



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**YÜZEY BİTİM İŞLEMLERİNİN ANTERİOR
BÖLGEDE UYGULANAN FARKLI
İÇERİKTEKİ RESTORASYONLARIN
RENGİNE ETKİSİNİN *İN-VİVO* OLARAK
RETROSPEKTİF DEĞERLENDİRİLMESİ**

Muhammet Safa TAŞAN

Doktora Tezi

Prof. Dr. Sedanur TURGUT

TRABZON 2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**YÜZEY BİTİM İŞLEMLERİNİN ANTERİOR
BÖLGEDE UYGULANAN FARKLI
İÇERİKTEKİ RESTORASYONLARIN
RENGİNE ETKİSİNİN *İN-VİVO* OLARAK
RETROSPEKTİF DEĞERLENDİRİLMESİ**

Muhammet Safa TAŞAN

Doktora Tezi

Prof. Dr. Sedanur TURGUT

TRABZON-2021

ONAY

Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Muhammet Safa TAŞAN'ın hazırladığı “Yüzey Bitim İşlemlerinin Anterior Bölgede Uygulanan Farklı İçerikteki Restorasyonların Rengine Etkisinin *İn-Vivo* Olarak Retrospektif Değerlendirilmesi” başlıklı çalışma Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 23.11.2021

Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne/...../20..... tarihinde teslim edilen bu tez Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../20..... tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ersan KALAY
Enstitü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

23/11/2021

M. Safa TAŞAN

İthaf

Tez çalışmam sırasında desteğini ve sevgisini esirgemeyen, her zaman yanımda olan sevgili eşime ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam sırasında bana büyük bir özveri ile destek olan, bilgi ve tecrübesini benden esirgemeyerek akademik deneyimi ve önerileri ile bana yol gösteren, sevgisini her daim hissettiğim çok değerli hocam Prof. Dr. Sedanur TURGUT'a,

Uzmanlık eğitiminde ve tezimin hazırlanmasında bilgileri ve tecrübeleriyle bana yol gösteren değerli hocalarım Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ ve Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ'a, tez araştırmam sırasında desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Uzmanlık eğitim sürecimiz boyunca her koşulda birbirimize destek olduğumuz, güzel anılar biriktirdiğimiz sevgili arkadaşlarım Selin AYCAN, Ali AYCAN, Seda ÜSTÜN, Aysun ATASOY SINDIRAÇ, Halil SINDIRAÇ, Canan BALÇIK başta olmak üzere birlikte çalıştığım tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Tez çalışmam sırasında beni destekleyen, yüreklendiren, daima yanımda olan sevgili eşim Gülhan KOCABAŞ TAŞAN'a,

Beni en iyi koşullarda yetiştiren, hayatım boyunca başardığım her şeyde olduğu gibi tez çalışmamda da en büyük pay sahibi olan sevgili annem Fatma TAŞAN ve babam Zekeriya TAŞAN'a

Sonsuz teşekkür ediyorum.

M. Safa TAŞAN

İÇİNDEKİLER

ONAY	
BEYAN	
İTHAF	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
RESİMLER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xiii
ÖZET	xv
ABSTRACT	xvi
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİ	3
2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiklerin Tarihçesi	3
2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı	4
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	5
2.3.1. Cam Matriks Seramikler	6
2.3.1.1. Feldspatik	6
2.3.1.2. Sentetik	7
2.3.1.3. Cam İnfiltr	9
2.3.2. Polikristalin Seramikler	9
2.3.2.1. Alumina	9
2.3.2.2. Stabilize Zirkonya	10
2.3.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina ve Alumina ile Güçlendirilmiş Zirkonya	10
2.3.3. Rezin Matriks Seramikler	11
2.3.3.1. Rezin Nanoseramikler	11
2.3.3.2. Rezin Matriksi İçerisinde Cam Seramikler	12
2.3.3.3. Rezin Matriks İçerisinde Zirkonya Silika İçeren Seramikler	12
2.4. Çalışmada Kullanılan Seramikler	12
2.4.1. IPS E-max Press	12
2.4.2. Lava Ultimate	13
2.4.3. Vita Suprinity	14

2.4.4. Vita Enamic	15
2.4.5. Cerasmart	16
2.4.6. Monolitik Zirkonyum Seramikler	17
2.4.7. Feldspatik Seramikler:	18
2.5. Restoratif Materyallerde Yüzey Bitirme İşlemleri	19
2.5.1. Glaze	19
2.5.2. Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj	19
2.5.2.1. Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Enstrümanlar	21
2.5.2.2. Dental Materyallerin Polisaj Aşamaları	22
2.6. Diş Hekimliğinde Renk ve Işık	23
2.6.1. Işık ve renk terimleri	24
2.6.2. Renk Sistemleri	24
2.6.2.1. Munsell Renk Sistemi	24
2.6.2.2. CIE L* a* b Renk Sistemi	26
2.6.2.3. CIEDE2000 Renk Sistemi	27
2.6.3. Renk Ölçüm Yöntemleri	28
2.6.3.1. Görsel Renk Ölçümü	28
2.6.3.2. Kolorimetre	29
2.6.3.3. Spektrofotometre	29
2.6.3.4. Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri	30
3. GEREÇ ve YÖNTEM	31
3.1. Etik Kurul Onayı	31
3.2. Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri	31
3.3. Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri	31
3.4. Çalışma Dizaynı	32
3.4.1. IPS E-max Press Glaze Grubunun Oluşturulması	33
3.4.2. IPS E-max Press Polisaj Grubunun Oluşturulması	34
3.4.3. Lava Ultimate Glaze Grubunun Oluşturulması	34
3.4.4. Lava Ultimate Polisaj Grubunun Oluşturulması	35
3.4.5. Vita Enamic Glaze grubunun Oluşturulması	36
3.4.6. Vita Enamic Polisaj Grubunun Oluşturulması	37
3.4.7. Vita Suprinity Glaze Grubunun Oluşturulması	38
3.4.8. Vita Suprinity Polisaj Grubunun Oluşturulması	39

