlakların ilerlemesi önlenmiş olur.

McLean, metal-destekli-porselen restorasyonlarda kullanılan metal alaşımlarını aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (18).

A.Soy metal alaşımları:

1- Altın-platin-paladyum alaşımları

2- Altın-platin-tantalyum alaşımları

3- Altın-paladyum-gümüş alaşımları

4- Paladyum-gümüş alaşımları

B. Soy olmayan metal alaşımları:

1 - Nikel-krom alaşımları

2- Kobalt-krom alaşımları

Metal destekli seramik restorasyonlar ağız içi kuvvetleri rahatlıkla karşılayabilecek dayanıklılıkta olması sebebi ile yaygın bir kullanım alanına sahip olmaları ve % 97 ile 99 oranındaki klinik başarılarına rağmen (6) bazı dezavantajları bulunmaktadır (6, 19, 20).

Metal Destekli Seramik Restorasyonların Dezavantajları:

1. Metal alt yapının, restorasyonun yarı geçirgenliğini azaltması estetik sakıncalara yol açmaktadır (6).
2. Metal alaşımı, lokal doku reaksiyonuna ve korozyon toksisitesine sebep olabilmektedir (6).
3. Metal ile porselen arasındaki ısıl genişleme katsayısı uyumlu olmadığından bağlanma dayanıklılığı azalmaktadır (6).
4. Metal ve porselene yer sağlamak için fazla miktarda diş dokusu kaldırılmaktadır (15, 17, 21).

Metal alt yapının, tüm bu dezavantajları metal desteksiz olarak kullanılan yüksek dirençli seramiklerin gelişimine olanak sağlamıştır (6, 21).

2.1.3.2 Tam Seramik Sistemleri

Destekleyici alt yapı olarak yüksek dayanıklılığa sahip bir porselenin kullanıldığı veya dayanıklılığı arttırmak için uygulanacak porselenin tüm yapısının kuvvetlendirilerek kullanıldığı seramik sistemleridir. Estetik üstünlükleri, biyolojik uyumlulukları (22, 24) homojen olmaları (22, 23, 24) renkte derinlik sağlamaları, ışığı yansıtma özelliklerine sahip olmaları (6, 24, 25) ısıl genişleme katsayılarının ve ısı iletkenliklerinin doğal diş dokusununkine yakın olması (6, 24) sıkışma kuvvetlerine

karşı dayanıklı olmaları (3, 26, 27) gibi avantajları nedeniyle tam seramikler, metal destekli seramik restorasyonların yerine yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır (22, 23, 24, 27, 28, 29, 30).

2.1.3.2.1 Kuvvetlendirilmiş Alt Yapı Seramikleri

2.1.3.2.1.1 Alümina

Tam seramik sistemleri, 1972 senesinde Southan ve Jorgensen'in refraktör day adı verilen malzemeyi bulmaları ile yaygınlaşmıştır. Bu malzeme revetman benzeri bir malzemedir, alçı modelin silikon ile laboratuvarında dublike edilmesini takiben silikon içine dökülür böylece diş kesiminin fırınlanabilir bir modeli elde edilmiş olur. Böylelikle porselenin fırına taşınması amacı ile platin folyo uygulaması gerekmez, refraktör day üzerine direk olarak şekillendirilen porselen hamuru ile refraktör day birlikte fırınlanır. Bu teknik ile geliştirilen ilk sistem % 75 oranında alümina içeren Hi-Ceram'dır ve bükülme direnci yaklaşık olarak 140-180 MPa arasındadır (6).

Porselen restorasyonların yüksek dirence sahip porselen bir alt yapı ile desteklendiği bir başka teknik, Mickael Sadoun'un geliştirdiği %99.56 oranında saf alümina içeren In-Ceram tekniğidir (31). İçerdiği alümina oranına bağlı olarak, alümina miktarı arttıkça dayanıklılığı da artar (32). In-Ceram yapımında kullanılan özel alçı fırınlama sonrası büzülür ve restorasyon model üzerinde serbest hale gelerek kolaylıkla modelden ayrılır. Uyumları yapılan bu alt yapı materyaline saydamlık ve direncin verileceği cam infiltrasyonun işlemi uygulanır. Bu şekilde alümina partikülleri arasında oluşabilecek poröziteler daha düşük yoğunluktaki cam yapı ile dolmuş olur (32). Bu işlem uygun renkteki In-Ceram cam tozunun su ile karıştırılması ve restorasyon üzerine kalın bir tabaka olarak uygulanıp fırınlanmasıdır. Fırınlama işlemini takiben kumlama ile fazla cam, alt yapıdan uzaklaştırıldıktan sonra dentin ve mine porseleni yapımına geçirilir. In-

Ceram malzemesinin doku uyumunun iyi olması, homojenliği, marjinal uyumunun iyi olması, gerektiğinde boyanabilmesi, doğal dişlerdeki gibi tabaka tabaka olması ve diğer seramik sistemlerine göre 3-4 kat daha dirençli olması gibi avantajları mevcuttur. In-Ceram yaklaşık 420-520 MPa arasında bükülme direncine sahiptir ve 3 üyeli anterior kprlerde kullanılabilen ilk materyaldir. Opak olması en büyük dezavantajdır (4, 6, 33, 34, 35).

2.1.3.2.1.2 Spinel Enjeksiyon Dökümü

Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramiği yapımında kullanılan bir diğer sistem, alt yapısı spinel (Spesifik kristal yapılara sahip bileşikler grubu, $MgAl_2O_4$ gibi) enjeksiyonu ile şekillendirilen düşük bzlme oranı gösteren alüminyum magnezya spineldir (36). Bu tipte bir materyal olan Cerestore (Non-shrink alumina ceramic Coors Biomedical Co, Lakewood, CO) 1983'te Sozia ve Riley tarafından geliştirilmiştir. % 65-70 oranında Al_2O_3 ve % 8-10 oranında MgO içerir (36). Refraktör day yerine epoksi resin day ve enjeksiyon sistemi ile kor yapımı sağlanır ve üzerine geleneksel porselenler pişirilerek restorasyon bitirilir (36).

Bir diğer "alüminyum magnezya spinel" seramik ise In-ceram Spineldir (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya). İçeriğindeki alümina ve magnezyum oksitin reaksiyonu sayesinde fırınlama sırasında oluşan büzülmeyi önleyen hacim artışı meydana gelir. Özel fırınında zaman ve ısı kontrolü ile düşük bzlme oranı sağlanan materyal, estetiğin arttırılması için üretilmiş ancak bükülme direnci 90-130 MPa arasında olduğu için sinterlenmiş alümina alt yapılar kadar dayanıklılık gösterememiştir (6, 14, 37, 38, 39, 40).

2.1.3.2.1.3 Magnezya

Kuvvetlendirilmiş alt yapı materyallerinden bir diğeri magnezyadır. Yüksek genleşme oranına sahiptir. Cam matriks içinde %40-60 oranında magnezya bulunan materyalin dayanıklılığı magnezya kristallerinin cam matriksteki dağılımına ve matriksteki kristalizasyonuna bağlıdır (8).

2.1.3.2.1.4 Zirkonya

Günümüz diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan zirkonya, cam faz içermeyen solid sinterize edilmiş polikristalin yapıda bir materyaldir. Oldukça yüksek kırılma sertliği ve bükülme dayanıklılığına sahiptir. Bunun sebebi sadece zirkonyada bulunan ve diğer seramiklerin sahip olmadığı, “sertleştirme mekanizması” olarak isimlendirilen bir mekanizmadan dolayıdır. Bu, mekanizma zirkonyaya dış enerji kaynakları uygulanması (aşındırma, soğutma vb.) sonucu grenlerinin enerjisiyi absorbe ettiği ve kristallerin tetragonal formdan monoklinik forma dönüştüğü bir çatlak iyileştirme prosedürüdür. Monoklinik form biraz daha büyüktür (% 3 - % 5) ve mikro çatlakları tıkayabilir. Zirkonya, alüminadan iki kat, cam seramiklerden 5 ila 10 kat daha sert ve daha dayanıklıdır (41). Sertlik mekanizması ve mekanik özellikleri nedeni ile kuvvetli yüklere maruz kalan posterior bölgede çok üyeli köprü olarak kullanımı endikedir (42). Materyalin dezavantajı, hafif opak olmasıdır. Bu sebeple zirkonyum oksit köprüler ön bölgede estetik problemlere neden olabilir (43).

Bu materyallere örnek olarak In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik Germany), DC Zirkon (DCS Dental AG, Switzerland), Denzir (Decim Sweden), Cercon (Densply), Procera All Zirkon (NobelBiocare), Lava (3M ESPE) verilebilir (44, 45, 46).

2.1.3.2.2 Feldspar

Porselen yapısında bulunan feldspardaki 6SiO_2 bağı yerine 4SiO_2 bağı içeren kristal yerleştirildiğinde porselenin ısı genleşme katsayısını ve dayanıklılığını etkileyen lösit kristali meydana gelir. Feldspar, 1150°C - 1530°C arasında ısıya maruz bırakıldığında, yapısındaki 6SiO_2 bağı 4SiO_2 bağı haline geçer ve oluşan bu yeni kristal yapıya lösit adı verilir. Porselen içerisindeki lösit miktarı, porselenin ısı genleşme katsayısını ve dayanıklılığını etkileyen bir faktördür.

Yüksek oranda lösit içeren (%50,6) feldspatik seramikler (Örn: Optec HSP, Rx Jeneric, Wallingford, CT) düşük oranda lösit içeren seramiklerden (örn: Vita VMK 68, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (% 19,3) iki kat daha dayanıklıdır (3). Feldspatik seramiklerin bükülme dirençleri 45-90 MPa arasındadır (6).

2.1.3.2.3 Dökülebilir ve Pres Cam Seramikler

Dökülebilir cam seramikler homojen yapılardır. Camın kontrollü olarak kristalleşmesi yöntemi ile bazı ısı derecelerinde sıvı halden katı hale geçerken, süper soğutulmuş sıvı özelliği göstererek kristalleşmesi esasına dayanmaktadır. Üretilen kristalin tipi ve miktarı cam seramiklerin özelliklerini belirler (47). Restorasyonlar fosfat bağlı revetman içine gömülen mum maketlerin dökümü ile elde edilir. Yaklaşık 950°C 'de eritme ve yakma işlemi yapılır. Özel motorlu döküm aletiyle 1350°C 'de cam dökülür. Şeffaf kuron 1070°C 'de 10 saat süreyle ısıya tabii tutulur ve kısmi kristalizasyon sağlanır. Elde edilen restorasyon boyama veya üzerine yüzey seramiği uygulanarak bitirilir (7, 48).

Preslenebilen cam seramikleri elde etmek için basınçla döküm tekniği ve kayıp mum metodu uygulanır. Bu yöntemde, özel bir kalıp içinde bir boru boyunca, ısıtılmış seramik tabletine kuvvet veren bir piston kullanılır. Fırın içerisinde cam seramik akışkan hale gelir ve revetman içerisindeki negatif boşluğa akar. Presleme süresi negatif

boşluğun hacmine ve karmaşıklığına bağlı olarak 5-20 dakika (dk.) arasında tamamlanır. Bu ısı ile presleme sırasında cam seramiğin son mikro yapısı tamamlanmış olur. Presleme işlemi tamamlandıktan sonra revetman oda ısısında soğumaya bırakılır. Soğuma sonrasında revetmanın uzaklaştırılması için 1-2 bar basınç uygulanarak alüminyum oksit kristalleri ile kuşlama yapılır. Artıklardan temizlendikten sonra boyanır ve glaze edilir ya da ısıl uyumlu bir seramik ile tabakalanır (2). Isı ile presleme porselen işleme sırasında oluşan inhomojeniteyi ve porözite oluşumunu engeller (34, 50). İlk ısı ile preslenen seramik materyali lösit ile güçlendirilmiş olan IPS Empress cam seramiktir ve bükme direnci 182 Mpa'dır (49).

2.1.3.2.3.1 Mika İçeren Cam Seramikler

Cam seramiklerin yapısına katılan mika kristalleri yaklaşık 1 µm (mikrometre) kalınlıkta ve 5-6 µm boyutundadır. Bu kristaller materyalin esnekliğini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık da kazandırır (51).

Mika kristalleri içeren, 1980'lerde hazırlanan ilk sistem Dicor'dur (8). Dicor %45 oranında cam ve %55 oranında tetrasiklik mika kristalleri içeren tetrasiklik flormika esaslı dökülebilir cam seramiktir (7, 24, 52, 53, 54). Laboratuvarda elde edilmiş model üzerinde hazırlanan modelaj revetmana alınıp mum uçurulduktan sonra fırında ısıtılan cam seramik dökülür. Döküm sonrası ajütesi yapılan restorasyona "ceramming" olarak isimlendirilen camsı yapının kristal yapıya dönüştürülmesi için kontrollü ısıtma işlemi uygulanır. Bu sistemler iki şekilde bitirilebilir (49, 52, 55).

1- Boyama tekniği (Staining): Restorasyonun glazür esnasında boyanması ile elde edilir.

2- Katmanlama tekniği (Layering): Elde edilen restorasyonda dentin ve mine porselenine yer sağlamak için aşındırma yapılır, üzerine dentin ve mine porseleni fırınlanır.

Bu materyal ışık geçirgenliğinden dolayı renklenmelerin maskelenmesinde zayıf kalır. Özellikle diastemaların kapatıldığı vakalarda veya kırık restorasyonlarında desteksiz porselende yeterli opasite göstermez. Bu sistem anterior ve posterior bölgede kuron restorasyonları için kullanılır ve 115-150 MPa bükülme direncine sahiptir (6).

2.1.3.2.3.2 Lössit İçeren Cam Seramikler

Lössit, ilk olarak 1791 yılında keşfedilen, yapısı $KAISi_2O_6$ (potasyum alüminyum silikat) olan feldspatik grup minerallerin silikat sınıfının tetrasilikatlar alt sınıfına ait bir mineraldir. Moleküler yapısını %17.91 potasyum, %12.36 alüminyum, %25.74 silisyum ve %43.99 oksijen atomları oluşturur. Bu atomlar %21.58 K_2O , %23.36 Al_2O_3 ve %55.06 Si_2O bileşikleri şeklinde kristal yapıyı meydana getirirler. Lössitler diğer feldspatikler gibi kuartz bulunmayan silikadan fakir kayalar içinde bulunurlar (56, 57).

Lössit kristali dental porselen restorasyonlarda kuvvetlendirici kristal olarak kullanılır (58, 59, 60). Lössit yüksek ısıl genleşme katsayısına sahiptir ve porselenin ısıl genleşme katsayısını artırarak erime ısısını ve dayanıklılığını artırır (61).

Temelde yüksek lössit içerikli feldspatik porselen olan IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemleri 1983 yılında Zürih Üniversitesi Diş hekimliği Materyalleri ve Sabit-Hareketli Bölümlü Protezler Bölümünde geliştirilmiştir. (51) Bu sistem geliştirilmesindeki amaç, geleneksel feldspatik porselenlerin toz halden katı hale geçerken meydana gelen yoğunluk değişimleri ve fırınlama sonrası büzülme nedeniyle oluşan uyum problemini çözebilmektir. (3, 5)

IPS Empress sistemi, doğal dişe çok yakın translüsensi ve aşınma direnci göstermekte ve içindeki leucite kristalleri porselenlerin dayanıklılığını arttırmaktadır (104, 105). Bükülme dayanıklılığı yaklaşık 120-160 MPa'dır (24, 34, 64, 65, 66).

Empress'in kristalin yapısı kimyasal olarak $SiO_2-Al_2O_3-K_2O$ 'den yani lössitten oluşmaktadır. Silikat cam matris hacminin %30 -40 kadarının 1-5 μm büyüklüğünde lössit kristalin faz oluşturur. Toz formundaki ürün silindirik kalıplara preslenerek

pişirilip tabletler şeklinde hazırlanır. Empress materyali ağırlık olarak % 63 SiO₂, % 17,7 Al₂O₃, % 11,2 K₂O, % 4,6 NaO₂, % 0,6 B₂O₃, % 0,4 CeO₂, % 1,6 CaO, % 0,7 BaO, % 0,2 TiO₂ içerir (67, 68).

Esas olarak bir feldspatik porselen olan IPS Empres'in yapımı mum atım tekniğine dayanmaktadır (11, 51, 69, 70, 71, 72).

Laboratuvarda elde edilmiş model üzerinde hazırlanan mum modelaj özel revetmanı ile revetmana alınır. Özel fırınlarda mumun uçurulmasından sonra elde edilen negatif boşluğa seramik tabletler yüksek ısıda vakum altında preslenir (49, 55, 64, 73). Restorasyonun bitimi ise boyama ve tabakalama olmak üzere iki farklı yapım tekniğine sahiptir. Boyama tekniğinde elde edilen kuron, estetiğe uygun olarak boyanıp, glaze işlemi ile bitirilir. Tabakalama tekniğinde ise preslemeden sonra, elde edilen yapı kontrollü olarak aşındırılarak üzerine uygun veneer seramik materyali uygulanıp, fırınlanır (74, 75).

2004 yılında Ivoclar Vivadent firması yeni preslenebilir lösit ile güçlendirilmiş Empress Esthetic cam seramiği üretti. Bu materyal IPS Empress'e göre; daha homojen bir mikroyapıya sahiptir. Lösit kristalleri daha düzenli ve yoğunluğu daha fazla olacak şekilde dağılmışlardır. Kristallerin partikül büyüklüğü ise daha küçüktür böylece estetiği daha arttırılmıştır. Laboratuvar aşamaları aynı olan bu yeni materyalde bükme direnci ise arttırılmıştır (11). Bükülme direnci 160±8 MPa'dır (11).

IPS Empress materyali ile birlikte farklı firmalar, Finesse (Ceramco), Cergo (Degussa), Evopress (Wegold) gibi benzer yapıda pres tam seramik materyalleri piyasaya çıkarmışlardır. Finesse materyalinin bükme dayanıklılığı yaklaşık 120 MPa (76), Cergo'nun 100-120 MPa (77), Evopress' in ise 100 MPa'dır (78).

2.1.3.2.3.3 Lityum Disilikat İçeren Cam Seramikler

Düşük dayanıklılık değerlerinden dolayı IPS Empress kullanarak, dental köprülerin yapımı mümkün olmamaktadır. 1998 yılında cam matrikse eklenen lityum disilikat

kristalleri ile materyal aralığı genişletilerek kimyasal temeli ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) olan IPS Empress II (Empress II, Ivoclar, Licchtenstein) sistemi geliştirilmiştir (11, 62, 79). Kimyasal kompozisyon ve fiziksel özelliklerinin yanı sıra, mikro yapı olarak IPS Empress porselen sisteminden farklıdır. Lityum disilikat cam seramiğin kontrollü kristalizasyonu esasına dayanılarak hazırlanan IPS Empress II sistemi, hacimsel olarak % 60'ından fazlası 0,5-5 μm . uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0,1-0,3 μm . uzunluğunda küçük lityum ortofosfat kristalleri içerir ve 339 ± 20 MPa bükülme dayanıklılığına sahiptir. Bükülme direnci IPS Empress' e oranla 2-3 kat fazladır bu da içeriğindeki kristal yüzdesinin (%60) artmasından kaynaklanmaktadır. Bu yoğun kristal yapı IPS Empress II porselenin dayanıklılığını IPS Empress sistemine göre üç kat artırmaktadır (80, 81, 82).

Yüksek mekanik dayanıklılık ve kırılma direnci sayesinde anterior ve posterior kuronların yapımı sağlandığı gibi 3 üyeli anterior ve premolar köprü yapımına da olanak vermektedir (79).

Empress II restorasyonlar IPS Empress ile aynı laboratuvar işlemleri ile EP 500 adlı özel fırında 920°C ısıda viskoz akma özelliğine ulaşan porselen blokların basınçla revetman boşluğuna yollanması ile hazırlanabildiği gibi blokların freze makinesinde şekillendirilmesiyle de elde edilebilir.(83). Sistem, güçlendirilmiş cam seramiğin fosfat bağlı revetmana sıcak preslenmesi esasına dayanır. Bu sistemde kristalin fazını başlatmak için ikinci bir ısıtma işlemine ihtiyaç yoktur (7). IPS Empress II Laboratuvarda IPS Empress sistemleri ile aynı şekilde hazırlanır ancak bitimi layering tekniği yapılır.(7, 12)

2005 yılında Ivoclar Vivadent firması yeni preslenebilir lityum disilikat ile güçlendirilmiş IPS e.max Press cam seramiği üretti. Empress II ile aynı kimyasal temele sahiptir fakat farklı fırınlama prosedüründen dolayı fiziksel özellikleri ve saydamlığı değişmiştir. Kor yapısı ise yeni tip sinterlenmiş flor apatit porselen ile venelelenir. Empress II ile karşılaştırıldığında daha iyi fiziksel özellik ve daha yüksek translüensi içerir (12, 84).

2.1.3.3 Fırlama Isılarına Göre

2.1.3.3.1 Yüksek ısı porselenleri:

2.1.3.3.2 Orta ısı porselenleri:

2.1.3.3.3 Düşük ısı porselenleri:

olmak üzere üç grup altında incelemek mümkündür (1, 8).

Dental porselenler pek çok şekilde sınıflandırılmakta olup en çok kullanılan sınıflandırma fırınlama ısılarına göre yapılmış aşağıdaki sınıflandırmadır (1, 2, 7, 8, 14, 85).

2.1.3.3.1 Yüksek ısı porselenleri: Fırlama ısıları; 1288°C-1371°C'dir. Yapılarında, %4 Kaolin, %81 Feldspar, %15 Silis bulunmaktadır. Bu tür porselenlere ergitici maddeler katılmamıştır. Çok homojen bir yapı gösterir ve %15 oranında büzölmeye uğrarlar. Yüksek ısı porselenleri, şeffaflığı, sağlamlığı ve pişme süresince modeli bütün detayları ile korumaları nedeniyle tercih edilirler. inley, kuron ve köprü protezlerinde başarı ile kullanılırlar.

2.1.3.3.2 Orta ısı porselenleri: Fırlama ısıları; 1093°C-1260°C'dir. Yapılarında, %61 Feldspar, %29 Silis, %2 Na₂CO₃, %1 Na₂B₄O₂, %5 CaCO₃, %8 K₂CO₃ bulunmaktadır. Yapılarında kaolin bulunmayan, ancak ergitici maddeleri kapsayan bu tür porselenler, daha düşük derecede erirler, %15'den fazla büzölme gösteren bu porselenler, homojen yapı gösterirler. İnley, kuron ve köprü protezlerinde kullanılırlar.

2.1.3.3.2 Düşük ısı porselenleri: Fırlama ısıları; 871 °C -1066°C'dir. Yapılarında, %12 Feldspar, %60 Silis, %8 Na₂CO₃, %11 Na₂B₄O₂, %1 CaCO₃, %8 K₂CO₃ bulunmaktadır. Düşük ısı porselenlerinin erime dereceleri, altın metalinden daha düşüktür. Pişirme süreleri, daha kısadır. %30-35 oranında büzölme gösteren bu

porselenler, piştikten sonra porözlü yüzey gösterdiklerinden, ağız sıvılarında bozulurlar, renkleri değişir ve gri bir renk alırlar. Pişirme işleminden sonra kırılğan yapı gösterdiklerinden, önemli yapılarda kullanılma olanakları yoktur. Genellikle, köprü restorasyonların fasetlerinde ve yapay dişlerin yapımında kullanılırlar.

2.2 YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ

Yüzey pürüzlülüğü materyal özellikleri ya da materyalin elde edilme yöntemine bağlı, yüzey dokusundaki çok ince düzensizlikleri tanımlar (86). Ayrıca, fonksiyon, estetik ve biyolojik uyum açısından da önemlidir (87). Pürüzlü yüzeylerde estetik kalite düşer ve bükülme dayanıklılığı azalır (88, 89).

Önceden belirlenmiş mesafe aralıklarında yüzeyin taranarak çeşitli parametreler elde edilmesiyle pürüzlülük açıklanır. Bu amaçla en çok Ra parametresi kullanılır (86). Ra, bitirilmiş ve polisaj yapılmış yüzeyin düzensizliğinin bir ölçütüdür ve mikron (μm) olarak hesaplanır. Ra'nın 0,2 μm 'den düşük olduğu yüzey, bakteri birikiminin az olduğu, parlak görünüme sahip yüzeylerdir ve istenen düzgünlükte olduğu kabul edilmektedir (85).

2.2.1 YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ

2.2.1.1 Konvansiyonel Profilometre

Konvansiyonel yüzey pürüzlülüğü ölçüm tekniğidir ve sıklıkla ölçülen obje ile yüzey teması gerektirir. Böyle bir temas potansiyel olarak yüzeye zararlıdır. Yüzey teması ile pürüzlülüğün değerlendirilmesi yüzey düzensizliklerindeki değişimleri tespit etmek ve kaydetmek için örnek üzerinde sürüklenen bir uç ile sağlanır. Kontak profilometre tekniğinin önemli limitasyonu ucun yüzeye dik hareket ettirilmesi gereksinimidir (90).

Cihazla üç değer elde edilmektedir. Bunlar;

Ra- Yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü,

Rz- Yüzeydeki en yüksek sivri uçların (pik) ortalamalarını,

Rpm- Yüzeydeki en derin noktaların ortalamalarını ifade eder. Rpm\Rz oranı yüzey profili hakkında önemli bilgi verir. Bu oran 0,5 değerinin üzerinde olduğu zaman yüzey keskin sırt profili içeriyor demektir. Oran 0,5 değerinden düşük olursa da yuvarlak profiller içeriyor demektir (91)

2.2.1.2 Lazer uçlu Profilometre

İncelenecek olan yüzey otomatik olarak lazerle paralel olarak taranır. Tarama sonucu 2 değer elde edilir. Ra, ortalama yüzey pürüzlülüğünü ve LR, doğru profil uzunluğu oranını belirler. LR boyutsal bir parametredir ve ideal pürüzsüz yüzey için değeri LR=1 olmalıdır (92).

2.2.1.3 Mikrofotoğraf Yöntemi

Yüzeylerden alınan mikrofotoğraflar değişik büyötmelerde incelenerek sınıflara ayrılır. Kısmi olarak görsel bir tekniktir. Sınıflandırma basitçe pürüzsüz bir yüzey, minör pürüzlülük ve çeşitli pürüzlülük alanları olarak görsel olarak değerlendirilir (93).

2.2.1.4 Atomik Kuvvet Mikroskobu

Alt tabakaya minimal kuvvet ileten bir temas profilometre metodudur. Distorsiyonu önlemek için keskin nanometre boyutlu bir uç kullanılarak yüzey taranır, ince özelliklerin daha iyi tespiti sağlanabilir. Bu yöntemde özel ölçümlerin yapılması ve pürüzlülük değerlerinin elde edilmesi ile sağlanan veriler kullanılarak topoğrafik bilgi 3 boyutlu resimsel görüntüler şeklinde sağlanabilir (94).

2.2.1.5 Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electrone Microscope-SEM)

SEM objenin yüzeyinden yansıyan elektronlarla görüntü oluşturulmasıdır. Böylece objenin üç boyutlu görüntüsü elde edilebilir. İnceleme yapılmadan önce örnekler ince bir metal ile (örneğin altın ile) kaplanmalıdır. Bu yöntemde, incelenecek örnek dar ve gittikçe artan elektron demetleri gönderilerek satır satır taranır. Elektronlar belli bir bölgeye çarptığı zaman yüzey atomları sekonder elektronlar olarak adlandırılan elektronlar yayar. Bunlar özel dedektörlerle yakalanırlar. Dedektöre giren sekonder elektronlar elektrik akımına çevrilir ve büyütülür. Bu elektriksel sinyal katot tüpüne gönderilir ve görüntü bilgisayar ekranından kayıt edilir (95).

Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için en sık kullanılan yöntemler; yardımcı veya yardımcısız yapılan görsel değerlendirmeler, taramalı elektron mikroskobu incelemesi ve profilometredir. Her üç yöntem de oldukça hassas ve detaylara özen gösterilerek kullanıldığında bitirme ve polisaj işlemlerinin performansları hakkında oldukça faydalı ve tekrarlanabilen bilgiler verirler (96).

2.2.2 YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİ

2.2.2.1 Glaze

Cıvalı bir yüzey sağlamak için pişirilmiş porselen yüzeyine uygulanabilen renklendirilmemiş cam tozlarıdır (2). Glaze materyali restorasyonun sıcaklığından daha düşük sıcaklıkta fırınlanabilmeli ve ısıl genişleme katsayısından çok daha düşük olmalıdır. Eğer glaze materyalinin ısıl genişleme katsayısı daha yüksek olursa, radial gerilim altında soğur ve ortaya çıkan gerilimler mikro çatlaklara sebep olur. Bunun tersi durumda, yani glaze ısıl genişleme katsayısı belirgin oranda düşük olduğu zaman oluşan sıkışma gerilimleri kavrama adı verilen çatlakları oluşturur (91, 97). 50 µm veya

daha kalın bir tabaka halinde uygulandığında günümüzde kullanılan glaze materyallerinin kimyasal dayanıklılığı yeterli bulunmuştur (2).

2.2.2.2 Otolaze

Herhangi bir parlaticı materyali kullanmaksızın ısı yardımıyla doğal cilalı bir yüzey elde edilmesidir (2). Bu durumda porselenin olgunlaşma süresi bir miktar (1-5 dk.) uzatılarak otolaze (kendi kendine parlama) sağlanabilir (88, 91, 98, 99, 100). Otolaze yapılmış feldspatik bir porselen, özellikle yüzeyi pürüzlü, glaze yapılmamış porselene göre daha dayanıklıdır. Glaze tabakasının çatlak ilerlemesini azaltmada da etkili olduğu bildirilmiştir. Bu tabaka aşındırılarak uzaklaştırıldığında porselenin transvers dayanıklılığı yarı yarıya azalmaktadır (2).

2.2.2.3 Polisaj

Parlak ve düzgün bir yüzey elde etmek için, genellikle küçük partikül boyutlu aşındırıcılar yardımıyla gerçekleştirilen bir yüzey işlemidir (8). Polisaj materyalleri; aşındırıcı lastik uçlar, ince partiküllü diskler ile şeritler ve ince partiküllü polisaj patlarıdır. Polisaj patları, yumuşak keçe uçlar, halkalar, profilaksi kapları ya da parlaticı diskler ile uygulanırlar (2).

