

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



**FARKLI CAD/CAM SERAMİK MATERYALLERİNİN
YAŞLANDIRMA İŞLEMİ SONRASI RENK
ÖZELLİKLERİNİN/STABİLİTELERİNİN İNCELENMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ARŞ. GÖR. DT. SEÇKİN GÜL

DANIŞMAN
PROF. DR. SABİHA ZELAL ÜLKÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR – 2021

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



FARKLI CAD/CAM SERAMİK MATERYALLERİNİN
YAŞLANDIRMA İŞLEMİ SONRASI RENK
ÖZELLİKLERİNİN/STABİLİTELERİNİN İNCELENMESİ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ARŞ. GÖR. DT. SEÇKİN GÜL

DANIŞMAN

PROF. DR. SABİHA ZELAL ÜLKÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Bu çalışma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından
DİŞ.20.015 proje numarası ile desteklenmiştir.

DİYARBAKIR - 2021

BEYAN

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

Dt. Seçkin GL

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman sabır ve içtenlikle yol gösteren, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, bu tezin hazırlanmasında büyük emeği olan ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Sabiha Zelal ÜLKÜ'ye,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgilerini benimle paylaşan Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, mesai arkadaşlarıma ve personellerimize,

Tez çalışmamın istatistiksel analizlerinde yardımcı olan Dr. Öğr. Üyesi Ersin UYSAL'a

Her zaman yanımda olup beni cesaretlendiren, tez çalışmamın laboratuvar aşamalarında da yardımını esirgemeyen arkadaşım Dt. İbrahim Halil AVCILAR'a

Bu günlere gelmemde büyük emekleri olan ve desteklerini her zaman hissettiren annem Sultan GÜL ve babam Bekir GÜL'e, kardeşim Dr. Selin GÜL'e

Bu süreçte sabırla yanımda olan, her zorluğu beraber aştığım değerli eşim Enfal ÖNCÜ GÜL'e

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	I
TEŞEKKÜR.....	II
İÇİNDEKİLER	III
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	VII
ŞEKİLLER LİSTESİ	IX
RESİMLER LİSTESİ	X
TABLolar LİSTESİ.....	XI
ÖZET	XIII
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi	3
2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı	4
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	5
2.4. Dental CAD/CAM Sistemleri.....	6
2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları.....	7
2.4.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	7
2.4.3. Üretim Metotlarına Göre Dental CAD/CAM Sistemleri	7
2.5. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramikler	8
2.5.1. Cam Matriks Seramikler.....	9
2.5.1.1. Feldspatik Seramikler	9
2.5.1.2. Sentetik Seramikler	10
2.5.1.3. Cam İnfiltrasyon Seramikler	12
2.5.2. Polikristalin Seramikler	12
2.5.2.1. Alümina	12
2.5.2.2. Stabilize Zirkonya	12
2.5.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya	13
2.5.3. Resin Matriks Seramikler	13
2.5.3.1. Resin Nanoseramikler	14
2.5.3.2. Resin İnfiltrasyon Cam Seramikler.....	14

2.5.3.3. Rezin Matrikste Zirkonya-Silika Seramik.....	15
2.6. Çalışmamızda Kullanılan Bloklar	15
2.6.1. IPS e.max CAD	15
2.6.2. Vita Suprinity.....	15
2.6.3. GC Cerasmart	16
2.7. CAD/CAM Restorasyonlarında Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj	16
2.7.1. Mekanik Parlatma	17
2.7.2. Glaze.....	17
2.8. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk.....	18
2.8.1. Rengin Algılanması	19
2.8.2. Renk Sistemleri	19
2.8.2.1. Munsell Renk Sistemi	20
2.8.2.2. CIE XYZ Renk Sistemi	21
2.8.2.3. CIE L*a*b Renk Sistemi	22
2.8.2.4. CIEDE2000 Renk Sistemi	24
2.8.3. Işık ve Renk Terimleri	25
2.8.3.1. Opasite	25
2.8.3.2. Transludentlik (Yarı Saydamlık)	25
2.8.3.3. Transparanlık (Saydamlık).....	25
2.8.3.4. Opalesanslık	25
2.8.3.5. Floresanslık	25
2.8.3.6. Metamerizm.....	26
2.8.4. Renk Seçimini Etkileyen Faktörler.....	26
2.8.4.1. Gözlemciye Bağlı Faktörler.....	26
2.8.4.1.1. İki Göz Arasındaki Renk Algılama Farkı	26
2.8.4.1.2. Renk Körlüğü	27
2.8.4.1.3. Yaş	27
2.8.4.1.4. Yorgunluk	27
2.8.4.1.5. İlaçlar.....	27
2.8.4.2. Objeye Bağlı Faktörler.....	28
2.8.4.2.1. Doğal Diş Yapısına Bağlı Faktörler	28
2.8.4.2.2. Optik İllüzyonlar	29
2.8.4.2.2.1. Eş Zamanlı Kontrast	29

2.4.8.2.2.2. Alansal Kontrast	30
2.4.8.2.2.3. Uzaysal Kontrast	30
2.8.4.2.2.4. Ardışık Kontrast.....	30
2.8.4.3. Işık Kaynağına Bağlı Faktörler	30
2.8.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Seçim Yöntemleri.....	32
2.8.5.1. Görsel Renk Seçimi.....	32
2.8.5.1.1. Vitapan Classical Renk Rehberi	32
2.8.5.1.2. Vita Toothguide 3D-Master Renk Rehberi.....	33
2.8.5.1.3. Vita Linearguide 3D-Master Renk Rehberi.....	34
2.8.5.2. Dijital Renk Seçimi.....	35
2.8.5.2.1. Kolorimetreler.....	35
2.8.5.2.2. Spektrometreler	36
2.8.5.2.3. Spektrofotometreler	36
2.8.5.2.4. Dijital Kameralar	38
2.9. Diş Hekimliğinde Yaşlandırma.....	38
2.9.1. Termal Siklus (Döngü)	39
2.9.2. Renklendirici Solüsyonda Bekletme	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	42
3.2. Glaze İşleminin Uygulanması	44
3.3. Mekanik Parlatma İşleminin Uygulanması.....	45
3.4. Başlangıç Renk Değerlerinin Ölçümü	46
3.5. Termal Siklus İşlemi.....	47
3.6. Renklendirici Solüsyonda Bekletme.....	48
3.7. Renk Değişiminin Ölçümü	49
3.8. İstatistiksel Analiz.....	49
4.BULGULAR.....	50
4.1. Termal Yaşlandırma İşleminin ΔE Değerleri Açısından Materyallere Etkisi	51
4.2. Termal Yaşlandırma Uygulanan Gruplarda Yüzey İşleminin ΔE Değerlerine Etkisi	53
4.3. Kahve Solüsyonunda Bekletmenin ΔE Değerleri Açısından Materyallere Etkisi	54
4.3.1. Kahve Solüsyonunda Bekletmenin ΔE_2 Değerleri Açısından Materyallere Etkisi	55
4.3.2. Kahve Solüsyonunda Bekletilen Gruplarda Yüzey İşleminin ΔE_2 Değerlerine Etkisi....	57
4.3.3. Kahve Solüsyonunda Bekletmenin ΔE_3 Değerleri Açısından Materyallere Etkisi	57

4.3.4. Kahve Solüsyonunda Bekletilen Graplarda Yüzey İşleminin ΔE_3 Değerlerine Etkisi....	60
4.3.5. Kahve Solüsyonunda Bekletmenin ΔE_4 Değerleri Açısından Materyallere Etkisi	61
4.3.6. Kahve Solüsyonunda Bekletilen Graplarda Yüzey İşleminin ΔE_4 Değerlerine Etkisi....	63
4.3.7. Kahve Solüsyonunda Bekletmenin ΔE_5 Değerleri Açısından Materyallere Etkisi	64
4.3.8. Kahve Solüsyonunda Bekletilen Graplarda Yüzey İşleminin ΔE_5 Değerlerine Etkisi....	66
4.3.9. Materyallerin Günlere Göre Renk Değişim Değerleri	67
4.3.10. Termal Yaşlandırma Grupları ile 15. Gün Kahve Gruplarının Karşılaştırılması.....	69
5.TARTIŞMA	70
6.SONUÇLAR	80
7.KAYNAKLAR	81
8.ORJİNALLİK RAPORU.....	97
9.ÖZGEÇMİŞ	98

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
°C	Santigrat derece
°K	Kelvin derece
ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği
Al ₂ O ₃	Alüminyum Oksit
ATZ	Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
CAD/CAM	Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing
CaO	Kalsiyum Oksit
CeO ₂	Seryum
CIE	Commission Internationale de l'Eclairage
dk	Dakika
FSZ	Tamamen stabilize zirkonya
gr	Gram
K ₂ O	Potasyum Oksit
Li ₂ O	Lityum oksit
ml	Mililitre
MPa	Megapaskal
Na ₂ O	Sodyum Oksit
nm	Nanometre

P_2O_5	Fosfor pentoksit
PSZ	Kısmen stabilize zirkonya
rpm	Dakikadaki devir sayısı
SiO_2	Silika
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TZP	Tetragonal zirkonya kristalleri
UDMA	Üretan dimetakrilat
Y-TZP	İtrium ile stabilize edilmiş zirkonya
ZLS	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik
ZrO_2	Zirkonyum dioksit
ZTA	Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
μm	Mikrometre

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Seramik ve seramik benzeri materyaller için önerilen sınıflandırma sistemi

Şekil 2. Elektromanyetik spektrum

Şekil 3. Görülebilir ışık spektrumu

Şekil 4. Munsell renk sistemi

Şekil 5. CIE XYZ trikromatik sistem grafiği

Şekil 6. CIE $L^*a^*b^*$ üçlü koordinat sistemi

Şekil 7. Termal yaşlandırma sonrası materyallerin renk değişim değerleri

Şekil 8. Kahve solüsyonunda bekletme sonrasında materyallerin 1. gün renk değişim değerleri

Şekil 9. Kahve solüsyonunda bekletme sonrasında materyallerin 3. gün renk değişim değerleri

Şekil 10. Kahve solüsyonunda bekletme sonrasında materyallerin 7. gün renk değişim değerleri

Şekil 11. Kahve solüsyonunda bekletme sonrasında materyallerin 15. gün renk değişim değerleri

Şekil 12. IPS e.max CAD materyalinin günlere göre renk değişim değerleri

Şekil 13. Vita Suprinity materyalinin günlere göre renk değişim değerleri

Şekil 14. Cerasmart materyalinin günlere göre renk değişim değerleri

RESİMLER LİSTESİ

- Resim 1. Vitapan Classical renk rehberi
- Resim 2. Vita Toothguide 3D-Master renk rehberi
- Resim 3. Vita Linearguide 3D-Master renk rehber
- Resim 4. Vita Easyshade Advance V spektrofotometre
- Resim 5. IPS e.max CAD bloklar / örnekler
- Resim 6. Vita Suprinity bloklar / örnekler
- Resim 7. Cerasmart bloklar / örnekler
- Resim 8. Microcut cihazı
- Resim 9. Örneklerin kalınlığının ölçülmesi
- Resim 10. Zımpara cihazı
- Resim 11. Ultrasonik temizleme cihazı
- Resim 12. Programat P300 fırını
- Resim 13. IPS İvocolor Glaze
- Resim 14. Vita Akzent Plus
- Resim 15. Kumlama cihazı
- Resim 16. Optiglaze Color
- Resim 17. Kullanılan mekanik parlatma sistemleri
- Resim 18. Renk değerlerinin ölçümü
- Resim 19. Termal siklus cihazı
- Resim 20. Çalışmamızda kullanılan kahve

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1. O'Brien'e göre renk farkı değerine göre klinik renk eşleşmesi

Tablo 2. National Bureau of Standards (NBS) tarafından belirlenmiş renk farkı değerleri

Tablo 3. Çalışmamızda kullanılan materyaller

Tablo 4. Örneklerin gruplandırılması

Tablo 5. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity blokların kristalizasyon değerleri

Tablo 6. ΔE değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Tablo 7. Termal Yaşlandırma sonrası materyallerin ΔE_1 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Tablo 8. ΔE_1 değerinin varyans analizi sonuçları

Tablo 9. IPS e.max CAD grupları

Tablo 10. Vita Suprinity grupları

Tablo 11. Cerasmart grupları

Tablo 12. Glaze uygulanan gruplar

Tablo 13. Mekanik parlatma yapılan gruplar

Tablo 14. Kontrol grupları

Tablo 15. ΔE_2 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Tablo 16. 1. gün IPS E.max CAD grupları

Tablo 17. 1. gün Vita Suprinity grupları

Tablo 18. 1. gün Cerasmart grupları

Tablo 19. 1. gün glaze grupları

Tablo 20. 1. gün mekanik parlatma grupları

Tablo 21. 1. gün kontrol grupları

Tablo 22. ΔE_3 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Tablo 23. 3. gün IPS e.max CAD grupları

Tablo 24. 3. gün Vita Suprinity grupları

Tablo 25. 3. Gün Cerasmart grupları

Tablo 26. 3. Gün glaze grupları

Tablo 27. 3. gün mekanik parlatma grupları

Tablo 28. 3. gün kontrol grupları

Tablo 29. ΔE_4 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Tablo 30. 7. gün IPS e.max CAD grupları

Tablo 31. 7. Gün Vita Suprinity grupları

Tablo 32. 7. Gün Cerasmart grupları

Tablo 33. 7. gün glaze grupları

Tablo 34. 7. gün mekanik parlatma grupları

Tablo 35. 7. Gün kontrol grupları

Tablo 36. ΔE_5 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Tablo 37. 15. gün IPS e.max CAD grupları

Tablo 38. 15. gün Vita Suprinity grupları

Tablo 39. 15. gün Cerasmart grupları

Tablo 40. 15. gün glaze grupları

Tablo 41. 15. gün mekanik parlatma grupları

Tablo 42. 15. gün kontrol grupları

Tablo 43. Termal yaşlandırma ile 15. Gün kahve gruplarının karşılaştırmalı analizi

ÖZET

Farklı CAD/CAM Seramik Materyallerinin Yaşlandırma İşlemi Sonrası Renk Özelliklerinin/Stabilitelerinin İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı, farklı CAD/CAM seramik materyallerinin termal siklus ile yaşlandırma ve kahve solüsyonunda bekletme sonrası oluşan renk değişimlerinin incelenmesidir.

Çalışmamızda lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Vita Suprinity) ve hibrit nano seramik (Cerasmart) olmak üzere üç adet CAD/CAM seramik blok kullanılmıştır. A2 rengine HT translusensi değerine sahip seramik bloklardan 2 mm kalınlığında kesitler alınarak toplamda 180 örnek hazırlandı (n=10). Her bir materyale üç farklı yüzey işlemi uygulandı. 60 örneğe glaze uygulandı, 60 örnek mekanik olarak parlatıldı, 60 örnek de kontrol grubu olarak belirlenerek herhangi bir yüzey işlemi yapılmadı. n=10 olacak şekilde örnekler gruplandırıldı. Yüzey işlemlerinin ardından örnekler iki gruba ayrılarak bir gruba termal siklus ile yaşlandırma yapıldı, diğer grup da kahve solüsyonunda 15 gün süreyle bekletilerek 1., 3., 7. ve 15. gün renk ölçümleri yapıldı. Renk değerlendirmeleri CIE L*a*b* renk sistemine göre Vita Easyshade Advance V (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) spektrofotometre cihazı kullanılarak yapıldı. Bu çalışmada, elde edilen verilere ait sürekli değişkenler için normallik dağılım varsayımı Kolmogorov-Smirnow testi ile homojenliği ise Levene testi ile araştırılmıştır. Gruplara ait ortalamalar arası farkların karşılaştırılmasında parametrik analiz test koşulları gözetilerek Two-Way ANOVA, One Way ANOVA test analizleri kullanılmıştır.

Çalışmanın sonucuna göre termal siklus ile yaşlandırma ve kahve solüsyonunda bekletme, tüm materyallerde renk değişimine neden olmuştur. Renk değişimi açısından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0,001$). Termal yaşlandırma gruplarında yüzey işlemleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p=0,57$). IPS e.max CAD, tüm gruplar arasında en az renk değişimi gösteren seramik materyal olmuştur. Kahve solüsyonunda bekletilen örneklerde, zamana bağlı olarak tüm seramik gruplarının renk değişim değerleri artmaktadır. Renk stabilitesi

açısından, IPS e.max CAD ve Vita Suprinity materyali için glaze işlemine alternatif olarak mekanik parlatma önerilebilir. Cerasmart materyali için ise mekanik parlatma önerilebilir.

Anahtar Kelimeler: Renk stabilitesi, Yaşlandırma, Tam seramikler, CAD/CAM



ABSTRACT

Investigation of Color Properties/Stability of Different CAD/CAM Ceramic Materials After Aging Process

The aim of this study is to examine the color changes of different CAD/CAM ceramic materials after aging with thermal cycle and keeping in coffee solution.

Three CAD/CAM ceramic blocks, which are lithium disilicate reinforced glass ceramic (IPS e.max CAD), zirconia reinforced lithium silicate ceramic (Vita Suprinity) and hybrid nano ceramic (Cerasmart), were used in our study. A total of 180 samples were prepared by taking 2 mm thick sections from ceramic blocks with HT translucency value in A2 color (n=10). Three different surface treatments were applied to each material. Glaze was applied to 60 samples, 60 samples were mechanically polished, 60 samples were determined as the control group and no surface treatment was performed. Samples were grouped so that n=10. After the surface treatments, the samples were divided into two groups, one group was aged by thermal cycle, and the other group was kept in coffee solution for 15 days and color measurements were made on the 1st, 3rd, 7th and 15th days. Color evaluations were made using the Vita Easyshade Advance V (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) spectrophotometer device according to the CIE L*a*b* color system. In this study, the normality distribution assumption for the continuous variables of the obtained data was investigated with the Kolmogorov-Smirnow test and the homogeneity was investigated with the Levene test. Two-Way ANOVA and One Way ANOVA test analyzes were used in the comparison of the differences between the means of the groups, considering the parametric analysis test conditions.

According to the results of the study, aging with thermal cycle and keeping in coffee solution caused color change in all materials. There is a statistically significant difference between the materials in terms of color change ($p < 0.001$). There was no significant difference between the surface treatments in the thermal aging groups ($p = 0.57$). IPS e.max CAD was the ceramic material with the least color change among all groups. The color change values of all ceramic groups increase depending on time in the samples kept in the coffee solution. In terms of color stability,

mechanical polishing can be recommended as an alternative to glazing for IPS e.max CAD and Vita Suprinity material. Mechanical polishing can be recommended for Cerasmart material.

Keywords: Color stability, Aging, All ceramics, CAD/CAM



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz diş hekimliğindeki teknolojik gelişmelerle beraber estetik ve doğal restorasyon beklentisi hem hastalar hem de hekimler açısından önem kazanmaktadır (1). Bu amaçla tek seansta restorasyonların tasarımının ve üretiminin sağlandığı Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing (CAD/CAM) (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri de sıklıkla kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemler, bir tarayıcıdan ve restorasyonun oluşturulmasını sağlayan bir kazıma cihazından oluşmaktadır (2,3).

Dental seramiklerin kırılma olmaları, gerilimlere karşı zamanla dayanıklılıklarını ve renk stabilitelelerini yitirmeleri gibi bazı dezavantajları vardır (4). Dental seramiklerin fiziksel ve optik özelliklerini arttırmaya yönelik yapılan çalışmalarda; cam infiltre seramikler, zirkonya bazlı seramikler, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler, rezin içerikli seramik hibrit materyaller üretilmiştir (5,6).

Restorasyonların klinik başarılarının belirlenmesinde mekanik özellikler ile birlikte renk stabiliteleleri ve renklerini uzun süre değişmeden koruyabilmeleri de etkilidir (7). Restorasyonların ilk günkü renklerini uzun süre koruması hasta ve hekim açısından son derece önemlidir. Ancak ağız ortamı bunu zorlaştırmaktadır. Restorasyonun rengine kullanım süresi boyunca klinik açıdan fark edilebilir değişiklikler oluşmaktadır (8).

Dental çalışmalarda renk değişikliklerini değerlendirmek için, Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (Commission International de l'Eclairage) tarafından 1978 yılında geliştirilen CIE L* a* b* renk sistemi kullanılmaktadır. L* eksen, rengin açıklık-koyuluk koordinatlarını, a* ve b* eksenleri rengin yoğunluk (chroma) koordinatlarını ifade etmekte kullanılır (9,10).

CIE L*a*b* renk sisteminin en önemli avantajı iki örnek arasındaki renk değişiminin hesaplanabilmesidir. Renk değişim büyüklüğü ΔE olarak ifade edilir ve aşağıdaki formülle hesaplanır (9).

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

$$\Delta L = L_2^* - L_1^*, \Delta a = a_2^* - a_1^*, \Delta b = b_2^* - b_1^*$$

Bu in vitro çalışmanın amacı, güncel CAD/CAM seramiklerin termal siklus ile yaşlandırılması ve renklendirici solüsyonda bekletilmesi sonucunda oluşan renk değişimlerinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızın birinci sıfır hipotezi; glaze işlemi yapılan gruplarda renk değişimlerinin mekanik parlatma yapılan gruplara kıyasla daha az olacaktır. İkinci sıfır hipotez ise; kahve solüsyonunda bekletme ve termal siklus ile yaşlandırma yapılan materyallerin renk değişimlerinin anlamlı bir şekilde farklılık göstereceğidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

Seramik kelimesi Yunanca “keramos, keramikos, keramenes” kelimelerinden gelir. Toprakta yapılmış veya yanmış madde anlamını taşır (11). Seramik inorganik ametallerin genel adıdır. Kendi içinde seramik, refrakter aşındırıcılar (silikon karbit), çimento, fayans, kiremit, tuğla, çömlek, camlar, kil ürünleri, metal olmayan manyetikler, ileri teknoloji seramikleri gibi geniş bir yelpazeyi barındırır (12).

Seramikleri protetik tedavide ilk kez Fransız eczacı Alexis Duchateau 1774 yılında kullanmış ve total protez dişlerinin yapımında denemiştir. Duchateau’nun, Parisli bir diş hekimi olan Nicolas Dubois de Chemant ile ortak çalışması sonucu ilk başarılı total protez yapımı gerçekleşmiştir (13).

1808’de İtalyan Giusseppangelo Fonzi “terrometalik” diye adlandırdığı, seramik dişlerin, arka yüzeylerine platin pinler yerleştirerek, metal kaide plağına lehimlenebilmelerini sağlayan bir yöntem geliştirmiştir (14).

Charles H. Land, 1886-1888 yılları arasında platin folyo üzerine seramik pişirerek sabit protezlerde seramik kullanımını sağlamıştır. Land, 1898’de düşük ısıli seramiği geliştirmiş ve 1901’de ilk kez seramik laminate veneer yapmıştır. 1903’te seramik jaket kron yapım aşamalarını yayınlamıştır (15).

Seramiğin sabit restorasyonlarda kullanımı ile birlikte seramiğin kırılabilirliğinin giderilmesine yönelik çalışmalar yapılmıştır. Fishes 1910 yılında ilk defa dental seramiğin mekanik özelliklerini araştırmıştır (15).

1950-1960 yılları arasında porselen materyalinin metallerle desteklenerek sabit protezlerle kullanımı ile ilgili araştırmalar yapılmıştır. Porselenin yapısına lösit ilave edilmesiyle genleşme katsayısı; altın ilavesiyle de alt yapıya bağlanma kuvveti artırılmıştır (4).

Seramik ve metal alaşım arası bağlantıyı geliştirmeye yönelik çalışmalar ilerleyen yıllarda da devam etmiştir. 1962 yılında M. Weinstein, S. Katz ve A.B. Weinstein ilk kez metal-seramik kron yapım yöntemlerinin patentini almışlardır (12). Weinstein ve arkadaşları porselene %11-15 oranında potasyum oksit (K_2O) ekleyerek ve ısıyı arttırarak uzun dönem estetik ve klinik başarısı yüksek metal destekli restorasyonlar elde etmiştir (16).

1965'te McLean ve Huges, %40 ile %50 arasında alümina içeren alt yapı seramiği kullanılması ile tam seramiklerin kırılma direncinde önemli bir gelişme sağlanmıştır (17).

1972'de Southan ve Jorgensen'in "refraktör day" materyalini geliştirmeleri ile restorasyonun fırına taşınabilmesi için platin folyo gerekliliği ortadan kalkmış ve diş hekimliğinde tam seramik sistemleri yaygınlaşmıştır (18).

1984 yılında camın kontrollü kristalizasyonu ile oluşan, cam yapının eritilip, refraktör bir kalıba döküldüğü Dicor materyali üretilmiştir (16).

Seksenli yıllardan günümüze kadar pek çok tam seramik sistem geliştirilmiştir. Dökülebilir cam seramikler, ısı ile preslenebilen ve makine ile işlenebilen seramikler bunlardan bazılarıdır (19).

2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı

Dental porselen merkezde bir silisyum ve etrafında ona bağlı dört oksijen atomunun oluşturduğu tetrahedral yapıdan oluşur. Bu yapı cam matriksi oluşturur. Cam matriks içindeki iyonik ve kovalent bağlar yapının stabilizasyonunu sağlamakla beraber, silika ünitelerinin birbirleri ile birleşerek zincir oluşurmalarını da sağlar. Silisyum tetrahedral dental seramiğin çekirdek yapısı olup dental seramiği oluşturan feldspat, kaolin ve kuartzın yapısına girer ve üç boyutlu bir yapı oluşturur. Üretim esnasında bunlara ilave olarak akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar ve lüminesans özellik veren maddeler de eklenir (12,20).

Feldspat, potasyum alüminyum silikat / ortoklas ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve albitin ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Camsı fazı sağlayan kristal opak bir maddedir.

Seramiğe belirli bir şeffaflık verir. Kuartz ve kaoline matriks görevi yapar. Doğal feldspat saf olmayıp potas K_2O ve soda Na_2O ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Diş hekimliğinde feldspatın K_2O içeriği yüksek formu tercih edilir. Na_2O içerikli feldspat erime sıcaklığını düşürürken, K_2O içerikli feldspat camın viskozitesini arttırarak fırınlama sırasında yüzeyde oluşan toplanma ve akmayı azaltır. Bu özellik sayesinde kron marjininin yuvarlaklaşmasını sağlayıp, diş şeklinin ve yüzey anatomisinin kaybolmasını önleyerek doğal bir görünüş sağlanmasına yardımcı olur (11,21,22).

Kuartz, silika (SiO_2) yapısındadır. Matriks içerisinde doldurucu görevi yapar, pişme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve kitleye stabilite sağlar. Dental seramik içerisinde %10-30 oranında bulunur (16,22).

Kaolin, bir alüminyum hidrat silikatıdır ($Al_2O_3SiO_2 \cdot 2H_2O$). Opak olduğundan çok az miktarda kullanılır. Seramik hamuruna elastikiyet verir. Feldspat ve kuartz için bağlayıcı olarak kullanılır. Aynı zamanda seramiğin elde işlenebilmesini de kolaylaştırır (15,22).

Bu üç temel maddeden başka, bazı özellikler vermek için, çeşitli bileşimler ve bunlara ek olarak da renk oluşturan metal oksitler üretim sırasında kullanılır. Örneğin bakır oksit yeşil, demir ve nikel oksit kahverengi, titanyum oksit sarı-kahverengi, manganez oksit lavanta ve kobalt oksit mavi renk katar. Zirkonyum, titanyum ya da kalay oksit ilavesi ile opasite elde edilebilir (21,22).