3.4.9. Cerasmart Glaze Grubunun oluşturulması	40
3.4.10. Cerasmart Polisaj Grubunun Oluşturulması	41
3.4.11. Bruxzir Glaze Grubunun Oluşturulması	41
3.4.12. Bruxzir Polisaj Grubunun Oluşturulması	42
3.4.13. Vita Mark II Glaze Grubunu Oluşturulması	43
3.4.14. Vita Mark II Polisaj Grubunun Oluşturulması	44
3.5. Renk ölçümü	45
3.6. Renk Farklarının (ΔE_{00}^*) Hesaplanması	46
3.7. İstatiksel Değerlendirme	47
4. BULGULAR	48
4.1. Estetik Veneer Kron Gruplarının Farklı Yüzey Bitirme Prosedürleri Sonrası Renk Değerlerine Ait Bulgular	48
4.1.1. Grupların L^* Değerlerine ait Bulgular	48
4.1.2. Grupların Zamana Bağlı a^* Değerlerine ait Bulgular	49
4.1.3. Grupların Zamana Bağlı b^* Değerlerine ait Bulgular	51
4.1.4. Grupların Renk Değerlerinin İkili Karşılaştırma Sonuçları	52
4.2. Grupların ΔE_{00}^* Değerlerine ait Bulgular	54
4.3. ΔE_{00}^* Değerleri İçin P Değerleri	55
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	61
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	71
7. KAYNAKLAR	73
EKLER	87
Ek 1. Etik Kurul Kararı	88
ÖZGEÇMİŞ	91

TABLolar DİZİNİ

Tablo No	Sayfa
Tablo 1. Dental seramiklerin sınıflandırılması	1
Tablo 2. Çalışmada değerlendirilen estetik veneer materyaller	31
Tablo 3. Deney grupları	32
Tablo 4. ΔE_{00}^* klinik renk değişim eşleşme değerleri tablosu	46
Tablo 5. Grupların zamana bağlı L^* verileri	48
Tablo 6. Grupların zamana bağlı a^* verileri	50
Tablo 7. Grupların zamana bağlı b^* verileri	51
Tablo 8. Grupların renk değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	53
Tablo 9. Grupların ΔE_{00}^* değerlerine ait bulgular	54
Tablo 10. ΔE_{00}^* değerleri için P değerleri	55
Tablo 11. 1. ay sonunda oluşan renk değişikliklerinin görsel olarak değerlendirilmesi	59
Tablo 12. 6. ay sonunda oluşan renk değişikliklerinin görsel olarak değerlendirilmesi	59
Tablo 13. 1. ay ve 6. ay arasında oluşan renk değişikliklerinin görsel olarak değerlendirilmesi	60

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa
Şekil 1. Munsell renk sistemi	26
Şekil 2. CIE L*a*b üç boyutlu renk sistemi	27
Şekil 3. Grupların zaman bağı ΔE_{00}^* değerleri	58



RESİMLER DİZİNİ

Resim No	Sayfa
Resim 1. IPS E-max Press glaze grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	33
Resim 2. IPS E-max Press glaze grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	33
Resim 3. IPS E-max Press glaze grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	33
Resim 4. IPS E-max Press polisaj grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	34
Resim 5. IPS E-max Press polisaj grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	34
Resim 6. IPS E-max Press polisaj grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	34
Resim 7. Lava Ultimate glaze grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	35
Resim 8. Lava Ultimate glaze grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	35
Resim 9. Lava Ultimate glaze grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	35
Resim 10. Lava Ultimate polisaj grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	36
Resim 11. Lava Ultimate polisaj grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	36
Resim 12. Lava Ultimate polisaj grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	36
Resim 13. Vita Enamic glaze grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	37
Resim 14. Vita Enamic glaze grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	37
Resim 15. Vita Enamic glaze grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	37
Resim 16. Vita Enamic polisaj grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	37
Resim 17. Vita Enamic polisaj grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	38
Resim 18. Vita Enamic polisaj grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	38
Resim 19. Vita Suprinity glaze grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	38
Resim 20. Vita Suprinity glaze grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	39
Resim 21. Vita Suprinity glaze grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	39
Resim 22. Vita Suprinity polisaj grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	39
Resim 23. Vita Suprinity polisaj grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	39
Resim 24. Vita Suprinity polisaj grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	40
Resim 25. Cerasmart glaze grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	40
Resim 26. Cerasmart glaze grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	40
Resim 27. Cerasmart glaze grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	40
Resim 28. Cerasmart polisaj grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	41
Resim 29. Cerasmart polisaj grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	41
Resim 30. Cerasmart polisaj grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	41
Resim 31. Bruxzir glaze grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	42

Resim 32. Bruxzir glaze grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	42
Resim 33. Bruxzir glaze grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	42
Resim 34. Bruxzir polisaj grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	43
Resim 35. Bruxzir polisaj grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	43
Resim 36. Bruxzir polisaj grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	43
Resim 37. Vita Mark II glaze grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	37
Resim 38. Vita Mark II glaze grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	37
Resim 39. Vita Mark II glaze grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	37
Resim 40. Vita Mark II polisaj grubundaki bir hastanın başlangıç görüntüsü	45
Resim 41. Vita Mark II polisaj grubundaki bir hastanın 1. ay görüntüsü	45
Resim 42. Vita Mark II polisaj grubundaki bir hastanın 6. ay görüntüsü	45

KISALTMALAR, SİMGELER VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

ATZ	Alumina destekli zirkonya
BZ	Bruxzir
CAD	Bilgisayar destekli tasarım
CAM	Bilgisayar destekli üretim
CE	Cerasmart
CIE	Commission Internationale de l'Eclairage
EN	Vita Enamic
EP	IPS E-max Press
FSZ	Full stabilize zirkonya
G	Glaze
HT	High translucency
LT	Low translucency
LU	Lava Ultimate
M	Manuel polisaj
MO	Medium opaque
MZ	Monolitik zirkonyum
n	Örnek sayısı
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
RNC	Rezin nano-seramik
SP	Vita Suprinity
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TZP	Tetragonal zirkonya polikristalleri
UDMA	Üretan dimetakrilat
VM	Vita Mark II
YTZP	Yitrium stabilize zirkonya polikristalleri
ZLS	Zirkonya infiltre lityum silikat
ZTA	Zirkonya destekli alumina