İdeal polisaj yapılmış yüzey; atomik seviyede düzgün, kusursuz yüzey olarak kabul edilmektedir. Çoğu materyalin kırılğan yapıda olması ve aşındırma sırasında yüzeyinde çatlaklar meydana gelmesi sebebiyle gerçekte bu durumu elde etmek imkânsızdır. Polisaj ile ancak fazla büyütmelelerde izlenebilecek şekilde yüzeyde çok ince çizikler oluşur (2). İyi polisaj yapılmış porselen yüzeyin dayanıklılığının glaze yapılmış yüzeyin dayanıklılığı ile aynı olduğu bildirilmiştir (2, 3). Yüksek seviyede polisaj yapılmış metal seramik ve alüminöz porselenlerin glaze uygulanmış ya da benzer derecede fırınlanan porselenlerden daha dirençli olduğu tespit edilmiştir (98). Artan direncin yüzey çatlaklarının elimine edilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (3). Bu da porselen restorasyonlara polisaj uygulanmasını teşvik edici bir sebeptir (2). Seramik restorasyonlara glaze işleme alternatif olarak kullanılacak değişik polisaj

teknikleri uygulamalarını destekleyen çeşitli araştırmalar mevcuttur (96, 101, 102, 103, 104). Glaze yapılmış porselen yüzeyinin ideal olduğu düşünülse de, klinikte porselen yüzeyinde yapılan küçük değişiklikler “reglazing” işlemi yerine polisaj ile düzeltilebilir (103, 104, 105).

Porselenin ağız içinde uyumlanmasından sonra glaze tabakası ortadan kaldırıldığında, yüzeyini düzgünleştirmek için en iyi yöntemler; Sof-lex bitirme diskleri, Shofu porselen lamina polisaj kiti ya da diğer aşındırıcı sistemlerin kullanılması olarak bildirilmiştir (2).

Uygun bir polisaj tekniği kullanılarak glaze ile elde edilene kıyasla daha düzgün yüzeyler sağlanabileceği konusunda araştırmacılar arasında fikir birliği mevcuttur (3, 17). Ancak farklı polisaj sistemleri ile elde edilen yüzeylerin düzgünlüğünün kullanılan porselen türüne göre farklılık gösterdiği bildirilmiştir (3, 105).

2.2.2.3.1 Porselende Polisaj

Porselenin doku dostu olması ve estetik özelliğini kaybetmemesi için yüzeyi düzgün ve pürüzsüz olmalıdır (1). Polisajlı yüzeylerin avantajları şunlardır; doku irritasyonu azalır, gıda birikimi azalır, daha hijyenik ve daha estetikdir, karşı dişte aşındırıcı etkisi daha azdır (182, 235, 237, 182, 252, 258).

Porselen polisajı için üreticiler tarafından hazırlanan setler, ağız içi ve dışı olmak üzere iki farklı tiptedir. Ağız dışı bitim sırasıyla şu şekildedir; kaba bitim için elmas, bitirme diski veya aşındırıcı lastiklerle kaba bitimin devamı yapılır, lastik polisaj aletleri ile ilk polisaj için parlatılması ve en son keçe lastik uçlar ya da fırça ile gevşek bağlı porselen polisaj patıyla polisaj tamamlanır (96).

Ağız içindeki polisaj, ağız dışındaki aynı sırayla yapılır. Elmas bitirme diskleri, lastik polisaj aletleri, elmas polisaj patı ile uygulanır. Isı açığa çıkmasını önlemek için elmaslar ile ağızda sulu çalışılmalıdır (85, 96).

2.2.2.4 Yüzey Bitirme İşlemlerinin Diş Hekimliği Porselenlerine Etkisi

Porselenlerin estetik ve biyouyumlu olmaları sebebiyle, inley, onley, kuron ve köprü restorasyonlarında daha çok tercih edilmeleri, bilimsel olarak bu materyali daha yakından tanıma zorunluluğunu getirmiştir. Kırılgan tüm materyallerde olduğu gibi, içerdiği çok sayıdaki yüzey çatlakları (mikroskobik griffith çatlakları) sebebiyle kırılma özelliği gösterir. Bu çatlaklar, porselen yük altında kaldığı zaman, stres odakları oluşturur ve çatlak ucunda meydana gelen mikroskobik stres, kritik kırılma stresine ulaştığı zaman kırılmaya yol açar (111).

Porselenlerin klinik başarılarını arttırmak amacıyla, kırılmalara karşı dayanıklılıklarını arttırmak, en önemli hedef olmaktadır (2). Porselen restorasyonlardan kırılmaların, üretim ya da servis sırasında oluşan mikroskobik yüzey deformitelerinden kaynaklandığı ve materyaldeki diğer mikro çatlaklar boyunca yayıldığı düşünülür. Glaze işlemleriyle oluşturulan ince bir cam tabakayla, porselen yüzeyindeki mikro çatlak veya yarıkların boyutları küçültülerek materyalin direnç kazanması sağlanır. Bu sebeple geleneksel kanıya göre, pürüzlü yüzey yapısının artışı, porselen direncinin azalmasına sebep olur (112, 113, 114).

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde bulunan poröziteler, ışığı kırarak translusens özelliğini azaltır. Bunlar iyi bir optik görüntü sağlamak ve direnci korumak açısından en aza indirilmelidir. Aynı zamanda poröz bölgeler, yüksek stres konsantrasyonu içermeleri sebebiyle kırık başlatma özelliğine sahiptirler ve porselenin gerilme, makaslama kuvvetlerine karşı direncini düşürürler (115).

Mekanik olarak vibrasyon ve fazla suyun emdirilmesi, porözitelerin giderilmesi için akla gelen ilk uygulamalardır. Boşlukların hacmi partikül hacimlerinin dağılımına bağlı olduğundan vibrasyonun etkisi sınırlıdır (91).

Overglaze, elmas disk uygulamaları ve elmas pastalarla yapılan polisaj işlemlerinin bükülme dayanıklılıklarını belirgin oranlarda arttırdıklarını belirtmişlerdir (116).

Porselen yüzeyindeki pürüzlülükler, birer stres kaynağı oluştururlar. Bu stres odakları, daha küçük streslerde bile kırılmalar oluşturabilirler. Jager ve ark. bu sebeple

yüze bitirme işlemlerinin, diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin dayanıklılıklarına olan etkilerini araştırmışlar. Vita VMK 68 ve daha üç farklı ticari porselen üzerinde, elmas diskler, polisaj ve glaze yöntemleri uygulamışlar. Yapılan dayanıklılık testi ve SEM sonucunda yüze pürüzlülüğü ve biaksiyal dayanıklılık arasında belli bir bağlantı görmüşlerdir. Yüze düzgünlüğü arttıkça, porselenlerin dayanıklılığının arttığını belirtmişlerdir (117).

Esquivel ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada Vita VMK 68, Procera ve Duceratin porselenlerinin renk stabilitesini belirlemek için glaze uygulanmış ve uygulanmamış pürüzlü yüze sahip örnekleri distile su ve metilen mavisinde bekleterek, görsel yöntem ve kolorimetre ile renk değişimlerini incelemişlerdir. Görsel sonuçlar ile kolorimetrik sonuçların uyumlu olduğunu, metilen mavisine batırılan glaze uygulanmış örneklerdeki renk değişiminin minimum olduğunu bildirmişlerdir (118).

2.2.2.5 Bitim ve Polisaja Etki Eden Faktörler

Porselenin polisajında; aşındırıcıyla materyal arası sertlik farkı, aşındırıcının büyüklüğü ve şekli, aşındırma hızı ve basıncı, bu aşamada yıkanması etkilidir (8).

Sertlik farkı: Kullanılan aşındırıcının ve restorasyon materyalinin arasındaki sertlik farkının büyük olması etkin bir aşındırma işlemi yapılmasını sağlar. Bir materyalin knoop ve brinell sertlik dereceleri materyalin aşındırma işlemine karşı direncinin gösterirken, mohs derecesi ise materyalin diğer bir materyal tarafından çizilmesine karşı direncini gösterir (8, 85).

Aşındırıcının partikül büyüklüğü: Aşındırıcı partiküller büyüklüğüne göre; (0-10 µm arası ince (fine) , 10-100 µm orta (medium), 100-500 µm kaba (coarse) olarak sınıflanırlar. Genellikle büyük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılarla daha hızlı ve pürüzlü aşındırma yapılır. Farklı partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılarla uygulanan basınç değiştirilerek aynı boyutta aşındırma yapılabilir (8, 85).

Partikül şekli: Partikül şekli aşındırma oranı üzerine direkt etkilidir. Keskin düzensiz şekilli partiküller yuvarlak hatlı daha küt kesme açısı olan partiküllere göre daha hızlı aşındırma yaparlar ve daha derin çiziklerin olmasına sebep olurlar.

Kullanıldıkça aşındırma oranı, aşındırıcıda debris (restorative materyal artıkları) birikmesine bağlı olarak azalır (8, 85).

Hız: Ne kadar hızlı aşındırırsak o kadar çok oranda restoratif materyal aşınır. Materyal üzerinde ısı oluşumu da hızla birlikte artar (8, 85).

Basınç (Uygulanan baskı veya kuvvet): Fazla basınç çabuk aşındırır fakat daha derin ve geniş çizikler oluşmasına neden olur aynı zamanda daha fazla ısı artışına neden olur (8, 85).

Yıkama (Lubricants): Silicon grease, su spreyi, glycerol iki amaçtan dolayı yıkamada kullanılır, yüzey artıklarını uzaklaştırmak ve ısı artışını önlemek içindir. Çok fazla olursa da aşındırma oranını düşürür çünkü materyalle aşındırıcı temasını azaltır (8, 85).

2.2.2.6 Dental Porselen Polisaj Aşamaları

Dental porselen sırası ile üç aşama sonucu parlak bir yüzeye sahip olurlar. Bunlar; kaba düzeltme ve konturlama, ara bitirme, final parlatmadır (8).

Kaba düzeltme ve konturlama: Büyük grenli aşındırıcılarla restorasyonun bitirme işlemine hazır hale getirilmesidir. Etkili bir aşındırma sağlayabilmek için 100 µm ya da daha büyük partiküllü, kaplı veya bağlı aşındırıcılar gereklidir. Elmas frez, yivli bitirme frezi ve aşındırıcı bitirme diskleri kullanılır (8, 96). Elmas frezle porselen konturları düzeltilip pürüzsüz hale getirilir. Bitirme elmasları 5-60 µm'lik grenlere sahiptirler (96). Kaba ve orta grenli kaplı bitirme diskleri kaba düzeltme için kullanılır (96).

Ara bitirme: Restorasyonun konturu ve sonuç şeklinin oluşmasını sağlayan aşamadır. Bitirme işleminde pürüzlüden pürüzsüz yüzeye ilk geçiş sağlanır (92, 119). Kaba düzeltme ve konturlamada oluşan çizik ve yüzey kusurları kaldırılır. Bu aşamada kullanılan aşındırıcılar 100 µm'den küçük 15-20 µm'den daha büyüktür. Kaplı diskler, bağlı aşındırıcı aletler, ince elmas frezler ya da çok yivli bitirme frezleri kullanılır (96).

Final parlatma: Parlatma işleminin amacı mineye benzer parlaklıkta bir restorasyon elde etmektir. Çizikler gözle görülmez hale gelir. Aşındırma yöntemi,

uygulanan aşındırma hızı, partikül büyüklüğü ve sertliği ile ilgilidir. Bağısız parlatma uygun bir enstrümana uygulanır ve bunların partikül boyutları 0.3-20 µm boyutlarındadır. (8)

Yüksek dolduruculu hibrit kompozitlerde final ve ön parlatma için alüminyum oksit patlar kullanılır bunlar porselenin parlatılmasında kullanışlı olsa da tercih edilen, elmas parlatma patlarıdır(1, 3, 6 µm). Çalışmalarda elmas patların porselenin parlaklığı üzerine en iyi etkiyi yaptığı bildirilmektedir. Kompozit ve porselen parlatma patlarıyla beraber en yaygın kullanılan madde gliserindir (96, 109, 120).

2.2.2.7 Aşındırıcıların Sınıflandırılması

2.2.2.7.1 Gren çapına göre Aşındırıcılar

Gren, aşındırıcı partikülün büyüklüğü olarak adlandırılır. Aşındırıcı grenler, farklı partikül büyüklükleri yaratmak için düzensiz eleklerden geçirilmiş, ezilerek ve baskılanarak elde edilmiş materyallerdir (2).

2.2.2.7.2 Kaplama şekline göre Aşındırıcılar

Bağlı (Bonded): Partiküller; sinterleme, vitröz bağlama (cam ya da seramik), rezinsel bağlama (fenolik rezin), lastik bağlama (lateks, silikon içeren lastikler) olmak üzere 4 yöntemle bağlanır. Sinterlenmiş aşındırıcılar, aşındırıcı partiküller üst üste yığıldığından dolayı en güçlü materyallerdir. Vitröz bağlı aşındırıcılar camsı materyal ile karışır, enstrüman şeklini almak için soğuk preslenir, bağlayıcıya yapışması için sıcak preslenir. Rezin bağlı aşındırıcılar soğuk ya da sıcak preslenip rezinle bağlanması için ısıtılır. Lastik bağlı aşındırıcılar, rezin bağlı aşındırıcılara benzer şekilde üretilirler (2).

Kaplı (Coated): Kaplı yapıştırıcılar, aşındırıcı partiküllerin yapıştırıcı kullanarak esnek bir destekle (hafif ağırlıklı kağıt, metal ya da bant) sağlamlaştırılmasıyla üretilirler. Disk ve bitirme diski şeklindedirler, diskler değişik çaplarda ince ve çok ince olabilirler. Neme dirençsiz olanlar su degradasyonu ile sertlik azalır, fakat günümüzde neme dirençli disk ve stripler geliştirilmiştir (2).

Bağsız (Loose): Son parlatma işleminde kullanılan parlatma patları bağsız aşındırıcılardır ve lastik keçe gibi yardımcı aletlerle beraber kullanılmaları gerekir. Aşındırıcı partiküller dental uygulamalarda, gliserin gibi suda çözülebilir bir materyalle dağıtılır. Alüminyum oksit bağsız patlar (0,3-1 µm) kompozit parlatmada ve elmas bağsız patlar ise porselen parlatmada sık tercih edilen bağsız aşındırıcılardır (2).

2.3 DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK

Renk olgusu, sübjektif kişisel gözleme bağlı, bir cismin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimi sonucu algılanan psikofiziksel bir cevaptır (86).

15. yy' da başlayan ve günümüze kadar gelen süre içinde rengin, ışığın taşıdığı bilgilerden biri yani ışığın bir özelliği olduğu ve renk algılamanın da görsel algılamanın bir parçası olduğu ortaya koyulmuştur (121). Renk, bir objeden geçen veya objeden geriye yansıyan ışık dalgalarının görünen etkisidir. Işık olmadan renk olmaz (122). Işık, dalga boyu nanometrelerle ifade edilen görünür bir elektromanyetik radyasyondur ve kırıldığında bir spektrum oluşturur (123). Elektromanyetik spektrumun bir ucunda kozmetik gamma ışınları, diğer ucunda ise radyo dalgaları bulunur. Bu spektrumun ortalarında mor ötesi ve kırmızı ötesi dalga boyları arasında ise görünür ışık yer alır. İnsan gözü 360 nm (mor)-780 nm (koyu kırmızı) arası dalga boyundaki ışığa duyarlıdır. Buna görünür ışığın spektrumu denmektedir (122, 124, 125). Görünür spektrum, kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç ana banda ayrıldığını göz önüne alırsak, herhangi bir ışık kaynağının verdiği ışığın renk kalitesi, bu ışık içinde mevcut olan kırmızı, yeşil ve mavi ışınların yüzde oranı ile ifade edilebilir (2, 14, 122).

Renk kişiseldir. Her bir kişi aynı objeyi farklı görebilir. Sadece görsel değerlendirmeye dayanan ortak bir karar çıkması çoğu zaman zordur. Kişisel renk algılama kabiliyeti ışık şartları, zeminin etkisi, renk körlüğü, iki göz arası farklılıklar, göz yorgunluğu ve diğer psikolojik faktörleri içeren pek çok faktörden etkilenir. Bu fiziksel şartların yokluğundan başka her gözlemci renk ile ilgili geçmiş deneyimlerine ve renk referanslarına dayanarak rengi farklı yorumlar. Rengin algılanması için üç element arasında bir etkileşim olmasına ihtiyaç vardır. Bunlar ışık, obje ve gözlemcidir (86).

2.3.1 DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENGİN ALGILANMASI

2.3.1.1 Işık

Isaac Newton, beyaz ışık demetinin bir prizma içinden geçmesi ile renk komponentlerine veya dalga boyuna ayrıldığını bulmuştur. Newton bir spektrum olarak rengin kesintisiz sıralanması ile sonuçlandığını tanımlamıştır. Bu spektrumu kırmızı, portakal rengi, yeşil, mavi, çivit ve menekşe rengi olarak tanımlamıştır. Dalga boyları kırmızı, yeşil ve mavi ışığın değişimi olarak insan gözündeki üç tip renk reseptörü tarafından algılanır. İnsan gözü ışığın sadece bu dalga boyundaki ışıkları algılar, bu nedenle görünür ışık spektrumu olarak tanımlanır. Fiziksel tanımda görünür ışığın dalga boyu, yaklaşık 360 nm. ile 780 nm. aralığındadır. Her bir renk, frekansı veya dalga boyu ile uyumlu olarak tanımlanır (2, 86).

2.3.1.2 Gözlemci

Yayıma, geçme ve yansıma ile göze ulaşan dalga boyları rod ve kon olarak adlandırılan retina üzerinde ki algılayıcı hücreler tarafından algılanır. Rodlar göze ulaşan ışık ışınının yoğunluğu yani rengin parlaklığını algılar (86). Rengi algılama kabiliyetleri yoktur. Konlar ise rengi algılar. Kon hücreleri karanlıkta işlevlerini durdururlar. Görsel algılama bu hücrelerden sadece parlaklığı ve karanlığı algılayabilen rod hücrelerine geçer (2, 86). İnsan gözü üç farklı tip kon içerir ve bunların her biri

sırası ile yaklaşık olarak kırmızı, yeşil ve mavi renklerde ki dalga boylarına karşılık gelir. Bu iki hücreden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesi sonucunda beyinde renkli bir görüntü oluşur.

2.3.1.3 Obje

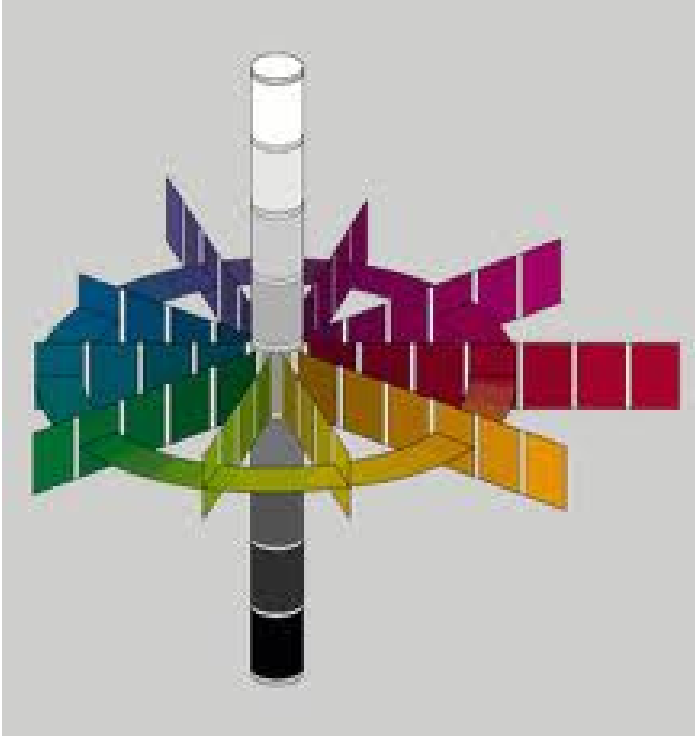
Bir objenin optik görünümü, üzerine gelen ışığı geçirmesi, yansıtması ve absorbe etmesi ile belirlenir. Transparan objelerin yüzeyi ve densitesi tarafından absorbe edilen ışık miktarı belirlenir ve geçen ışığın dalga boyları algılanan rengi oluşturur. Materyal tamamen transparan ise bütün ışık geçecek ve renk beyaz olarak algılanacaktır. Materyal tamamen opak ise tüm ışık absorbe edilecek ve siyah renk algılanacaktır. Solit bir obje bazı dalga boylarını absorbe eder ve diğerlerini yansıtır. Bu durumda ise obje yansıyan dalga boyunun rengi olarak algılanır (2, 86, 126).

Dental porselenin translusensliği çoğunlukla ışık saçılımına bağlıdır. Bir porselenden geçen ışığın çoğunluğu şiddetli saçılım ve diffüz yansıma ise materyal opak görünecektir. Işığın sadece bir bölümü saçılır ve çoğunluğu diffüz geçiş yaparsa materyal translusens görünecektir. Absorbe olan, yansıyan ve geçen ışığın miktarı porselen içindeki kristallerin miktarına, kimyasal özelliklerine ve partikül boyutunun ışık dalga boyu insidansının karşılaştırılmasına bağlıdır (127).

Günümüzde bir çok renk ayırma ve belirleme sistemi mevcuttur. İlk olarak 1905' de Amerikalı ressam A.H. Munsell tarafından bulunan sistem geliştirilerek uzun seneler kullanılmıştır (178, 190). Dünyaca kabul edilirliliği, güvenilirliği, esnekliği ve uygulama kolaylığı açısından Munsell renk belirleme sistemi diş hekimliğinde renk seçimi için uygun bir sistem olarak kabul edilmiştir (122, 124, 128).

2.3.2 MUNSELL'E GÖRE RENGİN BOYUTLARI

Amerikalı sanatçı A. H. Munsell 1905 yılında rengin üç sıfatı; ana renk (*hue*), parlaklık (*value*) ve yoğunluk (doygunluk) (*chroma*) özelliklerine göre sınıfladığı, çok fazla sayıda küçük renk kartlarını kullanarak rengin rakamsal olarak ifade edildiği bir model önermiştir. Daha sonraları bu ilk model geliştirilerek günümüzde kullanılan "Munsell Sistemi" yaratılmıştır. Munsell bu sistemde renklerin 3 boyutlu olarak organizasyonunu göstermektedir. Munsell renk şablonu, küre veya silindire benzetilebilir. Bir rengin diğer renk ile ilişkisi 3 boyutlu şablonun içindeki renk organizasyonu anlaşıldığı zaman daha kolay açıklanabilir. Renksiz ve akromatik ışınlar, silindirin merkezine doğru uzanır. Saf beyaz en yüksekte saf siyah ise en altta yer alır (Şekil 1) (86, 122, 128, 129, 121).



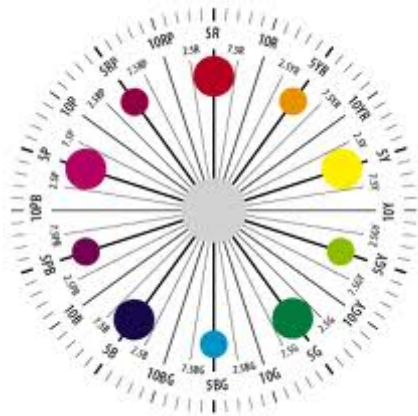
Şekil 1: Munsell'in Renk Şeması

2.3.2.1 Hue

Ana renk veya renk çeşidi anlamına gelir (130). Retina üzerinde etkili olan ve spesifik bir dalga boyundaki ışık tarafından yaratılan renktir. Rengin anlaşılması en kolay boyutudur. Rengi tanıtan, diğer renklerden ayrılmasını sağlayan özelliktir. Munsell'in deyimini ile "bir renk grubunu diğerinden ayırt etmemizi sağlayan karakterdir". Bir eşyanın ana rengi kırmızı, yeşil, sarı gibi herhangi bir renk olabilir, bu ayırım rengin hue boyutu ile tanımlanır (122).

Diş hekimliğinde ise; diş veya dental restorasyonların pigmentlerini tanımlamada kullanılır (kırmızı, mavi veya sarı gibi) . Munsell renk sisteminde 5 ana renk (kırmızı, sarı, yeşil, mavi, mor) ve bunların arasında 5 yardımcı renk (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi, kırmızı-mor) vardır. Bunlar da renk tekerleği ile gösterilir (Şekil 2) (121).

Renk tekerleği üzerinde 10 adet hue (ana renk) vardır. Munsell sisteminde bir hue'yu belirlemede bazı basit harfler kullanılmaktadır. Bu 10 çeşit renk: kırmızı=R, sarı-kırmızı=YR, sarı=Y, yeşil=G, yeşil-sarı=GY, mavi=B, mavi-yeşil=BG, mor-mavi=PB, mor=P, kırmızı-mor=RP şeklinde adlandırılır (14, 122, 124, 125, 128).



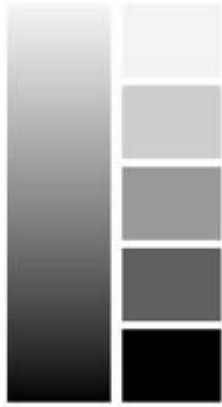
Şekil 2: Ana Renkler

2.3.2.2 Value

Objenin parlaklığı, rengin (hue) koyuluk veya açıklığı ile ilişkili olarak tanımlanabilir. Bir objenin parlaklığı objenin yansıttığı veya geçirdiği ışık enerjisi

miktarının direkt sonucudur. Siyah beyaz fotoğraflarda renk yoktur ancak cisimlerin görüntüleri aydınlık değerine göre grinin açık ve koyu tonları olarak görünür. Birbirinden tamamı ile farklı iki renk tam anlamıyla aynı value değerine sahip olabilirler (2, 86). Munsell sistemin en altında siyah, en üstünde beyaz bulunur. Value'nun siyah kısmı 0, beyaz kısmı 10 ile numaralandırılır. 0 ile 10 arasında gri tonları siyahtan beyaza doğru farklı value değerleri oluşturur (Şekil 3). Ancak Munsell sisteminde, sadece 9 value değeri kullanılmıştır. Saf beyaz 10 ve saf siyah 0 dereceler olarak kabul edilmiştir. Düşük value, koyu renkleri, yüksek value, açık renkleri ifade eder (14, 122, 124, 125, 128). Işık yansıtma miktarı yüksek ise value değeri yüksektir.

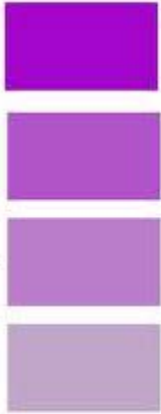
Bir restorasyonda yüksek value gözlemciler tarafından çok kolay fark edilir ve estetik restorasyonların en genel sorunudur (8, 86). Aydınlik değeri yüksek olan bir restorasyon ilk bakışta yapaylığı göze çarpan açık ve tebeşirimsi bir görüntü verirken, düşük aydınlık değerine sahip bir diş ise gri ve cansız görünür (8, 86, 131). Çeşitli elmaslar, aşındırıcı lastik uçlar ve polisaj patlarını kullanarak diş hekimi, restorasyonun parlaklığını ve dolayısıyla value değerini kontrol edebilir (103). Sistemli bir polisaj uygulaması ile daha estetik yüzeyler elde edilmiş olur (3).



Şekil 3: Value Dereceleri

2.3.2.3 Kroma

Renk tonunun (hue) saflığı, yoğunluğu veya doygunluğudur (2, 8, 131). Ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu ifade eder (Şekil 4) (123). Örneğin bazı dişler diğerlerine göre daha sarı görünebilir. Renk çeşidi (hue) aynıdır ancak birindeki sarılık diğerinden daha fazladır, yani kroma rengin içindeki Hue'nun miktarını ifade eder. Renk içerisine gri katılması Kroma değerini düşürür fakat hue'yu etkilemez. Katılan gri rengin parlaklığı (value) önem kazanır. Eğer düşük Value'lu bir gri katılırsa hem Value hem de Kroma değeri düşecektir, orijinal renkten daha yüksek Value' lu bir gri katılırsa ortaya çıkan renk aynı Hue' da, daha düşük Kroma ve daha yüksek Value' da olacaktır. Renkle aynı Value' da gri kullanıldığında ise sadece Kroma azalacak, diğer değerler aynı kalacaktır. Bir rengin Kroma değeri, akromatik veya gri=0 ile yüksek oranda doymuş renk=18 arasında değişmektedir (14, 122, 124, 125, 128).



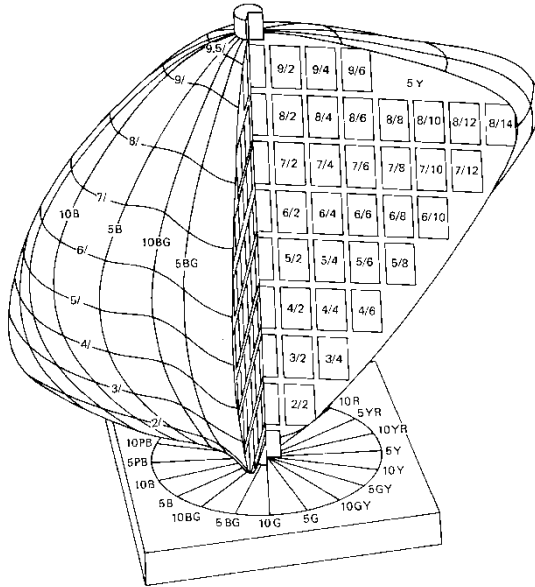
Şekil 4: Kroma Değerleri

Herhangi bir renk, bahsedilen bu üç değer kullanılarak açıklanabilir. Hue, value ve kroma kaliteleri rengin renk aralığında sayısal olarak açıklanabilmesini sağlar. Bu

numaralandırma sistemine “Munsell Notasyonu” denir. Munsell renk sisteminde bir renk “Hue Value/Chroma (H V/C) biçiminde sıralanan simgelerle gösterilir (5 6/8) gibi (Şekil 5) (121).