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler, farklı araştırmacılar tarafından farklı şekillerde sınıflandırılmaktadır.

Fırınlama ısılarına göre sınıflandırma

1. Yüksek ısı seramikleri (1290-1370 °C)
2. Orta ısı seramikleri (1090-1260 °C)
3. Düşük ısı seramikleri (870-1065 °C)
4. Ultra düşük ısı seramikleri (870 °C'nin altında) (19)

Üretim tekniklerine göre sınıflandırma

1. Metal destekli restorasyonlar
2. Tamamı seramik restorasyonlar
 - a. Geleneksel (toz/likit karışımı) restorasyonlar
 - b. Dökülebilir seramikler
 - c. Frezlenebilir seramikler
 - d. Preslenebilir seramikler
 - e. İnfiltrasyon seramikler
 - f. Bilgisayar desteği ile üretilen seramikler (23)

Alt yapı materyallerine göre sınıflandırma

1. Cam seramikler
 - a. Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
 - b. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
 - c. Feldspatik seramikler
2. Alümina esaslı seramikler
3. Zirkonya esaslı seramikler (1)

2.4. Dental CAD/CAM Sistemleri

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemleri ilk olarak 1970'li yıllarda Dr. Duret tarafından kullanılmıştır. Dr. Duret ilk CAD/CAM restorasyonunu 1983 yılında üretmiştir (24). Bruce Altschuler ilk ağız içi optik tarama sistemini 1977'de geliştirmiştir. 1985'te Moermann ve Brandestini CEREC sistemini geliştirmişlerdir (25). Geçmişten günümüze kadar dental CAD/CAM sistemlerinin kullanımları gittikçe artmış, günümüzde oldukça popüler hale gelmiştir.

CAD/CAM sistemleri, optik kameralar aracılığıyla toplanan verilerin bilgisayar yazılımları aracılığıyla üç boyutlu tasarıma dönüştürülmesi ve blokların şekillendirilmesi esasına dayanır. CAD/CAM sistemleri optik tarayıcı, CAD ünitesi ve CAM ünitesi olmak üzere üç kısımdan oluşur (26,27).

Günümüzde CAD/CAM sistemleri ile; inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tam kron, köprü, hareketli bölümlü protezlerin metal alt yapıları, cerrahi stent, tam protez yapımı mümkün olmaktadır (27, 28).

2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

- Geleneksel ölçü alma prosedürleri ortadan kalkmıştır.
- Tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hasta ve hekim açısından zaman kaybı engellenmiş olur. Hastaların geçici restorasyonlara olan ihtiyacı ortadan kalkmıştır.
- Geleneksel sistemlere göre çapraz enfeksiyon riski azalmıştır.
- Homojen bloklar kullanıldığı için geleneksel sistemlerde görülen laboratuvar hataları ortadan kalkmıştır.
- Tasarımlar bilgisayar ortamında kolaylıkla saklanabilir (24,27).

2.4.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- Kullanılan cihazların başlangıç maliyetleri yüksektir.
- Derin subgingival marjnlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması sorun olabilmektedir. İyi bir dişeti retraksiyonu ve nem kontrolü gerekebilmektedir.
- Monokromatik blokların kullanılması, estetik beklentileri her zaman karşılayamamaktadır ancak son dönemlerde üretilen polikromatik bloklarla bu sorun aşılmaya başlanmıştır (27).

2.4.3. Üretim Metotlarına Göre Dental CAD/CAM Sistemleri

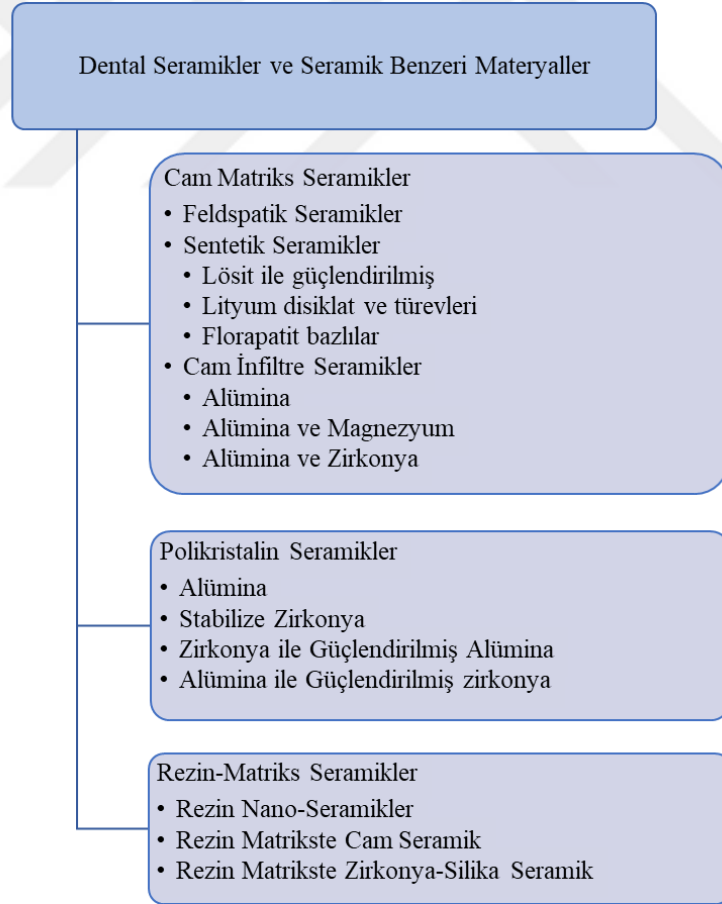
Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri: İntraoral olarak diş preparasyonu taranır, tasarım yapılır ve kazıma ünitesinde restorasyon üretilerek hastaya teslimi yapılır. CEREC, Evolution 4D Dentist ve Trios (3Shape) sistemleri bu gruptadır (29).

Laboratuvarda kullanılan CAD/CAM sistemleri: Alçı modelden veya ölçüden tarama yapılır. Bu sistemlerin çoğunda alt yapı üretilir ve teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek için porselen uygular. CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemleri bu gruptadır (27).

Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri: Model laboratuvarında taranır ve internet bağlantısı ile ana üretim merkezine iletilir. Altyapısı hazırlanan restorasyon, üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm altyapıların aynı merkezde üretilmesi ile kalite kontrolü sağlanır. Procera ve Lava sistemleri bu gruptadır (29).

2.5. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramikler

Gracis ve ark. 2015 yılında tüm seramik malzemeler için yeni bir sınıflandırma sistemi önermişlerdir. Bu yeni sınıflandırma sistemi, seramik restoratif materyalleri cam matriks seramikleri, polikristalin seramikler ve rezin matriks seramikleri olmak üzere üç grupta incelemektedir (Şekil 1). Alt gruplar her grubun kompozisyonları ile birlikte tanımlanmış olup, yeni geliştirilen materyallerin hali hazırda var olan alanda ana grubu içerisine yerleştirilmesi mümkündür (30).



Şekil 1. Seramik ve seramik benzeri materyaller için önerilen sınıflandırma sistemi (30)

2.5.1. Cam Matriks Seramikler

CAD/CAM sistemleri için geliştirilen cam seramik bloklarda matriks olarak cam, doldurucu olarak kristalize ya da yüksek erime noktasına sahip partiküller bulunmaktadır. Cam faz oranındaki değişikliklerle seramiğin mekanik özellikleri değiştirilmiş, farklı materyaller üretilmiştir. Cam seramikler düşük densitelidir, dolayısıyla daha translusen özellikleriyle eksik diş yapılarının restorasyonunda mükemmel estetik sonuçlar sağlayabilirler (31,32).

2.5.1.1. Feldspatik Seramikler

Bu geleneksel seramik grubu, feldspat, kuartz ve kaolin minerallerinin karışımı ile oluşan üçlü bir malzeme sisteminden oluşmaktadır (33). Bu materyal günümüzde ya metal alaşım ve zirkonyum, lityum disilikat vb. seramiklerin kaplanması veneer malzemesi olarak ya da inley ve onleylerde tek başına estetik materyal olarak kullanılmaktadır (34).

Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak üç farklı feldspatik seramik blok mevcuttur. Monokromatik blokların estetik özellikleri geliştirilmeye çalışılarak dikromatik ve polikromatik bloklar geliştirilmiştir (35). Dikromatik bloklarda küresel bir dentin çekirdeği ve etrafında translusen mine tabakası bulunmaktadır. Bu bloklarda renk geçişi dentin ve mineyi taklit etmek amacıyla üç boyutlu olarak yay şeklinde hazırlanmıştır. Polikromatik blokların kullanılmasıyla tek renk bloklara göre daha estetik sonuçlar elde edilmektedir. Farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliklerine sahip olmaları nedeniyle doğal diş dokusunu taklit edebilmektedir (36).

İnley, onley laminate veneer, persiyel kron ve tam kron yapımında kullanılmaktadırlar. Anterior ve posterior tam kron yapımına uygundur. Cam içeriklerinin fazla olması sayesinde hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir ve adeziv simantasyonda oksit seramiklere oranla daha başarılı sonuçlar verirler. Mekanik olarak cilalanabilirlikleri de oldukça yüksektir (37,38).

Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrik, GERMANY), Cerec Blocs PC/C (Sirona Dental Systems, GERMANY) feldspatik porselen yapısındaki hazır seramik bloklara örnektir.

2.5.1.2. Sentetik Seramikler

Doldurucu partiküller/dopantlar cam seramiklere hem mekanik hem de optik özelliklerini arttırmak için eklenirler. Isıl genleşme katsayısını düşürmek, çatlak ilerlemesini durdurmak veya sınırlandırmak, opalesans, renk ve opasite gibi optik efektleri kontrol etmek bu girişimler arasında sayılabilir. Cam içinde homojen olarak dağılmış alüminyum, magnezyum, zirkonyum, lösit ve lityum disilikat gibi kristaller bu yapılara örnektir (30,39).

A-Lösitle Güçlendirilmiş Seramik

Lösit, metal alt yapı üzerine işlenebilmesi için termal ekspansiyon katsayısını düşürmek adına, dental seramiklerde doldurucu olarak ilk defa kullanılan, kristalin minerallerle zenginleştirilmiş malzemedir (1). Lösitle güçlendirilen cam seramik materyaller temel olarak silisyum oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksitten (K_2O) meydana gelir (32). Seramik içindeki 1-5 mikrometre büyüklüğündeki lösit kristalleri silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarını oluşturmaktadır (40). Lösit, potasyum feldspat ve camın termal ekspansiyon katsayısını değiştirebilen, optik özellikleri farklılaştırabilen ve çatlak yayılımını engelleyerek restorasyonun mekanik dayanımını arttıran bir reaksiyon ürünüdür (1,32).

Materyalin translusensi, renk, floresanslık, opalesanslık, aşınma ve abrazyona direnç gibi özellikleri doğal dişe benzerlik göstermektedir. Restorasyonların direnci diş dokusuna olan başarılı adezyonuna bağlıdır ve adeziv simantasyon gerektirmektedir (32). Endikasyonları laminate veneerler, anterior ve posterior kuron, inley ve onley restorasyonlarıdır (40).

2004 yılında IPS Empress Esthetic ve 2006 yılında IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent AG, LIECHTENSTEIN) olarak piyasaya sürülen Empress sistemi lösitle güçlendirilmiş seramiklere örnektir. IPS Empress CAD yaklaşık 1-5 μm partikül boyutuna ve milleme işlemine dayanabilmesi için yaklaşık %45 lösit içeriğine sahiptir. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiğe göre daha az yoğun olan kristaller ve farklı mikro yapılar içerirler (41).

B-Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramik

Oldukça estetik ve yüksek dayanıklılık özelliklerine sahip olması nedeniyle günümüzde en yaygın kullanılan seramik materyallerden birisi lityum disilikat (Li_2SiO_5) ile güçlendirilmiş cam seramiktir (32). Lityum disilikat kristalleri iğne şeklindedir ve cam seramik hacminin yaklaşık %70'ini oluşturmaktadır. Bu yapı, materyal içinde çatlakların büyümesini engelleyerek dayanıklılığı arttırmaktadır (42). Seramiğin içinde hacimce düşük olmasına karşın, ikinci bir kristal faz olan lityum ortofosfat (Li_3PO_4) da bulunur (43).

Lityum disilikat ile güçlendirilen seramikler (LDS) önce ısı ile presleme, daha sonra da CAD-CAM teknolojisiyle kullanılmak üzere geliştirilmiştir (41). Lityum disilikat materyalinin freze edilmesinin çok zor olması ve de aynı zamanda materyalin kırılganlığından dolayı CAD/CAM yapım tekniğinde kullanılan bloklara iki aşamalı kristalizasyon işlemi uygulanır (43). Birinci aşamada blok pre-kristalize haldedir. Bu yapıda blok cam seramiğin mikro yapısı ve içeriği nedeniyle mavi-mor renktedir. Blok bu haliyle freze cihazında kolaylıkla aşındırılabilir. Kristalizasyon fırınlaması ise aşındırma işlemi tamamlandıktan sonra yapılır (44). Restorasyonun kristalizasyonu 840-850 C'de 20-25 dk süreyle vakumlu fırında gerçekleştirilir. Bu sırada metasilikat çözünür ve lityumdisilikat kristallerine dönüşür. Blok mavi-mor renkten seçilen renk ve traslusensiye dönüşür (43,45).

CAD-CAM sistemler için üretilmiş lityum disilikat blokların kullanılan bölgeye ve restorasyon tipine göre farklı ışık geçirgenlikleri ve farklı renk seçenekleri vardır. Yüksek translusen (HT), orta translusen (MT), düşük translusen (LT), orta opak (MO) ve yüksek opak (HO) formları mevcuttur (46).

C-Florapatit Esaslı Seramik

Bu seramikler, IPS lityum disilikat cam seramiklerin ve zirkonyum oksit seramiklerin üst yapı restorasyonu olarak kullanılabilir. Bu seramikler full kron üretiminde, cut-back tekniğinde ve veneerlerde üst yapı seramiği olarak kullanılabilir (47).

2.5.1.3. Cam İnfiltre Seramikler

CAD-CAM ile üretilen cam infiltre InCeram grupları (Alumina, Spinell, Zirkonya) kuru basınç ile seramik tozunun kalıplar içine uygulanarak sıkıştırılmasıyla elde edilir. Daha sonra materyaller sinterize edilerek lantanyum cam içine infiltre edilmekte ve alt yapı kazındıktan sonra veneerleme işlemi yapılmaktadır. InCeram Spinell yüksek translüsensiye sahip olduğundan anterior bölge restorasyonlarda kullanılabilir. InCeram Zirkonya ve InCeram Alümina opak yapısı nedeniyle yalnızca posterior bölgelerde kullanılmaktadır (29,32).

2.5.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin gruptaki alümina ve zirkonya seramiklerin cam matriksleri yoktur ve esas özellikleri dayanıklılık ve kırılma direnci sağlayan ancak translüsensiye azaltan kristalin yapıya sahip olmalarıdır (30).

2.5.2.1. Alümina

Bu materyal yüksek oranda (%99,5'dan fazla) alümina (Al_2O_3) içermektedir. CAD/CAM sistemlerinde kor materyali olarak kullanıma sunulmuştur. Opak yapıdadır. Porselen ile veneerlenmektedir. Elastik modülü tüm dental seramikler içerisinde en yüksek orana sahiptir ve bu özellik parça şeklinde kırıklara sebep olmaktadır. Zirkonyanın kullanıma sunulmasıyla birlikte kullanımı oldukça azalmıştır (31,48).

2.5.2.2. Stabilize Zirkonya

Saf haldeki zirkonya sıcaklığa bağlı olarak üç farklı fazda bulunabilen polikristalin bir materyaldir. Oda sıcaklığından 1170 °C' ye kadar monoklinik fazda, 1170°C - 2370°C arasında tetragonal fazda bulunur. Sıcaklık 2370°C'yi aştığında kübik faza dönüşür. Zirkonyanın tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü materyalde %4 oranında hacimsel bir artışa neden olur. Bu hacim artışı olası mikroçatlakların etrafında baskı stresleri oluşturarak çatlakların ilerlemesini önleyebilir ve malzemenin kırılma dayanıklılığında büyük bir artış sağlayabilir. Pratikte bu dönüşümün oluşabilmesi için zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal veya kübik fazda olması gerekir ve bu dönüşümü sağlayabilecek enerji, oda

sıcaklığında tetragonal fazda bulunan zirkonyada mevcuttur ve belli dış etkenler sonucu bu dönüşüm gerçekleşebilmektedir (49,50).

Zirkonyanın oda sıcaklığında stabilize edilmesi için, saf zirkonyaya iritium, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitler eklenmektedir (49). Zirkonya seramikler mikroyapılarına göre tamamen stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak sınıflandırılmışlardır (21).

Dental zirkonyaların tamamı TZP formundadır, bir çoğu itrium ile stabilize edilmiş Y-TZP'dir. Bu form üretim ve sinterleme sonrası en yüksek dayanım ve kırılma dayanıklılığına sahiptir (30).

İtrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya (3Y-TZP) polikristali, sabit bölümlü protez alt yapılarının üretilmesinde geleneksel feldspatik porselenle veneerlenerek ya da monolitik olarak kullanılmaktadır. Monolitik zirkonya, zirkonyanın tabakalanmaksızın kullanılabilirdiği; aynı zamanda yüksek dayanıklılıkta ve estetik restorasyon yapımına imkan veren materyaldir (51,52). Piyasada genellikle monokromatik bloklar bulunduğu gibi, doğal dişlerdeki renk geçişini taklit etmek üzere üretilmiş polikromatik bloklar da bulunmaktadır (30).

2.5.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonya genel olarak tetragonal fazda kısmen stabilize olduğundan ve alümina ortalama bir sertlik gösterdiğinden araştırmacılar özellikle artroplasti uygulamalarında kullanılmak üzere zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) kombinasyonları geliştirmişlerdir. 1976'da Claussen, alüminaya stabilize olmayan zirkonya ilavesinin, alüminanın kırılma dayanıklılığını arttırdığını bildirmiştir (53,54).

2.5.3. Rezin Matriks Seramikler

Yüksek oranda seramik partikülleriyle doldurulmuş organik bir matrikse sahip materyalleri içerir. Seramiklerin geleneksel tanımı “Yüksek derecelerde fırınlanarak elde edilen ametalik ve inorganik materyaller” göz önüne alındığında bu

grup, içindeki organik matriks nedeniyle sınıflama dışında kalırdı (21). Ancak ADA Dental Prosedürlerde Kodlar ve Terminoloji son güncellenen 2016 sürümünde porselen/seramik terimini; “preslenerek, ısıtılarak ya da freze edilerek üretilmiş ve cilalanmış porselen, cam, seramik ve cam-seramik gibi, ağırlıklı olarak ısıya dayanıklı inorganik bileşikler içeren materyallerdir” şeklinde tanımlamıştır. Bu gruptaki materyaller ağırlığının %50’si veya daha fazlası inorganik bileşime sahip olduğundan bu sınıflamaya dahil olabilmektedir (30,55).

Rezin matriks seramiklerin, üretici firmalara göre avantajları; geleneksel seramiklere kıyasla dentinin elastisitesini daha yakın bir şekilde taklit edebilmesi, frezleme ve uyumlama işlemlerinin cam matriks ve polikristalin seramiklerden daha kolay şekilde yapılabilmesi ve kompozit rezinler kullanılarak onarımlarının kolaylaştırılması şeklindedir. Rezin matriks seramikler CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilmiştir (30).

2.5.3.1. Rezin Nanoseramikler

Üretici firma tarafından “rezin nano seramik” olarak adlandırılan Lava Ultimate’in (3M ESPE, Neuss, Almanya) ağırlığının %80’i rezin matriks içinde nano seramik partiküllerden oluşmaktadır. Bunlar; 20 nm çaplı silika partikülleri, 4-11 nm çaplı zirkonya nanopartikülleri ve zirkonya-silika nano kümeleridir. Herhangi bir fırınlama işlemi gerektirmeden adeziv sistemlerle diş dokusuna yapıştırılır (56).

2.5.3.2. Rezin İnfiltr Cam Seramikler

Feldspatik seramik ağının polimer ağıyla birleştirilmesiyle oluşur. İlk olarak Vita firması tarafından Enamic adıyla tanıtılmıştır. Seramik ağın bileşimi; %58-63 silisyum dioksit (SiO_2), %20-23 alüminyum oksit (Al_2O_3), %9-11 sodyum oksit (Na_2O), %4-6 potasyum oksit (K_2O), %0.5-2 bor oksit (B_2O_3), %1’den az zirkonyum oksit (Zr_2O) ve kalsiyum oksitten (CaO) oluşmaktadır. Polimer ağ ise üreten dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)’tan oluşmaktadır (30,57).

2.5.3.3. Rezin Matrikste Zirkonya-Silika Seramik

Organik matriksi UDMA, TEGDMA, silika ve pigmentlerden, inorganik kısmı ise zirkonya silikadan oluşan kompozit materyallerdir. Bu grubun bir örneği Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) ağırlıkça %60'dan fazla inorganik içeriğe sahiptir. Başka bir örnek ise, Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE, Minnesota, ABD) bloklardır. Kompozit materyali olan bu bloklar çapraz bağlı polimer matriks ve bu matriksi güçlendiren ağırlıkça %85 oranında ultra ince zirkonya-silika seramik parçacıklarından meydana gelmiştir (30).

2.6. Çalışmamızda Kullanılan Bloklar

2.6.1. IPS e.max CAD

IPS e.max, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklere örnektir. Geleneksel olarak preslenebilir (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ya da CAD/CAM ile (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) üretilebilir. Endikasyonları arasında kronlar, üç üyeli köprüler, inlay, onlay, veneer ve implant üstü restorasyonlar bulunur. Lityum disilikat materyalinin freze edilmesinin çok zor olması ve de aynı zamanda materyalin kırılma eğiliminden dolayı CAD/CAM yapım tekniğinde kullanılan bloklara iki aşamalı kristalizasyon işlemi uygulanır. İlk aşamada blok pre-kristalize haldedir. Bu aşamada blok mavi - mor renklidir. Blok bu haliyle freze cihazında kolaylıkla aşındırılarak restorasyon üretilebilir. Restorasyonun kristalizasyonu 840-850 °C'de 20-25 dk süreyle vakumlu fırında gerçekleştirilir. Bu sırada metasilikat çözünür ve lityum disilikat kristallerine dönüşür. Blok mavi-mor renkten seçilen renk ve translusensiye dönüşür (32,41).

2.6.2. Vita Suprinity

Cam seramiğe %10 oranında zirkonyumun eklenmesi ile zirkonya destekli lityum silikat seramik (ZLS) üretilmiştir. Bu bloklar, silikon dioksit (SiO_2), lityum oksit (Li_2O), potasyum oksit (K_2O), fosfor pentoksit (P_2O_5), alüminyum oksit (Al_2O_3), zirkonyum dioksit (ZrO_2), seryum oksit (CeO_2) ve pigmentler içermektedir. Bu CAD/CAM bloklar üç farklı safhada üretilirler. Başlangıçta bileşenler 1500 °C ısıda eritilir. Homojen karışım blok formunu alması için cam fazdayken kalıba alınır

ve beklenir. Bu aşamada bloklar kırılmalıdır ve frezelemeye uygun değildir. Frezelemeye uygun hale getirmek ve mekanik özellikleri geliştirebilmek için 500 °C'den 600 °C'ye kadar ikinci ısıtma işlemi gerçekleştirilir. Bu işlem ile kristaller cam matrikste lityum metasilikat formuna dönüşür, frezelemeye uygun hale gelir. Frezelemeden sonra translüsent cam seramik 840 °C'de 8 dakika rekristalize hale getirilmelidir. Rekristalize hale gelen materyalin bükülme dayanımı yaklaşık 420 MPa'dır (58,59).

2.6.3. GC Cerasmart

GC Cerasmart, esnek nanoseramik matriks ve nanoseramik dolduruculardan oluşur, rezin nano seramiklere örnektir. Ağırlığının %71'ini silika ve %29'unu kompozit içerir ve seramik ile kompozitin olumlu özelliklerini bir araya getirmek amacıyla üretilmiştir. Esnek nano seramik matriks yapısı gelen kuvvetleri homojen ve eşit olarak iletir. Cerasmart blokların inlay, onlay, veneer, parsiyel ve tam kron restorasyonlarda kullanım endikasyonları vardır. Tesviye ve polisaj işlemleri kolaydır ve fırınlama gerektirmez (60).

2.7. CAD/CAM Restorasyonlarında Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj

Bitirme ve cila işlemleri diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin renk stabilitesi ve estetiğinin sağlanmasında önemli rol oynamaktadır (61). Bitirme işlemi, cila işleminden önce yapılan, restorasyonun bitim sınırındaki düzensizliklerin giderilmesi, yüzey pürüzlüğünün kaldırılması ve doğal diş formuna benzer konturların oluşturulmasını sağlar. Cila işlemi ise, yüzeyde meydana gelen mikroçizikleri azaltarak, parlak, kaygan ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmesini sağlar (62,63).

CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlar, tek seansta tasarlanıp üretilmektedir. Üretilen restorasyonlar frezelendikten sonra tam anlamıyla pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde edilememektedir (35). Pürüzlü bir restorasyon yüzeyi, renklenmeyi artırır ve materyalin parlaklığını azaltır. Pürüzlü yüzey, mikroorganizmaların adezyonunu kolaylaştırır, ağız hijyenini olumsuz yönde etkileyerek gingival problemlere ve çürüklere yol açabilir. Bu nedenle restorasyonu

hastaya teslim etmeden önce, mekanik parlatma ya da glaze işlemi yapılmalıdır. Bitirme ve cila işlemleri sonucunda yüzey daha pürüzsüz ve parlak bir hale gelir, plak retansiyonu ve karşıt dişte aşınma miktarı azalır (61,64,65).

2.7.1. Mekanik Parlatma

CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlar, 2 veya 3 aşamalı parlatma sistemleri veya elmas patlar kullanılarak parlatılabilmektedir. Restorasyonların hastaya teslimi sırasında yapılan oklüzal uyumlamalardan sonra restorasyonun dış yüzeyi üretici firmanın önerileri doğrultusunda mekanik parlatma sistemleri ile parlatılmalıdır. Simantasyondan sonra restorasyonun marjinleri de mekanik olarak parlatılmalıdır (61,66). Mekanik parlatma işleminin sonunda elmas parlatma pastalarının kullanılması, yüzeyin daha pürüzsüz bir hale gelmesine katkı sağlar (67).

Diş hekimliğinde en çok tercih edilen yüzey bitirme materyalleri karbit frezler, elmas döner aletler, silikon-lastik disk ve halkalar, yüzeyleri alüminyum oksit ve silikon karbitle kaplanmış disklerdir (19).