Semboller

%	Yüzde
°C	Santigrat derece
ΔE^*	CIE Lab formülüne göre renkteki toplam değişiklik
ΔE_{00}^*	CIEDE2000 formülüne göre renkteki toplam değişiklik
°	Derece

μm	Mikrometre
mm	Milimetre
GPa	Gigapaskal
MPa	Megapaskal
nm	Nanometre
cm	Santimetre
a^*	Rengin kırmızı-yeşil eksenindeki yeri
b^*	Rengin sarı-mavi eksenindeki yeri
L	Rengin siyah-beyaz eksenindeki yeri
Al	Aliminyum
Al_2O_3	Aliminyum Oksit- Alumina
SiO_2	Silisyum dioksit
H_2O	Hidrojen dioksit
$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$	Lityum metasilikat
$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	Lityum disilikat
CaO	Kalsiyum oksit
Y_2O_3	Yitriyum oksit
ZrO_2	Zirkonyum dioksit
Li_2O	Lityum oksit
K_2O	Potasyum oksit
Na_2O	Sodyum oksit
TiO_2	Titanyum dioksit
B_2O_3	Bor oksit
P_2O_5	Fosfor pentoksit

ÖZET

Yüzey Bitim İşlemlerinin Anterior Bölgede Uygulanan Farklı İçerikteki Restorasyonların Rengine Etkisinin *İn-Vivo* Olarak Retrospektif Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı; farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan farklı yapıdaki estetik restorasyonların in-vivo şartlar altında renk stabilitelerini değerlendirmektir.

Bu çalışmada; IPS E-max Press (EP), Lava Ultimate (LU), Vita Enamic (EN), Vita Suprinity (SP), Cerasmart (CE), BruxZir (BZ), Vita Mark II (VM) veneer restorasyonlar değerlendirildi. Toplamda 280 adet estetik veneer kron (n=20) farklı yüzey bitim işlemlerine (manuel polisaj, glaze) göre gruplandırıldı. Restorasyonların L^* , a^* ve b^* değerleri simantasyon sonrası başlangıç (L_0^* , a_0^* , b_0^*), 1. ay (L_1^* , a_1^* , b_1^*) ve 6. ay (L_2^* , a_2^* , b_2^*) sonrasında kolorimetre (ShadeEye, Shofu, Japan) cihazı ile ölçüldü. Restorasyonların, renk değişim miktarları; başlangıç-1. ay (ΔE_{00}^*)₁, başlangıç-6. ay (ΔE_{00}^*)₂, 1. ay-6. ay (ΔE_{00}^*)₃ hesaplandı. L^* , a^* , b^* değerleri için Friedman ve Wilcoxon Testi ile birlikte Bonferroni düzeltmesi uygulandı ($p<0.017$). Gruplar arasındaki verilerin ikili karşılaştırmaları için Kruskal Wallis Testi ve Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi yapıldı ($p<0.0005$).

Ortalama değerlere bakıldığında EN grubu dışında tüm gruplarda, $L_2^*<L_1^*<L_0^*$ olarak bulundu ($p<0.017$). LU, CE, EN gruplarında a^* değerleri zamanla azalırken; BZ, VM, EP gruplarında a^* değerlerinde artış gözlemlendi ($p<0.017$). Tüm gruplarda b^* değerleri zamana bağlı arttı. Glaze gruplarındaki b^* değerleri ise polisaj gruplarındakilerden yüksek bulundu ($p<0.017$). En yüksek renk değişimi miktarı tüm gruplarda başlangıç ve 6. ay arasında görüldü. En yüksek (ΔE_{00}^*)₂ değerleri sırasıyla; $CE_G=9.16$, $LU_G=8.67$, $EN_G=5.5$ gruplarında görüldü. En düşük (ΔE_{00}^*)₂ değerleri sırasıyla; $SP_G=0.37$, $BZ_G=0.68$ ve $SP_P=0.91$ gruplarında görüldü. LU ve CE gruplarının (ΔE_{00}^*)₁, (ΔE_{00}^*)₂ ve (ΔE_{00}^*)₃ değerleri klinik olarak 'kabul edilebilir' ($\Delta E_{00}^*<1.8$) renk değişimi değerinin üzerinde bulundu. SP, BZ, EP tüm zaman dilimlerinde en iyi sonuçları gösterdi. Aynı tip veneer kronların glaze ve polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.0005$).

Estetik gereksinimin yüksek olduğu anterior bölgedeki vakalarda nanoseramik hibrit materyaller yerine, cam seramikler önerilebilir. Estetik veneer restorasyonlarda glaze ve polisaj işlemleri birbirlerine alternatif olarak kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Estetik, Renk, Sabit Protetik Restorasyonlar

ABSTRACT

Retrospective Evaluation of the Effect of Surface Finishing on the Color of Restorations with Different Contents Applied in the Anterior Region In-Vivo

The aim of this study is to evaluate the color stability of aesthetic restorations with different surface finishing processes under in-vivo conditions.

In this study; IPS E-max Press (EP), Lava Ultimate (LU), Vita Enamic (EN), Vita Suprinity (SP), Cerasmart (CE), BruxZir (BZ), Vita Mark II (VM) veneer restorations were evaluated. Total of 280 aesthetic veneer crowns ($n=20$) were grouped according to different surface finishes (manual polishing, glaze). L^* , a^* and b^* values of restorations were measured with a colorimeter (ShadeEye, Shofu, Japan) device after cementation initial (L_0^* , a_0^* , b_0^*), 1st month (L_1^* , a_1^* , b_1^*) and 6th months (L_2^* , a_2^* , b_2^*). The amount of color change of the restorations; initial-1st month (ΔE_{00}^*)₁, initial-6th month (ΔE_{00}^*)₂, 1st month-6th month (ΔE_{00}^*)₃ was calculated. Bonferroni correction was applied with Friedman and Wilcoxon Test for L^* , a^* , b^* values ($p<0.017$). Kruskal Wallis Test and Mann Whitney U test with Bonferroni correction were used for pairwise comparisons of data between groups ($p<0.0005$).