Munsell bu sistemde, renklerin 3 boyutlu organizasyonunu göstermektedir. Munsell renk şablonu küre veya silindire benzetilebilir. Her ikisinin de karakteristiklerini barındıran, düzensiz üç boyutlu bir şekle sahiptir. Kroması az ve akromatik renkler silindirin merkezine doğru uzanır, saf renkler silindirin dış yüzeyinde yer alır. Saf beyaz en yüksekte, saf siyah ise en altta yer almaktadır. Yani aydınlık renkler silindirin tepesinde, karanlık renkler de tabanda yer alır. Renk çeşitleri (hue), bu şekilde silindirin etrafında sıralanmıştır ve her renk çeşidinin içinde renkler aydınlık ve koyuluğuna (value), saflığı ve gücüne (kroma) göre sıralanmışlardır (124, 132).

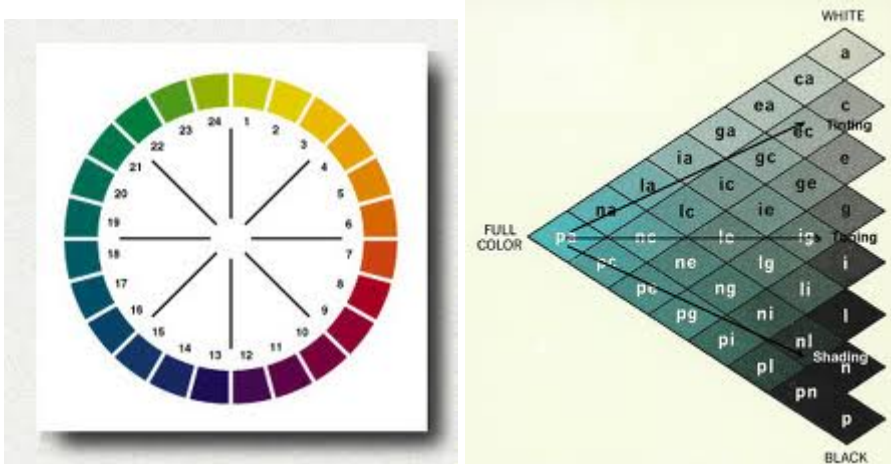
Bu sistemin renk örneklerinin yer aldığı ilk 'Munsell Renk Atlası' 1915 yılında yayınlanmıştır. Günümüzde bu atlas 'Munsell Renk Kitabı' adı ile anılmakta olup halen ABD, Japonya ve İngiltere' de ulusal standart renk tanımlama sistemi olarak kullanılmaktadır (86, 121).



Şekil 5: Munsell’in Renk Şeması

2.3.3 OSWALT RENK SİSTEMİ

Ostwald renk sistemi 1914 yılında Alman bilim adamı Wilhelm Ostwald (1852-1932) tarafından geliştirilmiştir. Renklerin bir çember üzerine düzenli olarak sıralandığı, ortaya doğru, yani dairenin merkezine doğru rengin grileştiği ve tümünün aşağı doğru koyulaşıp, yukarı doğru açığa çıktığı düşünülerek, renk çemberi boyunca taban tabana birleşmiş iki koniden oluşmuş geometrik bir yapıya sahiptir. 4 temel renk, 8 tonlama vardır. Ana renkler sarı, deniz mavisi, kırmızı ve deniz yeşilidir. Bir rengin çeşitli örnekleri, bir köşesinde siyah, bir köşesinde beyaz, bir köşesinde de o rengin saf örneği bulunan bir üçgen içinde gruplandırılır. Bunlarda kendi aralarında 24 renk oluşturacak şekilde daire üzerinde yer alırlar (Şekil 6) (121).



Şekil 6: Ostwald Renk Çemberi ve Sistemi

2.3.4 CIE XYZ RENK SİSTEMİ

Munsell' den sonra ışık ve renk üzerine araştırmalar yapan uluslar arası bir kuruluş olan 'Commision de l' Eclairage (CIE), 1931 senesinde XYZ tristimulus değerlerini

tanımladı (Şekil 7). Bu değerler insan gözünün retinasında da bulunan 3 temel renge duyarlı (X= kırmızı, Y= yeşil, Z= mavi) sensörlerle çalışan sistemdir. X, Y, Z değerleri üç ana rengin algılanmasını sağlayan sinirlerin beyne yolladıkları uyarıların toplamıdır. Her üç uyarımın ayrı ayrı toplam uyarım miktarına olan oranı rengi tanımlar. Beyin bu üç büyüklüğün bileşimini yaparken, oranlamalar ile de renk duyulanmasını gerçekleştirir; X, Y ve Z değerlerinin toplamı rengin görsel duyularına toplamına eşittir. Bu tanımlamaya göre tüm renkler baslıca üç rengin yani kırmızı(X), yeşil (Y) ve mavinin (Z) çeşitli miktarlarda karışımı ile elde edilir.

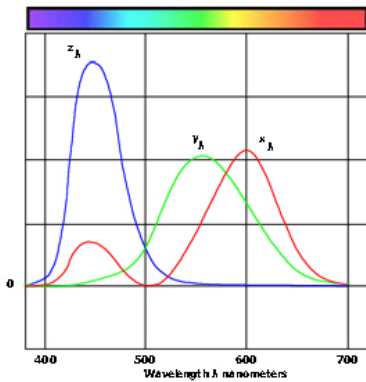
Bu toplam içinde;

Kırmızının algılanma oranı $X = X/X+Y+Z$

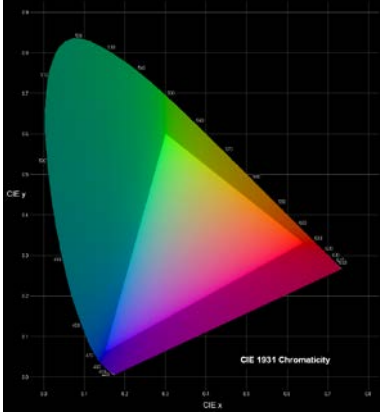
Yeşilin algılanma oranı $Y = Y/X+Y+Z$

Mavinin algılanma oranı $Z = Z/X+Y+Z$ dir.

X, Y ve Z değerleri 0 ile 1 arasındadır ve $x=y=z=(1/3)$ noktası teorik olarak beyazdır. Bu noktadan uzaklaştıkça renklerin doymuşluğu artar. Bu sisteme göre oluşturulan, at nalına benzeyen 2 boyutlu şekle gamut denir (Şekil 8). Renk biliminde gamut renkli görüntü işleme cihazlarının sahip olduğu renk yelpazesi olarak tanımlanır (121).



Şekil 7: CIE XYZ Renk Sistemi



Şekil 8: CIE XYZ Renk Sistemi

2.3.5 CIE (Commission International de l'Eclairage/ International Commission on Illumination) Lab RENK SİSTEMİ

1986 yılında kurulan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (International Commission on Illumination, 1986) renk ve görünüm gibi alanlarda standart bir ışık kaynağında, standart bir gözlemci ve verilen bir renge insan görme sisteminin cevabını gösteren tristimulus değerlerinin hesaplanmasında yetkili bir organizasyondur (133). CIE, renk ölçümlerinde uluslararası bir standart olarak kabul edilir (86, 134). CIE'nin tristimuluslu standart gözlemci eğrisi, ilk olarak 1931 yılında açıklanmıştır (CIE XYZ) (86, 134).

1976 yılında, CIE daha belirleyici bir renk tanımlaması yapmıştır. CIE Lab; renk algılamasının insan gözündeki üç ayrı renk reseptörüne (kırmızı, yeşil ve mavi) bağlı olduğunu kabul eden teoriyi destekler ve günümüzde en popüler renk sistemlerinden biridir (8, 133).

CIE Lab renk sisteminin avantajı, görsel renk algılaması esasına göre renk aralıklarının eşit mesafede, düzenli bir şekilde düzenlenmiş olmasıdır (8, 135).

Bu sistemem göre rengin 3 farklı boyutu bulunmaktadır. Tüm renkler, 3 farklı eksenin keşşerek, merkezini oluşturduğu bir küre içinde yer alır (Şekil 9).

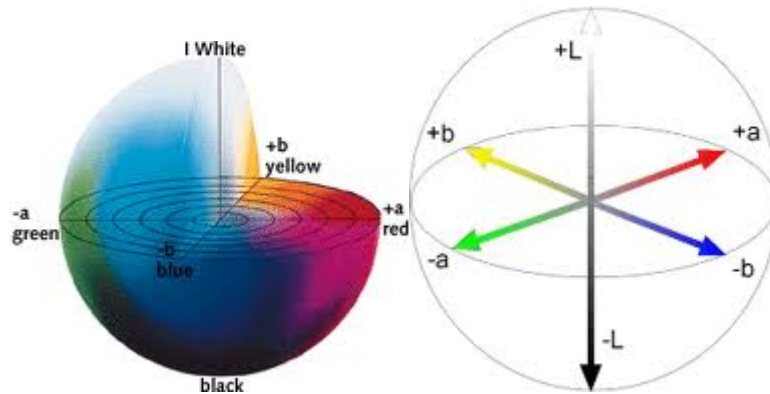
Bu üç boyutlu renk sisteminin üç ekseni L^* , a^* ve b^* 'dir. L^* dikey ekseni, rengin açıklık ve koyuluk koordinatlarını belirler. Mükemmel siyah rengin L^* değeri 0,

mükemmel beyaz rengin L^* degeri ise 100'dür (133). Cismin parlaklığını tanımlayan L^* degeri, Munsell sistemindeki value değerine benzerdir. a^* yatay eksen; kırmızılık (pozitif a^*) veya yeşillik (negatif a^*). Arttıkça renk kırmızıya, azaldıkça yeşile yaklaşır(L). b^* yatay eksen ise sarılık (pozitif b^*) veya mavilik (negatif b^*) olarak rengin yoğunluk (kroma) koordinatlarını belirler. Arttıkça sarıya, azaldıkça maviye yaklaşmaktadır. L^* , a^* ve b^* degerleri, renk algısının yoğunluk kısmının belirleyicileri olsalar da Munsell sistemindeki hue ve kroma ile bire bir örtüşmezler (134, 136, 137, 138).

Bu sistem tek bir değerle renk değişimini tanımlayabilir. Bu 3 koordinatın kesişim yeri o rengin değerini verir. Bu değer ΔE değeridir ve iki ölçüm arasındaki renk değişimi aşağıdaki formül ile belirlenir (14, 122, 128, 134, 138, 139, 140, 141, 142, 143, 144).

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

Nötr renklerde (beyaz, gri) a^* ve b^* değerleri sıfıra yaklaşır ve renk yoğunlaştıkça bu değerler artar (133). ΔE formülünde yer alan L_0 , a_0 ve b_0 ilk ölçüm değerleri iken L_1 , a_1 ve b_1 ise ikinci ölçüm değerleridir (133). ΔE , dikkate değer renk farklılığını göstererek bir eşik değeri olma özelliği taşır (134).



Şekil 9: CIE Lab Renk Sistemi

Birçok araştırmaya göre ΔE değerlerinin 1' den küçük olması renk değişiminin görsel olarak fark edilemeyeceği, 1 ve 2 arasında olması kısmen fark edilebileceği, 2' den fazla olmasının görsel olarak da fark edilebileceği anlamına gelir (145, 146, 147). Bu konuda yapılan çeşitli çalışmaların bazıları renk değişiminin klinik olarak ağız içinde fark edilebilmesi için ΔE değerinin 1 ΔE birimden (128, 134, 148, 149) bazıları 3 ΔE birimden (150, 151), bazıları 3,3 ΔE birimden (152), bazıları da 3,7 ΔE birimden büyük olması gerektiğini savunmaktadır (146, 153).

Renk Farklılığı (ΔE) Klinik Renk Eşlemesi

0 Mükemmel

0.5- 1 Çok iyi

1- 2 iyi

2- 3,5 Klinik olarak kabul edilebilir

> 3,5 Uyumsuz

Renk farklılığının ΔE değeri ile belirtilmesi oldukça kullanışlıdır ve CIE renk sistemine ideal bir renk tespit sistemi olma özelliği kazandırır (8, 154).

2.3.5.1 CIE önerdiği standart aydınlatma koşulları

CIE' nin 1931 yılında önerdiği sistemde; parlak ışık (A), direkt güneş ışığı (B) ve ortalama gün ışığı (C) şeklinde üç farklı standart aydınlatma koşulu kullanılmaktadır. Ancak B ve C aydınlatıcıları floresan materyallerin ölçümünde başarısız bulunarak 1964 yılında sisteme bir dizi D (D65) aydınlatıcı eklenmiştir (168). Günümüzde halen bazı C aydınlatıcılar kullanılsa da B aydınlatıcı tipi kullanılmamaktadır.

1964 yılında CIE Kelvin ($^{\circ}K$) derecesi ile açıklanan renk ısılarıyla ilişkili standart aydınlatmanın spektral fonksiyonunu belirlemiştir. Bu, matematiksel bir standarttır. Fiziksel kaynaklar için geçerli değildir (155). Halen kullanılan standart A tipi aydınlatıcı, ev tipi tipik tungsten aydınlatıcılardır. $2856^{\circ} K$ renk ısısına sahiptir (86). En sık kullanılan D aydınlatıcıları D65 ve D50' dir. D50 aydınlatma koşulları $5000^{\circ} K$ renk

ısisına sahiptir ve yaklaşık olarak az bulutlu fakat açık bir günde öğle vakti doğal gün ışığına yakındır (2, 86, 155). Renk ısısı 6500 ° K olan D65 aydınlatıcı, ortalama gün ışığına karşılık gelir. Özel bir sebebi yoksa gün ışığında yapılan kolorimetrik ölçümlerin tümünde D65 aydınlatıcı kullanılmalıdır (156) .

2.3.6 IŞIK VE RENK TERİMLERİ

2.3.6.1 Metamerizm

Bir ışık kaynağında belirlenmiş bir cismin renginin diğer bir ışık kaynağı altında farklı görünmesidir (2, 157, 158, 159). Parlak ışıkta kırmızı- sarı spektrum ön plana çıkarken spektrumun mavi ucu zayıflar. Aksine floresan ışık kaynağında güç mavi- yeşil uca kayar ve bu yüzden mavi- yeşil renk baskın olarak algılanır. Doğal güneş ışığı da rengini değiştirir. Öğle vakti, gökyüzü içine aldığı az miktarda hava ile mavi görünür. Sabaha karşı ve akşamüstü güneş ışığı daha kısa dalga boylu mavi ışık atmosfer tarafından dağıtıldığı için yalnızca kırmızı- turuncu ışığı içine alır ve kırmızı- turuncu görünür. İdeal renk seçimi biri gün ışığı olmak üzere, iki ya da daha fazla farklı ışık kaynağı altında yapılmalıdır ve laboratuvar işlemleri de aynı aydınlatma koşullarında gerçekleştirilmelidir (159).

2.3.6.2 Pigmentasyon

Metal dışında bir materyalin içinde bulunan ve rengi oluşturan partiküllere pigment, oluşan renklendirme işlemine de pigmentasyon adı verilir. Örnek olarak, mercuric sulfide veya vermilion maddesi kırmızı pigmenttir ancak içeriğinde kırmızı dışında farklı oranlarda tüm renkleri bulundurur. Tüm bu renklerin birleşimi kırmızı rengi oluşturur (2, 14).

2.3.6.3 Opaklık

Bir materyali maskeleyebilme gücünün ölçüsüdür. İdeal boya maddesinin altındaki rengi saklayabilir özellikte olması gerekliliğinden doğmuş bir kavramdır (86).

Bir cisim gün ışığı kaynağından gelen ışığı tamamen yansıttığı zaman rengi beyaz görünür. Cisme gelen ışığın hepsi absorbe oluyorsa cisim siyah görünür. Opak bir materyal ışığın bir kısmını absorbe ederken gerisini yansıtır, ışığı kendi içinden geçirmez. Örneğin; beyaz ışık altında cisim kırmızı, turuncu, sarı, mavi ve moru absorbe ediyorsa rengi yeşil görünür (2, 8, 14, 86, 160).

2.3.6.4 Kırılma ve Yansıtma

Kırılma, ışın demetinin saydam tabaka içerisinde farklı hızlarda oblik olarak geçerek ayrışmasıdır. Işık, hiçbir zaman saydam veya yarı saydam bir cismin içinden tamamen geçmez, bir bölümü yüzeyinden yansır (8, 86).

2.3.6.5 Yarı Saydamlık

Materyalin ışık geçirgenliği özelliğidir. Şeffaflık ve opaklık arasındaki eğilim olarak da tanımlanabilir (157, 160) Bir materyalin ışığın bir kısmını geçirmesi aynı zamanda bir kısmını da dağıtması, yayması anlamına gelmektedir (2, 14). Yarı saydamlık, ışık saçma ve yapısal düzensizlik özelliği dış renginin belirlenmesinde dikkat edilmesi gereken parametrelerdir (86).

2.3.6.6 Saydamlık

Işığın hiç eksilme olmadan tamamen materyal içinden geçmesidir (86). Yüzey yapısı ve yüzeyin bitirilmesi rengin davranışını etkiler. Parlak yüzeyin yansıtıcı özelliği fazladır. Bunun yanında mat yüzey ışığı daha çok emer (158).

2.3.6.7 Floresan Özellik

Materyal tarafından ışığın Emilimi ve daha uzun dalga boyundaki ışığın kendiliğinden yayılmasıdır. Geleneksel olarak materyal tarafından emilen morötesi ışığın mavimsi tayfta görünür ışık olarak yayıldığı varsayılır. Materyaller aynı zamanda daha kısa dalga boyunda görünür ışığı absorbe ederek daha uzun dalga boylu bir görünür ışık olarak yansıtabilirler (86). Emilen enerjinin daha uzun dalga boylarında ışığa çevrilerek yansıtılması materyalin ışık kaynağı olarak algılanmasını sağlar. Dış dokularınca emilen ışık 400-450 nm oranında mavi-beyaz bir renktir. Floresan özellik dışın canlı görünümüne ve parlaklığına belirli bir katkı sağlar (160). Floresan bir ajanın olmadığı bir seramik kuron ya da kompozit restorasyona sahip bir kişinin dişleri bir gece kulübünde, siyah ışık altında eksikmiş gibi görünür (2).

2.3.6.8 Kontrast ve Göz Kamaşması

Bir objenin parlaklığı ve onun arka planı arasındaki fark kontrasta sebep olmaktadır. Yani koyu bir arka plan üzerindeki aşırı parlak bir obje veya birbirlerinden çok farklı renkli objeler rengin algılanmasına engel olur ve göz kamaşması olarak isimlendirilir. Biraz kontrast bizim görsel sistemimize yardım ederken, aşırı kontrast göz kamaşmasına sebep olur (160).

2.3.7 DIŞLERİN RENK ÖZELLİKLERİ

Genç dişlerde mine, yüksek opasite sebebiyle ışığı yansıtma eğilimindedir. Dentindeki renk yoğunluğu, minenin maskeleyici etkisi sebebiyle daha düşüktür. Zamanla mine tabakası aşınarak incilir ve dentin daha belirgin hale gelir. Minenin kalınlığı doğal olarak kole bölgesinde en az, kesici kenarda en fazladır. Buna göre, alttan dentinin yansıtması sebebiyle kole bölgesinde yoğunluk en fazlayken, kesici kenara doğru azalmaktadır (142, 160).

Yaşlı dentin veya sklerotik dentin daha koyudur, yoğunluk değeri yüksek, parlaklık değeri düşüktür. Genç dentin daha kırmızı-sarıyken yaşlı dentin daha çok yeşil-mavidir (142, 161). İleri yaşlarda dentin kırmızı-sarıdan sarıya doğru bir renk değişimine uğrasa

da, yaşlı dişlerin rengi genç dişlerden daha kırmızıdır çünkü aşınma sebebiyle dentinin kırmızılığını örtebilecek çok ince ve parlak bir mine tabakası vardır (161).

Dişlerde en az parlaklık kole bölgesinde ve daha sonra kesici kenardadır. Parlaklığın en fazla olduğu bölge dişin orta üçte biridir (160, 161). Mamelonlar ve interproksimal kontakt alanları çok fazla translüsensi gösterir. Translüsensinin en fazla olduğu dişler yan keser dişlerdir (160).

Dişlerin kole bölgesindeki ana renk daima, orta üçte birdeki ve kesici bölgedeki ana renkten daha kırmızıdır (160, 161). Bir ağızdaki tüm doğal dişlerin ana rengi ve yoğunluğu aynı değildir. Şayet bir laboratuvar bir arktaki dişlerin tamamı için aynı porseleni kullanılıyorsa, dümdüz, canlılığı olmayan bir ağız içi görüntü elde edilecektir (165).

2.3.8 DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN RENK TESPİT YÖNTEMLERİ

Diş hekimliğinde renk belirlenmesi görsel ve cihaz kullanılarak yapılan ölçümler olmak üzere iki kategoriye ayrılır (162).

2.3.8.1 Görsel Ölçüm

Bir çalışma için, seçilmiş belli sayıda kişinin, görme duyusunu kullanarak yaptığı ölçüm yöntemidir (8). Ölçüm yapan kişiler numunenin rengini Munsell renk sistemine göre değerlendirilirler.

Örneğin, sağlıklı bir hastada yapışık dişeti rengi 5R 6/4 olarak ölçülmüştür. Burada 5R renk çeşidini (hue), 6 value değerini, 4 kroma değerini belirtir (14, 124, 125, 139, 163).

Bunun yanında görsel ölçüm için daha basit yöntemler de bulunmaktadır. Ölçüm yapan kişilerin numuneleri sıralayıp ve " 1, 2 veya 3 ton farklı " şeklinde adlandırılabilir (164, 165). Başka bir yöntem de görsel ölçüm yapan kişinin belli bir renk skalası

yardımı ile kıyaslayarak ölçüm yapmasıdır (139, 166, 167). Rutin olarak dental restoratif materyallerin renk seçimi renk skalaları yardımı ile görsel olarak yapılmaktadır (168). Ancak bu sistem güvenilmeyen ve yetersiz sonuçlara sebep olabilir. Bu sistem ile renk seçimi oldukça sübjektif ve zordur (139, 169).

2.3.8.2 Cihazla Ölçüm

Diş hekimliğinde renk ölçümü amaçlı kullanılan cihazlar; tristimulus kolorimetre, spektrofotometre, spektrodadyometre ve dijital kameralardır (14, 170). Çeşitli araştırmacılar tarafından değişik renk ölçüm cihazlarının değerlendirilmesi amacıyla yapılan birçok araştırma vardır (171, 172). Renk analizi ve seçimi, translüensliğin karakterizasyonu hue ve kromanın objektif ve doğru değerlendirilmesini gerektirir. Geleneksel diş renk seçimi analizlerinde kullanılan skalalar sübjektif analizlere ve renk uyumsuzluklarına sebep olmaktadır. Dijital renk analiz sistemlerinin kullanılması ile sübjektif renk analizi elimine edilmekte ve laboratuvar çalışması için gerçek bilgi sağlanabilmektedir (171).

Paul ve arkadaşları insan dişlerinin renk analizinde çıplak göz ve spektrofotometrik renk analizlerinin etkinliğini karşılaştırmışlar ve spektrofotometrik renk analizinin daha doğru ve daha uygulanabilir bir yöntem olduğu görüşünü savunmuşlardır (173).

Paravina bir renk seçme cihazını değerlendirmek üzere yaptığı araştırmanın sonucunda Shad-mat visual cihazının gün ışığında daha iyi renk tespiti yaptığını, bununla birlikte yaş, cinsiyet ve klinik tecrübesinin renk seçiminin kalitesini etkilemediği sonucuna varmıştır (140).

Göz ile yapılan renk seçiminde kullanılan porselen renk skalaları oldukça kalındır (4 mm) ve çoğu renk skalası metal alt yapıya sahip değildir. Bu skalalarda seçilen renklere göre yapılan restorasyonlarda renk uyumsuzluğu görülmektedir (174).

Başka bir çalışmada Douglas ve arkadaşları, fabrikasyon olarak hazırlanmış metal destekli kuronların renk farklılıklarını görsel olarak ve kolorimetre kullanarak ölçmüşlerdir. Sonuç olarak, görsel inceleme yapan kişilerin kuronlarda sarı ve kırmızılığın göre renk farklılıklarının, kuronların açıklık koyuluk derecesinden daha rahat ayırt edebildiklerini, renk değişimlerini fark edebilme sınırının 1,7 ΔE birim olduğunu bulmuşlardır. Bununla birlikte cihaz ile yapılan ölçümün görsel ölçüm yöntemine olan üstünlüğünü vurgulamışlardır (164).

Sim ve arkadaşları (175) diş hekimliği personelinin renk algılamasındaki farkı incelemek için 10 diş teknisyeni, 15 diş hekimliği fakültesi son sınıf öğrencisi, 15 pratisyen diş hekimi ve 10 protez uzmanının yaptığı renk seçimini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak çeşitli renklere farklı algılamaları olduğunu tespit etmişlerdir.

2.3.8.2.1 Kolorimetre

Tristimulus kolorimetre, gözdeki algılayıcılarla aynı özellikteki üç renk filtresi yardımıyla yansıyan ışık ışınlarını kırmızı, yeşil ve mavi renk oranında çözümleyerek CIE' nin belirlediği standart gözlemci ile standart aydınlatma koşullarında tristimulus değerleri ile hesaplama yapmaktadır (Resim 1) (8, 157).

Spektroradyometreler ve spektrofotometreleri kıyaslandığında kolorimetrelerin boyutları daha küçük, kullanımları daha kolay ve maliyetleri daha düşüktür (176) ancak cihazın hassasiyeti ve tekrarlanabilirliği filtrelerinin eskimesine bağlı zayıftır (86, 128). Filtrelerin CIE renk tespit sistemi ile uyumluluğu iyi değildir. Bunun yanında kolorimetreler metamerizm miktarını da belirleyemezler (14).



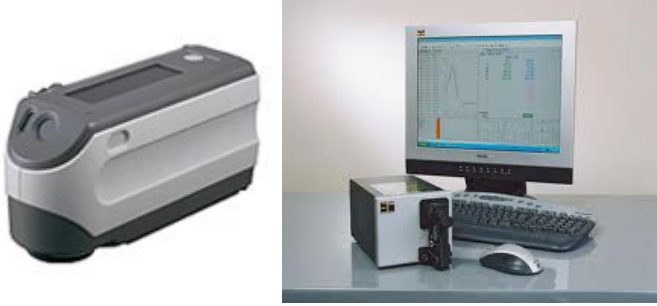
Resim 1: Kolorimetre

Diş hekimliğinde renk tespiti için tasarlanmış ilk enstrüman (Chromascan, Sterngold, Stamford, Conn) 1980'lerin başında tanıtılmıştır (14). Ara yüzlerde kullanımı zor olduğunda yetersiz sonuç verdiği için başarılı olamamıştır. Shade Eye NCC (Natural Color Concept) Chroma Meter (Shofu Dental) ikinci kuşak modern tristimulus kolorimetredir (14). Cihaz dairesel ölçüm geometrisine sahiptir. Titreşimli ksenon flaş ile aydınlatma yaparak probu vasıtasıyla yüzeye temas ederek çalışır. Cihaz kalibre edildikten sonra ölçülen dişe ait numara el aletinin arkasındaki menüden seçilerek ölçüme başlanır. Ortalama rengin tespiti için 3- 5 ölçüm yapılır. Veri kızılötesi ile cihaza aktarılır. Cihaz, ölçüm sonucunda dişin numarasıyla birlikte Vitapan klasik renk skalasına göre en uygun rengi tespit eder (139). Tek bir gözlemci açısı ve ışık kaynağı kullanabilmeleri bu aletlerin dezavantajlarıdır (86, 128).

2.3.8.2.2 Spektrofotometre

Yüzey renginin ölçülmesinde en yaygın olarak kullanılan aletlerdir. Spektrofotometre cihazları "çoklu sensör" adı verilen spektrofotometrik sistem ile çalışırlar (Resim 3). Üç sensör yerine birçok dalga boyunda detaylı ölçüm yapabilecek çok sayıda sensör içerirler, bu nedenle insan gözünün ayırt edemediği renk farklılıklarının da tespit edebilmektedirler. Örnekten yansıyan ışık miktarının referans alınan 5, 10, 20 nm aralıklarla görünebilir spektrumdaki beyaz geçişine oranını ölçmek için tasarlanmıştır (14, 8). Spektral yansıtma fonksiyonu ile cismin renk parametreleri hesaplanmaktadır (157). Ayrıca farklı ışık kaynaklarında ölçüm yapıldığında kolorimetre cihazı metamerizmi ayırt edemezken spektrofotometre cihazı 3 farklı ışık

kaynağı altında (D65-10⁰ günışığı, A-10° ampul ışığı, F2-10⁰ Horasan ışığı) farklı ve detaylı ölçüm değerleri verebilmektedir. Bu yüzden spektrofotometreler daha profesyonel alanlarda, bilimsel araştırmalarda kalite kontrolü ve renk tarif edilmesinde kullanılırlar (14, 128).



Resim 3: Spektrofotometre

Tung ve ark. dental araştırmalar ve klinik çalışmalarda spektrofotometrenin karmaşık, pahalı olması ve in-vivo diş rengi ölçümünün zor olması gerekçeleriyle yaygın kullanımının engellendiğini bildirmişlerdir. Ayrıca aynı çalışmada insan gözlemleri ve kolorimetre tespitlerinin karşılaştırma sonuçları yetersiz bulunmuştur (177).

Paul ve arkadaşları spektrofotometrelerin toplam 0,48 ΔE hata payı ile yüksek derecede tekrarlanabilir sonuçlar verdiğini tespit etmişlerdir. Ayrıca doğal diş renginin belirlenmesinde sonuçlar görsel değerlendirme ile uyumludur (173). Spektrofotometrelerin uzun süre doğru ve standartlara uygun sonuçlar vermesi bu aletlerin renk ölçümünde tercih edilmesine yol açmaktadır (8, 86, 128).