2.7.2. Glaze

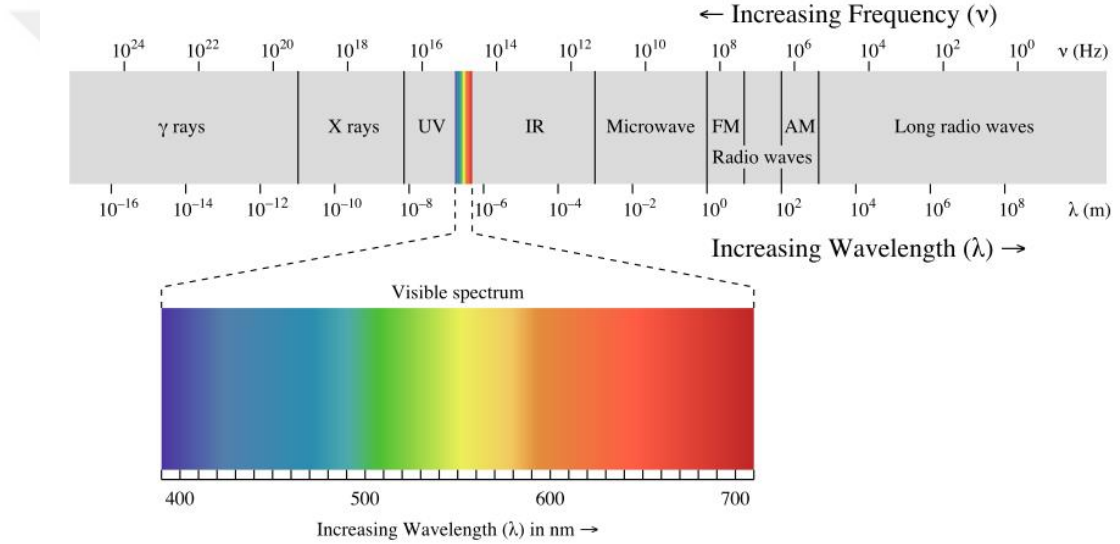
Seramik restorasyonlar için en yaygın yüzey bitirme işlemi glaze işlemidir. Mekanik parlatma teknikleri ile kıyaslandığında genellikle yüzey pürüzlülüğünü düşüren en iyi tekniklerden biridir (68).

Otoglaze: Porselenin sinterleme sıcaklığında fırınlanması ile porselen yüzeyinin erimesi ve camsı fazın küçük yüzey düzensizliklerini doldurmasıyla pürüzsüz bir yüzey elde edilmesidir (69).

Overglaze: Seramik yüzeyine uygulanan overglaze, cilalı bir yüzey elde etmek için pişirilmiş seramik yüzeyine uygulanabilen şeffaf, renklendirilmemiş düşük ısı porselenidir. Bu ince glaze tabakası, restorasyonun kırılma dayanımını artırır, karşıt yüzeydeki aşınma miktarını azaltır ve pürüzsüz bir yüzey oluşturur. Glaze porseleni, doğal diş parlaklığını taklit eder. Ayrıca restorasyondaki çatlakların yayılmasını da önler (70-72).

2.8. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk

Işık, gözün algılayabildiği dalga boyu sınırları içerisindeki radyan enerjinin bir formudur, kırıldığında ışık spektrumu meydana gelir (73). Işığın yalnızca 390-800 nm arasındaki dalga boylarını insan gözü ayırt edebilir ve görünür ışık spektrumu olarak adlandırılır. Görünür ışık spektrumunun altındaki ışınlar kısa dalga boylu ışınlardır ve mor ötesi ışınlar adını alır. Gamma ışınları, X ışınları ve kozmik ışınlar bu grupta yer alır. Görünür ışık spektrumunun üzerindeki ışınlar uzun dalga boylu ışınlardır ve kızıl ötesi ışınlar olarak adlandırılır. Mikrodalga, elektrik ve radyo dalgaları da bu gruba girer (74).

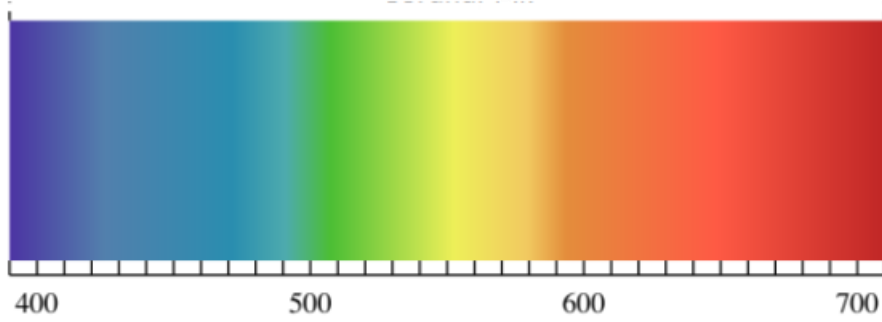


Şekil 2. Elektromanyetik spektrum (75)

Renk, ışık enerjisinin fiziksel olarak bir obje ile karşılaşması ve bu olayın bir gözlemci tarafından psikofiziksel olarak algılanması ile oluşur. Gözlemcinin sübjektif bir deneyimi olarak ifade edilir (76). Işığın çevremizdeki tüm objelerden yansyarak gözümüze ulaşması sonucunda zihnimizde oluşan duyum olarak tanımlanan renk, fiziksel bir olgudur. Işık, renk algısını sağlayan temel faktördür, renk tayfındaki bütün renkleri bünyesinde barındıran fiziksel bir olgudur (74).

Renkler, elektromanyetik spektrumun 400 nm'den 700 nm'ye kadar olan aralığında değişik dalga boylarıyla ifade edilir. 400 nm dalga boyuna sahip ışık mor renk, 700 nm dalga boyuna sahip olan ışık kırmızı renktir. Bu dalga boyları arasında

da mavi, yeşil ve sarı renkler yer alır. İnsan gözü, görülebilir ışık spektrumu içinde mor, mavi, yeşil, sarı, turuncu ve kırmızı renkleri algılar (76,77).



Şekil 3. Görülebilir ışık spektrumu (75)

2.8.1. Rengin Algılanması

Rengi etkileyen üç önemli faktör, ışık kaynağı, nesne ve gözlemcidir. Işık, bir uyarıcı olarak cisme gelir, yansyarak göze gider ve göz de bu uyarıyı beyindeki görme merkezine iletir (78).

Yansıyan ışık kornea, pupil ve lensten geçerek görme reseptörlerinin yoğun olarak bulunduğu retina tabakasında odaklanır, ışığa duyarlı basil (rod) ve koni (kon) reseptörleri uyarılır. Basil reseptörleri çubuk şeklindedir, karanlığa ve aydınlığa adaptasyondan sorumludur, gece görüşü için özelleşmişlerdir. Koni reseptörleri ise koni şeklinde olup görme keskinliği ve renklerin görülmesinden sorumludur. Renk algısı ile ilgili üç tip koni reseptörü vardır, bu reseptörler kırmızı, yeşil ve mavi rengin algılanmasından sorumludur. Beyinde renk algısı, bu iki tip hücreden alınan uyarıların beraber değerlendirilmesiyle meydana gelir (74,79).

2.8.2. Renk Sistemleri

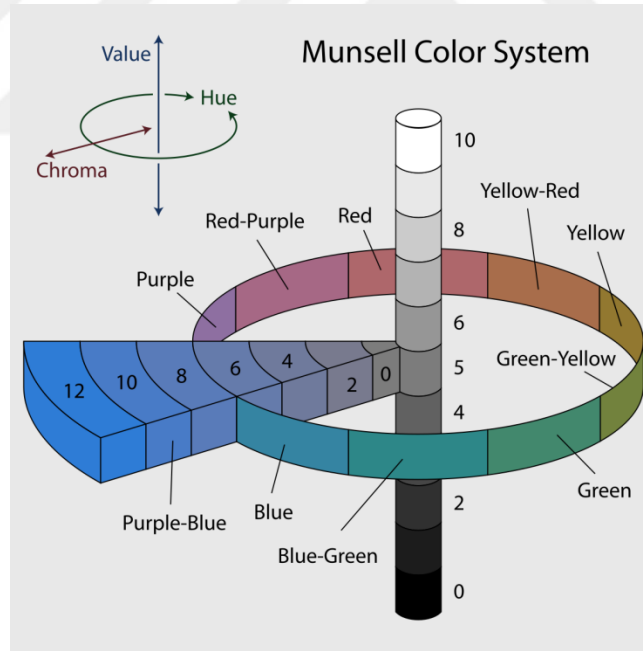
Renklerin matematiksel olarak değerlendirilmesi amacıyla 20. Yüzyılın başlarından günümüze kadar birçok sistem geliştirilmiş ve kullanılmıştır. İyi dizayn edilmiş bir renk sistemi, objenin yerini matematiksel olarak kesin olarak belirler ve diğer objelerle karşılaştırılmasına da olanak sağlar (79,80).

2.8.2.1. Munsell Renk Sistemi

Bu renk sistemi, 1905 yılında Albert H. Munsell tarafından önerilmiş ve 1945 yılında son halini almıştır. Bu sistem rengin üç farklı boyutunu esas alır. Bunlar; Hue; ana renk, Value; rengin parlaklığı ve Chroma; rengin doygunluğudur (81). Renkler, uzaysal olarak silindirik koordinatlarla gösterilir (78).

Bu renk sistemi kırmızı, sarı, yeşil, mavi ve mor renkleri ana renk olarak kabul etmiştir. İki ana rengin karışımıyla da oluşan 5 ara renk; mor-mavi, mavi-yeşil, yeşil-sarı, sarı-kırmızı, kırmızı-mor tanımlanmıştır.

Sistemdeki ana renkler (Hue) bir daire içerisinde saat yönünde sıralanmıştır, parlaklık (Value) siyahtan beyaza kadar 10 farklı kademeye ayrılmıştır. Bu kademeleri ifade eden eksen daireyi tam ortasında dik bir şekilde keser. Doygunluk (Chroma) ise; dairenin dışından merkeze doğru değerinin azaldığı, dairenin merkezinin en düşük doygunluk değerini alacağı şekilde ifade edilmiştir (74,82).



Şekil 4. Munsell renk sistemi (83)

Hue: Renk tonunu tanımlar ve rengi diğer renklerden ayırır. Objeden yansıyan dalga boyuyla belirlenen rengin cinsini (kırmızı, sarı ya da yeşil gibi) tanımlar (78). Dış hekimliğinde ana renk yaygın olarak Vita klasik renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) A, B, C, D harfleriyle temsil edilir (81).

Value: Rengin açıklığı ya da koyuluğunu ifade eder. Value ana rengin renk değeridir. Bir cisimden yansıyan ışık miktarı arttıkça, cismin parlaklık değeri de artar. Bu renk sisteminde parlaklık değeri siyah-beyaz bir skalayla gösterilmiştir ve 0'dan (siyah) 10'a (beyaz) doğru sıralanır. Siyahtan beyaza doğru kademeli olarak gri tonları oluşur. Parlak cisimler daha az miktarda gri içerir ve daha açık görünürler (78,81,84).

Chroma: Ana rengin gücünü ve pigment yoğunluğunu ifade eder. Yoğunluk ve parlaklık değeri ters orantılıdır. Yoğunluk (doygunluk) arttığı zaman parlaklık azalır. Doygunluk, Vita renk skalasında numaralarla gösterilir (81).

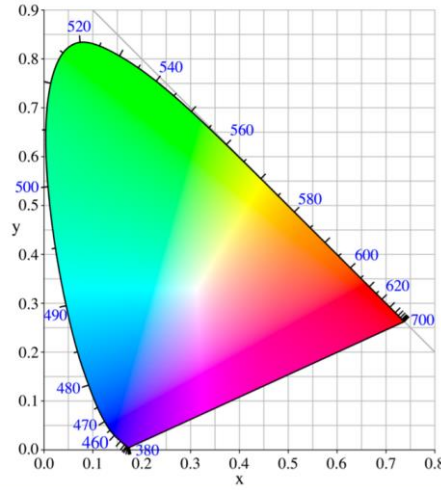
Munsell renk sisteminde chroma 15 kademedeki gösterilir. Aynı hue ve value değerlerine sahip iki renk arasında chroma değeri, parlaklık derecesini gösteren dikey eksene yaklaştıkça azalır (74).

2.8.2.2. CIE XYZ Renk Sistemi

Işık ve renk konusundaki standartları belirlemek için kurulmuş bir organizasyon olan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (International Commission of Illumination veya Commission Internationale de l'Eclairage) (CIE) tarafından yapılan düzenlemede, standart bir ışık kaynağı ve standart bir gözlemci tanımlanmış, böylece insan gözünün verilen bir renge nasıl tepki verdiğini tepkisini yansıtan üç uyarınlı (tristimulus) değerlerin hesaplanabilmesi sağlanmıştır (85). Böylece CIE standartlarına bağlı olarak 1931 yılında, bir rengi, görüntülerinin tarifi için üç ana renge sayısal olarak dönüştüren üç uyarınlı bir sistem (X, Y, Z) geliştirilmiştir (86).

Sistemin ana renkleri, kırmızı, yeşil ve maviden oluşmaktadır. Kırmızı, yeşil ve mavi ana renklerin algısını sağlayan sinirlerin beyne gönderdiği uyarıların toplamı X, Y, Z değerlerini verir. Bu üç uyarı toplamının uyarı miktarına oranı hesaplanarak renk değeri belirlenir. X, Y ve Z değerlerinin toplamı, rengin toplam algılanma değeridir (81).

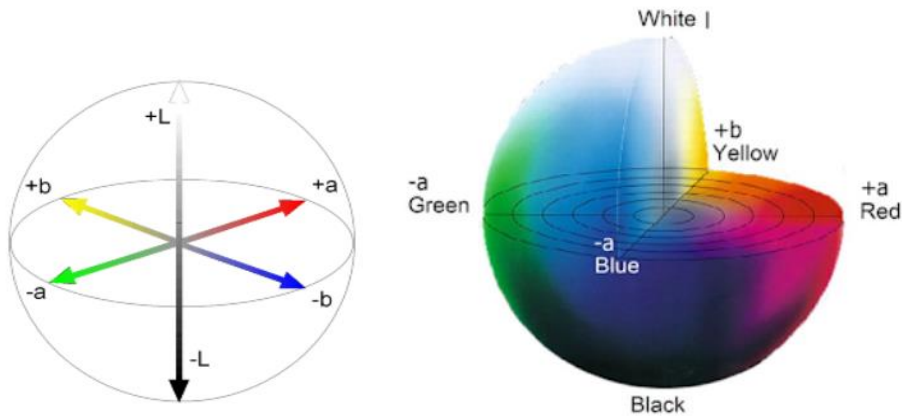
Trikromatik olan bu sistemin grafiği bir yelken görüntüsünü andırır. Yatay X ekseni bir renkteki kırmızı renk dağılımını, düşey Y ekseni ise, yeşil rengin dağılımını göstermektedir. Merkeze doğru gidildikçe ara renkler oluşmaktadır ve bu modelde renklerin parlaklık değeri gösterilmez (84,87).



Şekil 5. CIE XYZ trikromatik sistem grafiği (88)

2.8.2.3. CIE L*a*b Renk Sistemi

1976 yılında geliştirilmiş olan CIE L*a*b renk sistemi, X, Y, Z üç uyaranlı değerlerin üç yeni L*, a* ve b* referans değerine çevrilmesiyle oluşturulmuş tek biçimli, düzenli bir renk uzayıdır. Munsell renk sisteminde kullanılan, Hue, Value ve Chroma değerleri, CIE L*a*b renk sisteminde L*, a* ve b* üçlü koordinat sistemiyle ifade edilir. Sistemde yer alan renkler, bu koordinatların oluşturduğu eksenlerin kesişerek merkezini oluşturduğu bir küre üzerinde yer alır. Bu renk sisteminde renklerin daha düzenli, çizgisel bir dağılımı vardır ve eşit mesafeler eşit renk değişikliğini ifade etmektedir. Bu nedenle diğer sistemlere oranla daha fazla kabul görmekte ve dış hekimliğinde renklerle ilgili çalışmalarda sıklıkla tercih edilmektedir (77,82).



Şekil 6. CIE L*a*b* üçlü koordinat sistemi (89)

L* koordinatı rengin aydınlığını (lightness) ifade eder. 0'dan (mutlak siyah) 100'e (mutlak beyaz) kadar değerler içeren dikey eksen üzerinde yer alır. L değeri yükseldikçe cismin açıklık değeri artar.

a* koordinatı, objenin kırmızı – yeşil rengin miktarını tanımlar. a* pozitif değer aldığında renk daha kırmızı, negatif değer aldığında daha yeşil hale gelir.

b* koordinatı, objenin sarı – mavi renk miktarını tanımlar. b* pozitif değer aldığında renk daha sarı, negatif değer aldığında daha mavi hale gelir (19).

L* koordinatı dikey eksen üzerinde yer alırken, a* ve b* koordinatları yatay eksen üzerinde yer alır (84).

Bu üç koordinatın kesiştiği nokta rengin değerini gösterir. . Bu renk sistemi çok küçük renk değişikliklerini bile tespit etmeye olanak sağlar. İki renk arasında ton, parlaklık ve doygunluk farkı ΔE ile ifade edilir. Renk değişim değeri ΔE aşağıdaki formülle hesaplanır (84).

$$\Delta E = [(L_1^* - L_0^*)^2 + (a_1^* - a_0^*)^2 + (b_1^* - b_0^*)^2]^{1/2}$$

Formülde görülen L_0^* , a_0^* ve b_0^* ilk ölçüm sonuçlarını, L_1^* , a_1^* ve b_1^* ise ikinci ölçüm sonuçlarını ifade eder (19). ΔE değerinin sıfır olması iki rengin aynı olduğu, farklı bir değer alması ise matematiksel olarak renk farklılığı olduğu anlamını taşır.

ΔE değerinin insan gözü tarafından ne ölçüde algılanabildiği de araştırılmıştır. Renk farkının klinik olarak algılanabilmesi için bazı araştırmacılar ΔE değerinin 1 ΔE birimden (10,80,87,90), bazıları 3 ΔE birimden (91,92), bazıları 3,3 ΔE birimden (93), bazıları ise 3,7 ΔE birimden (94) büyük olması gerektiğini belirtmişlerdir.

O'Brien ise renk farklılığının 3,5 ΔE birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiş ve ΔE değerlerini sınıflayarak (Tablo 1) renk farklarının klinik olarak yorumlanmasını sağlamıştır (19).

Tablo 1. O'Brien'e göre renk farkı değerine göre klinik renk eşleşmesi (19)

Renk Farkı (ΔE)	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0,5	Kusursuz
0,5-1	Çok iyi (Renk değişimi görsel olarak fark edilemez)
1-2	İyi (Renk değişimi kısmen fark edilebilir)
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Klinik olarak kabul edilemez

Tablo 2. National Bureau of Standards (NBS) tarafından belirlenmiş renk farkı değerleri (95)

Renk Farkı (ΔE)	Renk farkı
0-0,5	Çok az
0,5-1,5	Az
1,5-3	Kabul edilebilir
3-6	Fark edilebilir
6-12	Yüksek
>12	Çok yüksek

2.8.2.4. CIEDE2000 Renk Sistemi

CIE L*a*b* renk sisteminin eksikliklerini gidermek için geliştirilmiş olan bu sistem 2001 yılında kabul edilmiştir. Bu sisteme göre renk farkı aşağıdaki formülle hesaplanır (96,97).

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{\frac{1}{2}}$$

$\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$, iki örnek arasındaki renk, parlaklık ve yoğunluğun farkıdır. R_T (rotasyon fonksiyonu), mavi bölgede renk ve ton farklılıkları arasındaki etkileşimi hesaba katan bir fonksiyondur. Ağırlıklandırma fonksiyonları (S_L , S_C , S_H), L' , a' , b' koordinatlarındaki renk farkı çiftinin konumundaki varyasyon için toplam renk farkını ayarlar ve parametrik faktörler (K_L , K_C , K_H) deneysel koşullar için düzeltme terimleridir (97,98).

CIEDE2000 için kabul edilebilir ΔE_{00} değeri 1,8 iken fark edilebilirlik ΔE_{00} değeri 0,8'dir. CIEDE2000 formülü dışındaki renkler arasındaki en ufak farklılıkları dahi algıladığı için renk farkı hesaplamalarında daha üstün bir uyum göstermektedir (96,99).

2.8.3. Işık ve Renk Terimleri

2.8.3.1. Opasite

Bir objenin ışık geçişini önleyebilme yeteneği olarak kabul tanımlanır. Opak bir nesne üzerine düşen ışınların bir bölümünü yansıtırken bir bölümünü de absorbe eder. Işınların tamamen yansıtılması beyaz rengi, tamamen absorbe edilmesi ise siyah rengi verir (84,100).

2.8.3.2. Translulentlik (Yarı Saydamlık)

Translulentlik kavramı, materyalin ışığı iletebilme yeteneğini ifade eder. Işığın kısmen geçişine izin veren fakat geçen ışığı belirli oranlarda dağıtan maddelerin bir özelliğidir. Translulentlik kavram olarak transparan ve opak arasında bir derece olarak tarif edilebilir. Estetik materyaller, dışın doğal görünümünü yakalayabilmek için translulent özellik taşır (13,79).

2.8.3.3. Transparanlık (Saydamlık)

Bir materyal içerisinde ışığın tamamen geçme özelliğidir. Materyalin arkasındaki cisimler net olarak görülebilir (101).

2.8.3.4. Opalesanslık

Görünür ışık spektrumundaki ışığın kısa dalga boylarının saçılması sonucu oluşan bir özelliktir. Saçılan ışınların yönü farklı bir renk algılamasına neden olur. İletilen ışık altında turuncu – kahverengi, yansıyan ışık altında mavimsi görüntü oluşur (84).

2.8.3.5. Floresanslık

Ultraviyole ışık, doğal dış ya da bir restorasyona çarptığında radyasyon yayılır. Belirli bir dalga boyundaki radyasyonun absorbe edilerek daha uzun dalga

boyulu radyasyon olarak yayılmasına floresans denir. Doğal dişler, özellikle dentin tabakasının organik içeriğinin yüksek olması nedeniyle floresans özellik gösterir. Doğal dişe benzer restorasyonların üretilmesi için floresans özelliğın taklit edilebilmesi önemlidir (81,100).

2.8.3.6. Metamerizm

Farklı spektral yansımayaya sahip iki obje, bir ışık kaynağının altında aynı renge sahipmiş gibi görünebilir. Aynı şekilde farklı bir ışık kaynağı altında aynı renge sahip objeler de farklı renkte görünebilir. Bu fenomene metamerizm adı verilir (102). Floresan ışık altında mavi – yeşil renk baskın olarak algılanır, akkor flamanlı lamba altında ise kırmızı – sarı renkler baskın olarak algılanır (103). Renk seçiminin, biri güneş ışığı altında olmak üzere en az iki farklı ışık kaynağı altında tekrarlanması, renk seçimi ve restorasyon üretimi aşamasında klinik ve laboratuvar ortamı arasında aydınlatmada bir standardizasyon sağlanması metamerizm sorununun önlenmesine yardımcı olur (74).

2.8.4. Renk Seçimini Etkileyen Faktörler

Renk seçimini etkileyen faktörler; gözlemci, obje ve ışık kaynağına bağlı faktörler olmak üzere incelenebilir.

2.8.4.1. Gözlemciye Bağlı Faktörler

Renk algısı, kişiden kişiye veya aynı kişide bile farklılıklar gösterebilen öznel bir olgudur (104).

2.8.4.1.1. İki Göz Arasındaki Renk Algılama Farkı

Renk algılanmasında bireyler arasında farklılıklar olabildiği gibi, aynı bireyin gözleri arasında da algılama farkı olabilir. Böyle bir fark olduğu zaman çok küçük de olsa bu algılama farkı giderilmelidir. Bu farkın kontrol edilmesi, düzenli aydınlatma altında objeler alt alta getirilerek yapılmalıdır. Aynı şekil ve renkteki iki cisim yan yana getirildiğinde biri diğerinden daha parlak görünebilir. Ancak bu iki cisim alt alta getirildiğinde bu etki ortadan kalkar. Bu nedenle klinikte renk seçimi yapılırken renk rehberini dişin sağına ya da soluna değil de üstüne ya da altına yerleştirerek yapılması olası hataları engelleyebilir (79,105).

2.8.4.1.2. Renk Körlüğü

Renk körlüğü insan gözünde renk algısından sorumlu olan ışığa duyarlı koni hücrelerinin üç tipinden birinin ya da daha fazlasının, yokluğu ya da eksikliği nedeniyle ortaya çıkan, kişinin kırmızı, yeşil, mavi veya bu renklerin karışımını ayırt etmesini zorlaştıran ya da engelleyen bir görme kusurudur (79,106). Renk körlüğünün görülme sıklığının erkeklerde %8, kadınlarda ise %0,4 oranında olduğu bildirilmiştir. En fazla görülen türü kırmızı ile yeşil renklerin ayırt edilememesidir (77). Renk körlüğü renk algısını değiştirmekle birlikte, renk tonu, parlaklığı ve doygunluğunun ayırt edilebilirliği de azalmıştır (79).

2.8.4.1.3. Yaş

Yaşlanma ile beraber, gözün kornea ve lense sarımsı bir renk alır. Buna bağlı olarak klinik uygulamada sarı-kahverengi seçimine yönelim artar. Sarı ile beyazın ayırımına varmak giderek zorlaşır. Bu durum otuz yaş civarında başlayıp, elli yaşından sonra daha baskın bir hal alır ve altmışlı yaşlar ve sonrasında renk belirleme becerisi düşer (79,105).

2.8.4.1.4. Yorgunluk

Fiziksel ve mental yorgunluk sonucunda renk algısı bozulabilmektedir. Yorgunluk renk tonunun ve doygunluğunun algılanmasını güçleştirir. Üst üste yapılan renk seçimleri ve hatalı aydınlatma yorgunluğun en sık sebepleridir. Yorgunluk yanlış renk seçiminin en genel nedenidir (79,105).

2.8.4.1.5. İlaçlar

İlaçlar, alkol ve kafein içerikli yiyecek ve içeceklerin renk algısını olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir. rengi doğru biçimde algılayabilme yeteneğini olumsuz etkileyebilir. Alkol ve morfin, uzun dalga boyuna sahip renklerin (kırmızı, turuncu sarı) daha açık algılanmasına, kısa dalga boyuna sahip renklerin daha koyu (mavi, yeşil, mor) algılanmasına neden olur. Kafein, uzun dalga boyuna sahip renklerin daha koyu, kısa dalga boyuna sahip renklerin daha açık algılanmasına sebep olur. Oral kontraseptifler, sarı-mavi ve kırmızı-yeşil renkler arasındaki seçiciliği azaltır. Antiepileptikler ve antidepresanlar renk algısını olumsuz etkiler (79,84,105).

2.8.4.2. Objeye Bağlı Faktörler

2.4.8.2.1. Doğal Diş Yapısına Bağlı Faktörler

Doğal diş rengi, dentinden kaynaklanan ve mineden yansıyan renkler olarak tanımlanmıştır (84).

Diş yapısı her biri farklı kalınlık ve optik özelliğe sahip olan mine, dentin ve pulpa dokularından meydana gelir. Pulpa dokusu, dişin merkezinde bulunur ve genellikle koyu kırmızımsı renge sahiptir. Genç dişlerde daha geniş alan kaplar, yaşlanmayla beraber sekonder dentin oluşumuyla pulpa boşluğu daralır ve diş rengine olan etkisi azalır. Dentin, dişin renk özelliklerini belirleyen esas dokudur. Yapımı hayat boyu devam eder. %70 inorganik, %30 organik madde ve sudan oluşur. Mine dokusu, yüzey özellikleri, kalınlığı ve geçirgenliği ile parlaklığa etki eder. %97 oranında inorganik (hidroksiapatit kristalleri) içerir (78,81).