Considering the mean values, it was found as $L_2^*<L_1^*<L_0^*$ in all groups except group EN ($p<0.017$). While a^* values decreased by time in LU, CE, EN groups; a^* values increased in BZ, VM, EP groups ($p<0.017$). The b^* values increased by time in all groups. The b^* values in glaze groups were higher than the polishing groups ($p<0.017$). The highest color change was seen between initial and 6th months. Considering the average color changes, the highest (ΔE_{00}^*)₂ values were respectively; $CE_G=9.16$, $LU_G=8.67$, $EN_G=5.50$ groups. The lowest (ΔE_{00}^*)₂ values were respectively; $SP_G=0.37$, $BZ_G=0.68$ and $SPP=0.91$. The (ΔE_{00}^*)₁, (ΔE_{00}^*)₂ and (ΔE_{00}^*)₃ values of the LU and CE groups were found above the 'clinically acceptable' ($\Delta E_{00}^*<1.8$) color change value. SP, BZ, EP showed better results in all times. No statistically significant difference was found between the same type of veneer crowns either polishing or glazing groups ($p>0.0005$).

Glass ceramics can be recommended instead of nanoceramic hybrid materials for cases in anterior region where high aesthetic is needed. Glazing and polishing processes can be used as alternatives to each other for aesthetic veneer restorations.

Keywords: Color, Dental Veneers, Esthetics

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Geçmişten günümüze kadar restoratif diş hekimliğinin en önemli amaçları; kaybedilmiş olan doku bütünlüğünün geri kazanılması, fonksiyon ve fonasyonun sağlanması ve estetiğin elde edilmesi olmuştur. Dental seramikler, biyolojik uyumluluğunun yüksek olması, kimyasal stabilitesi, oral sıvılardan etkilenmemesi, renk değişikliğine uğramaması, kuvvetler karşısında minimum düzeyde aşınması, ısı iletkenliği özelliğinin doğal dişinkine yakın olması ve üstün estetik özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde sıkça kullanılmaktadır (1-3).

Kaybedilen dişlerin telafisi, madde kaybı fazla olan dişlerin restorasyonu, hastalarda fonasyon, fonksiyon ve estetiğin düzeltilmesi diş hekimliğinin çalışma alanıdır. Günümüzde hastaların estetik beklentilerinin artması farklı materyallerin üretilmesi ihtiyacını doğurmuştur. Metal destekli seramik sistemlerin hastaların estetik beklentilerini karşılayamaması, tam seramik sistemlerin gelişmesini hızlandırmıştır. Lösit veya lityum disilikat içerikli cam seramikler son yıllarda popüler hale gelen dental materyallerden bazılarıdır (4).

Tam seramik sistemleri tüm bu avantajlarının yanı sıra, kırılğan olması, esnekliklerinin dentin dokusu ile farklı olması, ağız içi tamir uygulanamaması gibi dezavantajlara sahiptir (5).

Estetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanıma sahip materyallerden biri de dental kompozitlerdir. Bu materyaller dental seramikler ile kıyaslandığında kırılmaya karşı daha dayanıklı olduğu fakat yumuşak ve pöröz bir yapıda olmalarından dolayı renk stabilitelerinin yetersiz olduğu bilinmektedir (6). Bu nedenlerle her iki materyalin de avantajlarını içeren ve doğal dişin fiziksel ve yapısal özelliklerini taklit eden “polimer-infiltr-seramik-ağ” yapısına sahip seramikler geliştirilmiştir (7). Bu malzemeler; konvansiyonel seramiklere göre daha esnek bir yapıdadır. Üst yapı materyalinin tabakalar halinde atma ve kırılma riski daha azdır. polisaj işlemleri daha kolaydır. Fırınlama gerektirmezler. Tek diş kronları, inley, onley restorasyonlar ve implant üstü kronlar için uygundur (8).

Monolitik zirkonya seramik restorasyonlar, yüksek mekanik özellikleri ve tek parça halinde üretilibilmeleri sayesinde veneer seramik ayrılmalarının olmadığı ve bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim teknolojileri (CAD/CAM) kullanılarak

Üretilen sistemlerdir. Bu sistemlerin aşınmaya karşı direnci ve estetik özellikleri sayesinde son yıllarda kullanım alanı genişlemiştir (9).

Seramiklerin kırılğan yapıda olması uzun dönem kullanılma şansını azaltmaktadır. Seramik yüzeyindeki aşınmalar cilasının azalması, karşıt dişlerde aşınmalara, plak birikimine ve renk stabilitesinin azalmasına sebep olmaktadır. Seramiklerin bu tarz olumsuz özelliklerini azaltmak amacıyla restorasyonların yüzeylerine glaze ve polisaj işlemleri uygulanmaktadır. Farklı methotlarla uygulanan bitirme işlemleri, hem porselen materyalinin doğal diş minesini taklit edebilmesini, hem de uzun dönem renk stabilitesinin korunmasını sağlarlar (10-12).

Geleneksel seramik restorasyonlar, üretim sonrası genellikle glaze fırınlaması gerektirirler. Ancak retici firma talimatlarına göre, yeni nesil nanoseramik ve hibrit materyaller, fırınlama işlemine gerek kalmadan manuel polisaj tekniği ile simantasyona hazır hale getirilebilirler. Aynı zamanda ışık ile pomerize olan glaze materyalleri ile de bitirilebilirler. Güncel literatürde, dental restorasyonlar için, glaze işlemine alternatif olarak kullanılabilircek değişik polisaj tekniklerini ve uygulamalarını destekleyen çeşitli araştırmalar mevcuttur (12).

Yeni bir materyal sistemi değerlendirilirken, o malzemenin renklenmeye karşı direnci, malzemenin başarısını etkileyen önemli bir ölçü olarak kabul edilmektedir. Restorasyonların optik özellikleri ile ilgili yapılmış çalışmalarda, yüzey bitirme prosedürlerinin ve estetik restorasyonların kullanım sürelerinin renk faktörü üzerinde etkilerinin olduğu belirtilmiştir (13-15).

Bu bilgilerin ışığı altında, çalışmamızın amacı; farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan farklı kimyasal yapıdaki estetik restorasyonların in-vivo şartlar altında renk stabilitelerini değerlendirmektir.