2.3.8.2.3 Spektroradyometre

Spektroradyometreler radyometrik değerlerin ölçümünde kullanılacak şekilde tasarlanmıştır. Telespektroradyometreler genel olarak renk reproduksiyon işlemlerinde kullanılırlar. Bu aletlerin avantajı ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında gerçekleştirebilmeleridir. Ölçüm açısındaki küçük bir değişikliğin sonuçta büyük sapmalara neden olması bu aletlerin kullanımını zorlaştırmaktadır (Resim 2) (86).



Resim 2: Spektrodadyometre

2.3.8.2.4 Dijital Kamera

Rengin ölçülmesinde dijital kameraları kullanmak gittikçe daha popüler hale gelmektedir. Bu cihazlarla cismin üzerindeki bir nokta değil, tüm cismin renginin ölçülebilmesi bu sistemlerin en önemli avantajlarıdır. Bu sistemlerde ön dişlerin görüntüleri standart şartlar altında dijital kamera kullanılarak alınmaktadır. Sonuçlar kameranın bağlı bulunduğu bilgisayar tarafından sıklıkla "CIELAB" değerleri cinsinden ifade edilmektedir (176). Bu sistemler bir dijital kamera, bir bilgisayar, görüntüyü yakalamak için bir sürücü, bilgisayar programı ve bir renk sensörü içermektedir (86).

Dijital fotoğraf makinelerinin renk doğruluğunun incelendiği bir çalışmada, farklı makinelerin ve kalibrasyon ayarlarının farklı yapılmasının ΔE 'si 1,79 ile 5,25 arası değişen istatistiksel anlamlı farklar oluşturduğu dolayısı ile kalibrasyon ayarlarının doğru yapılması ve protokollerinin doğru takip edilmesinin önemi vurgulanmıştır (178).

Dijital fotoğraf ve spektrofotometrenin birlikte kullanımı renk tespitinde kullanılan yeni bir yöntemdir (14, 8). Bu yöntemde hastanın dişlerine yakın 3- 4 farklı renk tespit edilerek 35mm kamera ile önceden ayarlanmış bir ışık kaynağında fotoğraf alınır. Ölçü ve fotoğraf laboratuvara gönderildikten sonra teknisyen hastanın diş rengini ve

skaladaki rengi fotoğraftan tespit eder. En yakın seçim için bir bilgisayar programından yararlanılır (8, 14).

2.3.9 PORSELENDEKİ RENK UYUMU

Porselen restorasyonlarda ideal renk uyumunun sağlanabilmesi yıllardan beri zorlanılan ve üzerinde çalışmalar yapılan bir konu olmuştur (179). Enstrümantal ölçümler ve insan gözlemleri arasında bazı gözlemciler önemli bir korelasyon bulmuşken diğerleri önemli bir uyuşma bulmamışlardır Dancy ve arkadaşları metal destekli ve tam seramik porselenler üzerinde yaptıkları çalışmada görsel renk tespiti ile kolorimetrik yöntem ve kamera kullanımı arasında fark olmadığını bildirmişlerdir (170). Paul ve arkadaşları ise metal destekli porselenlerde yaptıkları çalışmada ΔE değerinin spektrofotometrik yöntemle göre görsel yöntemde daha yüksek tespit edildiğini bildirmişlerdir (180). Barghi ve arkadaşları renk uyumsuzluk nedenlerini 3 başlık altında incelemiştir (181).

1. Hekime bağlı nedenler;

Hekimin doğal dişe en uygun olan rengi seçmekte başarılı olamaması,

Hekim ile teknisyen arasındaki iletişimsizlik,

Renk skalalarının yetersizliği,

Metamerizm etkisi,

Restorasyon tipine göre dişte yeterli preparasyon hazırlığının yapılmamasıdır.

2. Teknisyene bağlı nedenler;

Teknisyende mevcut olan renklendirici ve makyaj materyallerinin yetersiz olması,

Metal alt yapı varlığında, opak ile yeterli kamuflejın yapılmaması,

Porselen kalınlığına bağlı olarak istenilen rengin elde edilememesi,
Fırınlama prosedürleri ve glazür işlemleridir.

3. Üretici firma ile ilgili nedenler;

Renk skalalarının porselen ile uyumlu olamaması,

Porselen partiküllerinin büyüklük ve şekillerinin her üretimde aynı olmaması,

Artık oksidasyon,

Uyumsuz kimyasal özelliklere sahip ürünlerdir.

Aynı üretici tarafından üretilmiş olsalar da porselenin her yığılması arasında renk farkı görülebilir (2). Renk farklılıklarının algılanması bireysel değişiklik gösterdiği için diş hekimleri arasında tam bir uyum yoktur (139, 160, 182, 183).

2.3.10 PORSELENDE RENK DEğİŞİMİ

Diş hekimliği alanında, mükemmel estetik uyumu yakalamak amacıyla sürekli olarak yeni materyaller üretilmektedir. Bir estetik restorasyonun başarısı restoratif materyalin renk uyumunun yanı sıra, renk değişimine ve boyanmaya karşı direncine de bağlıdır (184).

Estetik materyallerde görülen renk değişimi, bazı içsel ve dışsal faktörlerden etkilenmektedir. İçsel faktörler, materyalin kimyasal yapısının stabilitesi ve polimer matriks yapısındaki oksidasyon özellikleri ile ilgili iken; dışsal faktörler, bireyin diyet alışkanlıklarına bağlı olarak daha çok boyalı gıdaların tüketilmesi ile ilgilidir (185). Yapılan çalışmalarda estetik restorasyonların en fazla kahve, çay, kola ve meyve suyu ile renklendiği gösterilmiştir (186, 187). Yine yapılan bir çalışmada kahve en boyayıcı ajan olarak belirtilmiştir (188).

%30-35 oranlarında büzölme gösteren porselen, piştikten sonra porözlü bir yüzey gösterdiğinden ağız sıvısında bozulur, rengi değişir ve gri bir renk alır (1).

Esquivel ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada Vita VMK 68, Procera ve Duceratin porselenlerinin renk stabilitesini belirlemek için glaze uygulanmış ve uygulanmamış örnekleri distile su ve metilen mavisinde bekleterek görsel yöntem ve kolorimetre ile renk değişimlerini incelemişler ve görsel sonuçlar ile kolorimetrik sonuçların uyumlu olduğunu metilen mavisine batırılan glaze uygulanmış örneklerdeki renk değişiminin minimum olduğunu bildirmişlerdir (118).

Literatür incelendiğinde porselen restorasyonların rengi üzerine yapılmış çalışmalarda; yaşlandırmanın renge etkisi, opak ve dentin porselen kalınlığının renge etkisi, tekrarlanan fırınlamaların renge etkisinin gösterildiği tespit edilmiştir (189, 190, 191, 192). Boyayıcı ajanların renk stabilitesine etkisi konusu daha çok kompozit restorasyonlar için araştırılmıştır (137, 152, 153, 187).

Gupta ve arkadaşları, yaptığı çalışmada porselen ve kompozitlerin kahve, çay ve kola ile boyanmaları incelenmiş, renk değişimi ancak ΔE değeri 3,3 ve 3,7 den büyük olduğu zaman fark edilebilir denilmiştir. Buna göre bu çalışmada porselende renk değişimi gözlenmiştir fakat gözle fark edilir oranda olmamıştır (188).

Samra ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada kahve solüsyonuna batırılmış kompozit ve porselen örneklerde en az renk değişimi porselende görülmüştür (193).

Nesnelerin ve dolayısıyla restorasyonların renk değişiminin gözle değerlendirilmesi sübjektif bir olay olup, fizyolojik ve psikolojik faktörlerden etkilenmektedir. Ayrıca, rengi incelenen materyale gelen ışığın pozisyonu, kişinin yaşı, o andaki yorgunluğu ve duygusal durumu da sonuçları etkilemektedir (8, 86). Bilgisayar destekli cihazlarla yapılan renk belirlemesi, bireylere bağlı hataları potansiyel olarak azaltmaktadır (146, 194).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Farklı tam seramik sistemlerinin; glaze, reglaze, farklı cila sistemleri uygulandıktan sonra ve frezle aşındırıldıktan sonra yüzey özelliklerinin değerlendirmek ve kahve solüsyonunda renkleşmelerini incelemek için yaptığımız bu araştırmada, iki seramik grubu oluşturuldu. 1. gruptaki deney örnekleri boyama tekniği ile bitirilen tam seramikler düşünülerek preslenebilen IPS Empress Esthetic'ten elde edildi (Resim 4). 2. gruptaki deney örnekleri alt yapı seramiği üzerine katmanlama tekniği ile bitirilen tam seramikler düşünülerek IPS e.max Press alt yapı üzerine katmanlanarak uygulanan IPS e.max Ceram feldspatik seramikten elde edildi (Resim 5,6). Gruplar sırayla EE ve EC olarak adlandırıldı.

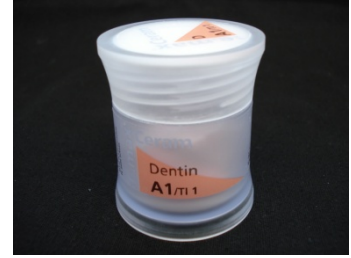
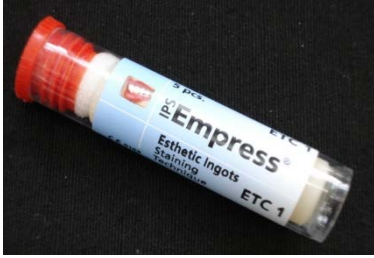
Her iki tam seramik grubu da, glaze işlemi yapıldıktan sonra, her biri 11 adet disk içerecek şekilde 6 alt gruba ayrıldı (n=11). Kontrol grubu olan Glaze grubu dışındaki tüm örnekler, klinik şartları taklit etmek amacıyla ince grenli (30 μ m) kırmızı bantlı elmas frezle su soğutması altında optimum 20.000 rpm'de aşındırıldı ve daha sonra yüzey işlemleri uygulanmak üzere gruplandırıldı. Gruplara sırayla; (glaze-kontrol grubu dışında) reglaze, Shofu kiti ve pastası ile, Ultradent keçe ve pastası (1.00 ve 0.5 μ) ile, Bredent cila materyalleri ve pastası ile cila işlemleri yapılmıştır. Bir grup frezlendikten sonra yüzey işlemi uygulanmadan bırakıldı (Tablo 10).

Tüm gruplar profilometrik ölçümleri yapıldıktan sonra 1 örnek SEM incelemesi için ayrıldı ve geri kalan örnekler spektrofotometre ile ilk ölçümleri yapıp kahve solüsyonuna atıldı. 12 gün boyunca kahvede bekletilen örneklerin 12. gün sonunda tekrar renk ölçümleri yapıp renk değişimleri belirlendi (ΔE).

Çalışmamız, Yeditepe Üniversitesi Sert Doku Laboratuvarı ve Optimal Diş Protez Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Her bir gruptan alınan 1 örnek taramalı elektron mikroskobu (scanning electron microscopy- SEM) TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi, Gebze'de incelendi. Çalışmada kullanılan iki farklı seramik sistemi Tablo 1'de gösterilmiştir.

Tablo 1: Çalışmada kullanılan seramik materyalleri ve üretici firmalar

MATERYALİN ADI	MATERYALİN TİPİ	MATERYALİN FİRMASI
IPS Empress Esthetic (ETC1)	Press Tam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max Press (MO1)	Press Tam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max Ceram (A1/TI 1)	Tam Seramik Tozu	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein



Resim 4: IPS Empress Esthetic **Resim 5:** IPS e.max Press **Resim 6:** IPS e.max Ceram

Tüm seramik sistemlerine ait her bir örneğin, üç farklı noktadan spektrofotometrik ölçümlerin rahatlıkla yapılabilmesi için, çapları 15 mm olacak şekilde hazırlandı.

IPS Empress Esthetic, 2.00 mm kalınlığında, IPS e.max Press alt yapı 1.00 mm ve IPS e.max Press alt yapının üzerine, IPS e.max Ceram seramik tozu 1.00 mm olmak üzere toplamda 2.00 mm kalınlığında disk şeklinde seramik numuneler hazırlandı.

3.1 IPS EMPRESS ESTHETIC (EE GRUBU) NUMUNELERİN ELDE EDİLMESİ

3.1.1 IPS Empress Esthetic Numunelerin Preslenmesi

Seramik örneklerin preslenebilmesi için inorganik mumdan elde edilmiş disk şeklinde 2,1 mm kalınlığında, 15 mm çapında, tıjlı, standart mum numuneler kullanıldı (Resim 7). Hazırlanan mum örnekler için, üretici firmanın talimatları doğrultusunda, mum ağırlığına göre uygun boyutlarda manşet (Tablo 2) ve tabletler seçildi (Resim 8).



Resim 7: Mum numuneler



Resim 8: Mum numune ağırlıkları

Tablo 2: Mum ağırlıklarına göre ingot ve manşet uyumlaması

	Küçük ingot	Büyük ingot
Mum ağırlığı	0,60 gr'a kadar	1,4 gr'a kadar
Manşet sistemi	100 veya 200 gr	Sadece 200 gr

Disk şeklindeki mum numuneler büyük boy manşetin her birinde üç adet olacak şekilde tij uzunluğu 5 mm ve horizontal düzlemle 45°-60° açı yapacak şekilde tıjlandı. Hazır büyük boy silikon manşet mum numunelerin bağlandığı döküm dairesine

yerleştirildi (Resim 9). Revetman (IPS Empress-Esthetic Speed Investment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretici firma talimatları doğrultusunda; 100 gr revetman tozu ile 27 ml revetman likit ve 27 ml sudan oluşan, 54 ml'lik revetman sıvısı önce bir spatula yardımıyla 15 sn. daha sonra, 1,5 dk. vakum altında karıştırma makinesinde (Smart-Mix, Amann, Girschbach) karıştırıldı (Resim 10). Hazırlanan revetman, silikon manşete döküldükten sonra manşetin ayar kapağı menteşe hareketiyle yerleştirildi (Resim 11). Revetmanın sertleşmesi için 30-45 dk. bekletildi. Daha sonra döküm dairesi, manşet kapağı ve silikon manşet çıkarıldı (Resim 12).



Resim 9: Silikon halkaya sabitlenmiş ve manşete alınmış mum numuneler



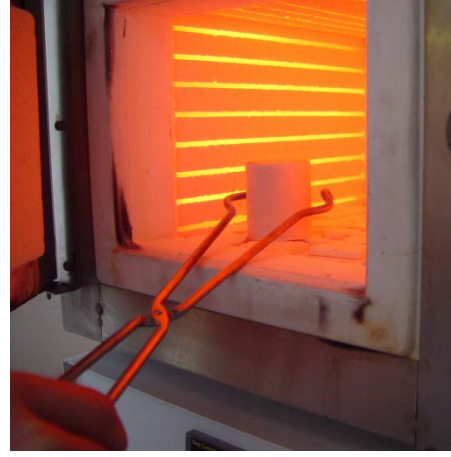
Resim 10: Smartmix otomatik karıştırıcı



Resim 11: Revetmanın dökülmesi



Resim 12: Manşetin çıkarılması



Resim 13: Mum uçurma fırını

Mum uçurma fırını, 850°C ye gelince (Arca 20, Schütz Dental Group, Rosbach, Germany) soğukken alüminyum oksit itici piston ve tabletler ön ısıtma için, manşet ise mum uçurma için fırına yerleştirildi (Resim 13). 60 dk. sonra fırından çıkarıldı (Resim 14). Fırından çıkarılan manşetin içine önce iki adet seramik tablet, sonra üzerine önceden ısıtılmış alüminyum oksit itici piston yerleştirilerek EP600 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pres fırınına alındı. Presleme işlemi 1075°C de yaklaşık 20 dk.da tamamlandı (Resim 15). Pres sonrası fırın kapağı otomatik olarak açıldı, ısı başlangıç ısısına (700 °C) düşünceye kadar beklenip, manşet fırından çıkarıldı ve oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı (Tablo 3).



Resim 14: Mum uçurma fırınından çıkarılmış piston ve manşet



Resim 15: EP600 Pres fırını

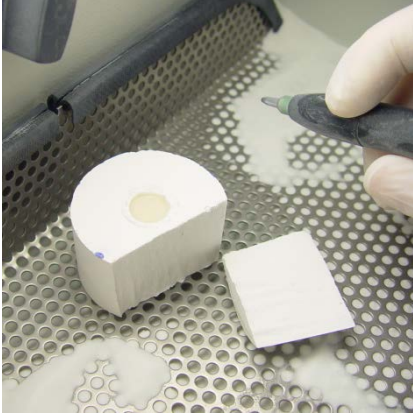
Tablo 3: IPS Empress Esthetic Tam Seramiğin EP600 Fırını Pres Programı

Başlangıç ısısı	Son ısı	Isı artış oranı	Son ısı bekleme süresi
700°C	1075°C	60°C/dk.	20 dk.

Revetman manşeti yaklaşık 60 dk. sonra, elle tutulabilecek ısıya geldiğinde açıldı. Fazla revetman piston mesafesi kadar işaretlenip kesildi (Resim 16). Numunelerin çevresinde bulunan revetman kumlama cihazında 4 bar basınç ile 110 µm alüminyum oksit (Strahlmittel Abrasives, Rolloblast, Renfert, Germany) ile kumlanarak temizlendi (Resim 17). Disklere yakın olan revetman kitlesi ise 2 bar basınç ile kumlandı. Daha sonra su ile yıkandı ve kurutuldu (Resim 18). Tijlerin kesilmesi ise elmas separe ile yapıldı (Resim 19). 66 adet IPS Empress Esthetic disk numune elde edildi.



Resim 16: Alüminyum itici piston mesafesi kadar işaretlenip kesilmesi



Resim 17: Kumlama işlemi



Resim 18: Kumlama sonrası tıjlı numuneler



Resim 19: Tıjların kesilmesi

3.1.2 IPS Empress Esthetic Numunelerin Yüzey Bitimleri

Pres sonrası elde edilen 66 adet Empress Estetik disk numunelerin yüzeylerinin düzeltilip bitirilmesi, yüzey aşındırmaları ve parlatma cihazında (Phoenix Beta, Buechler, Illinois, USA) yapıldı (Resim 20). Zımpara cihazının dk.da 100 devir dönen aşındırma yüzeyine sırasıyla 220, 320, 500, 600, 800 grit silikon karbit (English Abrasives, London, England) aşındırma kağıtları yerleştirildi. Her bir aşındırma kağıdında tüm numuneler dönen yüzeyde su ile ıslatılıp yaklaşık 15 sn. parmak basıncı ile yüzey bitim işlemi yapıldı. Aşındırma işlemi sırasında Empress Estetik numuneler elektronik kumpasla (Absolute Digimatic Caliper, Mitutoyo, Kawasaki, Japan) ölçüm yapılarak 2.00 mm kalınlığına ayarlandı (Resim 21). Tüm numunelere yüzeyde

kalabilecek artıkları temizlemek amacıyla 3 barlık basınçlı buhar 10 sn. uygulandı (Resim 22) (Bego Triton SLA, Germany) ve distile suda 180 sn. ultrasonik temizleyicide (CD-4800 Digital Ultrasonic Cleaner, China) (Resim 23) temizlendi.



Resim 20: Yüzey aşındırma ve partlatma cihazı

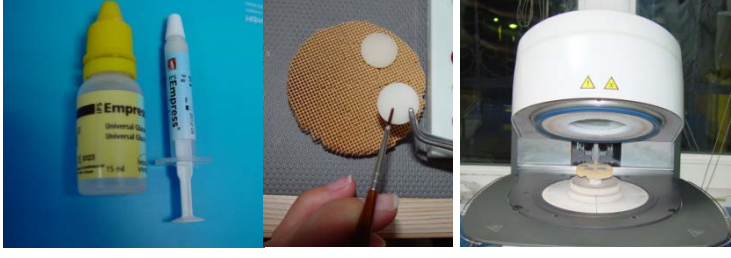


Resim 21: Elektronik kumpas

Resim 22: Basınçlı buhar

Resim 23: Ultrasonik Temizleme

Tüm numuneler, firmanın önerdiği talimatlar doğrultusunda uygun miktar glazür toz (IPS Empress Universal Glaze) ve likiti (IPS Empress Universal Stain Liquid) bir spatül yardımıyla karıştırılarak, elde edilen macun kıvamındaki karışım örneklerin yüzeyine fırça yardımıyla uygulandı (Resim 24) ve fırımlandı (Tablo 4).



Resim 24: IPS Empress Universal Glaze, uygulanışı ve fırınlanması

Tablo 4: IPS Empress Esthetic Tam Seramiğin EP600 Fırını Glaze Uygulaması Programı

Başlangıç ısısı	Son ısı	Isı artış oranı	Son ısı bekleme süresi
403°C	790°C	100°C/dk.	1-2 dk.

3.2 IPS e.max CERAM İLE KATMANLANMIŞ IPS e.max PRESS (EC GRUBU) NUMUNELERİN ELDE EDİLMESİ

3.2.1 IPS e.max Press Numunelerin Preslenmesi

Seramik örneklerin preslenebilmesi için inorganik mumdan elde edilmiş disk şeklinde IPS e.max pres için; 1,1 kalınlığında 15 mm çapında mum numuneler kullanıldı.

Disk şeklindeki mum numuneler için, üretici firmanın talimatları doğrultusunda, mum ağırlığına göre uygun boyutlarda manşet ve tabletler seçildi. 0,75 gr a kadar olan mum ağırlığı için küçük veya büyük boy revetmana küçük boy tablet, 2 gr a kadar olan restorasyonlar için büyük boy revetmana büyük boy tablet kullanılarak preslendi (Tablo 5).

Tablo 5: Mum ağırlıklarına göre ingot ve manşet uyumlaması

	Küçük ingot	Büyük ingot
Mum ağırlığı	0,75 gr'a kadar	2 gr'a kadar
Manşet sistemi	100 veya 200 gr	Sadece 200gr

Disk şeklindeki mum numuneler manşet boyutuna göre her birinde üç veya beş adet olmak üzere tij uzunluğu 5 mm ve horizontal düzlemle 45°-60° açı yapacak şekilde tijlendi. Hazır silikon manşet mum numunelerin bağlandığı döküm dairesine yerleştirildi (Resim 25). Revetman (IPS PressVest Speed Investment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretici firma talimatları doğrultusunda; 100 gr revetman tozu /27 ml revetman sıvısı oranında yani 200gr revetman tozu ile 32 ml likit ve 22 ml distile su olmak üzere, 54 ml lik revetman sıvısı önce bir spatula yardımıyla 20 sn. daha sonra vakum altında karıştırma makinesinde (Smart-Mix, Amann, GIRRbach) 1 dk. karıştırıldı. Hazırlanan revetman, silikon manşete döküldükten sonra manşetin ayar kapağı menteşe hareketiyle yerleştirildi. Revetmanın sertleşmesi için 30-45 dk. bekletildi. Daha sonra döküm dairesi, manşet kapağı ve silikon manşet çıkarıldı.

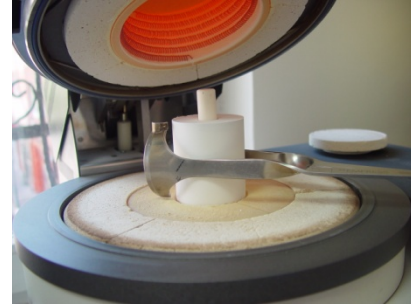


Resim 25: Döküm dairesine yerleştirilmiş tijli mum numuneler

Mum uçurma fırını, 850°C ye gelince (Arca 20, Schütz Dental Group, Rosbach, Germany) maşet fırına yerleştirildi (Resim 26). 60 dk. sonra fırından çıkarıldı. IPS e.max Press için piston ısıtılması önerilmemektedir. Fırından ıkarılan maşetin içine preslenecek soğuk seramik tabletler yerleştirildikten sonra revetman kalıbın soğumasına izin verilmeden , 1 dk. içinde presleme fırınına yerleştirildi ve soğuk alüminyum oksit itici parça da sıcak kalıba yerleştirilerek, presleme için hazır hale gelen sıcak revetman kalıp EP600 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pres fırınına alındı (Resim 27). Presleme işlemi üretici firma talimatı doğrultusunda 920 °C de yaklaşık 25 dk.da tamamlandı. Pres sonrası fırın kapağı otomatik olarak açıldı, ısı başlangıç ısısına (700°C) düşünceye kadar beklenip, maşet fırından çıkarıldı ve oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı.



Resim 26: Mum uçurma fırını

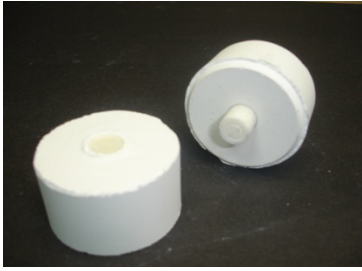


Resim 27: EP600 Press fırını

Tablo 6: IPS e.max Press Seramiğin EP600 Fırını Press Programı

Başlangıç ısısı	Son Isı	Isı artış oranı	Son ısı bekleme süresi
700°C	920°C	60 °C /dk.	25 dk.

Revetman manşeti yaklaşık 60 dk. sonra, elle tutulabilecek ısıya geldiğinde açıldı. Fazla revetman piston mesafesi kadar işaretlenip kesildi (Resim 28). Numunelerin çevresinde bulunan revetman kumlama cihazında 4 bar basınç ile 110 µm alüminyum oksit ile kumlanarak temizlendi (Resim 29). Disklere yakın olan revetman kitlesi ise 2 bar basınç ile kumlandı (Strahlmittel Abrasives, Rolloblast, Renfert, Germany) (Resim 30). Daha sonra revetmandan arındırılmış numuneler yüzeylerinde presleme prosedürü esnasında oluşan reaksiyon tabakasından uzaklaştırılması ve yüzeylerinin temizlenmesi amacı ile %1 oranını geçmeyen hidroflorik asit içeren solüsyona (IPS e.max Press Invex Liquid, Ivoclar vivadent, Schaan, Liechtenstein) batırıldı, 5 dk. bekletildi, su ile yıkandı ve kurutuldu (Resim 31). Tijlerin kesilmesi elmas separe ile yapıldı ve sonuçta 66 adet IPS e.max Press disk numune elde edildi (Resim 32).



Resim 28: Piston mesafesi kadar kesildi



Resim 29: Revetmanın kumlanması



Resim 30: Renfert cam kum



Resim 31: IPS e.max Press
Invex Liquid



Resim 32: E.max press
alt yapı diskleri

Üzerine IPS e.max Ceram dentin tozu ile katmanlanmadan önce IPS e.max Press numunelerin yüzeylerinin düzeltilip bitirilmesi, yüzey aşındırmalar ve parlatma cihazında (Phoenix Beta, Buechler, Illinois, USA) yapıldı. Zımpara cihazının dk.da 100 devir dönen aşındırma yüzeyine sırasıyla 220, 320, 500, 600, 800 grit silikon karbit (English Abrasives, London, England) aşındırma kağıtları yerleştirildi. Her bir aşındırma kağıdında tüm numuneler dönen yüzeyde su ile ıslatılıp yaklaşık 15 sn. parmak basıncı ile yüzey bitim işlemi yapıldı. Aşındırma işlemi sırasında IPS e.max Press alt yapı numuneler elektronik kumpasla (Absolute Digimatic Caliper, Mitutoyo, Kawasaki, Japan) ölçüm yapılarak 1.00 mm kalınlığına ayarlandı. Yüzeyinde artık madde kalmaması için 180 sn. ultrasonik temizleyicide (CD-4800 Digital Ultrasonic Cleaner, China) distile suda temizlendi. Böylece yüzeyleri bitirilen IPS e.max Press numuneler dentin porseleni uygulama işlemine hazır hale getirildi.

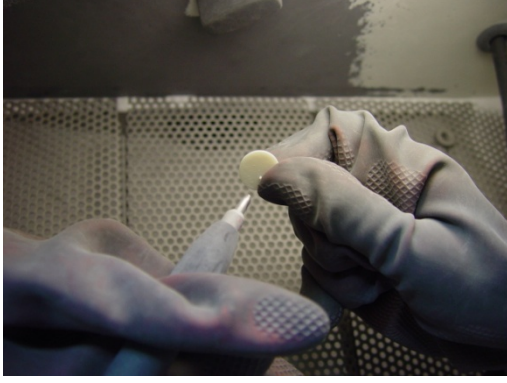
3.2.2 IPS e.max Ceram Dentin Tozunun Katmanlama Tekniği ile Uygulanması

Dentin porseleni olarak IPS e.max Ceram dentin A1/TI 1 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı.

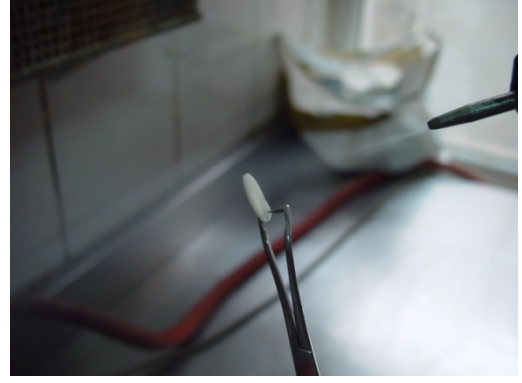
3.2.2.1 Bağlantı tabakasının oluşturulması (Wash Firing)

Kalınlığı 1.00 mm olarak ayarlanmış IPS e.max Press örnekler 1-2 bar basınçla alüminyum oksit ile kumlandı (Resim 33), 10 sn. basınçlı buhar (Bego Triron SLA, Germany) uygulandı ve kurutuldu (Resim 34). Bağlantı tabakasını oluşturmak için kullanılacak IPS e.max Ceram dentin tozu uygun miktar dentin likidi (IPS e.max Ceram Build-up Liquid all-around) ile bir siman camı üzerinde, siman spatülü yardımıyla karıştırıldı. Hamur kıvamına gelen porselen hamuru, çok ince bir katman halinde IPS e.max Press alt yapı üzerine uygulandı (Resim 35) ve bağlantı tabakası oluşumu için

(wash firing) üretici firma doğrultusunda fırınladı Bu şekilde üzerinde çok ince bir tabaka dentin porseleni bulunan numuneler elde edildi.