Yeni sürmüş dişlerde mine tabakası daha az mineralizedir ve mine kristalleri arasındaki mesafe fazladır. Bu nedenle yeni sürmüş dişlerde mine daha fazla opaktır. Dentindeki renk yoğunluğu, minenin maskeleyici etkisi nedeniyle daha düşüktür. Bu yüzeyel tabaka aşındıkça dentin daha belirgin hale gelir. Mine kalınlığı dişin kole bölgesinde en az, kesici kenarda en fazladır. Bu nedenle kole bölgesinde yoğunluk en fazlayken, kesici kenara doğru azalmaktadır (78,81,107).

Dişlerde en az parlaklık değeri kole bölgesinde, en yüksek parlaklık değeri orta 1/3 lük bölümdedir (81).

Genç dentin daha kırmızımsı-sarıyken, yaşlı ya da sklerotik dentin daha çok yeşil-mavi tonlarındadır. Dentin dokusunda yaş ilerledikçe kırmızıdan sarıya doğru bir renk geçişi olur ancak mine dokusundaki aşınma nedeniyle yaşlı dişler daha kırmızımsı renkte görünür (108-109).

Ağızdaki doğal dişlerin ana rengi ve yoğunluğu aynı değildir. Kanin dişleri diğer dişlerden daha koyu tondadır. Kesici dişler daha açık, premolar ve molar dişler ise kesici dişler ile kanin dişleri arasında bir renktedir (78).

Renk seçiminde doğal dişlerden kaynaklanan zorlukların nedenleri (79);

- Diş renkleri homojen değildir.
- Karmaşık bir iç yapıya ve yüzey özelliklerine sahiptirler.
- Şeffaf ve yarı şeffaf bölgeler içerirler.
- Belirli bir seviyede floresan özellikleri vardır.
- Yaşa bağlı olarak renk özellikleri değişir.

2.4.8.2.2. Optik İllüzyonlar

Optik illüzyonlar, görsel olarak algılanan görüntüler ile nesnel gerçekliğin farklı olduğu durumlardır. Kontrast etkisi, renk algılamasını ve rengin objektif bir şekilde değerlendirilmesini değiştirir. Renkleri etkili bir biçimde değerlendirebilmek için, cisim ile zemin arasındaki ton, doygunluk ve parlaklık farklılıklarının rengin algılanmasındaki etkilerini değerlendirebilmek gerekir. Kontrast etkilerini eş zamanlı, alansal, uzaysal ve üst üste kontrast olarak dört grupta incelemek mümkündür (79,84,105).

2.4.8.2.2.1. Eş Zamanlı Kontrast

İki cisim bir arada gözlemlenirken oluşur. Koyu/açık kontrastı, ton kontrastı ve doygunluk kontrastı olarak incelenir (105).

a) Koyu/Açık Kontrastı: Bir cismin oransal açık renkliliği, kontrast sağlayan zeminin ya da çevresinin açıklığından etkilendiği için, açık renkliliğin görsel olarak değerlendirilmesi güvenilir olmayabilir. Örneğin eğer çevreleyen zemin koyu ise cisim daha açık renkli görünür; zemin açık ise cisim daha az açık renkli görünür (84,105).

b) Ton Kontrastı: İki kromatik renk bir araya getirildiğinde, algılanan ton zemin renginden çok tamamlayıcı renge daha yakındır. Dişler kırmızı bir zeminde kırmızının tamamlayıcı tonu olan yeşil renkte algılanır. Klinikte renk seçimi yapılırken dişlerde baskın olan turuncu tonunu daha iyi ayırt etmek için önce açık mavi bir zemine bakarak gözlerimizi renk seçimine hazırlayabiliriz (79,84,105).

c) Doygunluk Kontrastı: Gri zemin üzerindeki cisim, düşük yoğunluğa sahip olduğundan daha açık renkli görünür. Kendisi ile aynı tondaki zemin üzerinde bulunan obje, zeminin yoğunluğundaki artıştan dolayı daha soluk görünür (79).

2.4.8.2.2.2. Alansal Kontrast

Görsel renk algılanması, objenin ebadından da etkilenir. Aynı renkte olan iki objeden büyük ebatlı olanı daha açık renkli görünürken, küçük olan daha koyu görünür. Ya da tersi olarak, daha açık renkli bir obje daha büyük görünürken, koyu renge sahip obje daha küçük görünür (104,105).

2.4.8.2.2.3. Uzaysal Kontrast

Uzaysal kontrast objenin pozisyonu ile ilgilidir. Daha geride konumlanmış bir cisim daha küçük ve koyu renkli algılanırken, daha önde konumlanmış olan obje, daha büyük ve parlak algılanır. Klinik pratikte geride konumlanmış dişler daha koyu renkli görünürler (84,105).

2.8.4.2.2.4. Ardışık Kontrast

Bir rengin gözlemlenmesinin hemen ardından, başka bir rengin gözlemlenmesi durumunda ortaya çıkan durumdur. Göz, cismi gözlemlemeyi bıraktıktan sonra bile görsel algılamasının kısa bir süre zihinde devam ettiği görsel deneyim bu olguya bir örnektir (79,84).

2.8.4.3. Işık Kaynağına Bağlı Faktörler

Renklerin doğru olarak algılanması için, doğru ışık ve aydınlatma tipine ihtiyaç vardır. Doğru renk algısı için ortamdaki ışığın şiddeti özel cihazlarla ölçülmelidir. Görsel algı pupiller çapın genişliğine bağlı olduğundan, ideal duyarlılık için en uygun ışık şiddeti olarak kabul edilen 150-200 footcandle (fc) aydınlık miktarı sağlanmalıdır (79,110). Işık miktarı çok azsa, gözün ana rengi ve ince detayları algılaması zorlaşır.

Kullanılan aydınlatma türü de renk algısını önemli şekilde etkileyebilir. Bir obje farklı ışık kaynakları altında farklı renklerde görünüp metamerizm gösterebilir (79).

CIE tarafından renk algısında etkili olan aydınlatma kaynakları ile ilgili sınıflama ilk kez 1931 yılında hazırlanmıştır. İlk haliyle CIE A, B ve C olmak üzere üç tip aydınlatma belirtilmiştir, daha sonra D aydınlatması, kuramsal E aydınlatması ve doğrulanmamış floresan serisi olan F aydınlatması sınıflamaya eklenmiştir. Bu aydınlatma tipleri (79,103,111);

A: Yaklaşık 2856 °K renk değerinde ısı yayan sarı-kırmızı dalga boyunda ışık veren tungsten lambalardır.

B: Bir tungsten ışık kaynağı olup, yaklaşık 4874 °K civarı ısı yayan sıvı bir filtre ile direkt güneş ışığını taklit etmek için birleştirilmiştir, nadiren kullanılır.

C: Bir tungsten ışık kaynağı ile yaklaşık 6774 °K renk sıcaklığında sıvı bir filtre ile indirekt güneş ışığını taklit etmek için birleştirilmiştir.

D: Renk sıcaklığı 5000-6500 °K olduğundan D50 ve D65 olarak adlandırılan, standart aydınlatma cihazı olarak pek çok alanda kullanılan lambalardır.

E: Her bir dalga boyunda eşit miktarda enerjinin yer aldığı kuramsal bir ışık kaynağıdır. Gerçekte var olamaz, sadece renk kuramcıları için önem taşır.

F: Bu sınıfta tungsten ışık kaynakları dışındaki floresan aydınlatma araçları yer alır. Standart aydınlatma amacıyla kullanımları uygun değildir. Çünkü periyodik olarak bu ışık kaynakları bir dalga boyunda enerji artışı gösterirler.

Renk seçiminde önerilen ışık kaynakları D sınıfındaki kaynaklardır. Spektral enerji dağılımları gün ışığına çok fazla benzerlik gösterdiği için renk seçiminde bu kaynakların kullanımı tercih edilir (79,103).

Renk seçimi yapılan ortamlar genellikle sadece aydınlatma kaynakları gelen ışığın değil, gün ışığı gibi farklı kaynaklardan gelen ışığın etkisi altındadır. Renk seçimi yaparken aydınlatma kaynakları kullanılacaksa tamamen karartılmış bir alan oluşturulmalı, eğer gün ışığı kullanılacaksa renk seçimi aydınlık bir günde öğle saatlerinde yapılmalıdır (84,110). Renk seçimi için en uygun aydınlatma ortamı rengi düzeltilmiş floresan lambalar ve 5500-6500 °K renk sıcaklığı ile sağlanabilir (81).

2.8.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Seçim Yöntemleri

Renk seçimi, restorasyonun estetik başarısı ve hasta memnuniyeti açısından en önemli aşamalardan biridir. Diş hekimliğinde renk tespiti, görsel olarak ya da renk tespit cihazları ile yapılabilir (74).

2.8.5.1. Görsel Renk Seçimi

Hastanın dişi ve renk rehberinin karşılaştırılması ile yapılan görsel renk seçimi, diş hekimliğinde en sık kullanılan yöntemdir (112). Görsel renk renk karşılaştırmaları, yaygın kullanımına rağmen, sübjektif ve tutarsız kabul edilir. Cinsiyet, yaş, renk körlüğü, yorgunluk, duygusal durum, aydınlatma koşulları, metamerizm gibi pek çok faktör görsel renk seçimini etkiler (113,114). Görsel renk seçiminin bazı dezavantajları vardır (112,115,116).

- 1- Renk rehberlerindeki renk çeşitleri yetersiz kalmaktadır.
- 2- Kişiler arasında ve aynı kişide günün farklı saatlerinde seçilen renkte tutarsızlıklar olmakta ve standardizasyon sağlanamamaktadır.
- 3- Elde edilen sonuçlar CIE renk sisteminde gösterilememektedir.

Görsel renk seçiminde Munsell renk sistemine uygun üretilmiş renk rehberleri kullanılmaktadır. Renk rehberlerinin parlaklık değeri doğal dişlere kıyasla daha yüksektir, doygunluk değerleri ise düşüktür. Renk rehberleri üreticiden üreticiye değişebilmekte, hatta aynı üretici firmanın piyasaya sürülen farklı renk rehberlerinde bile az da olsa renk farklılıkları olabilmektedir (117). Tüm bunlara rağmen renk rehberleriyle görsel renk seçimi yöntemi kullanımının kolay olması ve ekonomik olmaları nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır (85,118).

Renk rehberlerinin çoğu benzer tasarıma ve işlevselliğe sahiptir. En sık kullanılan renk rehberleri ise Vitapan Classical ve Vita Toothguide 3D-Master'dır.

2.8.5.1.1. Vitapan Classical Renk Rehberi

Renk tonu (hue) esas alınarak düzenlenmiştir (119). Rehberde;

A - Turuncu

B - Sarı

C - Sarı/Gri

D - Turuncu/Gri (Kahverengi)

olmak üzere dört ayrı renk tonu bulunan 16 renk örneği bulunur. Yoğunluk ve parlaklık dereceleri, 1'den 4'e kadar rakamlarla ifade edilir. 1; en düşük yoğunluk, en yüksek parlaklık derecesini, 4; en yüksek yoğunluk, en düşük parlaklık derecesini gösterir. Bu renk rehberiyle renk seçimi sırasında öncelikle dişe en yakın hue değeri, sonra chroma en son da value değeri belirlenir (120).



Resim 1. Vitapan Classical Renk Rehberi

2.8.5.1.2. Vita Toothguide 3D-Master Renk Rehberi

1998 yılında piyasaya sürülen bu renk rehberi, klasik sistemden farklı olarak parlaklık esas olarak oluşturulmuş 6 gruptan ve grup içinde tonlarına göre yatay yönde ve chromalarına göre dikey yönde düzenlenmiş toplam 29 adet renk örneği içerir. Renk örnekleri sırasıyla value, hue ve chromayı temsil eden sayı, harf, sayı kombinasyonlarıyla kodlanmıştır. 0,1 ve 5 numaralı gruplar tek bir renk tonu içerir ve M (middle) harfiyle gösterilir. 2,3 ve 4 numaralı gruptaki renk örnekleri ise üç farklı renk tonu içerir. Ortada yer alan M (middle) ile gösterilen grup, sarı ve kırmızı tonların ortalama değeri için kullanılır. Bu grubun sağında daha kırmızımsı tında olan R (reddish) grubu ve solunda daha sarımsı tonda olan L (lighter) grubu yer alır. Gruptaki chroma değeri ise renk kodunu ifade eden harften sonra gelen bir sayıyla (1: düşük chroma, 2: orta chroma, 3: yüksek chroma) ifade edilir (121,122).

Bu rehberle renk seçiminde insan gözü parlaklığa daha hassas olduğu için öncelikle value (parlaklık), sonra chroma (yoğunluk) ve en son olarak da hue (ton) belirlenerek renk seçimi yapılır (122,123).



Resim 2. Vita Toothguide 3D-Master Renk Rehberi

2.8.5.1.3. Vita Linearguide 3D-Master Renk Rehberi

29 adet renk örneği içeren bu renk rehberi, Toothguide 3-D Master'dan farklı olarak 6 adet renk grubu içerir. Bu gruplardan biri value değerleri için, diğerleri ise chroma/hue değerleri için düzenlenmiş renk tablalarından oluşur. Bu renk sisteminde renk seçimi iki aşamada tamamlanır. İlk aşamada 0'dan 6'ya kadar parlaklık derecelerinin gösterildiği gruptan, doğal dişe en yakın parlaklık değeri belirlenir. Sonra seçilen parlaklık değerine ait chroma/hue değerlerinin gösterildiği gruptan en uygun chroma ve hue değerleri belirlenerek renk seçimi tamamlanır (124).



Resim 3. Vita Linearguide 3D-Master Renk Rehberi

2.8.5.2. Dijital Renk Seçimi

Görsel renk seçimi birçok bireysel faktörün etkisi altında olması, rengin bireysel olarak belirlenmesindeki standardizasyonun yokluğu, diş hekimliğinde objektif renk seçimi standartları ihtiyacını ortaya koymuştur. Renk seçiminde renk ölçüm cihazlarının kullanılması, bireysel, çevre ve aydınlatmadan kaynaklanan farklılıkları ortadan kaldırarak, objektif, tekrarlanabilir ve matematiksel sonuçlar elde etmeye olanak sağlar (76).

Dijital renk ölçümü, dental materyallerdeki renk farklılıklarının incelenmesi için kullanılan hassas nesnel bir tekniktir. Renk analizi, optik cihazlarla test edilen örnekten yansıyan ışığın analiz edilmesiyle yapılır. Renk değişimleri insan gözünün algılama seviyesinin altına indiğinde bile spektrofotometrik ve kolorimetrik cihazlarla yapılan ölçümler sayısal değerler verir bu nedenle tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar elde edilir (125).

Dijital renk ölçümünde, kolorimetreler, spektoradyometreler, spektrofotometreler ve dijital kameralar kullanılmaktadır (76,81).

2.8.5.2.1. Kolorimetreler

Kolorimetreler, standart bir renk kalibrasyonu esas alınarak rengi tespit edilecek objedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır. Yüzey renklerinin ölçülmesi için kolorimetre içerisinde insan gözündeki koni reseptörlerine benzer üç renk filtresi mevcuttur (126). Yüzeyden yansıyan ışığın yoğunluğunu, kırmızı, yeşil ve mavi filtrelerden geçirerek hesaplarlar (127).

Kolorimetreler üç uyaranlı x, y, z, değerlerine veya CIE L*, a*, b* değerlerine uygun sonuçlar verir. Bu sayısal sonuçlar matematiksel olarak analiz edilebilir ve farklı objelerin renk parametreleri mukayese edilebilir (107).

Kolorimetreler, spektrofotometre ve spektoradyometrelere kıyasla kullanımı daha kolay ve daha ekonomik ve daha küçük cihazlardır. Diş hekimliğinde yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda başarılı bulunmakla beraber birtakım dezavantajları da vardır (90,103). Bu dezavantajlar;

- Bu cihazlar yalnızca düzgün yüzeylerde kullanılabilirler (128).

- Kolorimetrelerde filtrelerin kısa sürede eskimesi, cihazın doğru ölçüm yapmasını ve ölçümlerin tekrarlanabilirliği etkilemektedir (129).
- Küçük okuma alanı bulunan kolorimetrelerde, renk ölçümü yapılan nesneden yansıyan ışığın tam olarak cihaza dönememesi sonucu edge-loss efekti görülür (128).
- Metamerizmi değerlendirmek için uygun cihazlar değildir (126).
- Spektral yansımayı kaydedememezler (129).

Dış hekimliğinde, renk ölçümü için tasarlanmış ilk cihaz 1980’li yılların başında kullanıma sunulmuş “Cromascan” (Sterngold, Stanford, Connecticut, USA) dır. Ancak cihazın sınırlı hassasiyeti ve kullanım zorluğu nedeniyle başarı elde edilememiştir (90).

2.8.5.2.2. Spektroradyometreler

Parlaklık (irridance) ve ışınlım (radiance) gibi radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmıştır. Objelerin kimyasal yapılarından dolayı elektromanyetik bölgede kendine özgü bir ışınlım değerlerinin bulunması, spektroradyometrelerin çalışma esasını oluşturur (84).

Spektoradyometre ile renk ölçümü, insan gözüne benzer bir şekilde cisme temas etmeden, ışık kaynağı kullanılarak yapılır. Parlak yüzeyli cisimlerin renk ölçümünün yapılmasına da imkan tanır. Renk ölçümü yaparken ölçüm pozisyonu ve açısındaki küçük bir farklılık bile sonuçta hataya neden olmaktadır (111).

Bu sistemde, ışık kaynağı, obje ve spektoradyometre arasında açıklık olmadığından edge-loss etkisi önlenabilmektedir (130).

2.8.5.2.3. Spektrofotometreler

Görülebilir ışık spektrumundaki dalga boyu aralığındaki ışık yansımalarını ölçen cihazlardır. Spektrofotometreler (SFM), beyaz ışığı 10-20 nm dalga boyları arasında bir spektruma ayıran prizmaya sahiptir. Cisimlerden yansıyan ışığı 1-25 nm aralıklarla ölçer. SFM’ler bir ışık kaynağı, ışık kaynağını objeye yansıtacak ve objeden yansıyan ışığı algılayacak bir fiber optik uç ve elde edilen ışığın yoğunluğunu analiz edip, dalga boyu cinsinden hesaplayan bir araçtan oluşur. Bu

cihazların çalışma prensibi, nesneden yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının tespitine dayanır (76).

SFM'lerde D55 ve D65 olarak adlandırılan ve 5500-6500 °K renk sıcaklığına sahip aydınlatma kaynakları tercih edilmektedir. Fiber optikler SFM'lerin içerisinde belirli bir düzende bulunurlar. Dış kısımda bulunanlar dışı aydınlatmadan sorumludur. İç tabakadakiler ise, ölçüm için gerekli bilgiyi sağlayacak optiklerden ve açığı denetleyici sensör fiberlerden oluşmaktadır (74,131).

SFM'ler diş hekimliği alanında, tam protez dişlerinin, restoratif rezinlerin, porselen restorasyonların, dental materyallerin renk değişiminin sayısal değerlerini belirlemek ve iki nesne arasındaki renk farkını değerlendirmek amacıyla kullanılır (9,19). Bilimsel çalışmalar, kalite kontrolü ve rengin tarif edilmesi gibi alanlarda da kullanılır. Kolorimetrelere farklı olarak metamerizmin değerlendirilmesinde de kullanılır (132).

SFM'lerle elde edilen ölçüm sonuçları kolorimetrelere göre daha doğru, tutarlı ve sistematik bulunmuştur. Kolorimetrelere göre daha uzun çalışma ömrüne sahiptirler. Eğimli yüzeylerden de ölçüm yapabilirler. Kolorimetrelerle yapılan ölçümlerde yalnızca sayısal renk ölçümleri elde edilirken, SFM'lerle yapılan ölçümlerde bu renk ölçümlerinin yanı sıra rengin spektral yansıma grafiği de elde edilebilir (123,128,129).

2002 yılında kullanıma sunulmuş taşınabilir bir SFM olan Vita Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) renk ölçümlerini CIE L*, a*, b* formatında yapar. Fiberoptik kabloyla ana üniteye bağlanan bir el aparatından oluşur (133).

2008 yılında ikinci jenerasyon olan Vita Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) piyasaya sunulmuştur. Kablosuz, pille çalışan, küçük ve kolay kullanımlı bir SFM'dir. Dişi servikal, orta ve insizal üçlü olarak bölgelere ayırarak renk analizi yapabilir. Vita Easyshade Advance V kolay kullanım teknikleriyle bilimsel çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (133).



Resim 4. Vita Easyshade Advance V spektrofotometre

2.8.5.2.4. Dijital Kameralar

Genellikle RGB olarak adlandırılan dijital kameralar, son dönemlerde diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sistemin avantajı, tek bir noktada renk ölçülmesi yerine, tüm objede renk görünümünün değerlendirilmesidir (26). Dijital kameralar, CCD (Charge-Couple-Device) kullanarak görüntüleri yakalar ve renkli bir görüntü oluşturmak için, kırmızı, yeşil ve mavi renk sensörlerini kullanır. Dijital kamerada istenilen obje görüntüsü elde edildikten sonra bilgisayar programı aracılığıyla renk değerleri CIE L*, a*, b* cinsinden elde edilir (76).

Renk seçiminde dijital fotoğrafın görüntü kalitesi oldukça önemlidir. Dijital fotoğraflar ancak uygun koşullarda ve uygun cihazlarla ölçüm yapıldığında güvenilir renk ölçümüne imkan tanırırlar (134). Dijital fotoğraflar aracılığıyla renk seçiminin yapılması, hekim ve teknisyenin iletişimini kolaylaştıracak etkili bir yöntemdir (127,135).

2.9. Diş Hekimliğinde Yaşlandırma

Dental materyallerin, uzun süreli klinik kullanımlarında oluşabilecek fiziksel ve mekanik etkileri çok daha kısa sürede in vitro olarak test etmek için yapılan testlere suni yaşlandırma testleri denir (136).

2.9.1. Termal Siklus (Döngü)

Ağız içindeki sıcaklık değerinin normal şartlar altında 36,4 °C olduğu bildirilmiştir. Ancak gün içerisinde tüketilen gıdalarda ağız içi sıcaklık değerinin 6°C-54°C arasında değişebildiği bildirilmiştir (137).

Termal siklus yöntemi, materyallerin yaşadığı fizyolojik yaşlanmayı simüle etmek için yaygın olarak kullanılan bir yapay yaşlandırma yöntemidir. Bu yöntem, ağız içerisindeki yeme-içme soluk alıp verme faaliyetleri sonucunda oluşan sıcaklık dalgalarını taklit eder (138,139).

Termal siklus cihazında test edilen örnekler farklı sıcaklıklara sahip iki farklı banyo içerisinde değişen sürelerde ve sayılarda bekletilebilmektedir. Örnekleri banyolarda bir kez soğuk, bir kez sıcak suya daldırma işlemine “devir” denir. İstenilen sıcaklık aralığı, devir sayısı ve bekletme süresi cihazlarda otomatik olarak ayarlanabilir (140).

Yapılan çalışmaların çoğunda ISO standartlarına göre belirlenen termal siklus sıcaklık değerleri (5°C–55°C) kullanılmaktadır (141). Literatürde termal siklus cihazında 10000 döngünün in vivo olarak yaklaşık bir yıl kullanıma eşdeğer olduğu bildirilmektedir (138).

2.9.2. Renklendirici Solüsyonda Bekletme

Dental materyallerin renk stabilitelerinin değerlendirildiği çalışmalarda renklendirici solüsyonlar da kullanılmaktadır (86). Genellikle çay, kahve, kola, meyve suyu, kırmızı şarap gibi dünyada sık tüketilen içecekler bu amaçla kullanılmaktadır (142).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda lityum disilikat içerikli cam seramik (Resim 5), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (Resim 6) ve hibrit nano seramik (Resim 7) olmak üzere üç adet CAD/CAM seramik blok kullanıldı. Tüm örnekler Vitapan Classical renk rehberindeki A2 rengine veya Vita Toothguide 3D-Master rehberindeki 2M2 rengine ve HT translusensi değerine sahip bloklar kullanılarak kalınlıkları 2 mm olacak şekilde 180 örnek oluşturuldu. Her bir materyale üç farklı yüzey işlemi uygulandı. 60 örneğe glaze uygulandı, 60 örnek mekanik olarak parlatıldı, 60 örnek de kontrol grubu olarak belirlenerek herhangi bir yüzey işlemi yapılmadı. n=10 olacak şekilde örnekler gruplandırıldı. Gruplandırılan örneklerin yarısı termal siklus ile yaşlandırıldı. Termal siklus öncesi ve sonrası renk ölçümleri yapıldı. Diğer yarısı da kahve solüsyonunda bekletilerek 1. gün, 3. gün 7. gün ve 15. gün renk değişimleri incelendi. Veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

Çalışmamızda kullanılan materyaller tablo 3’te gösterilmiştir.

Tablo 3. Çalışmamızda kullanılan materyaller

Ürün Adı	Üretici Firma
IPS e.max CAD A2, HT	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Vita Suprinity A2 HT	Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya
GC Cerasmart A2 HT	GC Corporation, Tokyo, Japonya
IPS Ivocolor Glaze Paste Fluo	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Vita Akzent Plus	Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya
Optiglaze Color	GC Corporation, Tokyo, Japonya
Nescafe Classic	Nestlé S.A. Vevey, İsviçre



Resim 5. Ips e.max CAD bloklar / örnekler



Resim 6. Vita Suprinity Bloklar / Örnekler



Resim 7. Cerasmart Bloklar / Örnekler

3.1. Örneklerin Hazırlanması

12x14x18 mm boyutundaki IPS e.max CAD, Vita Suprinity ve Cerasmart bloklardan (Resim 5,6,7), Metkon Micracut 201 düşük hızlı kesit alma cihazı (Resim 8) (Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) ile su soğutması altında 2 mm kalınlığında 180 adet örnek elde edildi. Örneklerin kalınlığı Mitutoyo dijital kumpas (Mitutoyo Corporation, Kanagawa, Japonya) (Resim 9) ile ölçüldü. Örnek yüzeyleri Metkon Gripo 2V zımparalama cihazında (Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) 30 sn boyunca su soğutması altında 800-1000-1200 gritlik silikon karbid (SiC) zımparalarla zımparalandı (Resim 10). Daha sonra örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Whaledent Biosonic, Coltene/Whaledent Inc., Ohio, Amerika Birleşik Devletleri) 15 dk bekletilerek distile su ile temizlendi (Resim 11). Örnekler tablo 4’te görüldüğü gibi rastgele gruplara ayrıldı.



Resim 8. Microcut cihazı



Resim 9. Örneklerin kalınlığının ölçülmesi



Resim 10. Zımpara cihazı



Resim 11. Ultrasonik temizleme cihazı

Tablo 4. Örneklerin gruplandırılması

		IPS e.max CAD	Vita Suprinity	GC Cerasmart
Termal Siklus	Glaze	10	10	10
	Mekanik Parlatma	10	10	10
	Kontrol	10	10	10
Kahve Solüsyonu	Glaze	10	10	10
	Mekanik Parlatma	10	10	10
	Kontrol	10	10	10

IPS e.max CAD ve Vita Suprinity grupları kristalizasyonun tamamlanması için üretici firma önerileri doğrultusunda Programat P300 fırınında (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) (Resim 12), tablo 5'te gösterilen değerler ile kristalize edildi. Cerasmart materyali ise ek bir kristalizasyon işlemi gerektirmemektedir.