Çalışmanın sıfır hipotezleri;

1. Estetik veneer kronlara farklı yüzey bitirme işlemlerinin uygulanması, bu kronlarda zamana bağlı gerçekleşebilecek renk değişim miktarını etkilemez.
2. Farklı yapıdaki estetik veneer kronların zamana bağlı olarak gösterebileceği renk değişim miktarları arasında fark yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiklerin Tarihçesi

Toprakta yapıma anlamında kullanılan Yunanca ‘keramos’ sözcüğünden köken alan seramik, yapısı değiştirilerek oluşturulan ilk organik cam fazlı kristalin yapısındaki materyaldir (16).

Dental porselen kavramı, dental seramiklerin alt gruplarını ifade eder. Dental porselenler, içerisinde farklı kristal partikülleri barındıran kuvvetli cam matriks seramiklerdir (17).

1774’de porselen yapay dişler, diş hekimliğinde ilk olarak Alexis Duchateau ve çalışma arkadaşı olan Nicholas Dubois de Chemant tarafından kullanılmıştır (18).

1806 yılında, Giuseppangelo Fonzi, sonradan ‘terrometalik’ diye adlandıracağı tam protezler için platin pinleri ile gömülü porselen dişleri üretmiştir (18).

1838 yılında, vakumlu fırınlamayı, Elias Wildman ilk kez kullanarak porselenin renk ve translusentliğinin gelişmesine öncülük etmiştir (18).

1886 yılında A.E. Matteson, estetik porseleni ilk kez altın alt yapılı olarak üretmiştir (19).

1950 yılında porselenlerin yapısına lösit eklenmiştir. Bu şekilde genleşme katsayısı artırılmıştır (18).

1958 yılında Vines ve ekibi tarafından, tam seramik kronların ışık geçirgenliği açısından ilk gelişim olan düşük ısıda fırınlanabilme özelliği için vakumlu fırınlamaya müsait porselen tozları geliştirilmiştir (20).

Alt yapısı %40-50 oranında alumina kristalleri ile güçlendirilmiş jaket kronu 1965 yılında Mc. Lean ve Hughes geliştirmişlerdir. Bu yapı günümüz tam porselen sistemlerinin temelini oluşturmaktadır (21).

1980’li yıllardan sonra artmış stabilite ve estetiği bir arada oluşturan tam porselen sistemlerin yapımında çok farklı teknikler kullanılmaya başlanmıştır. Son otuz yıl içerisinde araştırmalar, dental seramiklerin mikro yapısının modifikasyonu yoluyla güçlendirilmesi üzerinde yoğunlaşmıştır (22).

2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı

Dental seramikler genellikle; esas olarak alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, zirkonyum ve titanyum gibi bir veya daha fazla metalik veya yarı metal elementli oksijen bileşikleri içeren metalik olmayan, inorganik yapılar olarak adlandırılır. Esas olarak kristalin mineraller ve cam matrislerden oluşur. Kristalin mineraller arasında feldspat, kuvars ve alümina, cam matrisi olarak kaolin bulunur (23).

Dental porselenlerin cam matrisi, bir silisyum ve dört oksijen atomu arasındaki bağlantılardan oluşan tetrahedral yapıdan oluşur. Silika grupları dört adet oksijen atomu tarafından sarılan silisyum atomlarından meydana gelir. Cam matrisin içerisinde bulunan iyonik ve kovalent yapıdaki bağlar bir yandan dayanıklılık sağlar öte yandan silika gruplarının birbirleri ile kaynaşarak zincir oluşturmalarına sebep olur. Bu yapının içerisinde bulunan atomik bağlar, termal ve optik olarak seramik bileşimine önemli özellikler kazandırmıştır. Seramik yapının translusent özelliği bunlardan sadece biridir. Fakat bu bağlar, düşük şiddetteki gerilimlerde bile kırılma olmasının sebebidir. Seramik yapısının kırılma direncini yükseltmek için ise cam matrisin içerisine alüminyum oksit ve lösit gibi kristal maddeler eklenmiştir (24).

Diş hekimliğinde kullanılan porselenin yapısında; %75-85 oranında feldspar, ($K_2O-Al_2O_3-SiO_2$), %12-22 oranında kuartz (silika, kum, SiO_2), %3-5 oranında ise kaolin (kil) ($Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$) bulunmaktadır (25). Buna ek olarak akışkanlar ve cam modifiye ediciler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar, ara oksitler ve lüminesans özellik kazandıran maddeler de bulunur (26).

Feldspar, düşük erime sıcaklığına sahip cam matrisin şekillenmesini sağlayan bir materyaldir. Seramiğe doğal bir translusensi kazandırarak ana yapıyı oluşturur. Feldspat, potasyum alüminyum silikat ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) ve sodyum alüminyum silikat ($Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) bileşiminden meydana gelir. En az %60 oranında mevcut yapıda bulunur. En önemli özelliği birleştirici bir yetenekte olmasıdır. Fırınlama sırasında eriyip kaolin ve kuartzı sarmalar ve yapının bütünlüğünü sağlar. Potasyum feldspat içerikli seramikler, diş hekimliğinde yüksek derecede tercih edilir. Sıcaklık 1250°C'den 1500°C'ye ulaştığında potasyum feldspat kuartz ve kaolin içerisine difuze olarak cam matrisi meydana getirir (27).

Kuartz, silika bazlı olup matriks içerisinde doldurucu görevi gerçekleştirir. Yüksek erime sıcaklığına sahiptir, yapının içerisinde dayanıklılığı arttırarak stabiliteyi sağlar. Dental seramiklere fırınlama işlemi sonrasında meydana gelebilecek büzölmelerin önüne geçer. Çok yüksek erime ısısına sahip olduğundan dolayı yüksek sıcaklıklarda restorasyonun şeklinin muhafaza edilmesine destek olmaktadır. %10-30 oranında bulunur (27).

Kaolin, alümina bulunduran bir alüminyum hidrat silikatıdır ($Al_2O_3SiO_2 \cdot 2H_2O$), %1-5 oranında bulunur. Yüksek ısıya oldukça dayanıklı bir yapıda bulunur. Opak olduğundan dolayı az miktarda kullanılır. Adeziv özelliği sayesinde kuartz ve feldspar için bağlayıcı görevi yapar. Seramik hamuruna elastikiyet kazandırdığından dolayı elle işlenebilmesine kolaylık sağlar (27).