Resim 33: Kumlama yapılan diskler



Resim 34: Basınçlı buhar



Resim 35: Bağlantı tabakasının oluşturulması

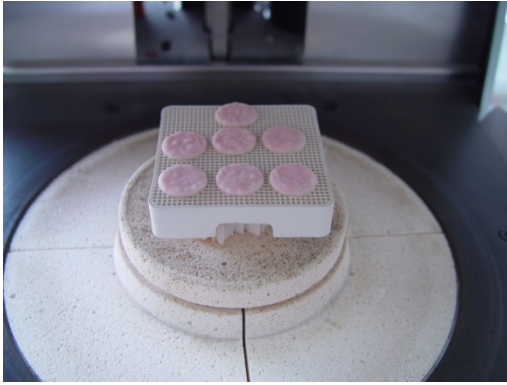
3.2.2.2 Birinci dentin fırınlanması

Her disk için kullanılacak kadar dentin tozu uygun miktar dentin likidi ile bir siman camı üzerinde karıştırılarak hamur kıvamına gelen porselen hamuru her bir diskin üzerine tek tek kalınlığı 2,1 mm olacak şekilde porselenin çekme payı da göz önünde

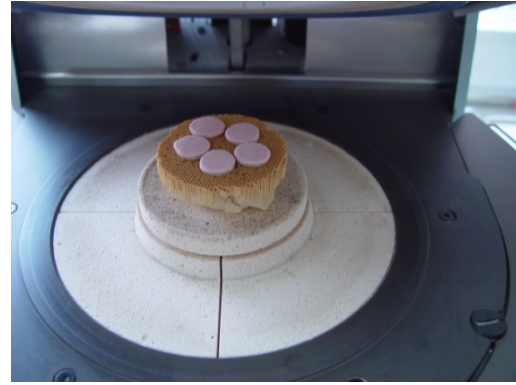
bulundurularak, bir fırça yardımıyla uygulandı ve üretici firma talimatları doğrultusunda fırınladı (Resim 36).

3.2.2.3 İkinci dentin fırınlanması

Birinci dentin tabakası uygulanmış ve fırınlanmış örneklerin kalınlık kontrolleri elektronik kumpasla yapılarak eksiklik görülen bölgeler porselen hamuruyla tamamlandı ve ikinci dentin pişimi için üretici firma doğrultusunda fırınladı (Resim 37).



Resim 36: Birinci dentin fırınlanması



Resim 37: İkinci dentin fırınlanması

3.2.2.4 Üçüncü dentin fırınlanması

İkinci dentin tabakası uygulanmış ve fırınlanmış örneklerin kalınlık kontrolleri elektronik kumpasla yapılarak eksik görülen bölgeler porselen hamuruyla tekrar tamamlandı ve üçüncü dentin pişimi için firma doğrultusunda fırınladı. Üçüncü dentin pişiminden sonra yüzeyler kalınlık 2,1 mm olarak ayarlandı. Porselenin fırınlanma aşamasında uğrayacağı boyutsal değişikliği gidermek için (porselenin çekme payı) 3 kez dentin pişimi yapıldı.

Tablo 7: IPS e.max Press Üzerine IPS e.max Ceram İlavesi EP600 Fırınlama Programı

	Başlangıç ısısı	Başlangıç Isısına gelme süresi	Isı artışı	Son ısı	Son ısıda bekleme süresi
Bağlantı tabakası fırınlanması	403°C	4 dk.	50°C/dk.	750°C	1 dk.
1.Dentin fırınlanması	403°C	4 dk.	50°C/dk.	750°C	1 dk.
2.Dentin fırınlanması	403°C	4 dk.	50°C/dk.	750°C	1 dk.
3.Dentin fırınlanması	403°C	4 dk.	50°C/dk.	750°C	1 dk.

3.2.2.5 IPS e.max Ceram İle Katmanlanmış IPS e.max Press Numunelerin Yüzey Bitimleri

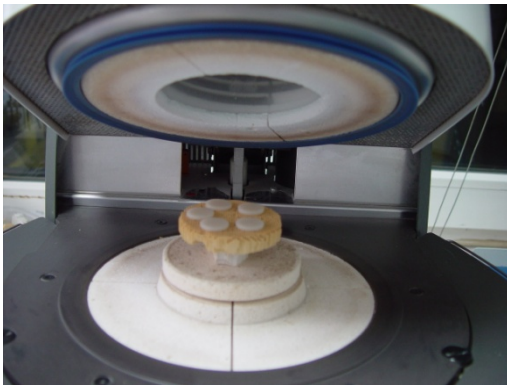
Disk numunelerin yüzeylerinin düzeltilip bitirilmesi, yüzey aşındırmaları ve parlatma cihazında (Phoenix Beta, Buechler, Illinois, USA) yapıldı. Zımpara cihazının dk.da 100 devir dönen aşındırma yüzeyine sırasıyla 220, 320, 500, 600, 800 grit silikon karbit (English Abrasives, London, England) aşındırma kağıtları yerleştirildi. Her bir aşındırma kağıdında tüm numuneler dönen yüzeyde su ile ıslatılıp yaklaşık 15 sn. parmak basıncı ile yüzey bitim işlemi yapıldı. Aşındırma işlemi sırasında tüm numuneler elektronik kumpasla (Absolute Digimatic Caliper, Mitutoyo, Kawasaki, Japan) ölçüm yapılarak 2.00 mm kalınlığına ayarlandı.

Tüm numunelere yüzeyde kalabilecek artıkları temizlemek amacıyla 3 barlık basınçlı buhar 10 sn. uygulandı (Bego Troton SLA, Germany) ve distile suda 180 sn. ultrasonik temizleyiciye atıldı (CD-4800 Digital Ultrasonic Cleaner, China).

Tüm numuneler, firmanın önerdiği talimatlar doğrultusunda uygun miktar glazür toz (IPS e.max Ceram Essence, Glaze Powder, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Resim 38) ve likiti (IPS e.max Ceram Glaze and Stain Liquid, all-around, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bir spatül yardımıyla karıştırılarak, elde edilen macun kıvamındaki karışım örneklerin yüzeyine fırça yardımıyla uygulandı ve fırınlandı (Resim 39).



Resim 38: IPS e.max Ceram glazür toz ve likit



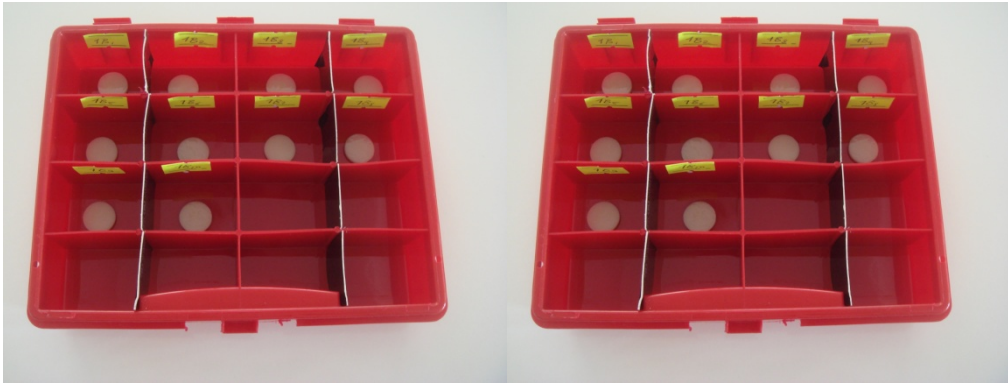
Resim 39: EP600 glaze programı

Tablo 8: IPS e.max Ceram İle Katmanlanmış IPS e.max Press İçin EP600 Fırını Glaze Uygulaması Programı

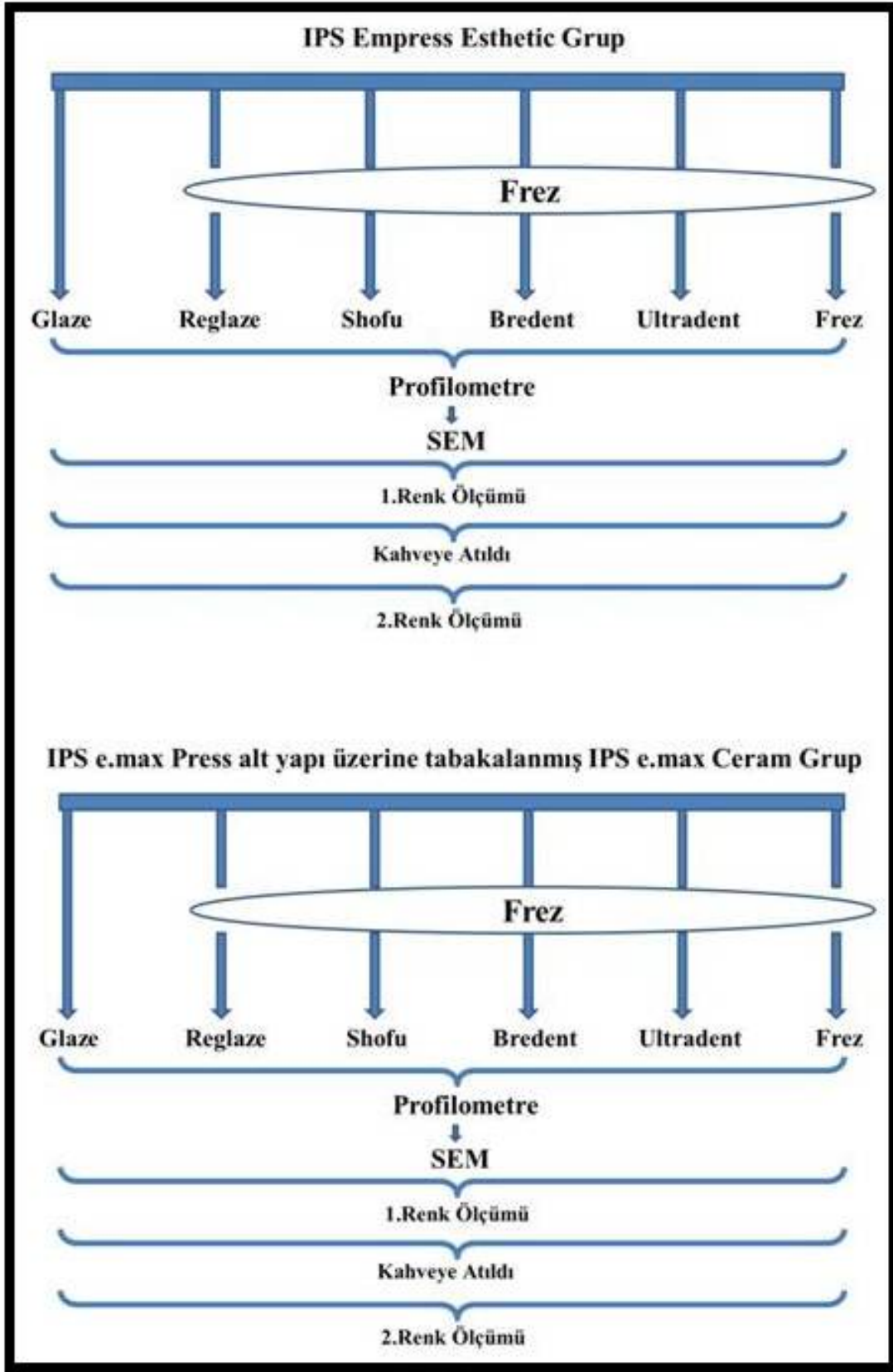
	Başlangıç ısısı	Başlangıç ısısına gelme süresi	Isı artışı	Son ısı	Son ısıda bekleme süresi
Glaze işlemi	403°C	6dk.	60°C/dk.	725°C	1dk.

3.3 Numunelerin Gruplandırılması

İki farklı materyal her grup 11 adet numune içerecek şekilde 6 alt gruba (Glaze, Reglaze, Shofu, Ultradent, Bredent, Frez) ayrıldı (Tablo 9). Tüm numuneler önce seramik materyalinin grubu sonra alt grup ismi yazılmak şartıyla isimlendirildi. Tüm numuneler isimlerinin yazılı olduğu plastik bölmeli kaplarda saklandı (Resim 40).



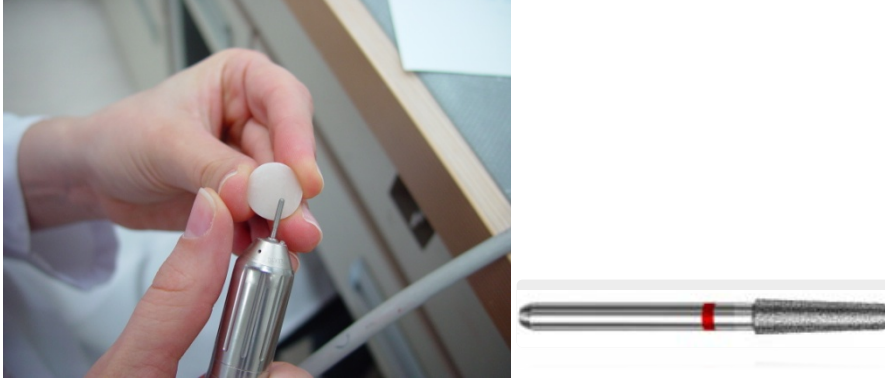
Resim 40: Gruplara ayrılmış numuneler



Tablo 9: Gruplar ve uygulanan yüzey işlemleri

3.4 Uygulanan yüzey bitirme işlemleri

Farklı tam seramiklerin, farklı cila sistemleri, glaze ve reglaze yapıldıktan ve frezle aşındırıldıktan sonra yüzey özelliklerinin değerlendirmek ve kahve solüsyonunda renkleşmelerini incelemek için yaptığımız bu çalışmada, her iki grubun da glaze işlemi yapıldıktan sonra kontrol grubu dışındaki tüm örnekler, klinik şartları taklit etmek amacıyla ince grenli (30 μ m) kırmızı bantlı elmas frezle (Komet, Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Germany) su soğutması altında optimum 20.000 rpm'de aşındırıldı (Resim 41) ve daha sonra farklı yüzey bitim işlemleri uygulandı. Bir grup hiçbir yüzey bitirme işlemi uygulanmadan frezli bırakıldı.



Resim 41: 30 μ m elmas frez (ref: 8881 314 016) ve aşındırma işlemi

Tablo 10: Çalışmada kullanılan cila sistemleri ve üretici firmaları

MATERYALİN FİRMASI	MATERYALİN ADI	ÜRETİM NUMARASI
<p>Shofu Inc. Kyoto, Japan</p>  <p>Resim 42: Shofu cila seti</p>	<ul style="list-style-type: none">• Dura- green stones• Ceramaster coarse• Caremaster• Ultra II porcelain polishing paste• Super-Snap Buff disk	<p>0699733</p> <p>0406159</p> <p>0109145</p> <p>042505</p> <p>0605710</p>
<p>Bredent, Senden, Germany</p>  <p>Resim 44: Bredent cila seti</p>	<ul style="list-style-type: none">• Diagen -turbo -grinder- dtg• Abraso -Fix (fine)• Diamant polierpaste• Felt wheels (keçe) 12×3	<p>34000170</p> <p>35000753</p> <p>54000140</p> <p>35000710</p>
<p>Ultradent Product Inc. Utah, USA</p>  <p>Resim 43: Ultradent cila seti</p>	<ul style="list-style-type: none">• Diamond polish mint (1.00µm)• Diamond polish mint (0,5µm)• Jiffy goat hair brushes	<p>X030</p> <p>R119</p>

Glaze Grubu: Kontrol grubu olarak alındı, hiçbir yüzey işlemi uygulanmadı ve glazeli olarak bırakıldı.

Reglaze Grubu: Frezle aşındırıldıktan sonra her seramik grubuna kendi glaze markası ile firma talimatları doğrultusunda reglaze yapıldı.

Shofu Grubu: Shofu cila kiti kullanılmıştır (Resim 42). Yüzey ilk önce Dura-Green Stones (Shofu Inc, Kyoto, Japan) yeşil taş ile düzeltildi. Yüksek oranda saf elmas parçacıkları içeren Ceramaster Coarse (Shofu Inc, Kyoto, Japan) ve Ceramaster (Shofu Inc, Kyoto, Japan) cilalayıcılarla bitim ve cila işlemleri yapıldı. Daha sonra Ultra II (Shofu Inc, Kyoto, Japan) cila pastası kullanılarak Super-Snap Buff diskleriyle cila işlemleri bitirildi.

Ultradent Grubu: Ultradent Diamond Polishing Mint 1.00 μm ve 0,5 μm (Ultradent Product Inc., Utah, USA) kullanılarak sırasıyla ilk önce 1.00 μm daha sonra 0,5 μm 'lik cila pastası ve Jiffy Goat Hair Brushes (Ultradent Product Inc., Utah, USA) ile cila ve bitim işlemleri yapıldı (Resim 43).

Bredent Grubu: Diagen Turbo-Grinder (Bredent, Senden, Germany) yeşil aşındırıcı taş ile yüzeyi düzeltildikten sonra, Abraso-fix cilalayıcı ve ardından Diamont Polierpaste (Bredent, Senden, Germany) cila pastası ve Felt Whells (Bredent, Senden, Germany) keçe kullanılarak bitim ve cila işlemleri tamamlandı (Resim 44).

Frez Grubu: Yüzeyi ince grenli kırmızı bantlı elmas frezle (Komet, Brasseler, Germany) aşındırıldıktan sonra hiçbir cila sistemi kullanılmadı.

Tüm cilalama işlemleri aynı kişi tarafından, önerilen hızda (10.000 rpm) ve her bir enstrüman 20 sn. süre ile elektrikli mikromotor (Kavo K5 Plus) kullanılarak yapıldı.

3.5 Örneklerin yüzeylerinin temizlenmesi:

Yüzey işlemleri uygulanan tüm örnekler yüzey ölçümü öncesinde, üzerlerinde artık madde kalmaması için önce 10 sn. basınçlı buhar uygulandı (Bego Triton SLA, Germany) sonra distile su ile 180 sn. ultrasonik temizleyicide (CD-4800 Digital Ultrasonic Cleaner, China) temizlendi.

3.6 Yüzey pürüzlülüğünün ölçümü:

Örneklerin glaze ve reglaze cila ve frezle aşındırma işlemlerinin tamamlanmasının ardından Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi sert doku araştırma laboratuvarında bulunan profilometre cihazıyla (Mahr GmbH, Göttingen, Germany) yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapıldı (Resim 45).

Örneklerin merkezinde olacak şekilde her örnek için 3 ölçüm yapıp ortalaması alınarak her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) kaydedildi. Yüzeyin taranmasında iğne şeklinde, elmas bir uç kullanılmaktadır. Cihaz her bir grup örneğin ölçümünden sonra kalibre edildi.

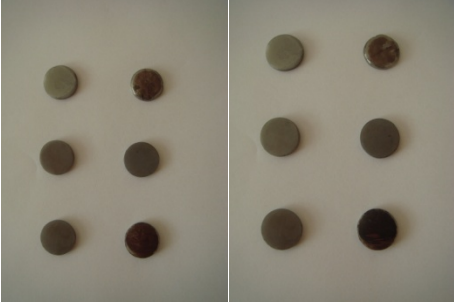


Resim 45: Profilometre (M1/M1, PRN-10)

3.7 Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscop-SEM)

Ölçümleri

Yüzey işlemleri sonrası her alt gruptan ayrılan bir disk SEM incelenmesi için hazırlandı. Altın-paladyum ile kaplanan örnekler (Resim 46) JEOL JSM 6335 F Field Emission marka taramalı elektron mikroskobu (Resim 47) altında x1000 büyütmede incelendi.



Resim 46: Altın-paladyum kaplanmış örnekler

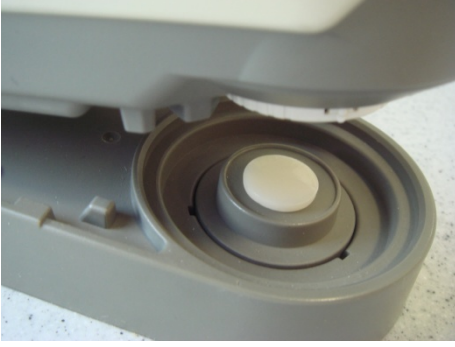


Resim 47: SEM (TÜBİTAK)

3.8 Renk ölçümü

Örnekler, renkleşme için kullanılacak kahve solüsyonu ile işlem görmeden önce temel renk ölçümleri Yeditepe Üniversitesi Sert Doku Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan spektrofotometre cihazı (CM-2600d, Konica Minolta Sensing Inc, Tokyo, Japan) (Resim 60) ile yapıldı ve "Spectra-Magic 3,1" bilgisayar programı (Konica Minolta Sensing Inc, Tokyo, Japan) kullanıldı. Daha sonra 12. Günde tekrar renk ölçümleri yapılmış ve değerler kaydedildi. Renk özellikleri CIE Lab renk sistemine göre ölçüldü ve elde edilen sonuçlardan aşağıdaki formül kullanılarak ΔE değeri bulundu. Her ölçümden önce spektrofotometre üretici firmanın önerileri doğrultusunda kalibre edildi.

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

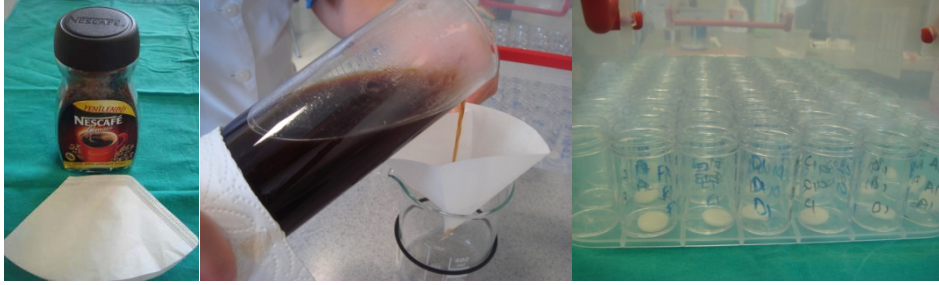


Resim 60: Örneklerin spektrofotometreye yerleştirilmesi

3.9 Kahve solüsyonunu hazırlanması ve örneklerin kahvede bekletilmesi

3,6 gr çözülebilir hazır kahve (Nescafe Classic, Nestle, İsviçre) için 300 ml kaynamış distile su üreticinin önerisi doğrultusunda hazırlanıp 10 dk. karıştırıldıktan sonra filtre kağıdı ile filtre edildi. İlk spektrofotometrik ölçüm sıraları bozulmamak

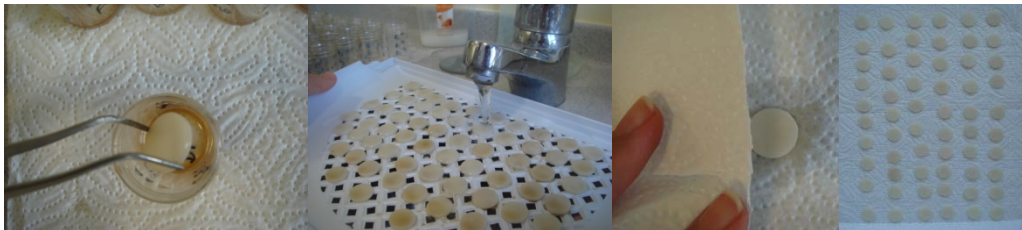
kaydıyla örnekler kahve solüsyonunda bekletilmek üzere silindirik şeffaf plastik kaplara yerleştirildi (Resim 61). Her bir kaba grup ismi suda çıkmayan kalemle yazıldı (OHP Marker, Pritt, Henkel). Daha sonra silindir kaplar küvetlere yerleştirildi ve hazırlanan kahve solüsyonu kaplara dolduruldu. Etüv cihazında (UM400, Memmert GmbH, Schwabach, Germany) 37°C ısıda bekletildi (Resim 62). Tüm kaplar 12±1 saatte bir ince çubukla karıştırıldı. 12. Günün sonunda etüv cihazından çıkarılan örnekler 5 dk. distile su altında yıkanarak renk ölçümü öncesi kurutma kağıdı (Selpak, Eczacıbaşı, Türkiye) ile kurulandı (Resim 63).



Resim 61: Kahve solüsyonu ve numaralandırılmış şeffaf plastik kaplar solüsyon



Resim 62: Etüvde bekletilen örnekler



Resim 63: Suda yıkanan ve kurulanan örnekler

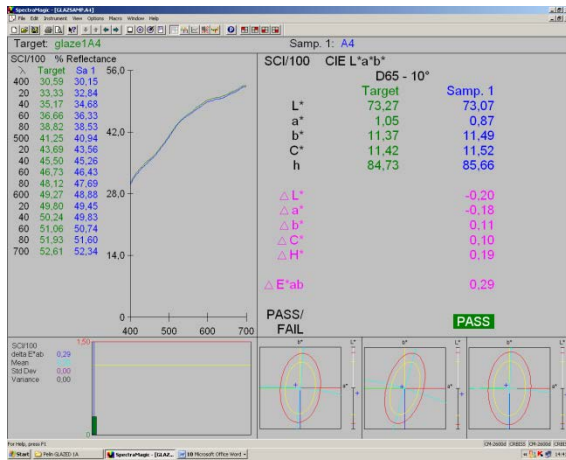
3.10 Kahvede Bekletilen Örneklerin Renk Ölçümleri

Örneklerin ilk ölçümlerdeki gibi spektrofotometre (Resim 64) ile renk ölçümleri yapılarak iki renk ölçümü arasındaki ΔE değerleri aşağıda verilen formül kullanılarak hesaplandı (Resim 65).

$$\Delta E = [(L1^* - L0^*)^2 + (a1^* - a0^*)^2 + (b1^* - b0^*)^2]^{1/2}$$



Resim 64: Spektrofotometre ölçümü



Resim 65: ΔE hesaplamasının bilgisayardaki görünümü

3.11 İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken örneklerin ortalama pürüzlülük profilini (Ra) belirlemek amacıyla elde edilen veriler ile iki renk ölçümünden elde edilen renk farklılıkları (ΔE) verileri (normal dağılım parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında) Oneway ve Two-way Anova testleri ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı. Yüzey pürüzlülüğünün renk değişimine etkisini değerlendirmek için (parametreler arasındaki ilişkilerin incelenmesinde) Pearson korelasyon analizi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1 Yüzey Pürüzlülüğü (Ra) Bulguları

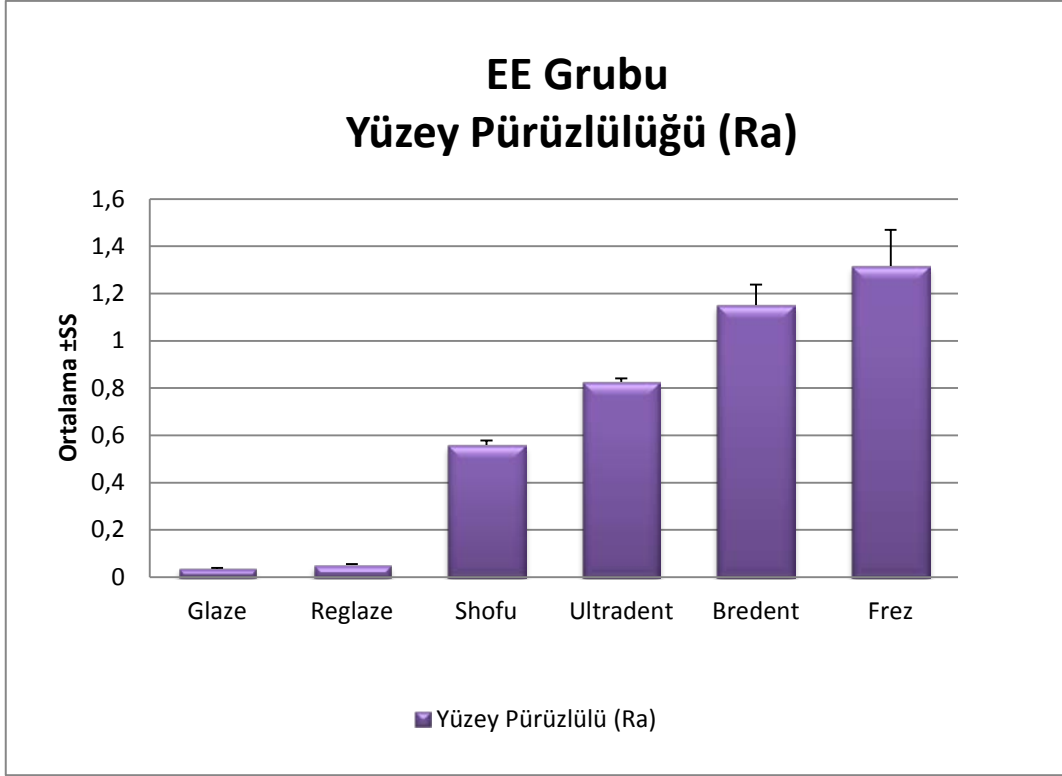
4.1.1 IPS Empress Esthetic (EE) Grubunun Yüzey Pürüzlülüğü

EE grubu tam seramik materyalinin, glaze, reglaze ve üç farklı cila sistemi kullanılarak yüzey işlemleri uygulanmasından sonra yüzey pürüzlülüğünün uygulanan işlemlere göre Ra değerleri Tablo 11 ve Şekil 1' de gösterilmiştir.

Tablo 11: IPS Empress Estetik Grubunda (EE) Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirilmesi

	Yüzey Pürüzlülüğü (Ra) EE Grubu Ort±SS	F; p	Tukey HSD Test
Glaze	0,036±0,003		
Reglaze	0,051±0,005		<i>Frez>Bredent,Ultradent,Shofu,Reglaze,Glaze**</i>
Shofu	0,559±0,020	<i>F:1341,45</i>	<i>Bredent > Ultradent,Shofu,Reglaze,Glaze **</i>
Ultradent	0,826±0,015	<i>p:0,001**</i>	<i>Ultradent > Shofu,Reglaze,Glaze **</i>
Bredent	1,151±0,087		<i>Shofu > Reglaze,Glaze **</i>
Frez	1,316±0,153		<i>Reglaze > Glaze **</i>

*Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı. ** p<0.01*



Şekil 10: IPS Empress Esthetic (EE) yüzey pürüzlülüğü grafiği

Grupların yüzey pürüzlülüğü ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Frez grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, diğer tüm grupların ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p:0.001$; $p < 0.01$). Bredent grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, Ultradent, Shofu, Reglaze ve Glaze gruplarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p:0.001$; $p < 0.01$). Ultradent grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, Shofu, Reglaze ve Glaze gruplarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p:0.001$; $p < 0.01$). Shofu grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, Reglaze ve Glaze gruplarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p:0.001$; $p < 0.01$). Reglaze grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, Glaze (Kontrol) grubundan istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p:0.001$; $p < 0.01$).