Tablo 5. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity blokların kristalizasyon değerleri

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

**Resim 12.** Programat P300 fırını

3.2. Glaze İşleminin Uygulanması

IPS e.max CAD glaze materyali olarak, IPS Ivocolor Glaze (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) (Resim 13) üretici firma önerilerine göre hazırlanarak fırça yardımıyla tek tabaka olacak şekilde aynı araştırmacı tarafından uygulandı ve Programat P300 fırınında glaze işlemi gerçekleştirildi.



Resim 13. IPS Ivocolor Glaze

Vita Suprinity glaze materyali olarak, Vita Akzent Plus (Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya) (Resim 14) üretici firma önerilerine göre hazırlanarak fırça yardımıyla tek tabaka olacak şekilde aynı araştırmacı tarafından uygulandı ve Programat P300 fırınında glaze işlemi gerçekleştirildi.



Resim 14. Vita Akzent Plus

Cerasmart Glaze materyali olarak Optiglaze Color (GC Corporation, Tokyo, Japonya) aynı araştırmacı tarafından uygulandı. Örnek yüzeyleri üretici firma önerileri doğrultusunda kumlama cihazı ile (Heraeus Combilabor CL-FSG 3, Almanya) 2,5 bar basınçla 10 mm mesafeden 10 saniye süre ile Al_2O_3 ile kumlandı (Resim 15). Kumlama sonrasında örnekler ultrasonik temizleyicide 15 dakika süre ile temizlendi ve kurutuldu. Örnek yüzeylerine Optiglaze Color (Resim 16) üretici firma önerilerine göre fırça yardımıyla tek tabaka olacak şekilde uygulandı ve LED ışık yayan polimerizasyon cihazı ile 40 saniye boyunca polimerize edildi.



Resim 15. Kumlama Cihazı



Resim 16. Optiglaze Color

3.3. Mekanik Parlatma İşleminin Uygulanması

Mekanik parlatma işlemi aynı araştırmacı tarafından mekanik cila sistemleri kullanılarak mikromotor ile yapıldı. Her bir disk 10000 rpm hızda ve 60 sn süreyle örnek yüzeylerine uygulandı. Her 10 örnekte bir kullanılan mekanik parlatma diskleri değiştirildi.

IPS e.max CAD ve Vita Suprinity örneklerin mekanik parlatma işleminde GZ Diapol Twist (DPLT 14) Polishing Set (G&Z Instrumente GmbH, Avusturya) kullanıldı (Resim 17). Bu sistem elmas kaplı diskler içeren üç aşamalı bir sistemdir. Mavi renkli diskler kaba bitirme (smoothing), pembe renkli diskler ön parlatma (pre-polishing) ve gri renkli diskler yüksek parlaklık (high-shine polishing) elde edilmesinde kullanılır.

Cerasmart örneklerin mekanik parlatma işleminde GZ Diacomp Plus Twist (DCPT 14) Polishing Set (G&Z Instrumente GmbH, Avusturya) kullanıldı (resim 16). Bu sistem elmas kaplı diskler içeren iki aşamalı bir sistemdir. Pembe renkli diskler ön parlatma (pre-polishing) ve gri renkli diskler yüksek parlaklık (high-shine polishing) elde edilmesinde kullanılır.



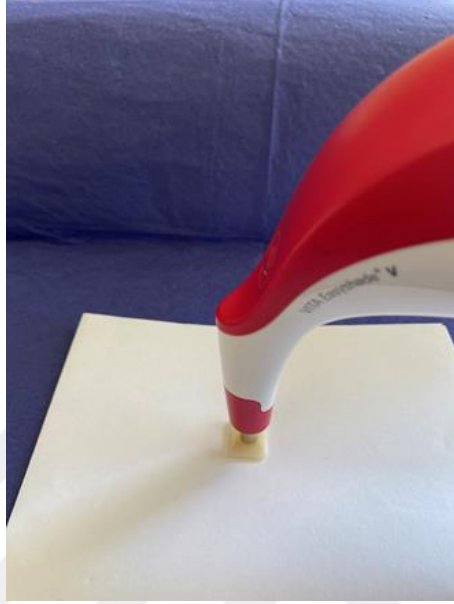
Resim 17. Kullanılan mekanik parlatma sistemleri

3.4. Başlangıç Renk Değerlerinin Ölçümü

Renk değerlerinin ölçümü, dış ortamdaki doğal ve yapay ışık kaynaklardan ışık geçirmeyecek şekilde düzenlenen, iç yüzeyi nötral gri renkte olan kabinde gerçekleştirildi. Kabin 6500 °K renk sıcaklığına sahip renk düzeltmeli floresan gün ışığı lambası ile aydınlatıldı.

Renk değerlerinin ölçümü aynı araştırmacı tarafından ağız içi bir spektrofotometre olan Vita Easyshade Advance V (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanılarak yapıldı. Renk ölçümleri üretici firmanın önerileri doğrultusunda gerçekleştirildi. Her ölçüm öncesinde cihazın ideal gün ışığı veren fiber optik ucu, cihazın tablasında yer alan kalibrasyon bölgesine yerleştirilerek kalibre edildi. Renk ölçümü yapılmadan önce cihaz kullanım modu “tek ölçüm” olarak seçildi. Renk ölçümleri beyaz zemin üzerinde yapıldı. Renk ölçümü için

cihazın ucu örneklerin orta bölgesine dik açıyla tamamen temasa getirildi ölçüm yapılarak ekranda okunan renk değerleri kaydedildi. Renk değerleri L^* , a^* , b^* ve ΔE cinsinden elde edildi. Her bir örnek için üçer kez ölçüm yapılarak değerlerin ortalaması alındı.



Resim 18. Renk değerlerinin ölçümü

Yüzey işlemleri tamamlanan örnekler hidrasyonu sağlamak amacıyla 37°C ' de distile su içerisinde 24 saat etüvde bekletildi. 24 saat sonunda örnekler kurutularak, başlangıç renk ölçümleri yapıldı.

3.5. Termal Siklus İşlemi

Termal siklus işlemi, en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Çalışmamızda termal siklus işlemi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal siklus cihazı (SD Mechatronic Thermocycler, Seelbach, Almanya) kullanılarak yapıldı. Numune sepetine yerleştirilen örnekler her sıvı banyosunda 10 saniye bekletme ve banyolar arasında 5 saniye ara olacak şekilde 5°C – 55°C 'lik sıvı banyoları içerisinde 10000 kez termal siklusa tabi tutuldu.



Resim 19. Termal Siklus Cihazı

3.6. Renklendirici Solüsyonda Bekletme

Başlangıç renk ölçümleri yapılan örnekler plastik saklama kaplarına konularak numaralandırıldı. Renklendirici solüsyon olarak günümüzde en çok tüketilen içeceklerden biri olan Nescafe Classic kullanıldı. Örnekler üretici firma önerilerine göre 1gr/100 ml oranına uygun olarak hazırlanan kahve solüsyonlarında bekletildi. Kontrol grubu olarak da aynı sürelerde bekletilmek üzere distile su kullanıldı. Sedimentasyonu ve bakteri kontaminasyonunu engellemek için kahve solüsyonları ve distile su iki günde bir değiştirildi. Her renk ölçümü öncesinde örnekler solüsyonlardan çıkarılıp 60 sn boyunca akan suyun altında yıkanıp kurutuldu. Renk ölçümü sonrasında örnekler tekrar solüsyonlara daldırıldı.



Resim 20. Çalışmamızda kullanılan kahve

3.7. Renk Değişiminin Ölçümü

Termal siklus uygulanan gruplarda renk ölçümleri, başlangıç renk ölçümlerinin yapıldığı koşullarda termal siklus işlemi sonrasında tekrarlandı.

Kahve solüsyonunda bekletilen grupların renk ölçümleri, başlangıç renk ölçümlerinin yapıldığı koşullarda 1., 3., 7. ve 15. günlerde tekrarlandı.

Örneklerin renk ölçümleri, CIE tarafından geliştirilen CIE L*a*b* renk sistemi kullanılarak yapıldı. Renk değişim değerleri (ΔE);

$$\Delta E = [(L_1^* - L_0^*)^2 + (a_1^* - a_0^*)^2 + (b_1^* - b_0^*)^2]^{1/2}$$

Formülü kullanılarak hesaplandı.

3.8. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada, elde edilen verilere ait sürekli değişkenler için normallik dağılım varsayımı Kolmogorov-Smirnow testi ile homojenliği ise Levene testi ile araştırılmıştır.

Gruplara ait ortalamalar arası farkların karşılaştırılmasında parametrik analiz test koşulları gözetilerek Two-Way ANOVA, One Way ANOVA ve Repeated Measurement ANOVA test analizleri kullanılmıştır. Çoklu karşılaştırmalarda ise paired t-testi, Tukey HSD ve Dunnett test analizlerinden yararlanılmıştır.

İstatistik analiz testlerinde % 95 lik güven aralığı uygulanarak ; tanımlayıcı istatistikler ve analizler R version 3.2.3 (2015-12-10), Copyright (C) 2015 (The R Foundation for Statistical Computing) free software bilgisayar paket programı kullanılarak yapılmıştır. $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4.BULGULAR

Tablo 6. ΔE değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Materyal	Yüzey İşlemi		N	Ort.	Std. Deviation	Std. Error
IPS e.max CAD	Glaze	Termal Yaşlandırma	10	1,98317	,729611	0,230723
		1. gün kahve	10	1,30244	,597264	0,188871
		3. gün kahve	10	1,32797	,747567	0,236401
		7. gün kahve	10	1,57673	,993565	0,314193
		15. gün kahve	10	1,74410	,919871	0,290889
	Mekanik Parlatma	Termal Yaşlandırma	10	2,45789	1,629128	0,515176
		1. gün kahve	10	1,88062	1,599399	0,505774
		3. gün kahve	10	2,13331	,931988	0,294721
		7. gün kahve	10	2,15296	1,640567	0,518793
		15. gün kahve	10	2,24707	1,396459	0,441599
	Kontrol grubu	Termal Yaşlandırma	10	1,59932	,805311	0,254662
		1. gün kahve	10	1,93795	1,607390	0,508301
		3. gün kahve	10	1,96369	,884067	0,279567
		7. gün kahve	10	2,29174	1,382582	0,437211
		15. gün kahve	10	2,47517	1,157164	0,365927
Vita Suprinity	Glaze	Termal Yaşlandırma	10	3,31776	1,391131	0,439914
		1. gün kahve	10	2,43049	1,229042	0,388657
		3. gün kahve	10	2,60254	1,207659	0,381895
		7. gün kahve	10	2,76897	1,517472	0,479867
		15. gün kahve	10	2,85540	1,026915	0,324739
	Mekanik Parlatma	Termal Yaşlandırma	10	3,37410	2,049913	0,648239
		1. gün kahve	10	2,87369	1,705523	0,539334
		3. gün kahve	10	3,54710	2,463133	0,778911
		7. gün kahve	10	3,82473	2,230239	0,705264
		15. gün kahve	10	4,08067	1,570067	0,496499
	Kontrol grubu	Termal Yaşlandırma	10	3,55139	2,161849	0,683637
		1. gün kahve	10	1,94182	1,091710	0,345229
		3. gün kahve	10	2,03899	1,325698	0,419223
		7. gün kahve	10	2,47963	1,598539	0,505502
		15. gün kahve	10	2,52449	1,635451	0,517175
GC Cerasmart	Glaze	Termal Yaşlandırma	10	3,26308	2,558330	0,809015
		1. gün kahve	10	3,96357	2,145198	0,678371
		3. gün kahve	10	5,46753	2,365442	0,748018
		7. gün kahve	10	5,89547	2,040791	0,645355
		15. gün kahve	10	7,08558	1,883614	0,595651
	Mekanik Parlatma	Termal Yaşlandırma	10	3,60225	1,394544	0,440994
		1. gün kahve	10	3,15163	1,460557	0,461869
		3. gün kahve	10	3,33162	2,243006	0,709301
		7. gün kahve	10	3,75770	1,980772	0,626375
		15. gün kahve	10	4,21179	2,289309	0,723943
	Kontrol grubu	Termal Yaşlandırma	10	5,05456	1,818675	0,575116
		1. gün kahve	10	2,02299	1,618249	0,511735
		3. gün kahve	10	3,27035	1,704136	0,538895
		7. gün kahve	10	3,86074	2,642511	0,835635
		15. gün kahve	10	4,59263	2,146725	0,678854

4.1. Termal Yaşlandırma İşleminin ΔE Değerleri Açısından Materyallere Etkisi

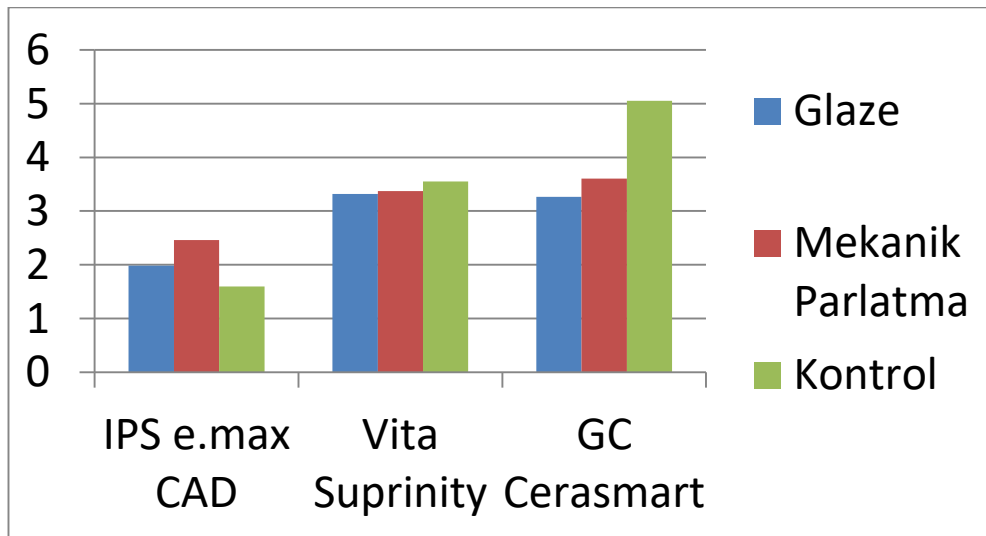
Çalışmamızda kullanılan CAD/CAM materyallerinin termal yaşlandırma işlemi öncesinde renk değerleri E_0 ve termal yaşlandırma sonrasında renk değerleri E_1 olarak ölçülerek renk değişim miktarı ΔE_1 aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır.

$$\Delta E_1 = [(L_2^* - L_1^*)^2 + (a_2^* - a_1^*)^2 + (b_2^* - b_1^*)^2]^{1/2}$$

ΔE_1 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri tablo 7’de verilmiştir.

Tablo 7. Termal Yaşlandırma sonrası materyallerin ΔE_1 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

		n	Mean	Std. Deviation	Std. Error
IPS e.max CAD	Glaze	10	1,98317	0,729611	0,230723
	Mekanik Parlatma	10	2,45789	1,629128	0,515176
	Kontrol grubu	10	1,59932	0,805311	0,254662
Vita Suprinity	Glaze	10	3,31776	1,391131	0,439914
	Mekanik Parlatma	10	3,37410	2,049913	0,648239
	Kontrol grubu	10	3,55139	2,161849	0,683637
GC Cerasmart	Glaze	10	3,26308	2,558330	0,809015
	Mekanik Parlatma	10	3,60225	1,394544	0,440994
	Kontrol grubu	10	5,05456	1,818675	0,575116



Şekil 7. Termal yaşlandırma sonrası materyallerin renk değişim değerleri

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre materyal çeşidi termal yaşlandırmada önemli bir parametredir ($p < 0,001$). IPS e.max CAD ile Vita Suprinity ve Cerasmart arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. IPS e.max CAD materyalinin glaze ve kontrol grubu kısmen fark edilebilir bir renk değişikliği gösterirken, mekanik parlatma grubu gözle fark edilebilir ancak klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimi göstermiştir. Vita Suprinity materyalinin glaze ve mekanik parlatma grubu klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimi gösterirken, kontrol grubu klinik olarak kabul edilemez bir renk değişimi göstermiştir. Cerasmart materyalinin glaze grubu klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimi gösterirken, mekanik parlatma ve kontrol grubu klinik olarak kabul edilemez bir renk değişikliği göstermiştir. IPS e.max CAD grupları diğer materyallere göre termal yaşlandırma sonrasında daha az renk değişimi göstermiştir.

Termal yaşlandırma sonrası renk değişiminde yüzey işlemi istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip değildir. Materyal ile yüzey işlemi parametreleri interaksiyonu istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 8).

Tablo 8. ΔE_1 değerinin varyans analizi sonuçları

Source	Sum of Squares	DF	Mean Square	F	P
Materyal	61,160	2	30,580	10,408	<0,001
Yüzey İşlemi	3,243	2	1,622	0,552	0,578
Materyal*Yüzey İşlemi	18,866	4	4,716	1,605	0,181
Residual	237,990	81	2,938		

Tablo 9. IPS e.max CAD grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	1,9832
(2) KONTROL GRUBU	10	1,5993
(3) MANUEL CILA	10	2,4579
F-ratio		1,447
Significance level		P = 0,253

Tablo 10. Vita Suprinity grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	3,3178
(2) KONTROL GRUBU	10	3,5514
(3) MANUEL CILA	10	3,3741
F-ratio		0,0412
Significance level		P = 0,960

Tablo 11. Cerasmart grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	3,2631
(2) KONTROL GRUBU	10	5,0546
(3) MANUEL CILA	10	3,6023
F-ratio	2,303	
Significance level	P = 0,119	

Termal yaşlandırma yapılan IPS e.max CAD gruplarında, Vita Suprinity gruplarında ve Cerasmart gruplarında, yüzey işlemleri istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip değildir.

4.2. Termal Yaşlandırma Uygulanan Gruplarda Yüzey İşleminin ΔE Değerlerine Etkisi

Tablo 12. Glaze uygulanan gruplar

Factor	n	Mean
(1) GC CERASMART	10	3,2631
(2) IPS E.MAX CAD	10	1,9832
(3) VITA SUPRINITY	10	3,3178
F-ratio	1,899	
Significance level	P = 0,169	

Tablo 13. Mekanik parlatma yapılan gruplar

Factor	n	Mean
(1) GC CERASMART	10	3,6023
(2) IPS E.MAX CAD	10	2,4579
(3) VITA SUPRINITY	10	3,3741
F-ratio	1,25	
Significance level	P = 0,302	

Tablo 14. Kontrol grupları

Factor	n	Mean	Different (P<0.05) from factor nr
(1) GC CERASMART	10	5,0546	(2)
(2) IPS E.MAX CAD	10	1,5993	(1)(3)
(3) VITA SUPRINITY	10	3,5514	(2)
F-ratio	10,434		
Significance level	P < 0,001		

Glaze işlemleri uygulanan gruplarda ve mekanik parlatma yapılan gruplarda termal yaşlandırma sonrası gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Kontrol gruplarında termal yaşlandırma sonrası gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. IPS e.max CAD materyali diğer materyallere göre daha az renk değişimi göstermiştir ($p < 0,001$).

4.3. Kahve Solüsyonunda Bekletmenin ΔE Değerleri Açısından Materyallere Etkisi

Çalışmamızda kullanılan CAD/CAM materyallerinin başlangıç renk değerleri E_1 , kahve solüsyonunda bekletme sonrası 1. Gün renk değerleri E_2 , 3. gün renk değerleri E_3 , 7. gün renk değerleri E_4 ve 15. gün renk değerleri E_5 olarak ölçülmüştür.

1. gün renk değişim değeri;

$$\Delta E_2 = [(L_2^* - L_1^*)^2 + (a_2^* - a_1^*)^2 + (b_2^* - b_1^*)^2]^{1/2}$$

3. gün renk değişim değeri;

$$\Delta E_3 = [(L_3^* - L_1^*)^2 + (a_3^* - a_1^*)^2 + (b_3^* - b_1^*)^2]^{1/2}$$

7. gün renk değişim değeri;

$$\Delta E_4 = [(L_4^* - L_1^*)^2 + (a_4^* - a_1^*)^2 + (b_4^* - b_1^*)^2]^{1/2}$$

15. gün renk değişim değeri;

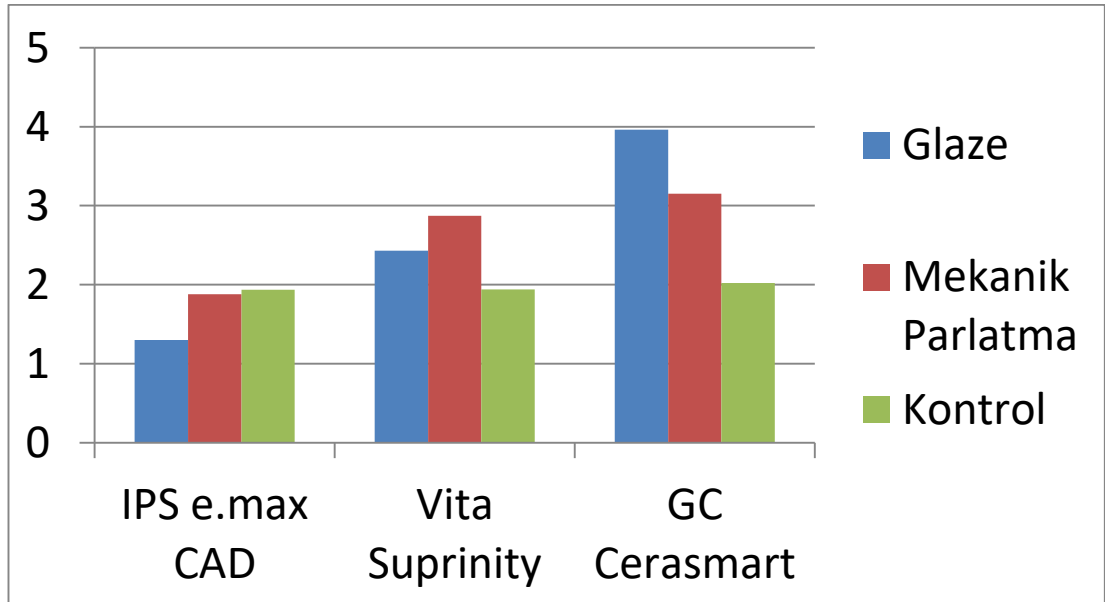
$$\Delta E_5 = [(L_5^* - L_1^*)^2 + (a_5^* - a_1^*)^2 + (b_5^* - b_1^*)^2]^{1/2} \text{ formülüne göre hesaplanmıştır.}$$

4.3.1. Kahve Solüsyonunda Bekletmenin ΔE_2 Değerleri Açısından Materyallere Etkisi

Kahve solüsyonunda bekletilen örneklerde 1. gün renk değişim değerleri ΔE_2 'nin tanımlayıcı istatistikleri Tablo 15' te gösterilmiştir.

Tablo 15. ΔE_2 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

		n	Mean	Std. Deviation	Std. Error
IPS e.max CAD	Glaze	10	1,30244	0,597264	0,188871
	Mekanik Parlatma	10	1,88062	1,599399	0,505774
	Kontrol grubu	10	1,93795	1,607390	0,508301
Vita Suprinity	Glaze	10	2,43049	1,229042	0,388657
	Mekanik Parlatma	10	2,87369	1,705523	0,539334
	Kontrol grubu	10	1,94182	1,091710	0,345229
GC Cerasmart	Glaze	10	3,96357	2,145198	0,678371
	Mekanik Parlatma	10	3,15163	1,460557	0,461869
	Kontrol grubu	10	2,02299	1,618249	0,511735



Şekil 8. Kahve solüsyonunda bekletme sonrasında materyallerin 1. gün renk değişim değerleri

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre kahve solüsyonunda bekletilen örneklerde materyal çeşidi renk değişimi açısından önemli bir parametredir ($p<0,001$). IPS e.max CAD materyalinin tüm grupları kısmen fark edilebilir bir renk değişimi göstermiştir. Vita Suprinity materyalinin glaze ve mekanik parlatma grubu klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimi gösterirken, kontrol grubu kısmen fark edilebilir bir renk değişimi göstermiştir. Cerasmart materyalinin glaze grubu klinik olarak kabul edilemez bir renk değişimi gösterirken, mekanik parlatma ve kontrol grubu klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimi göstermiştir. IPS e.max CAD grupları diğer materyallere göre daha az renk değişimi göstermiştir.

Tablo 16. 1. gün IPS E.max CAD grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	1,3024
(2) KONTROL GRUBU	10	1,938
(3) MANUEL CILA	10	1,8806
F-ratio		0,674
Significance level		P = 0,518

Tablo 17. 1. gün Vita Suprinity grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	2,4305
(2) KONTROL GRUBU	10	1,9418
(3) MANUEL CILA	10	2,8737
F-ratio		1,162
Significance level		P = 0,328

Tablo 18. 1. gün Cerasmart grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	3,9636
(2) KONTROL GRUBU	10	2,023
(3) MANUEL CILA	10	3,1516
F-ratio		3,046
Significance level		P = 0,064

IPS e.max CAD gruplarında, Vita Suprinity gruplarında ve Cerasmart gruplarında yüzey işlemleri istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip değildir.

4.3.2. Kahve Solüsyonunda Bekletilen Gruplarda Yüzey İşleminin ΔE_2 Değerlerine Etkisi

Tablo 19. 1. gün glaze grupları

Factor	n	Mean	Different (P<0.05) from factor nr
(1) GC CERASMART	10	3,9636	(2)(3)
(2) IPS E.MAX CAD	10	1,3024	(1)
(3) VITA SUPRINITY	10	2,4305	(1)
F-ratio			8,273
Significance level			P = 0,002

Tablo 20. 1. gün mekanik parlatma grupları

Factor	n	Mean
(1) GC CERASMART	10	3,1516
(2) IPS E.MAX CAD	10	1,8806
(3) VITA SUPRINITY	10	2,8737
F-ratio		1,762
Significance level		P = 0,191

Tablo 21. 1. gün kontrol grupları

Factor	n	Mean
(1) GC CERASMART	10	2,023
(2) IPS E.MAX CAD	10	1,938
(3) VITA SUPRINITY	10	1,9418
F-ratio		0,0108
Significance level		P = 0,989

Glaze işlemi uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. Cerasmart, IPS e.max CAD ve Vita Suprinity materyallerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla renk değişimi göstermiştir ($p<0,05$).

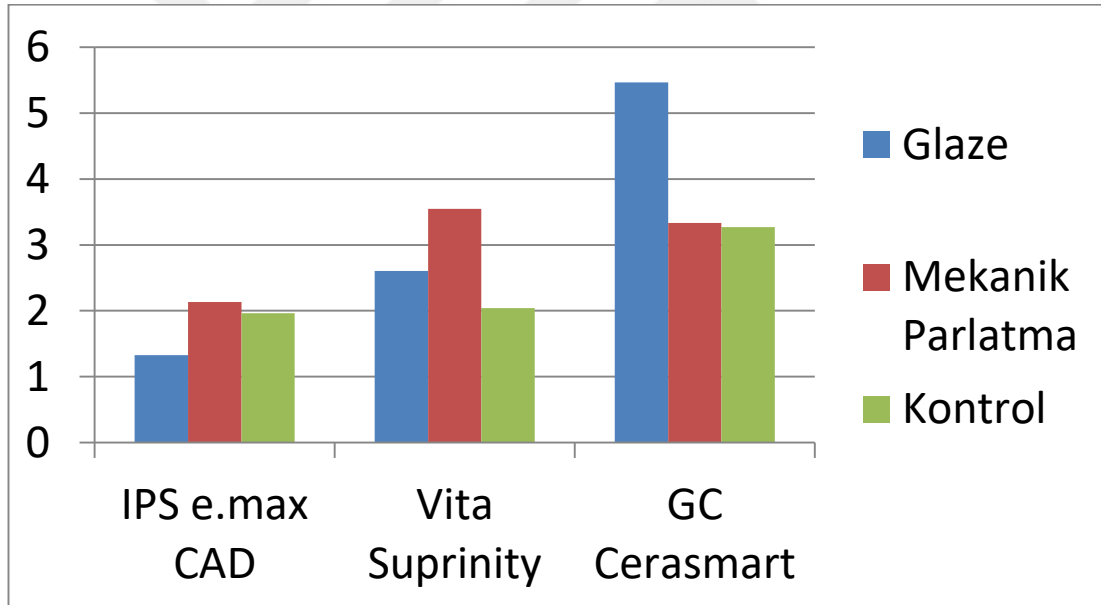
Mekanik parlatma yapılan gruplar arasında ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır.