Seramikler, kristal ya da cam fazda bulunabilirler. Dental seramiklerin sahip olduğu mekanik ve optik özellikler, kristal fazın miktarı ve içeriği ile ilişkilidir. Cam fazın daha yüksek oranda olması ışık geçirgenliğinin artmasına neden olur, bileşimin kırık meydana gelmesine karşı direncini azaltır. Öte yandan kristal fazın daha yüksek oranda olması mekanik açıdan daha dirençli bir yapı sağlarken, estetik özelliklerin azalmasına neden olur (28).

Doğal diş rengini taklit edebilecek restorasyon üretimi için porselenin yapısına metal oksit şeklinde renk pigmentleri ilave edilir. Örneğin, titanyum oksit sarı-kahverengi, bakır oksit yeşil, demir ve nikel oksit kahverengi ve kobalt oksit mavi renk oluşumunu sağlar. Zirkonyum, titanyum veya kalay oksit ilavesi ile opasite sağlanabilir (29).

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Tam seramik materyaller üstün estetik özellikler ile beraber doğal bir görünüme sahiptir. Fakat çekme kuvvetlerine karşı düşük direnç gösterebilirler. Bu sebeple araştırmacılar, daha dirençli materyaller elde edebilmek amacıyla, farklı kristalin maddeler kullanarak çeşitli üretim yöntemleri geliştirmişlerdir. Bu sınıflandırma sistemi, seramik restoratif materyalleri üç gruba ayırmaktadır:

- Cam-matriks seramikler
- Polikristalin seramikler
- Rezin-matriks seramikler

Alt gruplar her bir gruptaki kompozisyonları ile birlikte gösterilmiştir. Yeni üretilen materyallerin mevcut olan ana grubu içerisine eklenmesi mümkündür. Dental seramikler, fazları veya kimyasal bileşimlerine göre sınıflandırılması Tablo 1’de sunulmaktadır. Bu nedenle, tam seramik bir materyal, cam matriks fazının bulunmasına (cam-matriks seramiği) veya bulunmamasına (polikristalin seramikler) veya materyalin seramik parçacıkları ile yüksek oranda doldurulmuş bir organik matriks içerip içermediğine (rezin-matriks seramikler) göre sınıflandırılır (30).

Tablo 1. Dental seramiklerin sınıflandırılması

		Feldspatik	
		Sentetik	Lösit bazlı Florapatit bazlı Lityum disilikat ve türevleri
Dental seramikler ve seramik benzeri materyaller	Cam matris seramikler	Cam infiltre	Alumina Alumina ve magnezyum Alumina ve zirkonya
	Polikristalin seramikler	Alümina Stabilize zirkonya Zirkonya- alümina(ZTA) ve Alümina- zirkonya(ATZ)	
	Rezin matris	Rezin nanoseramikler Rezin içerikli cam seramikler	
		Rezin içerikli zirkonya silika cam seramikler	

2.3.1. Cam Matriks Seramikler

Cam seramikler, kayıp mum tekniği sayesinde revetman içerisindeki boşluğa santrifuj edilebilen ya da preslenebilen seramiklerdir. Ayrıca kor yapısını güçlendirmek için de kullanılabilirler. Feldspatik seramikler, lösit ile veya lityum disilikat ile güçlendirilebilen cam seramiklerdir (30).

2.3.1.1. Feldspatik

Feldspatik seramikler, feldspar, kuartz ve kaolin minerallerinin karışımı ile meydana gelen üçlü bir materyal sistemine dayanmaktadır. Feldspatik materyaller yüksek estetik özelliklere sahiptir. Tamamen sinterlenmiş şekilde bulunan feldspatik cam seramik bloklar geleneksel feldspatik seramikler ile benzer içeriklere sahiptirler. İlk CAD/CAM yapıları feldspatik seramikler (VITA Mark II; VITA Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Germany)

geleneksel feldspatik seramiklerden üretilmiştir ve günümüzde de klinik uygulamalarda kullanılmaktadır (31).

Blokların üretimi sırasında şekillendirilebilir kıvama getirilmiş olan seramik bileşen basınç altında şekil verildikten sonra kurutulur ve fırınlanarak CAM cihazlarında işlenecek hale getirilir. İçeriğinde ağırlığına oranla %56-64 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %6-9 Na₂O, %6-8 K₂O, %0,3-0,6 CaO, %0,0-0,1 TiO₂ ve bazı renklendirici maddeler bulunmaktadır. Bu seramikler laminate veneer, anterior-posterior tek kron ve inley/onley restorasyonların yapımı için kullanılabilirler (32).

Ayrıca posterior bölgedeki kuvvetlere karşı yetersiz kalacağı, premolar bölgede ise doğal dişlere yakın kırılma dayanım değerleri gösterdiği belirtilmiştir (28).

2.3.1.2. Sentetik

Hammaddelerin doğal yapısına daha az ihtiyaç duymak için, sentetik malzemeler üretilmeye başlamıştır. Üretilen sentetik seramik bileşenler, üreticiler arasında farklılık göstermektedir, ancak genellikle SiO₂, K₂O, Na₂O ve Al₂O₃ içermektedir. Camsı fazlar, lüsite ek olarak, metallerle termal genleşme katsayısında uyumluluğu ve dayanıklılığı arttırmak için apatit kristalleri ile birleştirilebilmektedir (30).

Lösit Esaslı Sentetik

Lösitin %17-25 oranında eklenmesiyle oluşturulan lösit içerikli cam seramikler, feldspatik camlara göre daha yüksek termal genleşme ve büzülme oranına sahiptir (18).

Feldspatik CAD/CAM sistemleriyle kıyaslandığında daha iyi renk uyumu sağlanabilmektedir. Materyalin translusensi, renk, ışık absorbe etme miktarı, aşınmaya ve abrazyona karşı direnç gösterme gibi özellikleri doğal dişle benzerlik göstermektedir (33).

Endikasyonları, tek kron ve laminate veneerler ile sınırlıdır. IPS Empress CAD, IPS Procad ve IPS Empress estetik materyalleri bu grupta yer alır (34).