Bu bilgiler ışığında grupları yüzeyi pürüzlüden daha pürüzsüze doğru sıralamak gerekirse; Frez > Bredent > Ultradent > Shofu > Reglaze > Glaze şeklindedir.

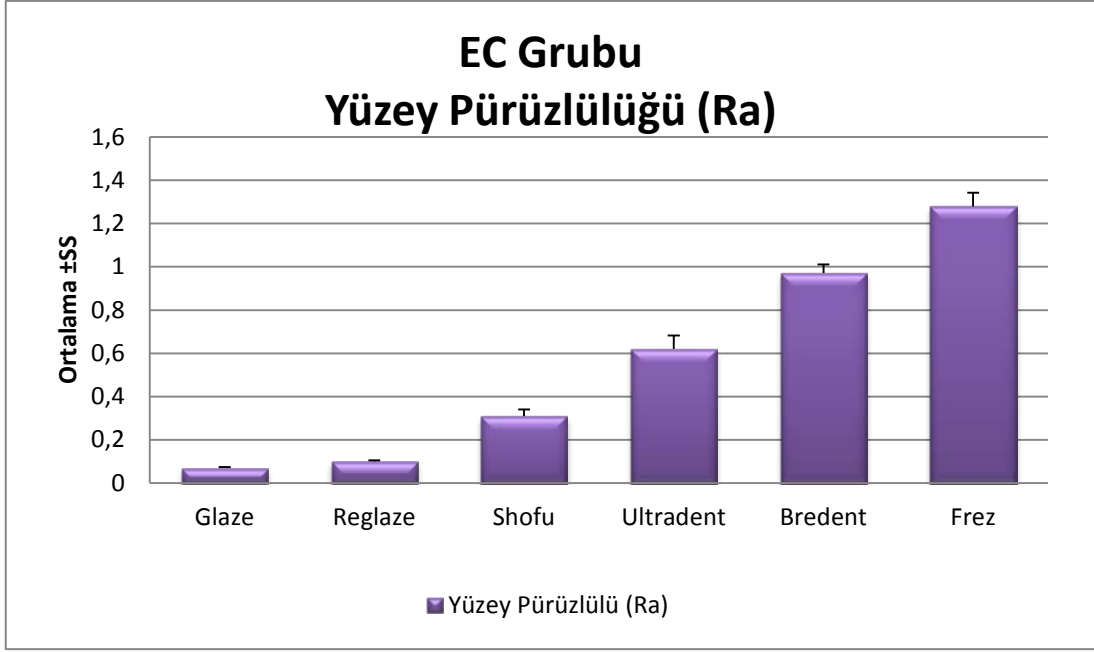
4.1.2 IPS e.max Ceram ile Katmanlanmış IPS e.max Press alt yapı (EC) Grubunun Yüzey Pürüzlülüğü

EC grubu tam seramik materyalinin, glaze, reglaze ve üç farklı cila sistemi kullanılarak yüzey işlemleri uygulanmasından sonra yüzey pürüzlülüğünün uygulanan işlemlere göre Ra değerleri Tablo 12 ve Şekil 11’de gösterilmiştir.

Tablo 12: IPS e.max Ceram ile katmanlanmış IPS e.max Press Grubunda (EC) Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirilmesi

	Yüzey Pürüzlülüğü (Ra) EC Grubu Ort±SS	F; p	Tukey HSD Test
Glaze	0,071±0,004		
Reglaze	0,101±0,005		<i>Frez>Bredent,Ultradent,Shofu,Reglaze,Glaze**</i>
Shofu	0,309±0,032	F:1341,45	<i>Bredent > Ultradent,Shofu,Reglaze,Glaze **</i>
Ultradent	0,620±0,063	p:0,001**	<i>Ultradent > Shofu,Reglaze,Glaze **</i>
Bredent	0,971±0,040		<i>Shofu > Reglaze,Glaze **</i>
Frez	1,279±0,063		

Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı. ** p<0.01



Şekil 11: IPS e.max Ceram ile katmanlanmış IPS e.max Press Grubunda (EC) yüzey pürüzlülüğü grafiği

Grupların yüzey pürüzlülüğü ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Frez grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, diğer tüm grupların ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p < 0.001$; $p < 0.01$). Bredent grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, Glaze, Reglaze, Shofu ve Ultradent gruplarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p < 0.001$; $p < 0.01$). Ultradent grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, Glaze, Reglaze, Shofu gruplarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p < 0.001$; $p < 0.01$). Shofu grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, Glaze ve Reglaze gruplarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p < 0.001$; $p < 0.01$). Glaze ve Reglaze gruplarının yüzey pürüzlülüğü ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Bu bilgiler ışığında grupları yüzeyi pürüzlüden daha pürüzsüze doğru sıralamak gerekirse; Frez > Bredent > Ultradent > Shofu > Reglaze , Glaze şeklindedir.

4.1.3 İki Seramik Grubunun Yüzey Pürüzlülüğü Karşılaştırmaları

EE ve EC gruplarının arasında yüzey pürüzlülüğü açısından fark olup olmadığına bakılmıştır, değerler Tablo 13'te gösterilmiştir.

Tablo 13: Yüzey Pürüzlülüğü Karşılaştırmaları İçin Parametrik Çift Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

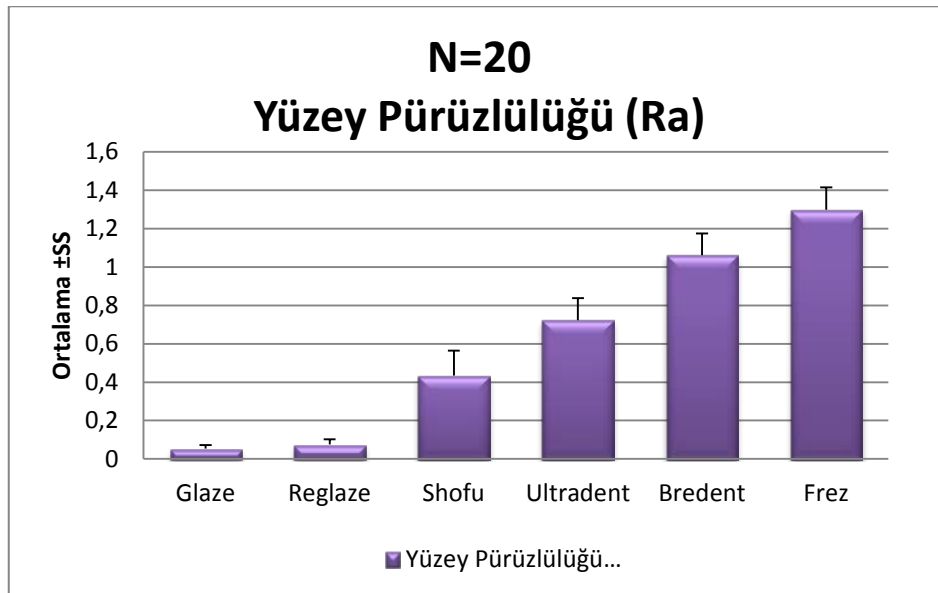
	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Toplamı	F	p
Porselen	0,115	1	0,115	1,621	0,272
Cila Tekniği	25,570	4	6,393	89,871	0,001**
Porselen*Cila Tekniği	0,285	4	0,071	17,303	0,001**

Çift yönlü varyans analizi sonuçlarına göre yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından porselenler arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0.05$), cila teknikleri ve ikisi arasındaki etkileşimde istatistiksel olarak anlamlılıklar tespit edilmiştir ($p<0.01$).

4.1.4 Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Tüm Disklerin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirilmesi

Glaze, reglaze ve cila sistemlerinin karşılaştırılması Tablo 14 ve Şekil 3'te gösterilmiştir.

Farklı yüzey işlemlerinin, yüzey pürüzlülüğü ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Frez grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, diğer tüm grupların ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p < 0.001$; $p < 0.01$). Bredent grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, Glaze, Reglaze, Shofu ve Ultradent gruplarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p < 0.001$; $p < 0.01$). Ultradent grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, Glaze, Reglaze, Shofu gruplarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p < 0.001$; $p < 0.01$). Shofu grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması, Glaze ve Reglaze gruplarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p < 0.001$; $p < 0.01$). Glaze ve Reglaze gruplarının yüzey pürüzlülüğü ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$). Bu bilgiler ışığında grupları yüzeyi pürüzlüden daha pürüzsüze doğru sıralamak gerekirse; Frez > Bredent > Ultradent > Shofu > Reglaze , Glaze şeklindedir.



Şekil 12: Farklı yüzey işlemleri uygulanmış tüm disklerin yüzey pürüzlülüğü

Tablo 14: Farklı yüzey işlemleri uygulanmış tüm disklerin yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmesi

Yüzey Pürüzlülüğü (Ra)		F; p	Tukey HSD Test
TOPLAM (n=20)	Ort±SS		
Glaze	0,054±0,018		
Reglaze	0,076±0,026		<i>Frez>Bredent,Ultradent,Shofu,Reglaze,Glaze**</i>
Shofu	0,434±0,131	F:547,576;	<i>Bredent > Ultradent,Shofu,Reglaze,Glaze **</i>
Ultradent	0,723±0,115	p:0,001**	<i>Ultradent > Shofu,Reglaze,Glaze **</i>
Bredent	1,061±0,114		<i>Shofu > Reglaze,Glaze **</i>
Frez	1,298±0,116		

*Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı ** p<0.01*

4.2 Renk Değişimi (ΔE) Bulguları

Çalışmada elde edilen renk değişimi (ΔE) değerleri eğer “2”den büyükse “klinik olarak anlamlı”, “2”den küçükse “gözle fark edilebilir bir değişim yok” olarak tanımlanmıştır. İki tam seramik sisteminin kahve solüsyonuna atıldıktan sonraki renk değişimi (ΔE) değerleri istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

4.2.1 IPS Empress Esthetic (EE) Grubunun Renk Değişimi

EE grubunun renk değişim değerleri Tablo 15'te gösterilmiştir (Şekil 4).

Tablo 15: IPS Empress Esthetic (EE) Grubunun ΔE Değerlendirilmesi

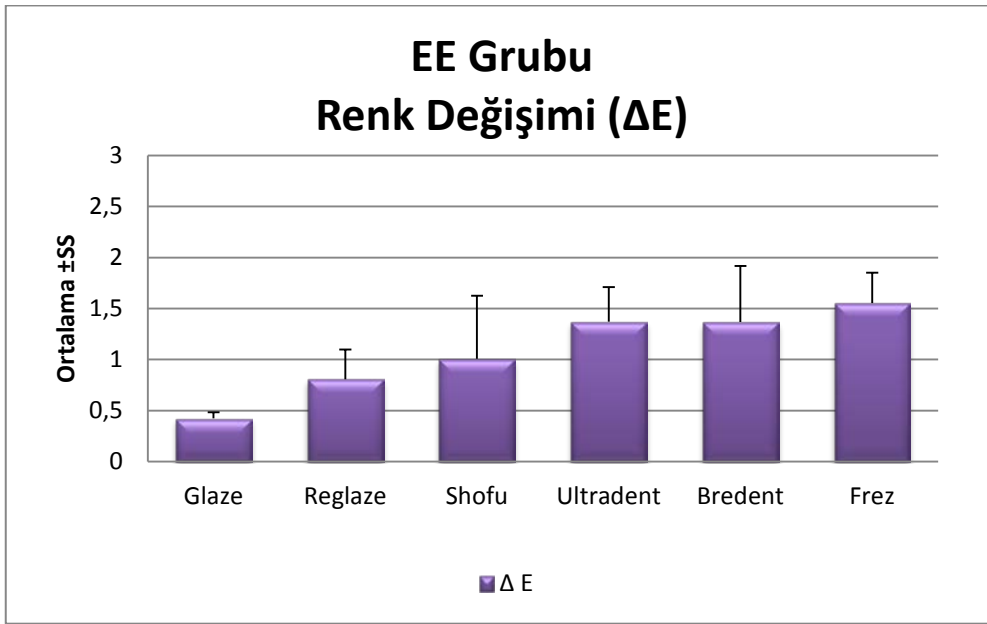
EE Grubu	ΔE Değerleri	<i>F; p</i>	<i>Tukey HSD Test</i>
	Ort \pm SS		
Glaze	0,422 \pm 0,066		
Reglaze	0,807 \pm 0,298		
Shofu	1,006 \pm 0,616	<i>F:10,933</i>	<i>Glaze<Shofu*,Ultradent,Bredent,Frez**</i>
Ultradent	1,371 \pm 0,343	<i>p:0,001**</i>	<i>Reglaze<Ultradent,Bredent*,Frez**</i>
Bredent	1,368 \pm 0,554		<i>Shofu<Frez*</i>
Frez	1,552 \pm 0,304		

*Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı * p<0.05 ** p<0.01*

EE grubunda; grupların ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Glaze grubunun ΔE ortalaması, Shofu, Ultradent, Bredent ve Frez gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). Reglaze grubunun ΔE ortalaması, Shofu, Bredent ve Frez gruplarından istatistiksel

olarak anlamlı düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). Shofu grubunun ΔE ortalaması, Frez grubundan istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p<0.05$). Diğer grupların ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Renk değişimleri arasında en az renk değişimi Glaze grubunda, en fazla renk değişimi Frez grubunda gerçekleşmiştir fakat klinik olarak anlamlı olan “2”nin üzerinde değildir.



Şekil 13: IPS Empress Esthetic (EE) grubunun renk değişimi değerleri

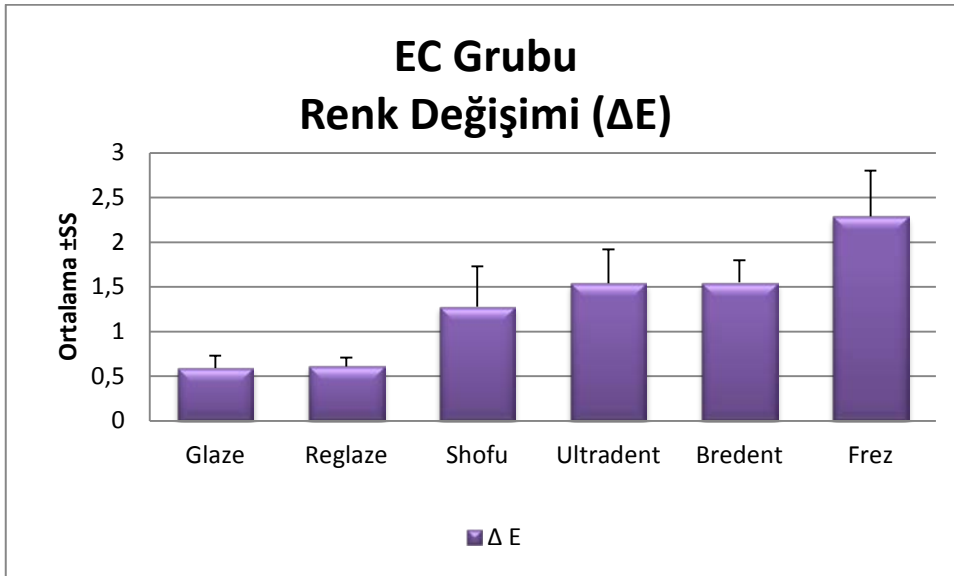
4.2.2 IPS e.max Ceram Dentin Tozu ile İşlenmiş IPS e.max Press alt yapı (EC) Grubunun Renk Değişimi

EC grubunun renk değişim değerleri Tablo 16'da ve Şekil 5'te gösterilmiştir .

Tablo 16: IPS e.max Ceram ile katmanlanmış IPS e.max Press Grubunda (EC) ΔE Değerlendirmesi

	ΔE EC		
GRUBU	Ort \pm SS	F; p	Tukey HSD Test
Glaze	0,596 \pm 0,136		
Reglaze	0,614 \pm 0,101		
Shofu	1,282 \pm 0,449	F:35,057	<i>Frez>Glaze,Reglaze,Shofu,Ultradent,Bredent**</i>
Ultradent	1,546 \pm 0,383	p:0,001**	<i>Glaze<Shofu,Ultradent,Bredent**</i>
Bredent	1,551 \pm 0,256		<i>Reglaze<Shofu,Ultradent,Bredent**</i>
Frez	2,293 \pm 0,516		

Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı ** $p<0.01$



Şekil 14: IPS e.max Ceram ile katmanlanmış IPS e.max Press Grubunda (EC) renk değişimi değerleri

EC grubunda; grupların ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Frez grubunun ΔE ortalaması, diğer tüm grupların ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p: 0.001$; $p < 0.01$). Glaze grubunun ΔE ortalaması Shofu, Ultradent ve Bredent gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p: 0.001$; $p < 0.01$). Reglaze grubunun ΔE ortalaması Shofu, Ultradent ve Bredent gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p: 0.001$; $p < 0.01$). Diğer grupların ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Renk değişimleri arasında en az renk değişimi Glaze grubunda, en fazla renk değişimi Frez grubunda gerçekleşmiştir. Klinik olarak anlamlı olan “2”nin üzerinde olan sadece Frez grubudur.

4.2.3 İki Seramik Grubunun ΔE Karşılaştırmaları

Çift yönlü varyans analizi sonuçlarına göre ΔE değerleri açısından porselenler arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p > 0.05$), polisaj teknikleri ve ikisi arasındaki etkileşimde istatistiksel olarak anlamlılıklar tespit edilmiştir ($p < 0.01$).

Tablo 17: ΔE Karşılaştırmaları İçin Parametrik Çift Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Toplamı	F	p
Porselen	1,533	1	1,533	3,403	0,124
Polisaj Tekniği	27,524	5	5,505	12,222	0,008**
Porselen*Polisaj Tekniği	2,252	5	0,450	3,177	0,009**

4.2.4 Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Tüm Disklerin ΔE Değerlendirilmesi

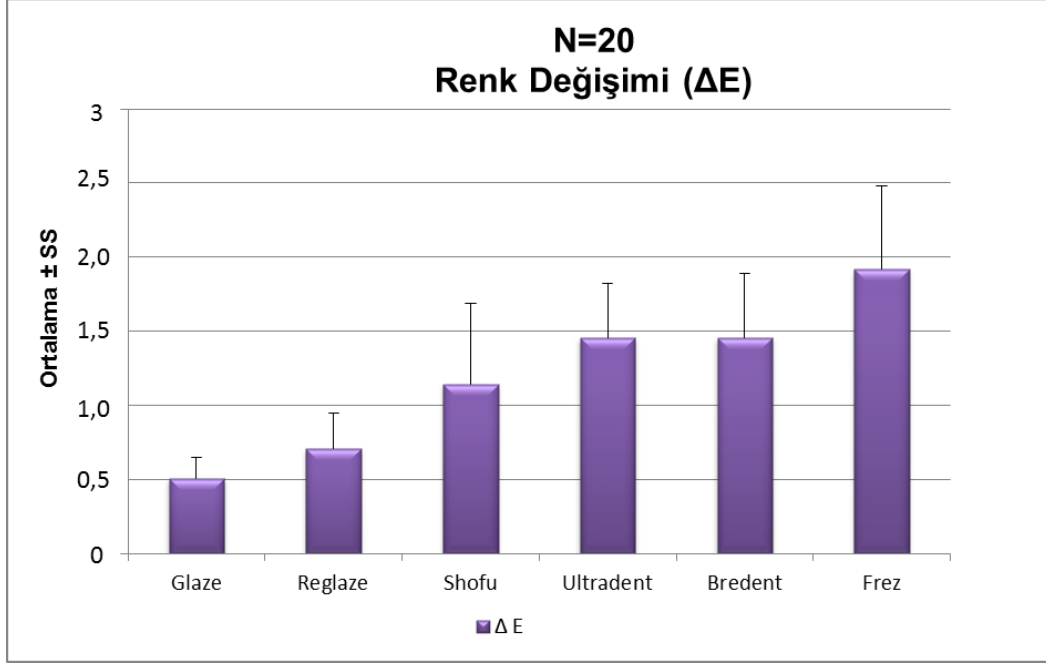
Farklı polisaj tekniklerinin ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Frez grubunun ΔE ortalaması, diğer tüm grupların ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p < 0.01$). Glaze grubunun ΔE ortalaması, Shofu, Ultradent ve Bredent gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p < 0.01$). Reglaze grubunun ΔE ortalaması, Shofu, Ultradent ve Bredent gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p < 0.05$; $p < 0.01$). Diğer grupların ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tablo 18: Farklı yüzey işlemleri uygulanmış tüm disklerin ΔE değerlendirilmesi

ΔE			
	TOPLAM (n=20)	F; p	Tukey HSD Test
	Ort\pmSS		
Glaze	0,509 \pm 0,137		
Reglaze	0,710 \pm 0,238		
Shofu	1,144 \pm 0,543	F:32,862;	<i>Frez>Glaze,Reglaze,Shofu,Ultradent,Bredent**</i>
Ultradent	1,458 \pm 0,365	p:0,001**	<i>Glaze<Shofu,Ultradent,Bredent**</i>
Bredent	1,459 \pm 0,430		<i>Reglaze<Shofu*,Ultradent,Bredent**</i>
Frez	1,922 \pm 0,560		

*Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı. * p<0.05 ** p<0.01*

Farklı polisaj tekniklerinin ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Frez grubunun ΔE ortalaması, diğer tüm grupların ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p<0.01$). Glaze grubunun ΔE ortalaması, Shofu, Ultradent ve Bredent gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p<0.01$). Reglaze grubunun ΔE ortalaması, Shofu, Ultradent ve Bredent gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ($p<0.05$; $p<0.01$). Diğer grupların ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).



Şekil 15: Farklı yüzey işlemleri uygulanmış tüm disklerin ΔE değerleri

4.3 Yüzey Pürüzlülüğü (R_a) ile ΔE İlişkisi

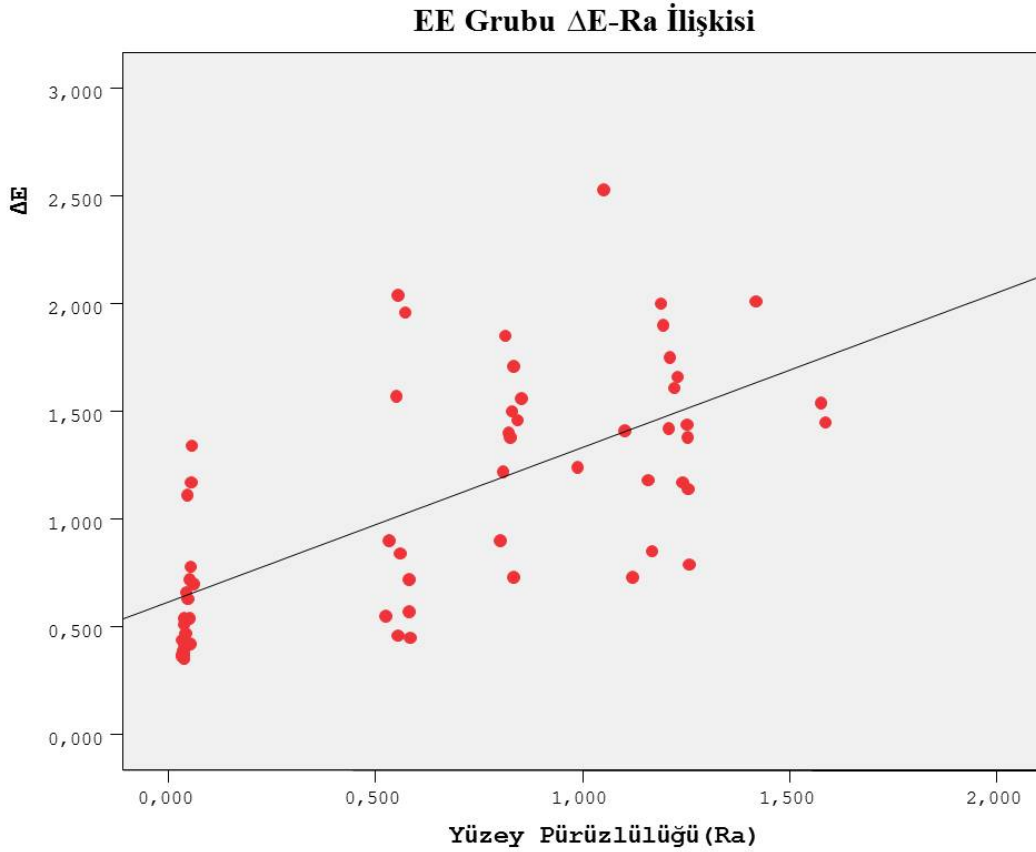
Yüzey pürüzlülüğünün renk değişimiyle olan ilişkisine bakıldı (Şekil 16, Şekil 17) ve değerler Tablo 19 'de belirtildi.

Tablo 19: Yüzey Pürüzlülüğü (Ra) ile ΔE İlişkisi

Yüzey Pürüzlülüğü (Ra)- ΔE		
	r	p
EC	0,830	0,001**
EE	0,656	0,001**

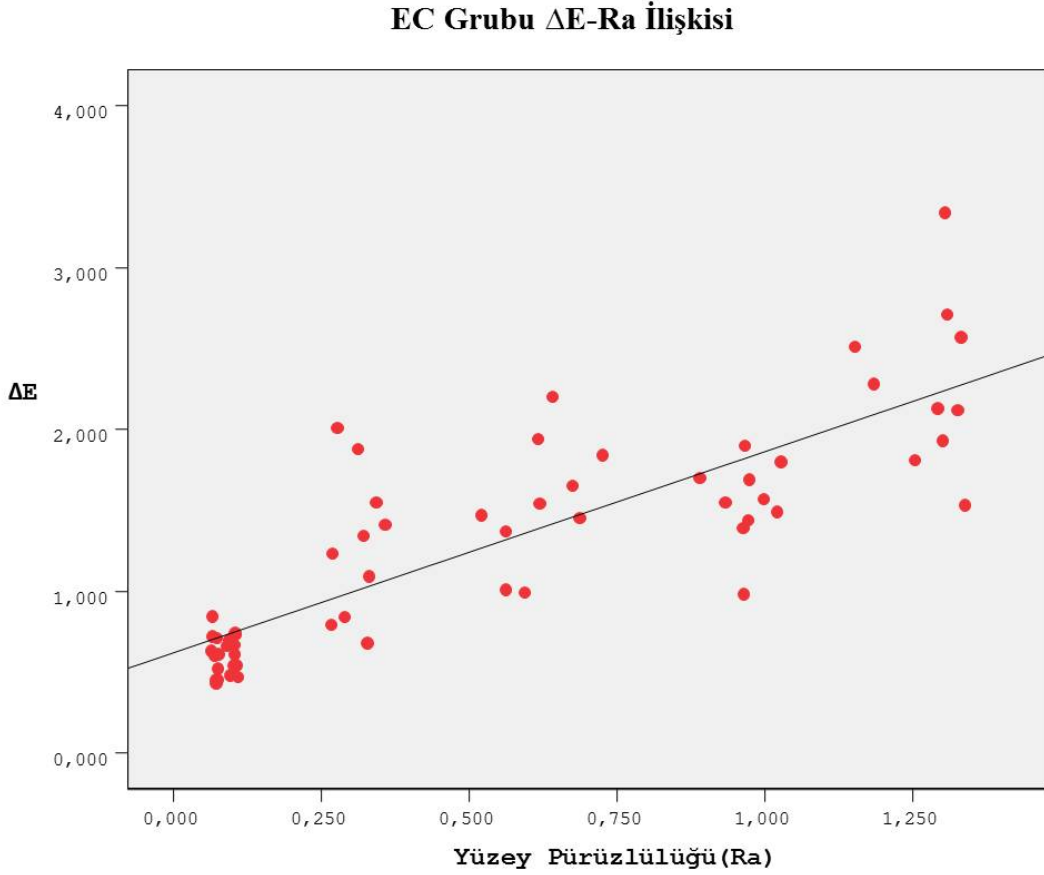
Pearson korelasyon analizi kullanıldı ** $p < 0.01$

EE grubunda; yüzey pürüzlülüğü ile ΔE arasında pozitif yönlü, %65.6 düzeyinde ve istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Şekil 6).



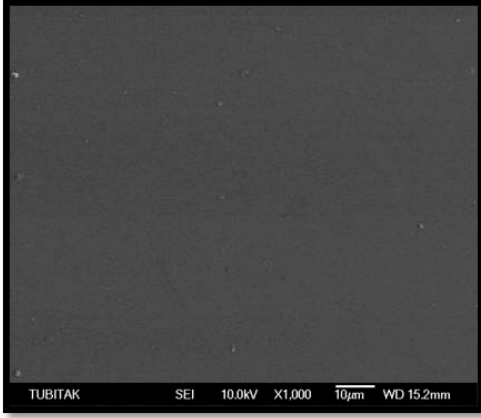
Şekil 16: IPS Empress Esthetic grubunda; yüzey pürüzlülüğü (Ra) ile ΔE ilişkisi grafiği

EC grubunda; yüzey pürüzlülüğü ile ΔE arasında pozitif yönlü, %83 düzeyinde ve istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p < 0.01$).