4.3.3. Kahve Solüsyonunda Bekletmenin ΔE_3 Değerleri Açısından Materyallere Etkisi

Kahve solüsyonunda bekletilen örneklerde 3. gün renk değişim değerleri ΔE_3 'ün tanımlayıcı istatistikleri Tablo 22' de gösterilmiştir.

Tablo 22. ΔE_3 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

		n	Mean	Std. Deviation	Std. Error
IPS e.max CAD	Glaze	10	1,32797	0,747567	0,236401
	Mekanik Parlatma	10	2,13331	0,931988	0,294721
	Kontrol grubu	10	1,96369	0,884067	0,279567
Vita Suprinity	Glaze	10	2,60254	1,207659	0,381895
	Mekanik Parlatma	10	3,54710	2,463133	0,778911
	Kontrol grubu	10	2,03899	1,325698	0,419223
GC Cerasmart	Glaze	10	5,46753	2,365442	0,748018
	Mekanik Parlatma	10	3,33162	2,243006	0,709301
	Kontrol grubu	10	3,27035	1,704136	0,538895

**Şekil 9.** Kahve solüsyonunda bekletme sonrasında materyallerin 3. gün renk değişim değerleri

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre kahve solüsyonunda bekletilen örneklerde materyal çeşidi renk değişimi açısından önemli bir parametredir ($p < 0,001$). IPS e.max CAD materyalinin glaze ve kontrol grubu kısmen fark edilebilir bir renk değişimi gösterirken, mekanik parlatma grubu klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimi göstermiştir. Vita Suprinity materyalinin glaze ve kontrol grubu klinik

olarak kabul edilebilir bir renk değişimi gösterirken, mekanik parlatma grubu klinik olarak kabul edilemez bir renk değişimi göstermiştir. Cerasmart materyalinin glaze grubu klinik olarak kabul edilemez bir renk değişimi gösterirken, mekanik parlatma ve kontrol grubu klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimi göstermiştir. IPS e.max CAD grupları diğer materyallere göre daha az renk değişimi göstermiştir.

Tablo 23. 3. gün IPS e.max CAD grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	1,328
(2) KONTROL GRUBU	10	1,9637
(3) MANUEL CILA	10	2,1333
F-ratio		2,448
Significance level		P = 0,105

Tablo 24. 3. gün Vita Suprinity grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	2,6025
(2) KONTROL GRUBU	10	2,039
(3) MANUEL CILA	10	3,5471
F-ratio		1,877
Significance level		P = 0,173

Tablo 25. 3. Gün Cerasmart grupları

Factor	n	Mean	Different (P<0.05) from factor nr
(1) GLAZE	10	5,4675	(3)
(2) KONTROL GRUBU	10	3,2704	
(3) MANUEL CILA	10	3,3316	(1)
F-ratio			3,471
Significance level			P = 0,046

IPS e.max CAD gruplarında ve Vita Suprinity gruplarında yüzey işlemleri istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip değildir.

Cerasmart gruplarında mekanik parlatma ve glaze grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p<0,05).

4.3.4. Kahve Solüsyonunda Bekletilen Gruplarda Yüzey İşleminin ΔE_3 Değerlerine Etkisi

Tablo 26. 3. Gün glaze grupları

Factor	n	Mean	Different (P<0.05) from factor nr
(1) GC CERASMART	10	5,4675	(2)(3)
(2) IPS E.MAX CAD	10	1,328	(1)
(3) VITA SUPRINITY	10	2,6025	(1)
F-ratio	17,713		
Significance level	P < 0,001		

Tablo 27. 3. gün mekanik parlatma grupları

Factor	n	Mean
(1) GC CERASMART	10	3,3316
(2) IPS E.MAX CAD	10	2,1333
(3) VITA SUPRINITY	10	3,5471
F-ratio	1,455	
Significance level	P = 0,251	

Tablo 28. 3. gün kontrol grupları

Factor	n	Mean
(1) GC CERASMART	10	3,2704
(2) IPS E.MAX CAD	10	1,9637
(3) VITA SUPRINITY	10	2,039
F-ratio	2,966	
Significance level	P = 0,068	

Glaze işlemi uygulanan gruplarda Cerasmart ile diğer iki materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p < 0,001$).

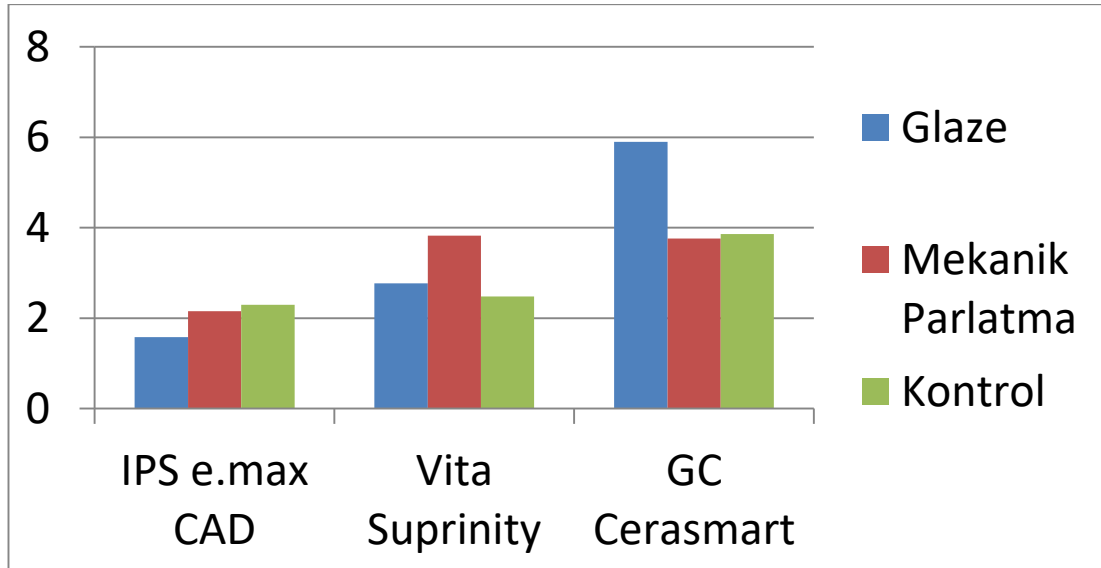
Mekanik parlatma yapılan gruplar arasında ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır.

4.3.5. Kahve Solüsyonunda Bekletmenin ΔE_4 Değerleri Açısından Materyallere Etkisi

Kahve solüsyonunda bekletilen örneklerde 7. gün renk değişim değerleri ΔE_4 'ün tanımlayıcı istatistikleri Tablo 29' da gösterilmiştir.

Tablo 29. ΔE_4 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

		n	Mean	Std. Deviation	Std. Error
IPS e.max CAD	Glaze	10	1,57673	0,993565	0,314193
	Mekanik Parlatma	10	2,15296	1,640567	0,518793
	Kontrol grubu	10	2,29174	1,382582	0,437211
Vita Suprinity	Glaze	10	2,76897	1,517472	0,479867
	Mekanik Parlatma	10	3,82473	2,230239	0,705264
	Kontrol grubu	10	2,47963	1,598539	0,505502
GC Cerasmart	Glaze	10	5,89547	2,040791	0,645355
	Mekanik Parlatma	10	3,75770	1,980772	0,626375
	Kontrol grubu	10	3,86074	2,642511	0,835635



Şekil 10. Kahve solüsyonunda bekletme sonrasında materyallerin 7. gün renk değişim değerleri

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre kahve solüsyonunda bekletilen örneklerde materyal çeşidi ve yüzey işlemi renk değişimi açısından önemli bir parametredir ($p < 0,001$). IPS e.max CAD materyalinin glaze grubu kısmen fark edilebilir bir renk değişimi gösterirken, mekanik parlatma ve kontrol grubu klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimi göstermiştir. Vita Suprinity materyalinin glaze ve kontrol grubu klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimi gösterirken, mekanik parlatma grubu klinik olarak kabul edilemez bir renk değişimi göstermiştir. Cerasmart materyalinin tüm grupları klinik olarak kabul edilemez bir renk değişimi göstermiştir. IPS e.max CAD grupları diğer materyallere göre daha az renk değişimi göstermiştir.

Tablo 30. 7. gün IPS e.max CAD grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	1,5767
(2) KONTROL GRUBU	10	2,2917
(3) MANUEL CILA	10	2,153
F-ratio		0,771
Significance level		P = 0,472

Tablo 31. 7. Gün Vita Suprinity grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	2,769
(2) KONTROL GRUBU	10	2,4796
(3) MANUEL CILA	10	3,8247
F-ratio		1,53
Significance level		P = 0,235

Tablo 32. 7. Gün Cerasmart grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	5,8955
(2) KONTROL GRUBU	10	3,8607
(3) MANUEL CILA	10	3,7577
F-ratio		2,893
Significance level		P = 0,073

IPS e.max CAD gruplarında, Vita Suprinity gruplarında ve Cerasmart gruplarında yüzey işlemleri istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip değildir.

4.3.6. Kahve Solüsyonunda Bekletilen Gruplarda Yüzey İşleminin ΔE_4 Değerlerine Etkisi

Tablo 33. 7. gün glaze grupları

Factor	n	Mean	Different (P<0.05) from factor nr
(1) GC CERASMART	10	5,8955	(2)(3)
(2) IPS E.MAX CAD	10	1,5767	(1)
(3) VITA SUPRINITY	10	2,769	(1)
F-ratio	20,019		
Significance level	P < 0,001		

Tablo 34. 7. gün mekanik parlatma grupları

Factor	n	Mean
(1) GC CERASMART	10	3,7577
(2) IPS E.MAX CAD	10	2,153
(3) VITA SUPRINITY	10	3,8247
F-ratio	2,319	
Significance level	P = 0,118	

Tablo 35. 7. Gün kontrol grupları

Factor	n	Mean
(1) GC CERASMART	10	3,8607
(2) IPS E.MAX CAD	10	2,2917
(3) VITA SUPRINITY	10	2,4796
F-ratio	1,923	
Significance level	P = 0,166	

Glaze işlemi uygulanan gruplarda Cerasmart materyali ile diğer materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. ($p < 0,001$)

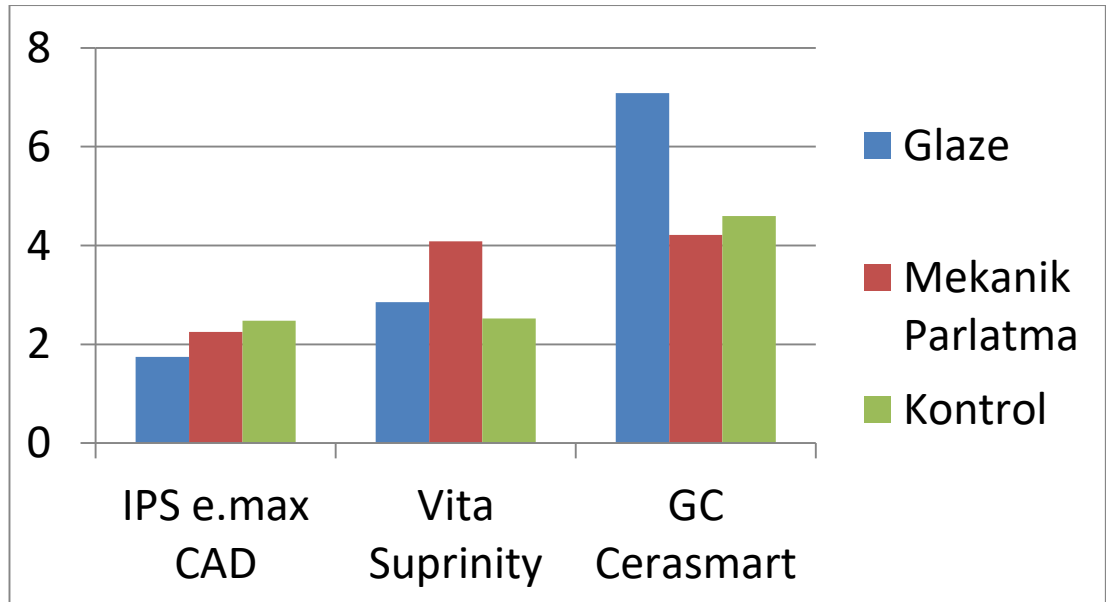
Mekanik parlatma yapılan gruplar arasında ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır.

4.3.7. Kahve Solüsyonunda Bekletmenin ΔE_5 Değerleri Açısından Materyallere Etkisi

Kahve solüsyonunda bekletilen örneklerde 15. gün renk değişim değerleri ΔE_5 'in tanımlayıcı istatistikleri Tablo 36' da gösterilmiştir.

Tablo 36. ΔE_5 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

		n	Mean	Std. Deviation	Std. Error
IPS e.max CAD	Glaze	10	1,74410	0,919871	0,290889
	Mekanik Parlatma	10	2,24707	1,396459	0,441599
	Kontrol grubu	10	2,47517	1,157164	0,365927
Vita Suprinity	Glaze	10	2,85540	1,026915	0,324739
	Mekanik Parlatma	10	4,08067	1,570067	0,496499
	Kontrol grubu	10	2,52449	1,635451	0,517175
GC Cerasmart	Glaze	10	7,08558	1,883614	0,595651
	Mekanik Parlatma	10	4,21179	2,289309	0,723943
	Kontrol grubu	10	4,59263	2,146725	0,678854



Şekil 11. Kahve solüsyonunda bekletme sonrasında materyallerin 15. gün renk değişim değerleri

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre kahve solüsyonunda bekletilen örneklerde materyal çeşidi renk değişimi açısından önemli bir parametredir ($p<0,001$). IPS e.max CAD materyalinin glaze grubu kısmen fark edilebilir bir renk değişimi gösterirken, mekanik parlatma ve kontrol grubu klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimi göstermiştir. Vita Suprinity materyalinin glaze ve kontrol grubu klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimi gösterirken, mekanik parlatma grubu klinik olarak kabul edilemez bir renk değişimi göstermiştir. Cerasmart materyalinin tüm grupları klinik olarak kabul edilemez bir renk değişimi göstermiştir. IPS e.max CAD grupları diğer materyallere göre daha az renk değişimi göstermiştir.

Tablo 37. 15. gün IPS e.max CAD grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	1,7441
(2) KONTROL GRUBU	10	2,4752
(3) MANUEL CILA	10	2,2471
F-ratio		1,015
Significance level		P = 0,376

Tablo 38. 15 .gün Vita Suprinity grupları

Factor	n	Mean
(1) GLAZE	10	2,8554
(2) KONTROL GRUBU	10	2,5245
(3) MANUEL CILA	10	4,0807
F-ratio		3,255
Significance level		P = 0,054

Tablo 39. 15. gün Cerasmart grupları

Factor	n	Mean	Different ($P<0.05$) from factor nr
(1) GLAZE	10	7,0856	(2)(3)
(2) KONTROL GRUBU	10	4,5926	-1
(3) MANUEL CILA	10	4,2118	-1
F-ratio			5,456
Significance level			P = 0,010

IPS e.max CAD gruplarında ve Vita Suprinity gruplarında yüzey işlemleri istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip değildir.

Cerasmart gruplarında yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0,05$).

4.3.8. Kahve Solüsyonunda Bekletilen Gruplarda Yüzey İşleminin ΔE_5 Değerlerine Etkisi

Tablo 40. 15. gün glaze grupları

Factor	n	Mean	Difference (P<0.05) from factor nr
(1) GC CERASMART	10	7,085	(2)(3)
(2) IPS E.MAX CAD	10	1,744	(1)
(3) VITA SUPRINITY	10	2,855	(1)
F-ratio	43,736		
Significance level	P < 0,001		

Tablo 41. 15. gün mekanik parlatma grupları

Factor	n	Mean	Difference (P<0.05) from factor nr
(1) GC CERASMART	10	4,2118	
(2) IPS E.MAX CAD	10	2,2471	(3)
(3) VITA SUPRINITY	10	4,0807	(2)
F-ratio	3,749		
Significance level	P = 0,037		

Tablo 42. 15. gün kontrol grupları

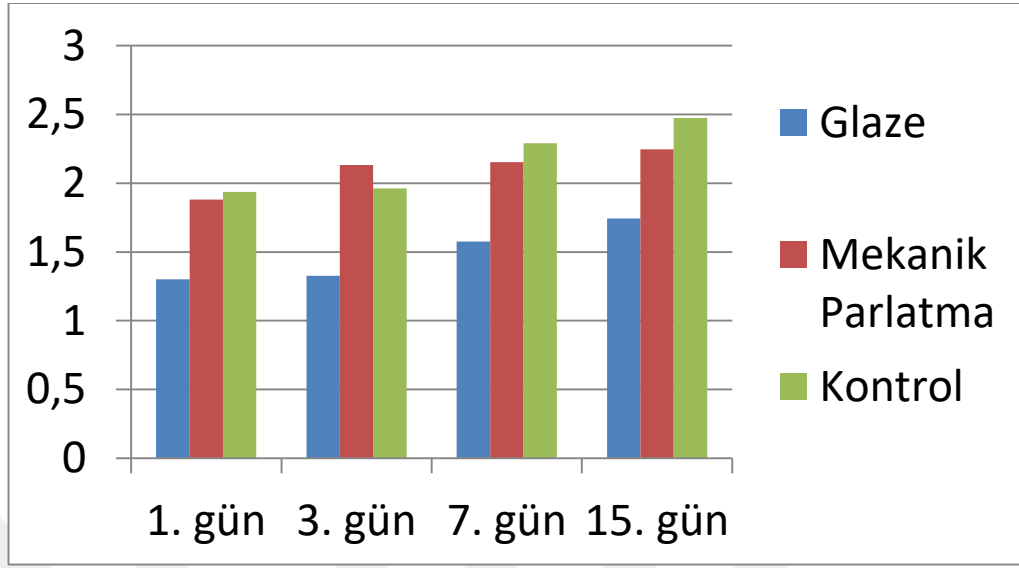
Factor	n	Mean	Difference (P<0.05) from factor nr
(1) GC CERASMART	10	4,5926	(2)(3)
(2) IPS E.MAX CAD	10	2,4752	(1)
(3) VITA SUPRINITY	10	2,5245	(1)
F-ratio	5,082		
Significance level	P = 0,013		

Glaze işlemi uygulanan gruplarda Cerasmart ile diğer materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p < 0,001$).

Mekanik parlatma yapılan gruplarda IPS e.max CAD ile Vita Suprinity materyali arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p < 0,05$).

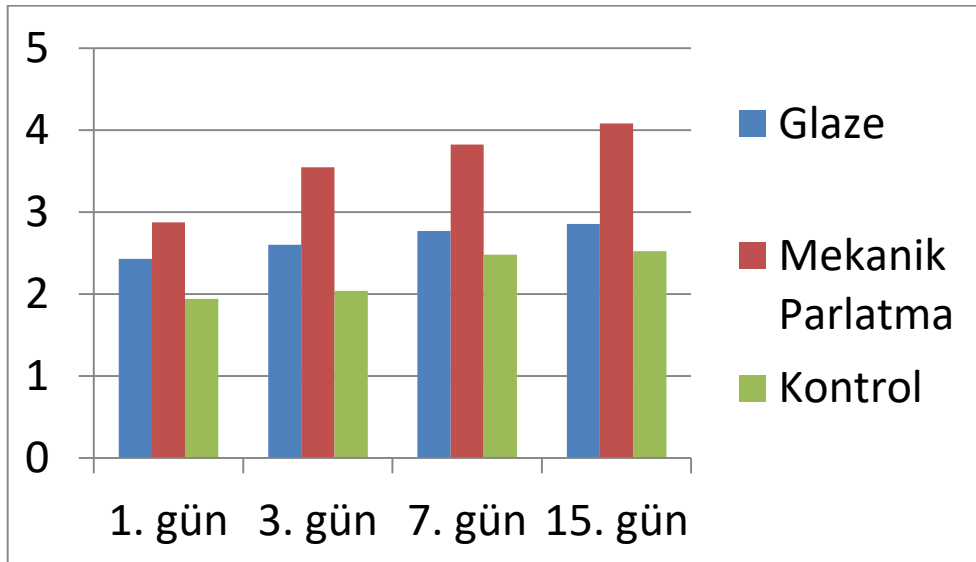
Kontrol gruplarında Cerasmart ile diğer materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p < 0,05$).

4.3.9. Materyallerin Günlere Göre Renk Değişim Değerleri



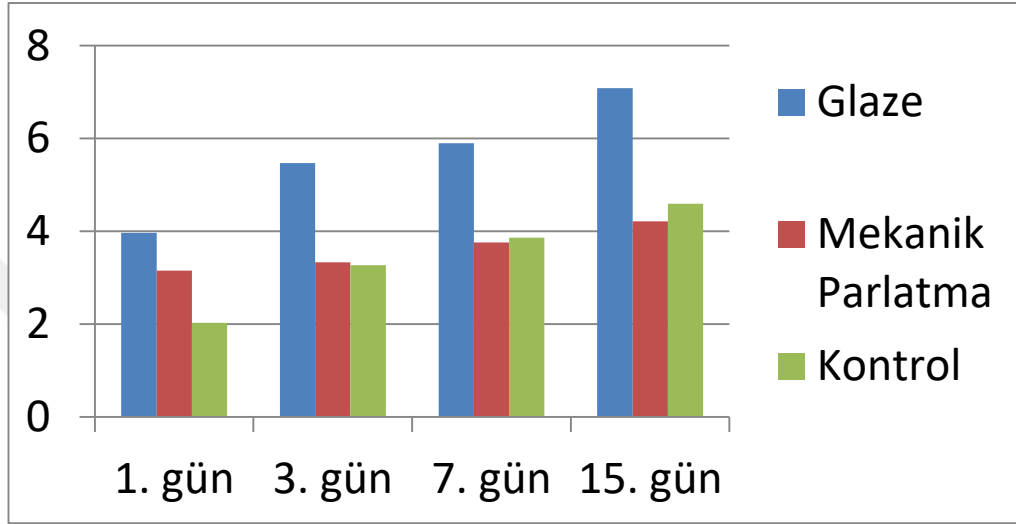
Şekil 12. IPS e.max CAD materyalinin günlere göre renk değişim değerleri

IPS e.max CAD, tüm ölçümlerde klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde renk değişimi göstermiştir. Kahvede bekletilen süre arttıkça renk değişimi de artmıştır.



Şekil 13. Vita Suprinity materyalinin günlere göre renk değişim değerleri

Vita Suprinity, 1. Ve 3. gün renk ölçümlerinde klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde renk değişimi göstermiştir. Mekanik parlatma yapılan örnekler 7. Ve 15. gün ölçümlerinde klinik olarak kabul edilemez renk değişimleri göstermiştir. Kahvede bekletilen süre arttıkça renk değişimi de artmıştır.



Şekil 14. Cerasmart materyalinin günlere göre renk değişim değerleri

Cerasmart materyali diğer seramiklere göre en fazla renk değişimi gösteren materyal olmuştur. Glaze yapılan örnekler mekanik parlatma yapılan örnekler göre daha fazla renk değişimi göstermiştir. Glaze yapılan örnekler tüm ölçümlerde, mekanik parlatma yapılan örnekler ve kontrol grubu da 3., 7. ve 15. gün ölçümlerinde kabul edilemez renk değişimleri göstermiştir. Kahvede bekletilen süre arttıkça renk değişimi de artmıştır.

4.3.10. Termal Yaşlandırma Grupları ile 15. Gün Kahve Gruplarının Karşılaştırılması

10000 siklus termal yaşlandırma sonrası materyallerin renk değişim değerleri ile kahve solüsyonunda 15 gün bekletme sonrası materyallerin renk değişim değerleri karşılaştırıldığında Cerasmart materyalinin glaze grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0,05$) Kahvede bekletilen örnekler termal yaşlandırma yapılan örneklerle göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla renk değişimi göstermiştir. Diğer tüm gruplar benzer şekilde renk değişimi göstermiştir. İstatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Tablo 43).

Tablo 43. Termal yaşlandırma ile 15. Gün kahve gruplarının karşılaştırmalı analizi

Materyal	Yüzey İşlemi		p
IPS e.max CAD	Glaze	Termal Yaşlandırma - 15. Gün Kahve	0,442
	Mekanik Parlatma	Termal Yaşlandırma - 15. Gün Kahve	0,697
	Kontrol grubu	Termal Yaşlandırma - 15. Gün Kahve	0,085
Vita Suprinity	Glaze	Termal Yaşlandırma - 15. Gün Kahve	0,264
	Mekanik Parlatma	Termal Yaşlandırma - 15. Gün Kahve	0,458
	Kontrol grubu	Termal Yaşlandırma - 15. Gün Kahve	0,113
GC Cerasmart	Glaze	Termal Yaşlandırma - 15. Gün Kahve	0,006
	Mekanik Parlatma	Termal Yaşlandırma - 15. Gün Kahve	0,447
	Kontrol grubu	Termal Yaşlandırma - 15. Gün Kahve	0,630

5.TARTIŞMA

Çalışmamızda üç farklı yüzey işlemi uygulanan lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve hibrit seramik materyallerinin renk stabilitelerinin ölçülmesi, materyale göre yüzey işlemlerinden hangisinin daha başarılı olduğunun belirlenmesi, termal yaşlandırmanın ve kahve solüsyonunda bekletmenin materyallerin renk özelliklerine etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamıza göre, termal siklus ile yaşlandırma yapılan gruplarda, glaze ve mekanik parlatma yapılan örnekler arasında ΔE değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kahve solüsyonunda bekletilen örnekler incelendiğinde, IPS e.max CAD ve Vita Suprinity materyallerinde glaze ve mekanik parlatma yapılan örnekler arasında ΔE değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamışken, Cerasmart materyalinde ise mekanik parlatma yapılan örnekler, glaze yapılan örneklerle göre istatistiksel olarak daha az renk değiştirmiştir. Bu nedenle çalışmamızın birinci sıfır hipotezi reddedilmiştir. Termal yaşlandırma yapılan gruplarda ve kahve solüsyonunda bekletilen gruplarda materyaller istatistiksel olarak anlamlı derecede renk değişimi göstermiştir. Bu nedenle çalışmanın ikinci sıfır hipotezi kabul edilmiştir.