Bu sistemin esas faydası, materyal içerisinde eşit olarak dağılan lösit kristallerinin, mikroçatlakların oluşmasına neden olan gerilme stresine karşı bir engel sağlamasıdır (35).

Yakın zamana dek daha da geliştirilen Empress sistemi 2004 yılında IPS Empress Esthetic ve 2006 yılında IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) olarak tanıtılmıştır (36).

Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam seramik restorasyonların kullanım alanının genişletilebilmesi için daha yüksek mukavemette ve kırılma direncine sahip materyallerin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur (37).

Bu sistemlerde alt yapı seramiğini kuvvetlendirmek için lösit cam seramiklere göre daha fazla miktarda kristal içeriği bulunmaktadır. Materyalin içeriğinde %70 oranında lityum disilikat kristalleri ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) bulunmaktadır (38).

Lityum disilikat malzemesinin freze işlemlerinin çok zor olmasından dolayı, bloklar hazırlanırken üretim aşamasında farklı işlemler gerekmektedir. CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler seramikler, parsiyel olarak kristalize edilmektedir. Bu sayede hem seramiğin kolayca freze edilmesi sağlanmış olur hem de frezleme aşamasında mekanik direnç iyile tirilmi  olur. Parsiyel kristalize blokların temel kristal fazı lityum metasilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). Bu özellikteki materyal oldukça düşük kimyasal ve mekanik dayanıma sahipken 850  C' de uygulanan kristalizasyon işleminde sonra lityum metasilikat dayanıklı ve di  rengindeki lityum disilikata dönüşür (39).

Lityum disilikat CAD blokları üç farklı ışık geçirgenliğine (HT, LT, MO) sahiptir. Yüksek translusensiye sahip HT blokların,  evre dokuların rengini absorbe etme özelliğine (bukalemun etkisi) sahip olması nedeniyle inley ve onley restorasyonların yapımında kullanılmasının estetik sonuçlar vereceği belirtilmiştir (40).

Düşük translusensiye sahip LT bloklar çeşitli renk seçenekleri ile tam kron restorasyonların üretiminde kullanılabilmektedir. Renklenmi  dişlerin tedavisinde, tabakalama tekniği ile MO blokların kullanımı uygunken, daha estetik bölgelerde cutback tekniği ile üst yapı porseleni uygulanabilir (41).

Üretici firmanın  nerileri doğrultusunda 0,8 mm kalınlıkta hazırlanan altyapı  retilimi ile beraber kırılma direnci 400 40 Mpa'ya kadar arttırılmıştır. Bu sayede tek kron restorasyonların yanı sıra, 3 üyeli köprü protezlerinin yapımı da mümkün olmuştur (42).

Florapatit Esaslı Sentetik

IPS E-max sisteminden gelen bu seramikler IPS lityum disilikat cam seramiklerin ve zirkonyum oksit seramiklerde (IPS E-max ZirCAD)  st yapı restorasyonu olarak kullanılabilmektedir. Estetik restorasyon üretiminde önemli rol oynayan bu seramikler ile istenilen renk, translusensi, form ve parlaklık elde edilebilmektedir. Bu seramikler ful kron

üretiminde, cut-back tekniğinde ve veneerlerde üst yapı seramiği olarak kullanılabilir (43).

2.3.1.3. Cam İnfiltrre

Aluminyum oksit alt yapı seramiği kullanılan bu seramiklerde hazırlanan alt yapının kimyasal içeriğine göre üç çeşidi bulunur.

- Alumina (In-Ceram Alumina, Vita)
- Alumina ve magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita)
- Alumina ve zirkonya (In-Ceram Zirconia, Vita)

Bu seramikler %45-85 oranında aluminyum ve %15 oranında silika içermektedir. Kırılmaya karşı oldukça dayanıklı yapılardır (44).

Aluminyum oksit seramikler kron yapımında ve metal alt yapıların üzerinde faset olarak kullanılabilir. In-Ceram, Dr. Mickael Sadoun tarafından 1985 yılında bulunmuştur. İlk cam infiltrre seramiği olan In-Ceram Alumina 1989 üretilmiştir (28).

In-Ceram yapısında Al_2O_3 , SiO_2 , CaO ve diğer oksitler bulunmaktadır. 446 MPa yatay bükülme direncine sahip In-Ceram Alumina opak yapıda olduğundan üst yapı porseleni gerektirmektedir (30).

Magnezyum içeren In-Ceram Spinell ile restorasyonun şeffaflığı ve estetiği artmış ancak direnci düşmüştür (350 MPa). In-Ceram Zirkonya'da ise aluminaya %33'lük zirkonya ilavesi ile daha yüksek bükülme direnci (700 MPa) elde edilmiştir (45).

2.3.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler kırılma dayanıklılığı yüksek ancak sınırlı translüsense sahip ince taneli kristal yapıdadır. Buna ek olarak, cam fazın yokluğu, polikristalin seramiklerin hidroflorik asitle aşındırılmasını zorlaştırır, uzun asitleme süreleri veya daha yüksek fırınlama sıcaklıkları gerektirir (46).

2.3.2.1. Alumina

Bu materyal yüksek oranda Al_2O_3 içermektedir. CAD/CAM sistemlerinde kor materyali olarak kullanılmak üzere 1990'ların ortalarında Nobel Biocare tarafından piyasaya sunulmuştur. Yüksek sertlik (17-20 GPa) ve dayanıklılık özellikleri mevcuttur. Elastik modülü tüm dental seramikler arasında en yüksek orana sahiptir ve bu özellik parça

şeklinde kırılmalara neden olmaktadır. Bu sebeple günümüzde stabilize zirkonya gibi yeni materyaller üretilmesi ile birlikte alümina kullanımı oldukça azalmıştır (47).

2.3.2.2. Stabilize Zirkonya

Saf zirkonya üç allotropik formda bulunur. Monoklinik, 1170 °C'ye kadar stabildir, burada tetragonal faza dönüşür ve daha sonra sıcaklık 2370 °C'yi aştığında kübik forma ulaşır (48).

Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme büyük bir (%4) hacim artışı eşlik eder. Bu hacim artışı, çatlakları kapatabilir ve malzemenin kırılma dayanıklılığında büyük bir artış sağlayabilir. Pratikte bu dönüşümün, tetragonal veya kübik fazların, oda sıcaklığında, saf zirkonyayı, itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitlerle alaşım haline getirerek dengelenmesi ve stabilizasyonunun sağlanması gerekmektedir (49).