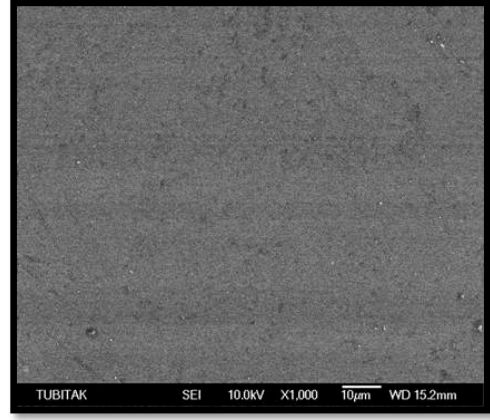


Şekil 17: IPS e.max Ceram katmanlanmış E.max Press grubunda; yüzey pürüzlülüğü (Ra) ile ΔE ilişkisi grafiği

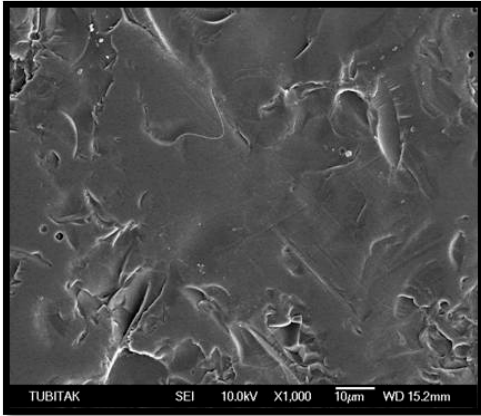
4.4 Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscopy- SEM) Bulguları



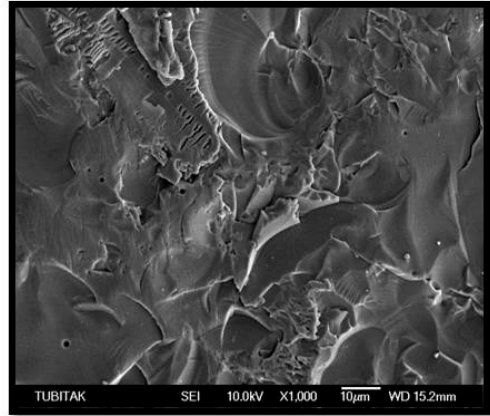
Resim 48: EE Glaze Grup



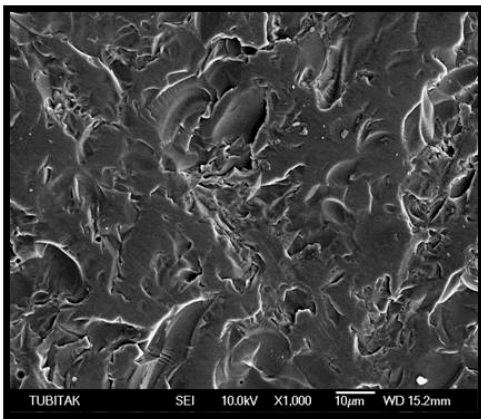
Resim 49: EE Reglaze Grup



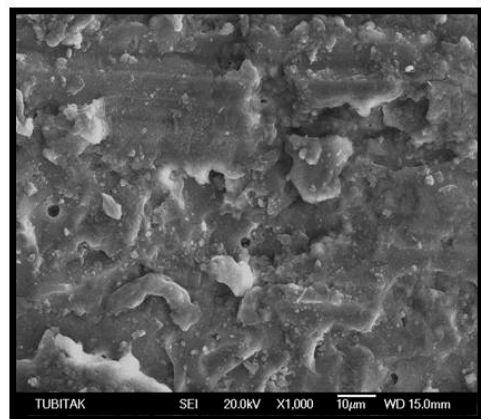
Resim 50: EE Shofu Grup



Resim 51: EE Ultradent Grup

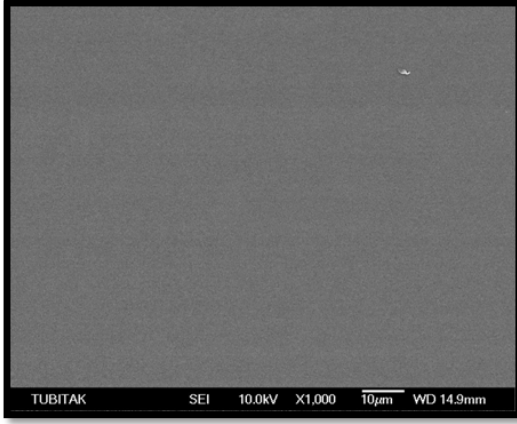


Resim 52: EE Bredent Grup

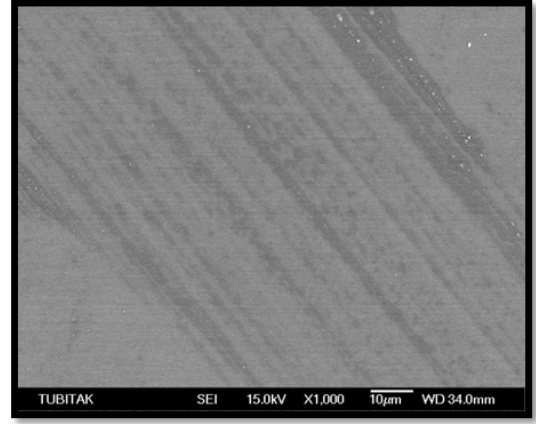


Resim 53: EE Frez Grup

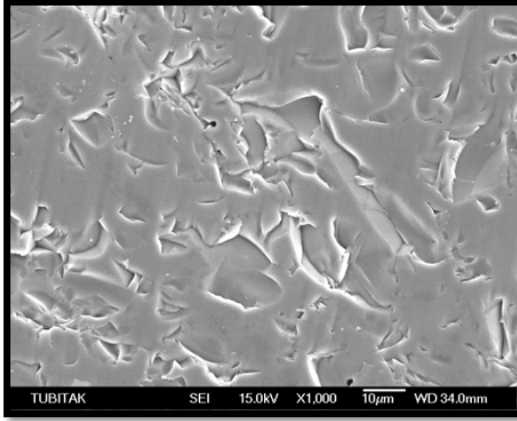
Şekil 18: EE: IPS Empress Esthetic SEM ×1000



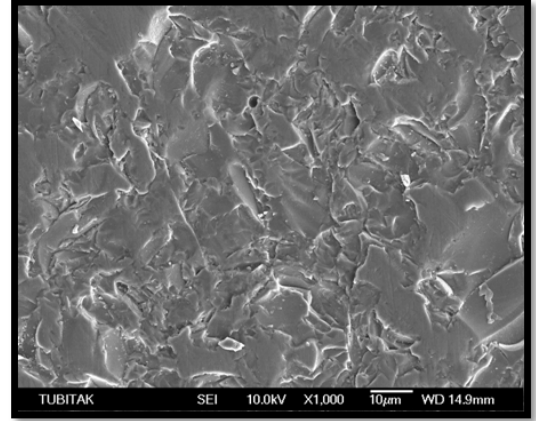
Resim 54: EC Glaze grup



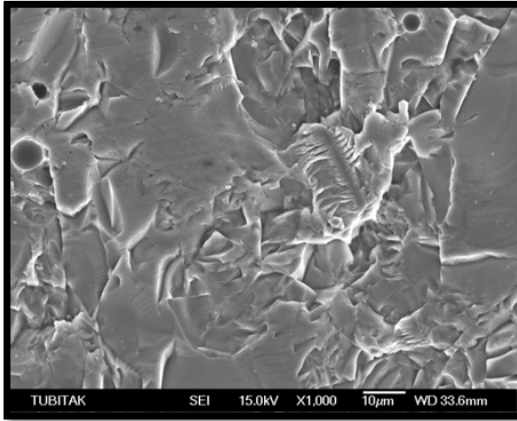
Resim 55: EC Reglaze grup



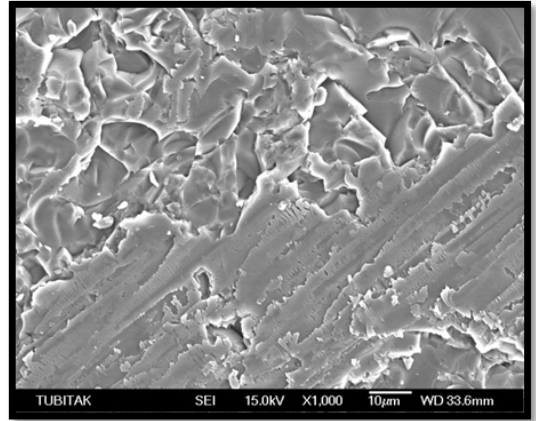
Resim 56: EC Shofu grup



Resim 57: EC Ultradent grup



Resim 58: EC Bredent grup



Resim 59: EC Frez grup

**Şekil 19: EC: IPS e.max Press üzerine katmanlanmış IPS e.max Ceram SEM
×1000**

5. TARTIŞMA

Dental seramikler, biyolojik uyumlulukları, üstün estetik özellikleri, yüzey pürüzlülüklerinin minimum olması ve doğal görünümlerinden dolayı, restoratif materyaller arasında en yaygın kullanım alanına sahip materyallerdir (61, 196). Diş hekimleri, özellikle ön bölgede tam seramik restorasyonların ışığı geçirme özelliği sayesinde mükemmel estetiği yakalamışlardır (104).

Bizim çalışmamızda da, tam seramik materyalleri arasında sıklıkla tercih edilen IPS Empress Esthetic ve alt yapı IPS e.max Press üzerine katmanlanmış olan IPS e.max Ceram kullanıldı. Tam seramiklerle ilgili yapılan birçok araştırmada materyalin yüzey pürüzlülüğünün üzerinde durulmuştur (108, 197, 198). Yüzey pürüzlülüğünün seramiğin dayanıklılığına, rengine, antagonist dişi aşındırmasına olan etkisi incelenmiştir (89, 116, 98, 117, 97, 108, 109, 106). Fakat tam seramiklerde yüzey pürüzlülüğünün renklemeye karşı etkisiyle ilgili çalışmalar kısıtlıdır (199). Bundan dolayı çalışmamızda, iki seramik sistemi kullanılarak çeşitli yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve renklemeye olan ilişkisi incelenmiştir.

Oklüzal uyumlamaları yapabilmek için glaze yapılmış seramik restorasyonu aşındırmak, klinikte sıklıkla uygulanan bir işlemdir. Erken temasları ortadan kaldırmak, konturları düzeltmek ve estetiği sağlamak için simantasyon öncesi olduğu gibi simantasyon sonrası da gerekli olabilir (106, 87, 107, 18, 104, 108). Bu aşındırmalar sırasında glaze tabakası ortadan kalktığı için daha pürüzlü bir yüzey ortaya çıkar. Pürüzlü yüzey plak oluşumu sebebiyle periodontal probleme, karşıt dentisyonda aşınmaya, restorasyonun dayanımında azalmaya, restorasyonun çatlak oluşumuna yatkın hale gelmesine sebep olabilir. Pürüzsüz seramik yüzeyi, pürüzlü seramik yüzeyine göre ışığı daha düzensiz yansıtacağından, rengin farklı algılanmasına sebep olur bu yüzden yüzey pürüzlülüğü kavramı restorasyonun estetiği ve rengi açısından da çok önemlidir (106, 107, 108, 109, 106, 110).

Oklüzal uyumlamalar sonrası yüzeyi tekrar pürüzsüz hale getirmek için reglaze veya cila işlemleri yapılır. Bu işlemler için çeşitli cila sistemleri mevcuttur (108).

Seramik restorasyonlarda optimum pürüzsüz yüzeyin elde edilmesinde, bitim ve cila işlemlerinde uygulanan teknikler birçok araştırmaya konu olmuştur (91, 101, 107).

Yapılan araştırmalarda, pek çok cila metodu ile bitirilen seramik yüzeylerin yüzey pürüzlülüğünü azaltma açısından glazeli yüzeylere alternatif olabileceği ifade edilmektedir (108, 196). Bu araştırmalarda seramik restorasyonun reglaze için tekrar fırınlanmaya maruz kalmasının bir takım dezavantajları belirtilmiştir. Bunlar; zaman alan bir işlem olması, porselenin yapısında devitrifikasyona sebep olması ve renk değişikliklerine neden olması olarak sıralanabilir. Dolayısıyla çeşitli elmas uçlar, lastikler ve aşındırıcı patlar ile yapılan cila işlemlerinin, reglaze işlemine alternatif olarak kullanılabileceği öneren araştırmalar vardır (96, 101, 102, 103, 104, 107).

Bazı araştırmalarda ise cilanın, glaze kadar pürüzsüz çatlaksız bir yüzey oluşturamayacağı vurgulanmaktadır (99, 102).

Fuzzi ve ark. Vita VMK porseleninin yüzey pürüzlülüğünü inceledikleri çalışmalarında, SEM değerlendirmesinde glaze uygulamasının diğer tüm cila işlemlerinden daha üstün olduğunu bildirmişlerdir (99).

Patterson ve ark. Wiron 77 alaşımına bağlanan Vita VMK porseleninde glaze ve elmas pat içeren porselen cila kitinin etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında, en az yüzey pürüzlülüğünün glaze uygulaması ile sağlandığını tespit etmişlerdir. Porselen cila kiti ile yapılan cilanın, glaze tabakasının yerini tutmadığını ancak Ra değerini azalttığı ve ağız içinde porselen uyumlaması sonrası küçük alanlara uygulanabileceğini bildirmişlerdir (200).

Bizim çalışmamızda buna paralel olarak yüzey pürüzlülüğü açısından porselen cila kitleri ile yapılan bitirme ve glaze yapılmış yüzeyler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır. Glaze yapılmış örneklerdeki yüzey pürüzlülüğü, cila yapılmış örneklerle göre anlamlı oranda düşüktür. Patterson ve ark.nın araştırmasındaki yüzey işlemlerinden farklı olarak araştırmamızda bulunan reglaze grubunun da yüzey pürüzlülüğü glaze

grubuyla aynı, cilalı grupların yüzey pürüzlülüğünden ise anlamlı oranda düşük çıkmıştır. Ancak araştırmamızda cila grupları, Frez grubuyla karşılaştırıldığında yüzey pürüzlülüğü anlamlı oranda düşük bulunmuştur.

Çalışmamızda kullanılan cila sistemlerinin seçiminde kullanımı pratik ve etkin olmalarının yanı sıra kolay ulaşılabilir sistemler olmasına dikkat edilmiştir. Shofu ve Ultradent cila sistemleri simantasyon sonrası ağız içi uygulamaları düşünülerek tercih edilmiştir (208, 209). Hasta başında kısa sürede restorasyonlara cila yapabilme imkanı veren bu sistemlerin kullanılması ile hem zamandan kazanılmış olur hem de artan fırınlama sayısına bağlı olarak oluşabilecek renk değişimleri ve yapısal bozukluk ihtimali önlenmiş olur (201).

Ahmad ve ark.nın yaptıkları çalışmada (207) 10.000 rpm'de yapılan klinik cila işlemlerinin seramik örneklerin güçlendirilmesi ya da yapısal olarak zayıflamasına etkisi olmadığını ancak 20.000 rpm'de yapılan cila işlemlerinin çalışmada kullanılan seramik barların (Vitadur Alpha) en düzgün yüzey elde edilmesini sağlamasına rağmen bükülme dayanımını azalttığı tespit edilmiştir. Dayanıklılıktaki bu azalmanın nedeninin yüksek hızda yapılan cila esnasında kullanılan materyallerin seramik yüzeyi çizmesi sonucu örnek yüzeylerinde çatlak gelişimine neden olması olarak düşünülmüştür. Çalışmamızda cila materyalleri örnek yüzeylerine elektrikli mikromotor vasıtasıyla tek bir araştırmacı tarafından uygulanırken mikromotorun devri üretici firmaların önerileri doğrultusunda ayarlanmıştır. Tüm cila grupları için materyalin bükülme dayanımına etkileri düşünülerek 10.000 rpm'in aşılmamasına dikkat edilmiştir.

Bir materyalin yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde, yüzeyin nitel (SEM) ve nicel (profilometre vb) incelemeleri kullanılır (96).

Goldstein ve ark.nın, Biobond ve Ceramco porselenlerine farklı cila kitleri uygulanarak elde edilen Ra değerleri, SEM ve profilometrik incelemede birbiriyle uyumlu bulunmuştur (105). Bessing ve Wiktorsson ise, materyalin yüzey özelliğinin SEM ile incelenmesinin yüzey topografisi açısından nicel incelemelerden daha çok bilgi verdiğini bildirmişlerdir (87).

Çalışmamızda yüzey polisaj yöntemlerinin uygulanması sonrası yüzeylerin pürüzlülük değerlendirmesi, hem profilometre ile nicel hem de SEM ile nitel olarak yapılmıştır. Profilometre değerleri ile SEM görüntüleri uyum göstermektedir. Yüzey pürüzlülüğünü ifade eden Ra değeri çok düşük olan Glaze grubunda düz bir yüzey görünürken, Ra değeri yüksek olan Frez grubunda yüzeyde keskin frez izleri görülmektedir. Glazeli yüzeyden daha kötü, fakat frezli yüzeyden daha iyi yüzey pürüzlülüğüne sahip cilalı gruplarda (Shofu, Ultradent, Bredent) ise frez izlerinin büyük bir kısmı yumuşatılmış, frezli gruba göre çentik ve çizikler daha az, düz yüzeyler daha fazladır.

Çökük N.'nin yaptığı çalışmada farklı seramik gruplarının, 4 farklı yüzey işlemi uygulanmış yüzeyleri karşılaştırılmıştır. İlk grup frezli bırakılmak kaydıyla diğer gruplar sırayla, Soflex parlatma diskleri, Shofu porselen kiti ve keçe ile elmas pasta uygulanarak bitirilmiştir. Her biri 60 sn. uygulanan Shofu ve Softflex grubu en iyi sonucu verirken sadece elmas pasta ile cilalanan grubun yüzey pürüzlülüğü anlamlı oranda yüksek bulunmuştur. En fazla yüzey pürüzlülüğü frezli grupta görülmüştür (206).

Buna paralel olarak bizim çalışmamızda da Frez grubu en fazla yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Cila sistemleri arasında en düzgün yüzey, Shofu grubunda görülmüştür. Sadece cila pastası kullanılan Ultradent grubu ise Shofu grubuna göre yüzey pürüzlülüğü anlamlı oranda yüksek bulunmuştur. Cila sistemleri arasında Bredent grubu ise en fazla yüzey pürüzlülüğü gösteren cila grubudur.

Bottino ve ark. nın yaptığı araştırmada; Vitadur Alpha porselen kullanılarak 4 grupta çalışma yapılmıştır bunları dört gruba ayırmıştır. Bir grubu (G1) glazelenmiş, bir grup (G2) frezle aşındırılmış, bir grup (G3) frezle aşındırıldıktan sonra silikon cila lastiği kullanılmış ve son grup G3 e ilave olarak keçe disk ve cila patı ile cilalamıştır (G4). Glazelenmiş (G1) ile cila lastiği, keçe disk ve cila patı kullanılan grup arasında anlamlı fark bulunmazken, frezli bırakılmış (G2) grubu en kötü yüzey özelliği göstermiştir. Bu çalışmada cila lastiğinin frez izlerini yumuşattığını, bunu takiben cila pastasının kullanılması gerektiğini belirtmiştir (198).

Martinez-Gomis ve ark.nın (91) 4 farklı bitirme yönteminin ve elmas patın Ivoclar IPS Classic renk skalasından elde ettikleri porselen örneklerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemişler ve elmas patın Ra'yı azaltmakta etkin olmadığını belirtmişlerdir.

Saraç ve ark.nın (108) yaptığı benzer bir çalışmada Vitadur Alpha porselenin çeşitli yüzey işlemlerinin ardından yüzey pürüzlülüğüne bakıldığında, sadece cila pastası kullanılan grubun yüzey pürüzlülüğü, cila lastiği kullanılan gruptan anlamlı oranda yüksek çıkmıştır. Bunun sonucunda cila pastasının tek başına yüzey pürüzlülüğünü azaltamayacağını söylemişlerdir.

Bizim çalışmamızda da sadece cila pastası içeren, Ultradent grubunun cila lastiği içeren Shofu grubuna göre yüzey pürüzlülüğünün anlamlı oranda yüksek çıkması cila lastiği içermemesine bağlanmıştır.

Ra'nın $0,2\mu\text{m}$ ' den düşük olduğu yüzey, bakteri birikiminin az olduğu, parlak görünüme sahip bir yüzeydir ve istenen düzgünlükte olduğu kabul edilmektedir (85).

Patterson ve ark.nın (200) yaptıkları araştırmada, glaze yapılmış seramik grubunun yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri; $0,20\ \mu\text{m}$, kırmızı bantlı frezle aşındırılmış seramik örneklerin Ra değerleri; $1,66\ \mu\text{m}$ iken, cila kiti uygulanmış seramik grubun Ra değeri $0,85\ \mu\text{m}$ bulunmuştur. Bottino ve ark.nın (198) yaptığı araştırmada glaze yapılmış seramik grubun Ra değeri $0,94\ \mu\text{m}$, cila pastasıyla birlikte cila kiti uygulanan seramik grubunun Ra değeri $1,24\ \mu\text{m}$ bulunmuştur. Saraç ve ark.nın (108) araştırmasında Shofu cila kiti ve pastası kullanılarak yapılan seramik örneklerin Ra değerleri $1-1,5\ \mu\text{m}$ arasında bulunmuştur ayrıca SEM görüntülerinde Glaze yapılmış seramik grubu kadar iyi yüzey gösterdiği ve yüzey pürüzlülüğü açısından kabul edilebilir olduğunu bildirilmiştir.

Çalışmamızda EE seramik sisteminde, Glaze Ra değerleri $0,036\ \mu\text{m}$, Reglaze Ra değerleri $0,051\ \mu\text{m}$ bulunmuştur. EC seramik sisteminde Glaze Ra değerleri $0,071\ \mu\text{m}$, Reglaze Ra değerleri $0,101\ \mu\text{m}$ bulunmuştur. Her iki seramik grubunun da glaze ve reglaze yüzey pürüzlülük değerleri Patterson ve ark. (200) ile Bottino ve ark.nın (198)

araştırmasındaki glaze yapılmış örneklerin Ra değerlerinden düşüktür. Bu örneklerin işlem görmeden önce yüzeyinin aşındırma cihazında iyi standardize edilmesine bağlanmaktadır. Saraç ve ark.nın (108) çalışmasında glaze yapılmış örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri belirtilmediği için çalışmamızla bir karşılaştırma yapılamamıştır.

Çalışmamızda cila kiti ve pastası uygulanmış Shofu Ra= 0,56 µm grubunun Ra değerleri Patterson ve ark. (200) ile Bottino ve ark. (198) çalışmasındaki cila kiti ve pastası uygulanmış gruplarının Ra değerlerinden ve Saraç ve ark.nın çalışmasındaki (108) Shofu cila kiti ve pastası kullanılan gruplarının Ra değerlerinden daha düşük çıkmıştır. Bredent cila sistemleri ve pastasının uygulandığı Bredent Ra= 1,15 µm gruplarının yüzey pürüzlülüğü Saraç ve ark.nın (108) çalışmasındaki Shofu cila kiti ve pastası uygulanmış gruplarından daha düşük çıkmıştır. Aynı cila sistemlerinin kullanıldığı araştırmalar ile yüzey pürüzlülüğü arasındaki bu fark kullanılan seramik sistemlerinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülebilir. Farklı cila sistemlerinin kullanıldığı araştırmalardaki farklı yüzey pürüzlülükleri cila sistemlerinin farklılığından olduğu düşünülebilir.

EE grubu yüzey pürüzlülüğü bakımından EC grubuna göre daha fazla Ra değeri göstermiştir fakat yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Literatür incelendiğinde porselen restorasyonların rengi üzerine yapılmış çalışmaların; yaşlandırmanın renge etkisi, opak ve dentin porselen kalınlığının renge etkisi, tekrarlanan fırınlamaların renge etkisi üzerine olduğu tespit edilmiştir (189, 190, 191, 192). Boyayıcı ajanların renk stabilitesine etkisi konusu daha çok kompozit restorasyonlar için araştırılmıştır (184, 187, 153). Ayrıca seramiklerin yüzey işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülüğü ile renkleşme ilişkisini inceleyen araştırmalar kısıtlıdır (118).

Çalışmamızda farklı yüzey işlemlerinin uygulandığı seramik gruplarının renk stabilitesinin ölçümü için boyayıcı ajan olarak çözünebilir hazır kahve kullanılmıştır. Porselenin renkleşme özelliği düşük bir materyal olması ve yapılan renk çalışmalarında

kahvenin en boyayıcı ajanlardan biri olması ve yaygın tüketimi (202) araştırmamızda boyayıcı ajan olarak kahvenin tercih edilmesinde temel sebeplerindendir (203, 136, 137, 204, 188).

Test sırasında kullanılan kahve miktarının belirlenmesinde ve kahvenin hazırlanmasında Odioso ve ark.nın yayını esas alınmıştır (202). Güler ve ark. yaptıkları çalışmaya göre örneklerin kahvede 24 saat bekletilmesi bir aylık kahve tüketimine, 12 gün bekletilmesi 1 yıllık kahve tüketimine karşılık gelmektedir (136, 137). Bu araştırmaların ışığında çalışmamızda bir yıllık kahve tüketimi sonucu renk değişimini gözlemek amacıyla 12 gün boyunca örnekler kahve solüsyonunda bekletilmiştir.

Bazı araştırmacılar, diş hekimliğinde restorasyon için kullanılan materyallerle hem görsel yöntem ile hem de renk ölçüm cihazı kullanarak yaptıkları renk ölçümlerini karşılaştırmışlardır. Buna göre cihaz kullanılarak yapılan ölçümlerin, görsel ölçümlere göre çok daha güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (149, 165) ayrıca bazı araştırmacılar da cihaz ile yapılan ölçümlerde spektrofotometrenin kolorimetreye üstünlüğünü bildirmişlerdir (14, 147). Kolorimetre cihazı tristimulus sistemine göre, sadece 3 renk sensörü ile renk ölçer (14, 128, 147). Spektrofotometre ise çoklu sensör sistemi ile çalışır ve daha detaylı renk ölçümü yapabilme imkanı sunar (14, 128). Spektrofotometreler, yüzey renginin ölçülmesinde en yaygın olarak kullanılan aletlerdir, uzun süre doğru, objektif ve standartlara uygun sonuçlar verirler (130). Söz konusu avantajları nedeniyle bizim çalışmamızda renk ölçümleri spektrofotometre cihazı kullanılarak yapılmıştır.

Gupta ve ark., yaptığı çalışmada Vitadur alpha porselen ve kompozitlerin kahve, çay ve kola ile renkleşmeleri incelenmiş, renk değişimi ancak ΔE değerı 3.3'den büyük olduğu zaman gözle farkedilebilir denilmiştir. Buna göre bu çalışmada glaze yapılmış porselende renk değişimi olmuştur ($\Delta E= 1,2-1,4$) fakat gözle farkedilir oranda değerdir (188).

Samra ve ark.; bir direkt, iki indirekt kompozit markası ve IPS Empress 2 seramik kullandığı çalışmalarında, örnekler 15 gün boyunca kahvede 37° C etüvde bekletilmiş ve en az renk değişimi ($\Delta E= 1,28$) glaze yapılmış seramik grupta görülmüştür (193).

Akman ve ark.nın (210) 4 farklı porselen çeşidi kullanarak yaptığı çalışmada sigara dumanı, çay ve kahvenin renklenmeye etkisini incelemiştir. Tüm porselenlerde klinik olarak farkedilebilir renklenme görülmüştür. En yüksek renklenmeyi sigara dumanı gösterirken ($\Delta E= 2,65$) bunu sırayla kahve ($\Delta E= 2,13$) ve çay ($\Delta E= 2,11$) izlemiştir.

Esquivel ve ark.nın yaptığı bir çalışmada Vita VMK 68, Procera ve Duceratin porselenlerinin renk stabilitesini belirlemek için glaze uygulanmış ve uygulanmamış örnekler distile su ve metilen mavisinde bekletilmiş ardından görsel yöntem ve kolorimetre ile renk değişimleri incelemiştir. Görsel sonuçlar ile kolorimetrik sonuçların uyumlu olduğu, metilen mavisine batırılan glaze uygulanmış örneklerdeki renk değişiminin minimum olduğu bildirilmiştir (118).

Bizim çalışmamızda da EE Glaze grubu ($\Delta E = 0,422$) ve EC Glaze grubu ($\Delta E = 0,596$) olan örnekler diğer gruplara göre en az değişimi göstermiştir. Samra ve ark. ile Gupta ve ark. (188, 193) çalışmasındaki glaze yapılmış porselenlere oranla bizim çalışmamızdaki glaze yapılmış seramik grupları daha az renk değişimi göstermiştir. Glaze yapılmış seramiklerin yüzey pürüzlülüğü arasındaki bu fark bizim çalışmamızdaki yüzey pürüzlülük değerlerinin daha az olmasına bağlanmıştır. Ayrıca glaze materyalinin farklı marka olması ve sürülme kalınlığı farklılığından kaynaklanıyor olabilir. Her iki seramik sisteminde de en fazla renk değişimi Frez grubunda görülmüştür.

Renk değişim değerleri ΔE , iki rengin L, a, b koordinatları arasındaki uzaklığı sayısal olarak ifade etmektedir (241). Literatürde insan gözü tarafından klinik olarak algılanabilir renk farklılığının ΔE değeri 1'e eşit (194, 149) ve 2 ile 3 arasında (170) farklı değerlerde olduğu bildirilmiştir. Genel olarak ΔE 1'den büyük olduğunda fark edilmeye başlanacağı ve $\Delta E= 3,7$ kabul edilebilir bir değer olduğu, bu değer

üzerindeki renk değişimlerinin kabul edilemeyeceği bildirilmiştir (135, 139). ΔE değerleri yaklaşık tolerans değerlerini vermesine rağmen bireysel farklılıklardan dolayı bazı kişiler 0,5 renk farklılığını algılayabilirken bazıları 4 derecesinde bile farklılık görememektedir (139).

Yapılan çalışmalarda 2.75'den büyük (149), 3,3'e eşit veya daha büyük (146) ve 3,7'ye eşit ve daha büyük (139) ΔE değerleri klinik olarak kabul edilemez renk farklılığı olarak yorumlanmıştır. Tung ve ark. (177) doğal dişlerle yaptıkları çalışmada ağız içi kolorimetre sonuçlarını güvenilir bulmuşlar ve 1 ile 2 arasındaki ΔE renk farklılığının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu, $\Delta E > 2$ koşulunda klinik olarak kabul edilemez renk farklılığı bulunduğu sonucuna varmışlardır.