Materyal özellikleri incelenirken in vivo ve in vitro çalışmalar yapılabilir. Klinik testler daha güvenilir olmalarına rağmen, çalışmaların uzun sürede tamamlanması, hasta takibinde yaşanan problemler, standardizasyon güçlüklerinin olması gibi dezavantajları vardır. Klinik çalışmalara kıyasla laboratuvar çalışmaları materyallerin özellikleri hakkında daha kısa sürede bilgi vermektedir (143,144). Bu nedenle bizim de çalışmamız in vitro olarak gerçekleştirilmiştir.

Son yıllarda diş hekimliğinde meydana gelen materyal ve teknolojik gelişmelerle beraber, artan estetik ve doğal restorasyon beklentisi hem hastalar hem de hekimler açısından önem kazanmaktadır (1). Bu nedenle metal alt yapı içermeyen tam seramik materyaller diş hekimliği pratiğinde oldukça sık kullanılmaya başlanmıştır (145).

Dental CAD/CAM sistemleri, restorasyonların tek seansta tasarlanmasını ve üretilmesini sağlayan sistemlerdir (2). Günümüzde CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlar diş hekimliği pratiğinde artan bir öneme sahiptir. Bu sistemlerde üretilen restorasyonlar geleneksel metal destekli seramik restorasyonlara göre daha estetik görünüme sahiptir. Farklı içeriklere sahip seramik bloklar bu sistemlerle kullanılabilir (146). Bu sistemlerle kullanılmak üzere üretilen homojen prefabrike bloklar yüksek basınç altında üretildikleri için yüksek yoğunluğa ve mekanik özelliklere sahiptir, porözite içermez ve artık stres barındırmaz (147).

Yapılacak tedaviye uygun materyal seçimi, restorasyonların uzun dönem klinik başarısı açısından önem taşımaktadır (148). Materyallerin mekanik ve optik özelliklerini incelemek amacıyla çalışmalar yapılmaktadır. Alp ve ark. (149) farklı bitirme prosedürleri uyguladıkları çalışmalarında Vita Suprinity ve IPS e.max CAD seramik materyallerine kahve ile termal siklus uygulayıp renk değişimlerini incelemiştir. Sağlam ve ark. (60) yaptıkları bir çalışmada, farklı yüzey işlemleri uyguladıkları seramik materyalleri kahve solüsyonunda bekletmiş ve bir hafta sonundaki renk değişimlerini incelemiştir. Bizim de çalışmamızda farklı kimyasal içeriğe sahip güncel CAD/CAM seramik materyallerden olan IPS e.max CAD, Vita Suprinity ve Cerasmart bloklar kullanılmıştır.

Lityum disilikat cam seramiklerden olan IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) oldukça estetik ve yüksek dayanıklılık özelliklerine sahip olması nedeniyle günümüzde en yaygın kullanılan seramik materyallerden birisidir (32). Bu bloklara uygulanan iki aşamalı kristalizasyon işlemi ile bükülme dayanımları 360 MPa'ya yükseltilmiştir (150). Kullanılan bölgeye ve restorasyon tipine göre farklı ışık geçirgenlikleri ve renk seçenekleri vardır (46). Seyidaliyeva ve ark. (151) lityum disilikat seramik, polimer infiltre rezin seramik ve kompozit rezin materyallerinin renk stabilitelerini inceledikleri çalışmalarında, lityum disilikat seramiğin diğer materyallere göre daha az renk değişimi gösterdiğini bildirmiştir.

Vita Suprinity, lityum silikat cam seramiğe %10 zirkonyumun eklenmesiyle üretilen ZLS seramiklere örnektir. Bu seramikler, cam seramiğin optik özellikleri ile zirkonyanın mekanik özelliklerini birleştirmeyi amaçlar. Yapısında bulunan zirkonya, materyali güçlendiren kristal faz görevi görür ve çatlak yayılımını

durdurur. Materyalin bükülme dayanımı yaklaşık 420 MPa'dır (59,152). Subaşı ve ark. (153) yaptıkları bir çalışmada 0,5 mm, 0,7 mm ve 1 mm kalınlıkta hazırladıkları monolitik zirkonya, lityum disilikat ve zirkonya destekli lityum silikat seramik materyalleri glaze işleminden sonra kahve ile 5000 termal siklusa tabi tutmuş ve renk parametrelerini incelemiştir. 0,5 mm kalınlığında hazırlanan ZLS örnekler dışında tüm gruplar klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde renk değişimi göstermiştir.

Hibrit seramik bloklar, son yıllarda kompozit ve seramik materyallerin olumlu özelliklerini bir araya getirmek amacıyla üretilmiş materyallerdir. Seramikler ile karşılaştırıldığında hibrit bloklar rezin içeriğinden dolayı daha yumuşaktır ve işlenebilmeleri daha kolaydır (6). Rezin içeriğinden dolayı ısı uygulayarak glaze işlemi yapılması mümkün değildir. Seramik partiküller içermesi, materyale sağlamlık ve estetik kazandırır. Tesviye ve polisaj işlemleri kolaydır ve fırınlama gerektirmez (60). Yapılan birçok çalışmada, bu materyallerin cam seramiklere alternatif olarak kullanılabilecekleri gösterilmiştir (154-156). Çalışmamızda kullanımları günden güne artan hibrit seramiklerin rezin nano seramik grubundan Cerasmart materyali kullanılmıştır.

Seramik restorasyonların uzun dönem klinik başarısı, restorasyonun mekanik ve estetik özellikleriyle birlikte renk stabiliteelerini korumaları ile de ilişkilidir. Estetik restorasyonlarda meydana gelen renk değişimleri hasta memnuniyetsizlikleriyle sonuçlanır (157). Seramik tipinin ve kalınlığının değişiminin, seramik materyallerin renk stabilitesinde etkili olduğu bildirilmiştir (158). Biz de çalışmamızda standardizasyonu sağlamak için A2 veya 2M2 renginde HT translusensi değerinde seramik blokları kullandık. Seramik materyallerinin renk değişimlerinin değerlendirildiği birçok çalışmada 2 mm kalınlığında kesitler alınmıştır (159-161). Bizim çalışmamızda da 2 mm kalınlığında kesitler alarak materyallerde meydana gelen renk değişimleri incelenmiştir.

Paul ve ark. (162) spektrofotometre ile yapılan renk değerlendirme işleminin, insan gözü ile yapılan değerlendirmeye göre daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmiştir. Llena ve ark. (163) yaptıkları çalışmada Vita Easyshade ve Spectro Shade Micro ile yapılan renk ölçümlerinin güvenilir ve tekrarlanabilir olduğunu, bu

cihazların diş rengi ölçümü ve renk değişiminin değerlendirilmesi amacıyla klinik olarak kullanılabileceğini bildirmiştir. Bu nedenle bizim de çalışmamızda renk ölçümleri için Vita Easyshade V spektrofotometre kullanıldı.

Yapılan alışmalar CIE L*a*b* renk sisteminin küçük renk farklılıklarını belirleyebildiğini göstermektedir (164-166). Bu nedenle çalışmamızda literatürde yaygın olarak tercih edilen CIE L*a*b* sistemini kullanarak renk değişimleri kaydedilmiştir.

İnsan gözünün dental materyallerdeki küçük renk farklılıklarını algılayabilmesi çok zordur. Yapılan alışmalar $\Delta E < 1$ olduğu durumlarda insan gözünün renk farklılıklarını anlayamadığını bildirmiştir (1,76,87,167).

Renk ile ilgili çalışmalarda, klinik olarak algılanabilirlik ve klinik olarak kabul edilebilirlik sınırları önem arz eder (168). Genel olarak ΔE değerinin 3,5'in üzerinde olduğu durumlarda klinik olarak kabul edilemez olduğu bildirilmiştir (169,170). Bazı araştırmacılar ΔE değerinin 3,7' den (87,90,187) bazı araştırmacılar da 3'ten fazla olması durumunda klinik olarak kabul edilemez olduğunu bildirmişlerdir (91,92).

O'Brien, klinik çalışmalarda ΔE değerinin 3,5'ten daha fazla olduğu durumlarda klinik olarak kabul edilemez seviyede olduğunu bildirmiştir (19). Bizim alışmamızda da O'Brien' ın belirlediği değerlere göre değerlendirmeler yapılmıştır.

CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlar frezelendikten sonra tam anlamıyla parlak ve pürüzsüz bir yüzey elde edilememektedir. Hastaya teslim edilmeden önce bitirme ve cila işlemlerinin uygulanması gerekmektedir(35,172). Bizim de çalışmamızda bloklar Metkon Micracut 201 düşük hızlı kesit alma cihazı ile su soğutması altında kesitlere ayrılmıştır. Materyal yüzeylerinde standardizasyonu sağlamak için 600, 800 ve 1200 gridlik silikon karbid zımparalarla su soğutması altında zımparalama işlemi yapılmıştır.

Restorasyon yüzeyine yapılan iyi bir bitirme ve cila prosedürü, yüzey pürüzlülüğünü azaltır, restorasyonun renk stabilitesini arttırarak uzun dönem başarısını olumlu yönde etkiler (35,66). Yapılan çalışmalarda restorasyonların

pürüzlü yüzeylerinin plak tutulumuna sebep olduğu ve temizleme zorluğu sebebiyle renk değişimi gözlemlendiği bildirilmiştir (173). Bitirme ve cila işlemleri seramiklerin rengini etkileyebilmektedir (174). Seramik yüzeylere çeşitli bitirme ve cila prosedürleri uygulanarak doğal dişlere benzer pürüzsüz ve parlak yüzeyler elde edilebilir. Çoğunlukla seramik restorasyonlara glaze uygulanması ile pürüzsüz ve parlak yüzeyler elde edilse de mekanik parlatma sistemleri de kullanılabilir (175,176). Pek çok çalışmada glaze ve mekanik parlatma yöntemleri karşılaştırılmış olsa da konu ile ilgili bir fikir birliğine varılamamıştır (177). Bizim çalışmamızda da glaze, mekanik parlatma ve kontrol grubu oluşturularak renk değişimleri değerlendirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda, seramik restorasyonlarda yüzey bitirme işlemleri için; elmas diskler, elmas frezler, polimer veya silikon karbit yeşil taşların kullanımından sonra lastik diskler ve konik şekilli lastik uçların kullanımı, polisaj işlemi için ise; elmas pat veya keçe, konik şekilli veya ince lastik diskler ve fırçaların kullanımı önerilmektedir (178,179). Çalışmamızda popülaritesi giderek artan ve kolay kullanım olanağı sunan polisaj sistemleri seçilmiştir. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity örneklerin mekanik parlatma işlemleri için, elmas doldurucu içeren üç aşamalı polisaj diskleri, Cerasmart örneklerin mekanik parlatma işlemleri için elmas doldurucu içeren iki aşamalı polisaj diskleri kullanılmıştır.

Ahmad ve ark. (180) yaptıkları bir çalışmada, seramik materyal üzerine 10.000 rpm ile uygulanan polisaj işleminin materyali zayıflatma veya güçlendirme etkisinin olmadığını ancak 20.000 rpm ile yapılan polisaj işleminin materyal dayanımını azalttığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan polisaj sistemleri üretici firma önerileri doğrultusunda 10.000 rpm hızda ve sabit sürede uygulanmıştır.

Klinik uygulamalarda, restorasyonun hastaya teslimi öncesi gerekli olan uyumlamaların yapılması, glaze tabakasının kaldırılmasına sebep olur. Bu durumda yüzeyde oluşan pürüzlülüğün giderilmesi için restorasyona yeniden glaze uygulanması ya da mekanik parlatma işlemlerinin yapılması gerekir. Glaze işleminin tekrarlanması, ek bir randevu gerektirmesi ve restorasyonun tekrar fırınlanmasına bağlı olarak materyalde bozulmalar oluşabilmesi gibi dezavantajları vardır. Mekanik

parlatma işlemi ise restorasyonun simantasyonu öncesinde ve sonrasında hasta başında uygulanabilen bir yöntemdir (181,182) .

Patterson ve ark. (183) çalışmalarında mekanik parlatma tekniklerinin glaze kadar pürüzsüz bir yüzey oluşturmayacağını bildirmiştir. Özdoğan ve ark. (184) çalışmalarında iki farklı porselen türüne glaze ve mekanik parlatma işlemi uygulamış, glaze işleminin pürüzleri gidermede daha etkili bir yöntem olduğunu bildirmiştir. Saraç ve ark. (176) çalışmalarında bu görüşün tersi olarak mekanik olarak parlatılmış yüzeylerin glaze uygulanmış yüzeylere alternatif olabileceğini bildirmiştir.

Kılınç ve ark. (172) yaptıkları bir çalışmada mekanik parlatma tekniklerinin, tam seramik restorasyonlarda renk stabilitesi açısından glaze uygulaması ile benzer sonuçlar sağlayabildiklerini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da mekanik parlatma tekniklerinin, glaze işlemine alternatif olabileceği sonucuna ulaşılmıştır.

Termal siklus ile yapay yaşlandırma işlemi, klinikte materyallerin yaşadığı fizyolojik yaşlanmayı taklit etmek amacıyla kullanılan en yaygın yöntemlerdendir. Ağız ortamındaki sıcaklık değişikliklerini taklit ederek materyallerin performansını değerlendirir ve deneysel çalışmalarda sıklıkla kullanılır (185,186). Termal yaşlandırma işlemi süresince materyaller yalnızca sıcaklık değişimine maruz kalırlar. Laboratuvar çalışmalarında yapılan yapay yaşlandırma işlemleri, dental materyallerin özellikleri hakkındaki araştırmaların standardize edilmesi açısından araştırmacılar için önemli bir yöntem olarak sayılabilir (187,188). Kurt ve Çelik (146) yapmış oldukları çalışmada, Vita Enamic, Vita Suprinity ve Cerasmart materyallerine termal siklus uyguladıktan sonra renk değişimlerini incelemiştir. 5000 termal siklus sonrası en fazla renk değişimi gösteren materyal Cerasmart olmuştur. Demirkol ve Özen (189) farklı yüzey işlemleri uyguladıkları lityum disilikat ve hibrit seramik materyalleri termal siklus ile yaşlandırarak renk değişimlerini incelemiştir. Hibrit seramik grupları lityum disilikat gruplara göre daha fazla renk değişimi göstermiştir.

Literatür incelemesinde yaklaşık 10000 döngü termal siklus işleminin bir yıllık klinik kullanım süresine eşdeğer olduğu bildirilmiştir (138,190). Bizim de çalışmamızda termal siklus grubundaki örneklerle 10000 siklus uygulanmıştır.

Dental materyallerin renk stabilitelerinin incelendiği çalışmalarda sık tüketilen içeceklerden olan çay, kahve, kola, meyve suları ve kırmızı şarap kullanılmaktadır (191,192). Sarıkaya ve Hayran (185) çalışmalarında renklendirici solüsyon olarak çay, kahve, kola ve distile su kullanmış, en çok renk değişimine neden olan içeceğin kahve olduğunu bildirmişlerdir. Yannikakis ve ark. (193) rezin restoratif materyalleri çay ve kahvede bekleterek renk değişimlerini incelemiştir. Kahvenin çaydan daha fazla renk değişimine neden olduğunu bildirmiştir. Tunçdemir ve ark. (194) çalışmalarında renklendirici solüsyon olarak çay, kahve ve kola kullanmış, materyallerin renk değişimini incelemiştir. En fazla renklendirmeyi kahvenin yaptığını belirlemiştir. Yeşil Duymuş ve ark. (195) günlük hayatta sık tüketilen içeceklerin monolitik zirkonyanın renk stabilitesine etkisini inceledikleri çalışmalarında örnekleri çay, kahve, kola ve suda bekleterek renk değişimlerini incelemiştir. En fazla renk değişimini kahvede bekletilen örneklerin gösterdiği tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda da ülkemizde günlük hayatta en sık tüketilen içeceklerden biri olan kahve renklendirici solüsyon olarak kullanılmıştır.

Konuyla ilgili araştırmalarda bir bardak çay veya kahvenin ortalama tüketim süresinin 15 dakika olduğu bulunmuştur (142). Bu içeceklerin günde ortalama üç bardak tüketildiği varsayılırsa, örneklerin kahvede 48 saat bekletilmesi 2 aylık kahve tüketimine karşılık gelmektedir (86). 28 gün bu içeceklerde bekletme süresinin gerçek hayattaki iki yıldan fazla süreye eşdeğer olduğu görülmektedir (192). Başka bir çalışmada da benzer şekilde 24 saat solüsyonda bekletmenin 1 aylık kahve tüketimine karşılık geldiği bildirilmiştir (165).

Motro ve ark. (66) çalışmalarında farklı yüzey işlemleri uyguladıkları seramikleri 12 gün boyunca kahvede bekletmiş ve renk değişimlerini incelemiştir. Materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin örneklerin yüzey pürüzlülüğünü ve renk stabilitelerini etkilediği bildirilmiştir. Kahvede bekletme sonrası pürüzlü yüzeyler pürüzsüz yüzeylere göre daha fazla renk değişimi göstermiştir.

Stawarczyk ve ark. (196) dental seramiklerin mekanik ve optik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, farklı renklendirici solüsyonlarda bekletilen IPS e.max CAD, Cerasmart ve Vita Enamic materyallerinin 14 gün sonra ΔE değerlerinin

3,3'ten büyük olduğunu bildirmiştir. Sonuçlara göre IPS e.max CAD seramiklerin renk stabilitelerinin diğer seramiklere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha iyi olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da IPS e.max CAD seramik örneklerin renk stabilitesi, hem termal yaşlandırma hem de kahve solüsyonunda bekletilen gruplarda, GC Cerasmart seramiğe göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha iyi bulunmuştur.

Alp ve ark. (149) IPS e.max CAD ve Vita Suprinity seramiklere yüzey işlemi olarak glaze ve mekanik parlatma uygulamış, kahve ile 5000 termal siklus uygulayarak renk değişimlerini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda IPS e.max CAD mekanik parlatma grubu klinik olarak fark edilebilir ancak kabul edilebilir sonucu vermiştir, diğer gruplar klinik olarak fark edilemez sonucu vermiştir. Hem glaze hem de mekanik parlatma grubunda IPS e.max CAD seramiği daha yüksek renk değişimi göstermiştir. Bizim çalışmamızda tersi olarak IPS e.max CAD seramiği, Vita Suprinity seramiğine göre hem glaze hem de mekanik parlatma grubunda daha az renk değişimi göstermiştir.

Kanat-Ertürk (197) yaptığı çalışmada IPS e.max CAD ve Vita Suprinity seramiklerine farklı yüzey işlemleri uygulayarak 1 hafta, 2 hafta, 1 ay ve 2 ay çay ve kahvede bekleterek renk değişimlerini incelemiştir. İki materyalin de glaze grubu her iki içecekte mekanik parlatma yapılan grubuna göre daha az renk değişimi göstermiştir.

Stamenkovic ve ark. çalışmalarında (198) mekanik parlatma yaptıkları IPS e.max CAD, Vita Suprinity, Lava Ultimate, Shofu HC, Cerasmart ve Vita Enamic CAD/CAM materyallerini çay, kahve ve kırmızı şarapta bekletip renk değişimlerini değerlendirmiştir. Çalışmanın sonucuna göre IPS e.max CAD ve Vita Suprinity hibrit seramik gruplara göre anlamlı derecede daha az renk değişimi göstermiştir.

Özen ve ark. (199) farklı yüzey işlemlerinin CAD/CAM seramiklerin renk stabilitesine etkisini inceledikleri çalışmalarında Lava Ultimate, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD seramiklere termal yaşlandırma işlemi uygulamış ve renk değişimlerini incelemiştir. Yaşlandırma sonrasında Lava Ultimate diğer seramik gruplara göre daha fazla renk değişimi göstermiştir. Vita Suprinity ve Lava Ultimate

materyallerinde mekanik parlatma yapılan örnekler glaze yapılan örnekler ile benzer renk değişimleri vermiştir.

Vasiliu ve ark. (200) çalışmalarında, feldspatik seramik, lityum disilikat seramik ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik materyallerin termal yaşlandırma sonrası renk stabilitelerini incelemiştir. Lityum disilikat seramiğin diğer materyallere göre daha az renk değiştirdiği bildirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan materyallerden hibrit seramik grubunda olan Cerasmart, yüksek rezin içeriği nedeniyle en fazla su absorpsiyonu gösterip, renklendirici pigmentlerin rezin içerisine penetre olması ile en fazla renk değişimi gösteren materyal olmuştur. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity cam içeriklerinden dolayı Cerasmart örnekler göre daha az renk değişimi göstermiştir. Yapılan çalışmalarda, zirkonya partikülü içeren kompozit rezinlerde poröz yapıya bağlı olarak daha fazla renk değişimi meydana geldiği bildirilmiştir (201). Bizim çalışmamızda da, Vita Suprinity, IPS e.max CAD seramiğe göre daha fazla renk değişimi göstermiştir. Bunun nedeni cam seramiklere ilave edilen zirkonya partiküllerinin poröz bir yapıya sebep olarak daha fazla renk değişimini göstermesi olabilir.

Sağlam ve ark. (60) yaptıkları çalışmada Cerasmart ve Vita Enamic hibrit seramik materyallerine elmas içerikli cila diski ve elmas içerikli polisaj pastası ile yüzey işlemleri uygulamış ve 7 gün kahve solüsyonunda bekletmiştir. Cerasmart gruplarının Vita Enamic gruplarına göre daha fazla renk değişimi gösterdiği bildirilmiştir.

Al Amri ve ark. (202) çalışmalarında IPS e.max CAD, Vita Enamic, Cerasmart, Lava Ultimate ve Crystal Ultra seramiklere 5.000 siklus termal yaşlandırma uyguladıktan sonra kahve solüsyonunda bekletmiş ve ardından tekrar 5.000 siklus termal yaşlandırma uygulayarak renk değişimlerini incelemiştir. En fazla renk değişikliğinin kahve solüsyonunda meydana geldiği ve IPS e.max CAD seramiğin tüm aşamalarda en az renk değişimine uğrayan materyal olduğu bildirilmiştir.

Barutçugil ve ark. (203) çalışmalarında Lava Ultimate, Cerasmart ve Vita Enamic hibrit seramikleri kırmızı şarap, kahve ve suda bekleterek 24 saat ve 1 ay sonraki renk değişimlerini incelemiştir. Üç materyal de kahve ve kırmızı şarapta yüksek renk değişim değerleri göstermiştir.

Çalışmamızda kullanılan kumlama işleminin, yüzeyde homojen olmayan bir topoğrafya oluşturmaları, glaze yapılan GC Cerasmart örneklerde elde edilen renk değişimi değerinin, mekanik parlatma ve kontrol grubuna göre daha yüksek bulunmasına sebep olmuş olabilir.

Çalışmamız bir takım sınırlamalar içermektedir; in vitro bir çalışma olduğu için ağız ortamını birebir taklit etmemektedir. Çalışmamızda hazırlanan örnekler düz yüzeye sahiptir, ağız içindeki restorasyonlar gibi anatomik yüzeylere sahip değildir. Çalışmamızda renklendirici solüsyon olarak sadece kahve kullanılmıştır. Çok sayıda renklendirici solüsyon kullanılması durumunda renk değişimi hakkında daha detaylı bilgiler edinilebilir. Yapılacak klinik çalışmalarla daha detaylı bilgiler elde edileceğine inanılmaktadır.

6.SONUÇLAR

Çalışmamızın sınırları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- 1- Termal siklus ile yaşlandırma ve kahve solüsyonunda bekletme, tüm materyallerde renk değişimine neden olmuştur.
- 2- IPS e.max CAD, tüm gruplar arasında en az renk değişimi gösteren seramik materyaldir.
- 3- Termal yaşlandırma yapılan gruplarda IPS e.max CAD materyalinin tüm grupları, Vita Suprinity ve Cerasmart materyallerinin glaze grupları klinik olarak kabul edilebilir sınırlar dahilinde renk değişimi göstermiştir.
- 4- Kahve solüsyonunda bekletilen örneklerde, zamana bağlı olarak tüm seramik gruplarının renk değişim değerleri artmaktadır.
- 5- IPS e.max CAD ve Vita Suprinity materyalleri için glaze ve mekanik parlatma benzer renk değişim değerleri göstermiştir.
- 6- Renk stabilitesi açısından, IPS e.max CAD ve Vita Suprinity materyali için glaze işlemine alternatif olarak mekanik parlatma önerilebilir. Cerasmart materyali için ise mekanik parlatma önerilebilir.

7.KAYNAKLAR

1. CONRAD, Heather J.; SEONG, Wook-Jin; PESUN, Igor J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2007, 98.5: 389-404.
2. DAVIDOWITZ, Gary; KOTICK, Philip G. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 2011, 55.3: 559-70
3. VICHI, Alessandro, et al. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2014, 26.4: 224-231.
4. KELLY, J. R. Nishimura I and Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J. Prosthet. Dent.*, 1996, 1996: 75(1):18-32
5. BACHHAV, Vinay Chila; ARAS, Meena Ajay. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence international*, 2011, 42.2.
6. SPITZNAGEL, Frank A., et al. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2014, 26.6: 382-393.
7. ACAR, Ozlem, et al. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2016, 115.1: 71-75.
8. DOS SANTOS, Daniela Micheline, et al. Effect of different acidic solutions on the optical behavior of lithium disilicate ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2017, 118.3: 430-436.
9. SARIKAYA, I.; AU, Güler. Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Turkiye Klinikleri J Dental*, 2009, 118: 118-29.
10. DOUGLAS, R. Duane. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000, 83.2: 166-170.
11. CALLISTER, William D., et al. *Fundamentals of materials science and engineering*. London: Wiley, 2000.
12. MCLEAN, John W. The nature of dental ceramics and their clinic use. *The Science and Art of Dental Ceramics. Vol. I*, 1979, 55-95.
13. CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. Restorative dental materials. 11 5. th ed St. Louis: Mosby, 2002, 348-370.

14. WOLFART, Stefan, et al. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *International journal of prosthodontics*, 2003, 16.6.
15. MCLEAN, John W. *The Science and Art of Dental Ceramics-Volume I: The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use*. Quintessenz Verlag, 2019.
16. MCLEAN, John W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85.1: 61-66.
17. WILDGOOSE, David G.; JOHNSON, Anthony; WINSTANLEY, Raymond B. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004, 91.2: 136-143.
18. HONDRUM, Steven O. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1992, 67.6: 859-865.
19. O'BRIEN, William J. (ed.). *Dental materials and their selection*. 2002.
20. YAMAMOTO, Makoto. *Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto*. Quintessence Publishing Company, 1985.
21. SAKAGUCHI, Ronald L.; POWERS, John M. *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences, 2012.
22. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. AÜ. Basımevi, Ankara, 1993.
23. ROSENBLUM, MARC A.; SCHULMAN, ALLAN. A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 1997, 128.3: 297-307.
24. DURET, F.; PRESTON, J. D. CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry*, 1991, 1.2: 150-154.
25. MOÖRMANN, Werner H. The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 7S-13S.
26. KALAYCI, Bilge BEŞİR; BAYINDIR, Funda. GÜNCEL DENTAL BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM/BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM SİSTEMLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25: 129-136.
27. ÇETİNDAG, Merve TOKGÖZ; MEŞE, Ayşe. DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN CAD/CAM (BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM/BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM) SİSTEMLERİ VE MATERYALLER. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2016, 26.3: 524-533.