Tüm bu çalışmalara bakıldığında bizim çalışmamızda klinik olarak ΔE değerinin 2'den büyük olması durumunda numunelerin rengine değerle gözle görülür bir değişimin olduğu kabul edilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğü ile renk değişimi arasında anlamlı ilişki bulunmuştur. Bu sonuçlara bakıldığında EE tam seramik materyali için; pürüzlü yüzeylerin, pürüzsüz yüzeylere göre kahve gibi boyayıcı maddelerle daha fazla renklenme gösterdiği anlaşılmaktadır. Ancak renk değişimini ifade eden ΔE değerleri, 2 değerinin üzerinde değildir.

EC grubuna baktığımızda, yüzey pürüzlülüğü ile renk değişimi arasında anlamlı bir ilişki bulunmuştur. Bu sonuçlara bakıldığında EC grubu tam seramik materyali için; pürüzlü yüzeylerin, pürüzsüz yüzeylere göre kahve gibi boyayıcı ajanla daha fazla renklenme gösterdiği anlaşılmaktadır. Nitekim her iki seramik grubunda da Frezli bırakılmış örnekler en kötü yüzey pürüzlülüğünden dolayı en fazla renk değişimi göstermiştir.

Genel olarak bakıldığında EC grubu, EE grubundan daha fazla renklenme göstermiştir fakat renk değişimi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$).

Renk değişimi ΔE değerlerinin; yüksek R_a değeri gösteren EE Grubuna oranla daha düşük R_a değeri gösteren EC Grubunda fazla renkleşmesinin sebebini katmanlama tekniğine bağlanabilir. EE grubu direkt preslenirken EC grubu katmanlama tekniğiyle bitirilmektedir. Frezle aşındırma sonucu glazelenmiş tabaka kaldırılınca daha porzli bir yüzeyin ortaya çıkabileceği ve bunun renklenmeyi arttırdığı düşünülmektedir.

6. SONUÇLAR:

1. Kullandığımız tam seramik materyallerinden IPS Empress Esthetic'in yüzey pürüzlülüğü açısından incelendiğinde Frezli grupta en yüksek yüzey pürüzlülüğü gözlenmiştir. Shofu grubu diğer cila gruplarına göre anlamlı oranda düşük yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Ultradent ve Bredent grubunun yüzey pürüzlülüğü gidermedeki etkinliği yetersiz bulunmuştur. Glaze grubu ve Reglaze grubu en düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerini vermiştir.
2. IPS e.max Ceram'ın yüzey pürüzlülüğü açısından incelendiğinde Frezli grupta en yüksek yüzey pürüzlülüğü gözlenmiştir. Shofu grubu diğer cila gruplarından daha iyi yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Ultradent ve Bredent grubunun yüzey pürüzlülüğü gidermedeki etkinliği yetersiz bulunmuştur. Glaze grubu ve Reglaze grubu en düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerini vermiştir.
3. Genel olarak bakıldığında IPS e.max Ceram'ın Ra değerleri, IPS Empress Esthetic'in Ra değerlerine göre daha fazla olmasına rağmen, bu iki grup arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
4. Renk değişimi ΔE açısından IPS Empress Esthetic en azdan en çok renk değişimine göre sırayla Glaze, Reglaze, Shofu, Ultradent, Bredent, Frez şeklindedir. Tüm grupların ΔE değerleri 2'den düşük çıkmıştır.
5. IPS e.max Ceram'da görülen renk değişimi en azdan en çok renk değişimine göre sırayla Glaze, Reglaze, Shofu, Ultradent, Bredent, Frez şeklindedir. Sadece Frezli grup ΔE değeri 2'den yüksek çıkmıştır ($p < 0.01$). Glaze, Reglaze ve cila gruplarında gözle görülen bir değişim görülmezken Frez grubunda gözle görülür bir değişim olmuştur.

6. Renk değişimi açısından değerlendirildiğinde IPS Empress Esthetic ve IPS e.max Ceram seramikleri arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$).
7. Yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi arasında IPS Empress Esthetic'te anlamlı bir ilişki bulunmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü (R_a) arttıa renk değişimi değerleri (ΔE) artmıştır. Glaze grubu en düşük renk değişimi gösterirken, Frez grubu en fazla renk değişimi göstermiştir ($p<0.01$).
8. Yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi arasında IPS e.max Ceram'da anlamlı bir ilişki bulunmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü (R_a) arttıa renk değişimi değerleri (ΔE) artmıştır. Glaze grubu en düşük renk değişimi gösterirken, Frez grubu en fazla renk değişimi göstermiştir ($p<0.01$).
9. Yüzey pürüzlülüğü fazla olan seramiklerde boyayıcı madde sonucu renkleşme görüldüğünden, okluzal uyumlamalar sonrası frezlenmiş seramik yüzeyine tercihen reglaze veya mümkün değilse cila uygulaması tavsiye edilir.

7. KAYNAKLAR

1. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. (3. Baskı) İ. Ü. Basımevi, İstanbul, 1999.
2. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. (11. Ed) Saunders, USA, 2003.
3. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent, 75: 18-32, 1996.
4. Van Dijken JWV. All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. Compend Contin Educ Dent, 20(12): 1115-1124, 1999.
5. Mc Lean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent, 85: 61-66, 2001.
6. Hondrum SO. A review of the strenght properties of dental ceramics. J Prosthet Dent, 67: 859-65, 1992.
7. Shillingburg HT. Fundamentals of Fixed Prosthodontics.(3rd Ed.) Quintessence Publishing CO. Inc., Canada, 1997.
8. O' Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. (3rd Ed.) Quintessence Publishing CO. Inc. Chicago, 2002.
9. Adair PJ, Grossman DG. The cast glass-ceramic crown. Int J Periodontics Restorative Dent, 57: 674-83, 1984.
10. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. J Prosthet Dent, 91: 136-43, 2004.
11. Ivoclar Scientific Document: Empress Esthetic, Research and Development, Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein,2004
12. Ivoclar Scientific Document: E.max Press. Research and Development. Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein,2005.
13. The glossary of prosthodontic term. (8.ed) Mosby, St Louis, pp 22, 2005.
14. Craig RG. Restorative Dental Materials (9th Ed)..St. Louis, Mosby,1993.
15. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. GÜ Dişhek Fak Derg, 22(1): 41-48, 2005.
16. Preston DJ. Perspectives in dental ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1988.

17. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48(2): 513-530, 2004.
18. Mc Lean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. Volum I.* Quint Pub, Chicago, pp 1-13, 1997
19. Josephson BA, Schulman A, Dunn ZA, Hurwitz W. A compressive strength study of complete ceramic crowns- Part II. *J Prosthet Dent*, 65: 388-391, 1991.
20. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength test for metal-ceramic complexes: Review of the literature. *J Prosthet Dent*, 75(6): 602-608, 1996
21. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*, 7(2): 134-43, 1996.
22. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent* 16(4): 149-156, 1991.
23. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini DU. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 7(2): 149-54, 1994.
24. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Posthet Dent*, 74: 145-50, 1995.
25. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assesment of high-strenght all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 83(4): 396-401, 2000.
26. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all-porcelain, resin bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent*, 21(2): 117-121, 1993.
27. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76(2): 140-144, 1996.
28. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*, 69(12): 1791-1799, 1990.
29. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramics crowns. *Int J Prosthodont*, 7(4): 329-338, 1994.
30. Giordano II RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, 73(5): 411-418, 1995.
31. Pelletier LB, Giordano RA, Camphell SD, Pober RL. Dimensional and compositional analysis of in-ceram alumina and die material. *J Dent Res*, 71: 253 (Abst. 1180), 1992.
32. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 13(5): 420-424, 2000.

33. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of in-ceram alumina and in-ceram zirconia. *Int J Prosthodont*, 15(4): 339-346, 2002.
34. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures. A review. *J Prosthet Dent*, 86(5): 495-510, 2001.
35. Lenz J, Thies M, Wollwage P, Schweizerhof K. A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain. *Dent Mater*, 18: 558-560, 2002.
36. Stannard JG, Marks L, Kanchanatawewat K. Effect of multiple firing on the bond strength of selected matched porcelain-fused-to-metal combination. *J Prosthet Dent*, 63(6): 627-629, 1990.
37. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am*, 36(3): 765-782, 1992.
38. Dickinson AJG, Moore BK, Haris RK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 61(3): 297-304, 1989.
39. Erçoban E. İki farklı kor yapım tekniğine sahip In-Ceram ve IPS Empress tam porselen sistemlerinin farklı dentin kalınlıkları ve farklı fırınlama sayılarına gösterdikleri renk değişikliklerinin incelenmesi. Ankara Üniversitesi, Doktora tezi, Ankara, 1998
40. Messer PF, Piddock W, Lloyd CH. The strength of dental ceramics. *J Dent*, 19(1): 51-55, 1991.
41. McLaren E. How is zirconia different and how does it compare to traditional all ceramics? *Synergy in Dentistry*, 3: 4-22, 2005.
42. Tinschert J, Natt G, Maustsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. *Int J Prosthodont*, 14(3): 231-238, 2001.
43. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13(2): 131-135, 2001.
44. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20(5): 449-456, 2004.
45. Sorensen JA. The Lava All-Ceramic System: CAD/CAM Zirconia Prosthodontics for the 21st Century. *Synergy in Dentistry*, 2, 1-12, 2003.

46. Sundh G, Sjögren A. Comparison of fracture strength of Yttrium- Oxide partially stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 31(7): 682-688, 2004.
47. Lang SA, Starr CB. Castable glass ceramics for veneer restorations. *J Prosthet Dent*, 67(5): 590-594, 1992.
48. Grossman DG. Cast glass ceramics. *Dent Clin North Am*, 29(4): 725-739, 1985.
49. Rosenblum MA, Schulma A. A review of all ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128: 297-307, 1997.
50. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: Technology and strength. *Int J Prosthodont*, 5(1): 9-16, 1992.
51. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *G.Ü. Dişhek Fak Derg*, 22: 49-60, 2005.
52. Sjögren G, Lantto R, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent*, 81(3): 277-284, 1999.
53. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture- Surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 62(5): 536-541, 1989.
54. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modelling. *J Dent Res*, 74(6): 1253-1258, 1995.
55. Whitters CJ, Strang R, Brown D, Clarke RL, Curtis RV, Hatton PV, Ireland AJ, Lloyd CH, McCabe JF, Nicholson JW, Scrimgeour SN, Setcos JC, Sherriff M, Van Noort R, Watts DC, Wood D. Dental Materials: 1997 Literature review. *J Dent*, 27(6): 401-435, 1999.
56. Mackert JR, Evans AL. Quantative X-Ray Diffraction Determination of Leucite Thermal instability in Dental Porcelain. *J Am Ceram Soc*, 74(2): 450-453, 1991.
57. Isgrö G, Kleverlaan J, Wang H, Feilzer AJ. Thermal dimensional behavior of dental ceramics. *Biomaterials* 25(12): 2447-2453, 2004.
58. Anusavice KJ, Zhang NZ. Chemical Durability of Dicor and Lithia-Based Glass-Ceramics. *Dent Mater*, 13(1): 13-19, 1997.
59. Mackert JR, Rueggeberg FA, Lockwood PE, Evans AL, Thompson WO. Isothermal anneal effect on microcrack density around leucite particles in dental porcelain. *J Dent Res*, 73(6): 1221-1227, 1994.

60. Hankinson JA, Cappetta EG. Five years' clinical experience with a leucite reinforced porcelain crown system. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 14(2): 138-153, 1994.
61. Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. *J Am Dent Assoc*, 131(suppl): 47-51, 2000.
62. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. 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, 2000.
63. Gemalmaz D, Ergin S. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 87(2): 189-196, 2002.
64. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJR, The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics- Part II. *J Dent*, 25(5): 409-414, 1997.
65. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater*, 17(1): 21-33, 2001.
66. Ivoclar Scientific Document: IPS-Empress 2, Research and Development. Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein, 1997.
67. Oh SC, Dong JK, Lüthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 13(6): 4684-72, 2000.
68. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 29(4): 621-644, 1985.
69. Piddock V, Qualtrough AJE. Dental ceramics-an update. *J Dent*, 18(5): 227-235, 1990.
70. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont*, 10(5): 478-484, 1997.
71. Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A. A clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: A retrospective study. *Int J Prosthodont*, 12(5): 122-128, 1999.
72. Schmidt C, Weigl P. Machinability of IPS Empress II framework ceramic: Potential for Ceramic Dentures. *J Biomed Mater Rest*, 53(4): 348-352, 2000.
73. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics- Part I. *J Dent*, 25: 399-407, 1997.
74. Seghi RR, Denry I, Brajevic F. Effect of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 5(4): 309-314, 1992.

75. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle DR. Fatigue failure parameters of IPS Empress porcelain. *Int J Prosthodont*, 7(6): 549-553, 1994.
76. Ceramco document: Finesse All-Ceramic Quick Start Instructions. Ceramco Headquarters Inc., New Jersey, 1998.
77. Degussa dental document: Cergo, Description and Instructions for use. Degussa Dental GmbH, Hanau, 2000
78. Wegold document. Presskeramik Evopress. Wegold Edelmetalle, Wendelstein, 1999.
79. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89(3): 268-274, 2003.
80. Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffener O, Foser HP. The Empress 2 system for conservative all-ceramic bridges. *J Multidiscipl Collab Prosthodont*, 1: 22-38, 1999.
81. Trinkner TF, Rosenthal L. Esthetic restoration of anterior dentition with metal-free restorative material. *Compend Contin Educ Dent*, 19(12): 1248-1250, 1998.
82. Zawta C. Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report. *Quintessence Int*, 32(5): 351-359, 2001.
83. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A Review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92(6): 557-562, 2004.
84. Stappert CF, Stathopoulou N, Gerds T, Strub JR. Survival rate and fracture strength of maxillary incisors, restored with different kinds of full veneers. *J Oral Rehabil*, 32(4): 266-272, 2005
85. Craig, R. G., Powers, J. M., Wataha, J. C. *Dental Materials; Properties and Manipulation*, (8th Ed.), Mosby, China, 2004.
86. Paravina, R. D., Powers, J. M. *Esthetic Color Training in Dentistry*, (1st Ed.), Elsevier-Mosby, China, 2004.
87. Bessing C, Wiktorsson A. A comparison of two different methods of polishing porcelain. *Scand J Dent Res* 91(6): 482-487, 1983.
88. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps, EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *J Prosthet Dent*, 64(6): 631-635, 1990.
89. Chu FC, Frankel N, Smales RJ. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished and reglazed in-ceram/vitadur alpha porcelain laminates. *Int J Prosthodont*, 13(1): 66-71, 2000.

90. Nergiz I, Schmage P, Herrmann W, Özcan M. Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strength of metal brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125(1): 42-50, 2004.
91. Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont*, 16(1): 74-77, 2003.
92. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramics. *Oper Dent*, 27(2): 175-183, 2002.
93. Jung M, Wehlen O, Klimek J. Finishing and polishing of indirect composite and ceramic inlays in-vivo: occlusal surfaces. *Oper Dent*, 29(2): 131-41, 2004.
94. Verran J, Rowe DL, Cole D, Boyd RD. The use of the atomic force microscope to visualise and measure wear of food contact surfaces. *Int Biodet & Biodegr*, 46(2): 99-105, 2000.
95. Goldstein J, Newbury D, Joy D, Lyman C, Echlin P, Lifshin E, Sawyer L, Michael J. *Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis* (3rd Ed) pp 21- 29 Plenum Publishers, U.S.A.
96. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 42 (4), 613- 627, 1998.
97. Williamson RT, Kovarig RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspatic porcelain. *Int J Prost*, 9(1): 30-37, 1996.
98. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The Effect of Glaze on Porcelain Strength. *Dent Mater*, 8(3): 203-207, 1992.
99. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont*, 9(5): 452-458, 1996.
100. Klausner LH, Charbeneau GT. Polished versus autglazed porcelain surfaces. *J Prosthet Dent*, 47(2) : 157-162, 1982.
101. Patterson CJW, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra fine diamond burs. *J Prosthet Dent*, 68(3): 402- 406, 1992.
102. Raimondo RLJr, Richardson JT, Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 64(5): 553- 557, 1990.

103. Ancowitz S, Torres T, Rostami H. Texturing and polishing: The final attempt at value control. *Dent Clin North Am*, 42(4): 607-612, 1998.
104. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 92(5): 486-490, 2004.
105. Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent*, 65(5): 627- 634, 1991.
106. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent*, 72(3): 320-323, 1994.
107. Al-wahadni A, Martin DM. Glazing and finishing dental porcelain: A literature review. *J Can Dent Assoc*, 64(8): 580-583, 1998.
108. Saraç D, Saraç S, Yüzbaşıoğlu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, 96: 122-128, 2006.
109. Al-wahadni AM, Martin DM. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *J Oral Rehabil*, 26(5): 538-46, 1999.
110. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent*, 83(6): 664-7, 2000.
111. Fischer H, Maier HR, Marks R. Improved reliability of leucite reinforced glass by ion exchange. *Dent Mater*, 16(2): 120-128, 2000.
112. Griggs JA, Kishen A, Le KN. Mechanism of strength increase for a hydrothermal porcelain. *Dent Mater*, 19(7): 625-631, 2003.
113. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 22(6): 421-427, 1995.
114. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater*, 15(2): 79-86, 1999.
115. Cheung KC, Darvel BW. Sintering of dental porcelain: Effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dent Mater*, 18(2): 163-173, 2002.

116. Giordano RA, Cima M, Pober R. Effects of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 8(4): 311–319, 1995.
117. Jager N, Feizer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent. Mater.* 16(6) : 381-388, 2000.
118. Esquivel JF, Chai J, Wozniak W T. Color stability of low-fusing porcelains for titanium. *Int J Prosthodont*, 8(5): 479- 485, 1995.
119. Schmidlin PR, Göhring TN. Finishing tooth-colored restorations in vitro: A index of surface alteration and finish-line destruction. *Oper Dent*, 29(1): 80-86, 2004.
120. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent*, 31(3): 181-188, 2003.
121. Yılmaz İ. Renk sistemleri, renk uzayları ve dönüşümleri. Bildiri, Fen Bil Ens Jeodezi ve Fotogramteri Öğretiminde 30.yıl sempozyumu, 2002.
122. Ulusoy M, toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Dişhek Fak Der*, 13: 29-36, 1992.
123. Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontic*. 3rd ed., CV Mosby St.Louis, 2001.
124. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color 1973. *J Prosthet Dent*, 86(5): 453-547, 2001.
125. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organisation of color 1973. *J Prosthet Dent*, 86(5): 458-464, 2001.
126. Çal E, Güneri P, Bıçakçı A. Diş hekimliğindeki estetik ikilem: Diş rengi, *Ege Ü Dishek Fak Derg*, 26, 117-125, 2005.
127. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM. Relative translucency of six allceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent*, 88(1): 4-9, 2002.
128. Minolta document: Precise color communication. *The Essentials of imaging*: 1-57,2004.
129. Pizzamiglio EA. A color selection technique. *J Prosthet Dent*, 66(5): 592-596, 1991.

130. Schwabacher WB, Goodkind RJ, Lua MJ. Interdependence of the hue, value, and chroma in the middle site of anterior human teeth. *J Prosthodont*, 3(4): 188-192, 1994.
131. Rosenstiel SF, Porter SS, Johnston WM. Color measurement of all ceramic crown systems. *J Oral Rehabil*, 16(5): 491-501, 1989.
132. McPhee ER. Extrinsic coloration of ceramometal restorations. *Dent Clin North Am*, 29(4): 645-666, 1985.
133. Joiner A. Tooth color: A review of the literature. *J Dent*, 32(suppl): 3-12, 2004.
134. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent*, 56(1): 35-40, 1986.
135. Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *J Oral Rehabil*, 34(8): 613-621, 2007.
136. Güler AU, Kurt S, Külünk T. Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*, 93(5): 453-458, 2005(a)
137. Güler AU, Yılmaz F, Külünk T, Güler E, Kurt S. (2005b). Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*, 94(2): 118-124, 2005(b).
138. Mulla FA, Weiner S. Effects of temperature on color stability of porcelain stains. *J Prosthet Dent*, 65(4): 507-512, 1991.
139. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*, 80(6): 642- 648, 1998.
140. Paravina RD. Evaluation of a newly developed visual shade-matching apparatus. *Int J Prosthodont*, 15(6): 528-534, 2002.
141. Westland S. Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *J Esthet Restor Dent*, 15: 5-12, 2003.
142. Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J Prosthet Dent*, 83(4): 418-423, 2000.
143. Hekimoğlu C, Anıl N, Etikan I. Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *Int J Prosthodont*, 13(1): 29-33, 2000.

144. Wozniak WT, Siev ED, Lim J, Megill SL, Sabri Z, Moser JB. Color mixing in dental porcelain. *Dent Mater*, 9(4): 229-233, 1993.
145. Crispin BJ, Hewlett E, Seghi R. Relative color stability of ceramic stains subjected to glazing temperatures. *J Prosthet Dent*, 66(1): 20-23, 1991.
146. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res*, 68(5): 819-822, 1989.
147. Seghi RR. Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelain. *J Dent Res*, 69(5): 1180-1183, 1990.
148. Uludağ B, Erçoban E, Koşan FS, Ulutaş G, Öztürk Ö. The influence of repeated firings on the shade of in-ceram alumina ceramic. *Balk J Stom*, 8(1): 41-43, 2004.
149. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 87(6): 657-666, 2002.
150. Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent*, 82(2): 143-149, 1999.
151. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME. Double-layer porcelain veneers: Effect of layering on resulting veneer color. *J Prosthet Dent*, 84(4): 425-431, 2000.
152. Schulze AK, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater*, 19(7): 612-619, 2003.
153. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent*, 83(2): 166-70, 2000.
154. Hindle JP, Harrison A. Tooth color analysis by a new optoelectronic system. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 8(2): 57- 61, 2000.
155. Braudaway GW, Wong HP. Color Calibration for the TDI Pro Scanner, IBM Research Report. RC-19240, 1993. http://researchweb.watson.ibm.com/image_apps/colorsci.html.
156. ISO/ CIE. CIE Standard Illuminants for Colorimetry: ISO 10526: 1999/ CIE S005/ E-1998 CIE Standard Illuminants for Colorimetry <http://www.cie.co.at/publ/abst/s005.html>.

157. Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence Int*, 22(7): 525- 531, 1991.
158. Mayekar SM. Shades of a color: Illusion or reality? *Dent Clin North Am*, 45(1): 155- 172, 2001.
159. Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: A review of the literature. *Br Dent J*, 190: 309-316, 2001.
160. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: The science and Strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 23(5): 467-479, 2003.
161. Goodkind RJ, Schawabacher WB. Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *J Prosthet Dent*, 58(5): 535-542, 1987.
162. Bayındır F, Wee AG. The use of computer aided systems on tooth shade-matching. *Hacettepe Diş Hek Fak Der*, 30: 40-46, 2006.
163. Barghi N, Goldberg J. Porcelain shade stability after repeated firing. *J Prosthet Dent*, 37(2): 173-175, 1977.
164. Douglas RD, Brewer JD. Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 79(3): 254-260, 1998.
165. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res*, 68(12): 1760-1764, 1989.
166. Geary JL, Kinirons MJ. Colour perception of laboratory-fired samples of body-coloured ceramic. *J Dent*, 27(2): 145-148, 1999.
167. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 88(1): 44-49, 2002.
168. Goodkind RJ, Loupe MJ. Teaching of color in predoctoral and postdoctoral dental education in 1988. *J Prosthet Dent*, 67(5): 713-717, 1992.
169. Culpeper WD. A comparative study of shade matching procedures. *J Prosthet Dent*, 24(2): 166-73, 1970.
170. Dancy WMK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog ME. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *J Esthet Restor Dent*, 15(2): 114-122, 2003.
171. Chu SJ, Tarnow DP. Digital shade analysis and verification: a case report and discussion. *Pract Proced Aesthet Dent*, 13(2): 129-36, 2001.

172. Young L Jr, Glaros AG, Moore DJ, Collins JF. Assessing shade differences in acrylic resin denture and natural teeth. *J Prosthet Dent*, 71(6): 575-580, 1994.
173. Paul S, Peter A, Pietroban N, Hammerle CHF. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res*, 81(8): 578-582, 2002.
174. Dagg H, O'Connell B, Claffey N, Byrne D, Gormon C. The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. *J Oral Rehabil*, 31(9): 900-904, 2004.
175. Sim CP, Yap AU, Teo J. Color perception among different dental personel. *Oper Dent*, 26(5):435-439, 2001.
176. Joiner A. The bleaching of teeth: A review of the literature. *J Dent* 34(7): 412-419, 2006.
177. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an Intraoral Dental Colorimeter. *J Prosthet Dent*, 88(6): 585-590, 2002.
178. Wee AG, Lindsy DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater*, 22(6): 553-559, 2006.
179. Chiche GJ, Pinault A. *Esthetics of anterior fixed prosthodontics*. Chicago: Quintessence, 97-113, 1994.
180. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietroban N. Conventional visual vs. Spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: A clinical comparison. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 24: 222-231, 2004.
181. Barghi N, Pedrero JAF, Bosch RB. Effects of batch variation on shade of dental pocelain. *J Prosthet Dent*, 54(5): 625-627, 1985.
182. Donahue JL, Goodkind RJ, Schwabacher WB, Aeppli DP. Shade color discrimination by men and women. *J Prosthet Dent*, 65(5): 699-703, 1991.
183. Klemetti E, Matela AM, Haag P, Kononen M. Shade selection performed by novice dental professionals and colorimeter. *J Oral Rehabil*, 33(1): 31-35, 2006.
184. Cooley RL, Burger KM. Effect of carbamide peroxide on composite resins. *Quintessence Int*, 22(10): 817-821, 1991.
185. Fay RM, Walker CS, Powers JM. Color stability of hybrid ionomers after immersion in stains. *Am J Dent*, 11(2): 71-72, 1998.
186. Fay RM, Servos T, Powers JM. Color of restorative materials after staining and bleaching. *Oper Dent*, 24(5): 292-296, 1999.

187. Chan KC, Fuller JL, Hormati AA. The ability of foods to stain two composite resins. *J Prosthet Dent*, 43(5): 542-545, 1980.
188. Gupta R, Parkash H, Shah N, Jain V. A spectrophotometric evaluation of color changes of various tooth colored veneering materials after exposure to commonly consumed beverages. *J Indian Prosthodontic Society*, 5(2): 72-78, 2005.
189. Barghi N. Color and glaze: Effects of repeated firings. *J Prosthet Dent*, 47(4): 393- 395, 1982.
190. Razzoog ME, Lang BR, Russell MM, May KB. A comparison of the color stability of conventional and titanium dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 72(5): 453- 456, 1994.
191. Stavridakis MM, Papazoglou E, Seghi RR, Johnston WM, Brantley WA. Effect of different high palladium metal-ceramic alloys on the color of opaque and dentin porcelain. *J Prosthet Dent* 92(2): 170-178, 2004.
192. Ertan AA, Şahin E. Color stability of low fusing porcelains: an in vitro study. *J Oral Rehabil*, 32(5): 358- 361, 2005.
193. Samra APB, Pereira SK, Delgado LC, Borges CP. Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. *Braz Oral Res*, 22(3):205-10, 2008.
194. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res*, 68(12): 1755-1759, 1989.
195. Pröbster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 5(5): 409-414, 1992.
196. Dalkiz M, Sipahi C, Beydemir B. Effects of six surface treatment methods on the surface roughness of a low-fusing and a ultra low-fusing feldspathic ceramic materials. *J Prosthodont*, 18: 217-222, 2009.
197. Camacho GB, Vinha D, Panzeri H, Nonaka T, Goncalves M. Surface roughness of a dental ceramic after polishing with different vehicles and diamond pastes. *Braz Dent J*, 17(3): 191-194, 2006.
198. Bottino MC, Valandro LF, Kantorski KZ, Bressiani JC, Bottino MA. Polishing methods of an alumina-reinforced feldspar ceramic. *Braz Dent J*, 17(4): 285-289, 2006.

199. Kamala KR, Annapurni H. Evaluation of surface roughness of glazed and polished ceramic surface on exposure to fluoride gel, bleaching agent and aerated drink: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 6(3): 128-132, 2006.
200. Patterson CJW, McLundie AC, Stirrups BA, Taylor WG. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *J Prosthet Dent*, 65(3): 383-388, 1991.
201. Celik G, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Ozturk O, Goktug G. The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J Prosthet Dent*, 99(3): 203-208, 2008.
202. Odioso LL, Gibb RD, Gerlach RW. Impact of demographic, behavioral, and dental care utilization parameters on tooth color and personal satisfaction. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 21 (29): 35- 41, 2000.
203. Özkan, P., Gürbüz, A., Uludag, B., Ünal, S., Özkan, Y. (2000). Farklı yapıdaki estetikmateryallerin boyanma özelliklerinin in-vitro olarak karşılaştırılması. *Ankara Üniversitesi Dis Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 27 (3), 377- 382.
204. Haselton DR, Diaz- Arnold AM, Dawson DV. Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent* 93(1): 70-75, 2005.
205. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 97(1): 25-31, 2007.
206. Çökük N. Tam seramik sistemlerine uygulanan farklı polisaj metodlarının yüzey pürüzlülüğüne etkisinin incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 19(2), 98-104, 2009.
207. Ahmad R, Morgano SM, Wu BM, Giordano RA. An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics and polishing load on the flexural strength of polished ceramics. *J Prosthet Dent*, 94: 421-429, 2005.
208. Shofu Scientific Document. A guide to Shofu Finishing and Polishing Systems. Shofu Inc, Kyoto, Japan.
209. Ultradent Product Instructions, Diamond Polish. Ultradent Product Inc., Utah, USA.
210. Akman S, Gür E, Avunduk MC, Aykent F. Düşük ısı porselenlerinin rengine çay, kahve ve sigara dumanının in vitro etkisi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*, 16(3): 223-9, 2010.

8. ÖZGEÇMİŞ

ADI SOYADI: Pelin Karagöz Motro

DOĞUM TARİHİ VE YERİ: 02.01.1984 , Edirne

EĞİTİM: 1997-2001 Çankaya Milli Piyango Anadolu Lisesi –
Ankara

2001-2007 Yeditepe Ünivrsitesi Diş Hekimliği Fakültesi –
İstanbul.