28. ADEMHAN, Onur; TÜKEL, Can; KÜÇÜKKURT, Sercan. MAKSİLLOFASİYAL CERRAHİDE CAD/CAM SİSTEMLERİNİN KULLANIMI. *Aydın Dental Journal*, 2017, 3.1: 43-52.
29. GIORDANO, Russell. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 14S-21S.
30. GRACIS, Stefano, et al. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*, 2015, 28.3.
31. GIORDANO, Russell; MCLAREN, Edward A. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2010, 31.9: 682-4, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
32. ÇAKMAK G, DOĞAN A. CAD-CAM Materyallerinin Optik Özellikleri. *Türkiye Klin Protetik Diş Tedavisi - Özel Konular*. 2019;5(2):1-11.
33. OTTO, Tobias; DE NISCO, Sabatino. Computer-manufactured, direct ceramic restorations: a prospective, clinical 10-year study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*, 2003, 113.2: 156-169.
34. Şeşen Uslu Y, Ulukapı H. İndirekt restorasyonlarda kullanılan materyaller ve üretim yöntemleri. Ulukapı H, editör. Posterior Bölge Estetik Restorasyonlar. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2019. p.17-27.
35. FASBINDER, Dennis J.; NEIVA, Gisele F. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2016, 28.1: 56-66.
36. REICH, Sven; HORNBERGER, Helga. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002, 88.1: 44-49.
37. KARATAŞLI B, BULTAN Ö, ÖZER Y. Dental CAD/CAM Materyalleri. *Türkiye Klin Protetik Diş Tedavisi - Özel Konular*. 2015;1(1):1-7.
38. SORENSEN, J. A.; KANG, S. K.; AVERA, S. P. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dental Materials*, 1991, 7.2: 118-123.
39. LI, Raymond Wai Kim; CHOW, Tak Wah; MATINLINNA, Jukka Pekka. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research*, 2014, 58.4: 208-216.

40. ÜLKÜ, O. R. D. U.; CENGİZ, Seda. Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Güncel Materyalleri. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 1: 9-12.
41. AL BEN ALI, Abdulaziz, et al. The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 2014, 23.3: 213-220.
42. HÖLAND, Wolfram, et al. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2000, 53.4: 297-303.
43. ŞEN, Nazmiye; TUNCELLI, Betül. CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri. Dishekimliği Bilimleri Dergisi*, 2017, 23.2.
44. Çakırbay Tanış M, Eser K. Güncel CAD/CAM materyalleri. Özdemir AK, editör. *Protetik Materyaller ve Güncel Uygulamaları*. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2020. p.10-6.
45. NAWAFLEH, Noor, et al. Lithium disilicate restorations fatigue testing parameters: a systematic review. *Journal of Prosthodontics*, 2016, 25.2: 116-126.
46. Çömlekoğlu ME. Klinik Tipi CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller. Nigiz R, editör. *Protetik Diş Tedavisinde CAD/CAM Uygulamaları*. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2018. p.24-32.
47. IPS e.max Ceram. <https://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/p/tum/products/all-ceramics/ips-emax-technicians/ips-emax-ceram>. Erişim Ocak 3, 2021.
48. KIM, B., et al. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research*, 2007, 86.2: 142-146.
49. PICONI, C.; MACCAURO, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20.1: 1-25.
50. CHEVALIER, Jerome, et al. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 2009, 92.9: 1901-1920.51.
51. KELLY, J. R.; DENRY, I. Stabilized zirconia as a structural material. *Dent Mater*, 2008, 24.3: 289-298.
52. BONA, Alvaro Della; PECHO, Oscar E.; ALESSANDRETTI, Rodrigo. Zirconia

- as a dental biomaterial. *Materials*, 2015, 8.8: 4978-4991.
53. CLAUSSEN, Nils; JAHN, JÜRGEN. Mechanical Properties of Sintered, In Situ-Reacted Mullite-Zirconia Composites. *Journal of the American Ceramic Society*, 1980, 63.3-4: 228-229.
 54. ABI, C. B., et al. Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO₂-Al₂O₃ dental composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2013, 18: 123-131.
 55. [Http://www.ada.org/en/publications/cdt/glossary-of-dental-clinical-and-administrative-terms](http://www.ada.org/en/publications/cdt/glossary-of-dental-clinical-and-administrative-terms). ADACC on dental procedures and nomenclature 2016
 56. BELLI, Renan, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, 2017, 33.1: 84-98.
 57. No Title. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970,27568.html>.
 58. No Title. https://www.vita-zahnfabrik.com/pdb_CCDC92_en.html.
 59. Diler Deniz, Güliz Aktaş, M. Barış Güncü, Senay Canay. CAD/CAM high strength glass ceramics. *Yeditepe J Dent*. 2019; 15(2): 224-230
 60. SAĞLAM, Gaye; GEDUK, Şükriye Ece. MEKANİK VE PAT İLE PARLATMA İŞLEMLERİNİN CAD/CAM HİBRİT BLOKLARIN RENK STABİLİTESİNE ETKİSİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2021;31.1: 88-93.
 61. YILMAZ, Caner, et al. Color stability of glazed and polished dental porcelains. *Journal of prosthodontics*, 2008, 17.1: 20-24.
 62. SCHMIDLIN, Patrick R.; GÖHRING, Till N. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Operative dentistry*, 2004, 29.1: 80-86.
 63. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent*. 2011;39(SUPPL. 1):e9–e17. doi:10.1016/j.jdent.2011.01.006
 64. ATTAR, Nuray, et al. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *J Contemp Dent Pract*, 2007, 8.1: 27-35.
 65. WATANABE, Tamayo, et al. Influence of polishing duration on surface

- roughness of resin composites. *Journal of oral science*, 2005, 47.1: 21-25.
66. MOTRO, Pelin F. Karagoz; KURSOGLU, Pınar; KAZAZOGLU, Ender. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2012, 108.4: 231-237.
67. SASAHARA, Roberta Miwa Caldart, et al. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Operative dentistry*, 2006, 31.5: 577-583.
68. SHILLINGBURG, H. T., et al. Fundamentals of fixed prosthodontics 4th Ed. Chicago. *Quintessence*, 2012,
69. ZALKIND, Maya; LAUER, Suzi; STERN, Noah. Porcelain surface texture after reduction and natural glazing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1986, 55.1: 30-33.
70. AL-WAHADNI, Ahed; MUIR MARTIN, D. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *Journal-Canadian Dental Association*, 1998, 64: 580-583.
71. FAIRHURST, C. W., et al. The effect of glaze on porcelain strength. *Dental Materials*, 1992, 8.3: 203-207.
72. ASAI, Tetsuya, et al. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dental materials journal*, 2010, 29.6: 661-667.
73. BERNS, Roy S.; REIMAN, D. Mark. Color managing the third edition of Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology. *Color Research & Application*. 2002, 27.5: 360-373.
74. Yıldız S. farklı düzenlemeye sahip renk anahtarlarının klinik performans ve renk seçimi üzerine etkilerinin spektrofotometrik analizle in-vivo olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi, 2016.
75. <https://www.ceyrekmuhendis.com/elektromanyetik-spektrum/>
76. BREWER, Jane D.; WEE, Alvin; SEGHI, Robert. Advances in color matching. *Dental Clinics*, 2004, 48.2: 341-358.
77. ROSENSTIEL, Stephen F.; JOHNSTON, William M. The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1988, 60.3: 297-303.
78. KEYF, Filiz; UZUN, Gülay; ALTUNSOY, Sema. Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*, 2009, 33.4: 52-58.

79. CHU, Stephen J., et al. *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*. Illinois: Quintessence Publishing Company, 2004.
80. WEE, Alvin G.; MONAGHAN, Peter; JOHNSTON, William M. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002, 87.6: 657-666.
81. FONDRIEST, James. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 2003, 23.5: 467-480.
82. BILLMEYER, Fred W.; SALTZMAN, Max. *Principles of color technology*. 1981.
83. https://en.wikipedia.org/wiki/Munsell_color_system
84. PARAVINA, Rade D.; POWERS, John M. *Esthetic Color Training in Dentistry (Interactive CD-ROM Inside)*. 2004.
85. AL-DOSARI, Abdullah Al Farraj. Reliability of tooth shade perception by dental professionals and patients. *Pakistan Oral & Dental Journal*, 2010, 30.1.
86. GULER, Ahmet Umut, et al. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005, 94.2: 118-124.
87. SEGHI, Robert R.; JOHNSTON, William Michael; O'BRIEN, W. J. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1986, 56.1: 35-40.
88. <https://stackoverflow.com/questions/13545177/colors-cie-xyz-model-chromaticity-graph>.
89. POLAT, Harun Hilmi, et al. GRAFİK TASARIM SÜRECİNDE KULLANILAN AYGITLARIN RENK MODELLERİ. *İdil Sanat ve Dil Dergisi*, 2012, 1.03: 116-127.
90. SEGHI, Robert R.; HEWLETT, E. R.; KIM, J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of dental research*, 1989, 68.12: 1760-1764.
91. DOUGLAS, R. Duane; PRZYBYLSKA, Malgorzata. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999, 82.2: 143-149.
92. ZHANG, Feimin; HEYDECKE, Guido; RAZZOOG, Michael E. Double-layer

- porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000, 84.4: 425-431.
93. SCHULZE, Karen A., et al. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dental materials*, 2003, 19.7: 612-619.
94. JOHNSTON, W. M.; KAO, E. C. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of dental research*, 1989, 68.5: 819-822.
95. JUDD, Deane B. Specification of color tolerances at the National Bureau of Standards. *The American Journal of Psychology*, 1939, 52.3: 418-428.
96. WEE, Alvin G., et al. Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2007, 98.2: 101-109.
97. LUO, M. Ronnier; CUI, Guihua; RIGG, Bryan. The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Appl.* 2001, 26.5: 340-350.
98. GHINEA, Razvan, et al. Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of dentistry*, 2010, 38: e57-e64.
99. PÉREZ, María M., et al. Recent advances in color and whiteness evaluations in dentistry. *Curr Dent*, 2019, 1.1: 23-9.
100. OTA, Maiko, et al. Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2012, 70.5: 362-367.
101. GARBER, D. A., et al. The quest for the all-ceramic restoration. *Quintessence Dent Technol*, 2000, 23: 27-36.
102. AHMAD, I. Three-dimensional shade analysis: perspectives of color--Part II. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*, 2000, 12.6: 557-64; quiz 566.
103. BAYINDIR, Funda; WEE, Alvin G. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg.(. Clinical Dentistry and Research)*, 2006, 30.3: 40-46.
104. CHU, Frederick CS; CHOW, Tak W.; CHAI, John. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2007, 98.5: 359-364.
105. GÜREL, Galip. Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. *İstanbul:*

Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti, s, 2004, 32: 157-206.

106. ROSENTHAL, Odeda; PHILLIPS, Robert H. *Coping with color-blindness*. Avery, 1997.
107. HASEGAWA, Akira; IKEDA, Ikuo; KAWAGUCHI, Satoshi. Color and translucency of in vivo natural central incisors. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000, 83.4: 418-423.
108. GOODKIND, Richard J.; SCHWABACHER, William B. Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1987, 58.5: 535-542.
109. SENGEZ, Görkem; DÖRTER, Can. Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dental Journal*, 6.2: 213-220.
110. CARSTEN, David L. Successful shade matching--what does it take?. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2003, 24.3: 175-8, 180, 182 passim; quiz 188.
111. PARK, Ji-Hoon; LEE, Yong-Keun; LIM, Bum-Soon. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2006, 96.6: 402-411.
112. VAN DER BURGT, T. P., et al. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1990, 63.2: 155-162.
113. LEHMANN, Karl Martin, et al. Repeatability of color-measuring devices. *Eur J Esthet Dent*, 2011, 6.4: 428-35.
114. CORCODEL, Nicoleta, et al. Metameric effect between natural teeth and the shade tabs of a shade guide. *European journal of oral sciences*, 2010, 118.3: 311-316.
115. ALTUNSOY, S. *Farklı post-core materyalleri ve siman renkleri kullanılarak, In-Ceram ve IPS Empress tam seramik restorasyonlardaki renk değişikliğinin incelenmesi*. 2001. PhD Thesis. Doktora tezi Ankara.
116. SWEPSTON, Jack H.; MILLER III, Amp W. Esthetic matching. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1985, 54.5: 623-625.
117. PARAVINA, Rade D. Evaluation of a newly developed visual shade-matching apparatus. *International Journal of Prosthodontics*, 2002, 15.6.
118. EROĞLU, Erdal; KÜÇÜKEŞMEN, H. Cenker; ULUHAN, Burcu. SD Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Kliniğine Müracaat Eden Hastaların

Diş Rengi Dağılımının Saptanması. *SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi*, 2007, 14.2.

119. SPROULL, Robert C. Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1973, 29.5: 556-566.
120. TRAKYALI, Göksu. Diş rengi belirlenmesinde kullanılan yöntemler. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 34.1: 1-10.
121. CHU, Stephen J., et al. *Color in dentistry: a clinical guide to predictable esthetics*. Hanover Park (IL): Quintessence Publishing, 2017.
122. SIKRI, Vimal K. Color: Implications in dentistry. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 2010, 13.4: 249.
123. RAGAIN, J. C. A review of color science in dentistry: shade matching in the contemporary dental practice. *J Dent Oral Disord Ther*, 2016, 4.2: 1-5.
124. CORCODEL, Nicoleta, et al. The linear shade guide design of Vita 3D-master performs as well as the original design of the Vita 3D-master. *Journal of oral rehabilitation*, 2010, 37.11: 860-865.
125. Özat P. Diş rengi eşleştirmesinde bulanık mantık yönteminin kullanımı. Doktora tezi, SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2011.
126. MÜDÜROĞLU, Ruhsan; KIVRAK, Tuğba ÇONGARA; NALÇACI, Adil. Methods and devices used in color determination. *Cumhuriyet Dental Journal*, 2018, 21.1: 61-69.
127. CHU, Stephen J.; TRUSHKOWSKY, Richard D.; PARAVINA, Rade D. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*, 2010, 38: e2-e16.
128. TUNG, Francis F., et al. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002, 88.6: 585-590.
129. KIM-PUSATERI, Seungyee, et al. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2009, 101.3: 193-199.
130. BAYINDIR, Funda, et al. Coverage error of three conceptually different shade guide systems to vital unrestored dentition. *The journal of prosthetic dentistry*, 2007, 98.3: 175-185.
131. Öngül D. İki güncel renk anahtarının renk seçimindeki üstünlüklerinin spektrofotometrik analizle klinik olarak değerlendirilmesi. Doktora tezi, İÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2006.

132. WEE, Alvin G., et al. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials*, 2006, 22.6: 553-559.
133. https://mam.vitazahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=83367&sprache=en&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1.
134. DA SILVA, John D., et al. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2008, 99.5: 361-368.
135. TAM, W. K.; LEE, H. J. Dental shade matching using a digital camera. *Journal of dentistry*, 2012, 40: e3-e10.
136. LONGMAN, C. M.; PEARSON, G. J. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*, 1987, 8.5: 411-414.
137. EROGLU, Erdal; BAYDIR, Ayg l. Agiz I i Sinir Sicaklik Degerlerinin Termokupl ile In Vivo  l  m /In Vivo Evaluation of Intra-Oral Temperature Extremes Via Thermocouple. *Turkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 2013, 19.1: 9.
138. GALE, M. S.; DARVELL, B. W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 1999, 27.2: 89-99.
139. MORRESI, Anna Lucia, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2014, 29: 295-308.
140. TANAKA, Takuo, et al. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1995, 74.4: 345-349.
141. GEERTS, Greta; PATEL, Zaheed. Temperature changes along a dental implant. 2011.
142. YAMANEL, Kıvan . Farklı   eceklerin Di  Rengindeki Restoratif Materyallerin Renk Stabiliteleri  zerine Etkisi. *S leyman Demirel Üniversitesi Sa lık Bilimleri Dergisi*, 2018, 9.2: 26-31.
143. ARMSTRONG, Steve, et al. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental materials*, 2010, 26.2: e50-e62.
144. BRAGA, Roberto R., et al. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 2010, 26.2: e38-e49.
145. HASELTON, Debra R.; DIAZ-ARNOLD, Ana M.; HILLIS, Stephen L. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *The Journal of*

prosthetic dentistry, 2000, 83.4: 396-401.

146. KURT, Ayşegül; ÇELİK, Gözde. HİBRİT CAD/CAM MATERYALLERİNİN FİZİKSEL VE OPTİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28.4: 498-503.
147. HEHN, S. The evolution of a chairside CAD/CAM system for dental restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2001, 22.6 Suppl: 4-6.
148. YIN, Ruizhi, et al. Comparative evaluation of mechanical properties and wear ability of five CAD/CAM dental blocks. *Materials*, 2019, 12.14: 2252.
149. ALP, Gulce, et al. Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2018, 120.2: 263-268.
150. İŞİSAĞ, Özer; ŞAHİN, Onur; KÖROĞLU, Ayşegül. Diş Hekimliğinde Tam Seramik Sistemler. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 1: 19-25.
151. SEYİDALIYEVA, Aida, et al. Color stability of polymer-infiltrated-ceramics compared with lithium disilicate ceramics and composite. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2020, 32.1: 43-50.
152. SANNINO, G., et al. Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral & Implantology*, 2014, 7.3: 57.
153. SUBAŞI, Meryem Gülce, et al. Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of dentistry*, 2018, 71: 38-42.
154. DELLA BONA, Alvaro; CORAZZA, Pedro H.; ZHANG, Yu. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 2014, 30.5: 564-569.
155. ABOUSHELİB, Moustafa N.; SLEEM, Donia. Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *J Adhes Dent*, 2014, 16.6: 547-52.
156. AL-HARBI, Fahad A., et al. Effect of aging regimens on resin nanoceramic chairside CAD/CAM material. *Journal of Prosthodontics*, 2017, 26.5: 432-439.
157. STAWARCZYK, Bogna, et al. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental materials journal*,

2012, 31.3: 377-383.

158. HEFFERNAN, Michael J., et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002, 88.1: 4-9.
159. SCHÜRMANN, Martin Gabriel; OLMS, Constanze. Shade stability of polymer-infiltrated and resin nano ceramics. *The open dentistry journal*, 2018, 12: 791.
160. SABA, Dalia A.; SALAMA, Rania A.; HARIDY, Rasha. Effect of different beverages on the color stability and microhardness of CAD/CAM hybrid versus feldspathic ceramic blocks: An in-vitro study. *Future Dental Journal*, 2017, 3.2: 61-66.
161. LAUVAHUTANON, Sasipin, et al. Discoloration of various CAD/CAM blocks after immersion in coffee. *Restorative dentistry & endodontics*, 2017, 42.1: 9.
162. PAUL, Stefan J., et al. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92.6: 577.
163. LLENA, Carmen, et al. Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Contemp Dent Pract*, 2011, 12.1: 19-23.
164. TURGUT, Sedanur; BAGIS, Bora. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2013, 109.3: 179-186.
165. ARDU, Stefano, et al. A long-term laboratory test on staining susceptibility of esthetic composite resin materials. *Quintessence International*, 2010, 41.8.
166. OZTURK, Ozge, et al. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2008, 100.2: 99-106.
167. PIRES-DE, Fernanda de Carvalho Panzeri, et al. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2009, 101.1: 13-18.
168. RUYTER, I. E.; NILNER, K.; MÖLLER, B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental Materials*, 1987, 3.5: 246-251.
169. YILMAZ, Burak; KARAAGACLIOGLU, Lale. In vitro evaluation of color replication of metal ceramic specimens using visual and instrumental color determinations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2011, 105.1: 21-27.

170. OZCELIK, Tuncer Burak, et al. Colorimetric analysis of opaque porcelain fired to different base metal alloys used in metal ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2008, 99.3: 193-202.
171. HEKIMOĞLU, Canan; ANIL, Nesrin; ETIKAN, Ilker. Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13.1.
172. KILINC, Hamiyet; TURGUT, Sedanur. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2018, 120.1: 107-113.
173. HARALUR, Satheesh B. Evaluation of efficiency of manual polishing over autoglazed and overglazed porcelain and its effect on plaque accumulation. *The journal of advanced prosthodontics*, 2012, 4.4: 179.
174. GÜNAY, Yumushan, et al. Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. *Quintessence International*, 2009, 40.7.
175. JUNG, M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Operative dentistry*, 2002, 27.2: 175-183.
176. SARAC, Duygu, et al. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2006, 96.2: 122-128.
177. DEĞİRMENCI K, KOÇAK BÜYÜKDERE A. Evaluation of the Surface Roughness and Translucency For All Ceramics by in Vitro Testing Methods: Review. *J Int Dent Sci*. 2017;2(1):13–18.
178. JEFFERIES, Steven R. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 1998, 42.4: 613-627.
179. AL-WAHADNI, A. M.; MARTIN, D. M. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *Journal of oral rehabilitation*, 1999, 26.6: 538-546.
180. AHMAD, Rohana, et al. An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics, and polishing load on the flexural strength of polished ceramics. *The journal of prosthetic dentistry*, 2005, 94.5: 421-429.
181. AKAR, Gülcan Coşkun, et al. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014, 112.2: 314-321.

182. LEE, Wei-Fang, et al. Effects of two surface finishes on the color of cemented and colored anatomic-contour zirconia crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2016, 116.2: 264-268.
183. PATTERSON, C. J. W., et al. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1991, 65.3: 383-388.
184. ÖZDOĞAN, Alper, et al. İKİ FARKLI CİLA YÖNTEMİNİN PORSELENİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2014, 24.2: 252-257.
185. SARIKAYA, Işıl; HAYRAN, Yeliz. Effects of Polishing on Color Stability and Surface Roughness of CAD-CAM Ceramics. *Meandros Medical and Dental Journal*, 2018, 19.2: 153.
186. ARIF, Rabia; YILMAZ, Burak; JOHNSTON, William M. In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2019, 122.2: 160-166.
187. GARCIA, L. da F., et al. Effect of artificial accelerated aging on the optical properties and monomeric conversion of composites used after expiration date. *Gen Dent*, 2013, 61.7.
188. GHAVAM, Maryam; AMANI-TEHRAN, Mohammad; SAFFARPOUR, Mahshid. Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements. *Operative dentistry*, 2010, 35.6: 605-609.
189. DEMIRKOL, Nermin; OZEN, Funda. Color stability of CAD/CAM materials with colored beverages thermocycling. *Annals of Medical Research*, 2019, 26.9: 1721-5.
190. EL-ARABY, Alaa Morsy; TALIC, Yousef F. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*, 2007, 8.2: 17-24.
191. LEE, Yong-Keun; POWERS, John M. Discoloration of dental resin composites after immersion in a series of organic and chemical solutions. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2005, 73.2: 361-367.
192. NOIE, Farid; O'KEEFE, Kathy L.; POWERS, John M. Color stability of resin cements after accelerated aging. *International Journal of Prosthodontics*, 1995, 8.1.

193. YANNIKAKIS, Stavros A., et al. Color stability of provisional resin restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998, 80.5: 533-539.
194. ALI RIZA TUNÇDEMİR DR, Assis Prof; HALUK BARIS KARA DR, Dt; FILİZ AYKENT DR, Prof. Comparison of Ceromers Color Stability to Hybrid Composites and Ceramics After Immersion in Different Beverages/Farklı İçecekler İçerisindeki Seromerlerin, Hibrit Kompozit ve Seramiklere Göre Renk Stabilitésinin Karsilastirilmesi. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 2012, 18.2: 163.
195. DUYSMUŞ, Zeynep YEŞİL, et al. FARKLI İÇECEKLERDE BEKLETİLEN MONOLİTİK ZİRKONYANIN RENK STABİLİTESİNİN İNCELENMESİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31.2: 228-233.
196. STAWARCZYK, Bogna, et al. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2016, 55: 1-11.
197. KANAT-ERTÜRK, Burcu. Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. *Journal of Prosthodontics*, 2020, 29.2: 166-172.
198. STAMENKOVIĆ, Dejan D., et al. Staining and aging-dependent changes in color of CAD-CAM materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2020.
199. OZEN, Funda; DEMIRKOL, Nermin; OZ, Ozge Parlar. Effect of surface finishing treatments on the color stability of CAD/CAM materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2020, 12.3: 150.
200. VASILIU, Roxana-Diana, et al. Effect of thermocycling, surface treatments and microstructure on the optical properties and roughness of CAD-CAM and heat-pressed glass ceramics. *Materials*, 2020, 13.2: 381.
201. REN, Yan-Fang, et al. Effects of common beverage colorants on color stability of dental composite resins: the utility of a thermocycling stain challenge model in vitro. *Journal of dentistry*, 2012, 40: e48-e56.
202. AL AMRI, Mohammad D., et al. In Vitro Evaluation of Translucency and Color Stability of CAD/CAM Polymer-Infiltrated Ceramic Materials after Accelerated Aging. *Journal of Prosthodontics*, 2021, 30.4: 318-328.
203. Barutçugil Ç, Bilgili D, Barutçigil K, Dünder A, Büyükkaplan UŞ, Yılmaz B. Discoloration and translucency changes of CAD-CAM materials after exposure to beverages. *J Prosthet Dent*. 2019;122(3):325–331.

8.ORİJİNALLIK RAPORU

turnitin

Uzmanlık Tezi

< 1 / 4 > ?

ÖZET

Farklı CAD/CAM Seramik Materyallerinin Yaşlandırma İşlemi Sonrası Renk Özelliklerinin/Stabiliteilerinin İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı, farklı CAD/CAM seramik materyallerinin termal siklus ile yaşlandırma ve kahve solüsyonunda bekletme sonrası oluşan renk değişimlerinin incelenmesidir.

Çalışmamızda lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Vita Suprinity) ve hibrit nano seramik (Cerasmart) olmak üzere üç adet CAD/CAM seramik blok kullanılmıştır. A2 renginde HT translusensi değerine sahip seramik bloklardan 2 mm kalınlığında kesitler alınarak toplamda 180 örnek hazırlandı (n=10). Her bir materyale üç farklı yüzey işlemi uygulandı. 60 örneğe glaze uygulandı, 60 örnek mekanik olarak parlatıldı, 60 örnek de kontrol grubu olarak belirlenerek herhangi bir yüzey işlemi yapılmadı. n=10 olacak şekilde örnekler gruplandırıldı. Yüzey işlemlerinin ardından örnekler iki gruba ayrılarak bir gruba termal siklus ile yaşlandırma yapıldı, diğer grup da kahve solüsyonunda 15 gün süreyle bekletilerek 1. 3. 7. ve 15. gün renk ölçümleri yapıldı. Renk değerlendirmeleri CIE L*a*b* renk

Eşleşmelere Genel Bakış

%13

Şu anda standart kaynaklar görüntüleniyor

İngilizce Kaynakları Görüntüle (Beta)

Eşleşmeler

1	Bogazici University' ne ... Öğrenci Yazılı Ödevi	%7	>
2	Konya Necmettin Erbak... Öğrenci Yazılı Ödevi	%2	>
3	TechKnowledge Turkey... Öğrenci Yazılı Ödevi	%1	>
4	The Scientific & Techno... Öğrenci Yazılı Ödevi	%1	>
5	Ondokuz Mayıs Univers... Öğrenci Yazılı Ödevi	%1	>
6	acikerisim.pau.edu.tr İnternet Kaynağı	%1	>
7	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	%1	>

Sayfa: 17 / 119

Kelime Sayısı: 22766

Salt-Metin Raporu

High Resolution

Açık

9.ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Diyarbakır’da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Diyarbakır’da tamamladı. 2010 yılında kazandığı Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2015 yılında dönem ikincisi olarak mezun oldu. 2016 yılında Şanlıurfa Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi’ne diş tabibi olarak atandı. 2017 yılı eylül ayında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.