Zirkonya seramikler mikroyapılarına göre tamamen stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak kategorize edilmişlerdir (50).

Zirkonya FSZ'de kübik formdadır ve %8 mol.'den fazla yitrium oksit (Y_2O_3) içerir. PSZ, kübik matriks içersinde nano boyutta tetragonal veya monoklinik parçacıklar tarafından oluşturulur. TZP'ler, çoğunlukla, yttria veya seryum ile en çok stabilize edilen tetragonal fazdan oluşan monolitik malzemelerdir (51).

Dental zirkonyumlar TZP tipidir. En yaygın kullanılan YTZP'dir. Çünkü bu form üretim ve sinterleme sonrası en yüksek dayanım ve kırılma dayanıklılığına sahiptir. Zirkonya seramikleri başlangıçta alt yapı seramiği olarak üretilmiştir ancak monolitik restorasyon olarak da günümüzde kullanılabilmektedir. Gerekğinde, infiltrasyon ile renklendirilebilen monokromatik üniform şeklinde mevcuttur (52).

2.3.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina ve Alumina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonya genel olarak tetragonal fazda kısmen stabilize olduğundan ve alumina ortalama bir sertlik sergilediğinden, alumina-zirkonya (zirkonya ile desteklenmiş alumina [ZTA]) ve zirkonya-alumina (alumina ile desteklenmiş zirkonya [ATZ]) kompozisyonları üretilmiştir (51).

1976'da, Claussen, alüminaya stabil olmayan zirkonya ilavesinin, çatlak bölgesi ile ikinci faz arasındaki etkileşime bağlı olarak alüminanın kırılma dayanıklılığını arttırdığını,

zirkonun tetragonal ve monoklinik dönüşümü sırasında oluşan çatlak bölgesi ile önceden var olan mikro çatlaklar arasındaki etkileşimleri birleştirdiğini açıklamıştır (53).

Kullanılan zirkonya ve alümina yüzdeleri üretici firma doğrultusunda değişmektedir. Sınıflandırma açısından önerilen yüzdelikler ise ZTA ağırlıkça alüminanın %50'sinden fazla olmalı ve ATZ ise zirkonyanın ağırlıkça %50'sinden fazla olmalıdır. Gelişen teknolojilerle birlikte zirkonya nanopartikülleri, sinterizasyon öncesi alümina mikropartikülleri içerisine yerleştirilebilmektedir (54).

2.3.3. Rezin Matriks Seramikler

Bu kategori, seramik parçacıkları ile yüksek oranda doldurulmuş organik bir matrikse sahip materyalleri içerir. Rezin-matriks seramikler 2013 ADA Dental Prosedürlerde Kodlar ve Terminoloji toplantısında, preslenerek, ısıtılarak ya da frezelenerek üretilmiş ve cilalanmış, porselen, cam, seramik ve cam seramik ile beraber çoğunluğu inorganik içeriklere sahip materyaller' şeklinde tanımlanmıştır. Rezin matriks seramiklerin üretilme esası geleneksel seramiklere kıyasla dentin elastik modülünü daha yakın bir şekilde taklit edilebilmesi, frezleme ve uyumlama işlemlerini cam-matriksten veya polikristalin seramik materyallerinden daha kolay şekilde yapılabilmesi (örneğin, lityum disilikat ailesinin sentetik seramikleri) kompozit rezin ile onarım veya modifikasyonun kolaylaştırılabilmesine dayanmaktadır. Rezin matriks seramiklerin içerikleri çeşitlilik gösterebilmektedir ancak çoğu CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilmiştir. İnorganik içeriklerine göre üçe ayrılır (30).

2.3.3.1. Rezin Nanoseraamikler

CAD/CAM sistemi ile frezlenebilen Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) 2011 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. Polimerize edilebilir kompozit rezin esasına dayanır. Dimetakrilat rezin içerisine gömülü ağırlıkça %80 oranda silika nanopartikülleri, zirkonya nanopartikülleri bulunmaktadır (55).

Bükülme dayanımı 200 MPa ve elastik modülü 12 GPa' dır (56).

Rezin nanoseraamikler veneer, inley, onlay ve tek kronlarda kullanılabilmektedir. Rezin yapıştırma simanları ile beraber kullanımlarında air abrazyon ile pürüzlendirilip yapıştırılmalıdır (57).

2.3.3.2. Rezin Matriksi İçerisinde Cam Seramikler

Rezin matriks seramiklerden olan Vita Enamic (Vita-Zahnfabrik) Ağırlıkça %86 feldspatik seramik ve %14 polimer ağından oluşmaktadır. Seramik kısım ise 58%-63%SiO₂, 20%-23%Al₂O₃, 9%-11%Na₂O, 4%-6%K₂O, 0.5%-2%B₂O₃, 1%den az Zr₂O ve CaO içerir. Polimer kısım ise üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşmaktadır (58).

Seramik ve kompozitlerin avantajlı özelliklerini içeren bu materyallerin elastik modülü yaklaşık 30 GPa, bükülme dayanımı ise 160 MPa'dır (59).

Vita Enamic tüm tek diş restorasyonların ve implant üstü restorasyonlarda kullanılabilir. Yapılan invitro çalışmalara göre Vita Enamic in parlaklık ve sertliği mineye yakın dereceler göstermektedir. Hidroflorik asit ve silan uygulaması simantasyon protokolünde önerilmektedir (59).

2.3.3.3. Rezin Matriks İçerisinde Zirkonya Silika İçeren Seramikler

Seramik ağırlık yüzdesine göre farklı organik matrikslerle (silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, silika, pigmentler) oluşturulan materyallerden olan Shofu Block HC (Shofu) inorganik içeriği ağırlıkça %60'ndan fazlasını oluşturmaktadır (30).

rnek olarak Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE, Germany)'dir. Kompozit materyali olan bu bloklar bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA), TEGDMA içerir. Polimer matriksi güçlendiren %85 oranda ultra ince zirkonya-silika seramik parçacıklarından meydana gelmiştir (30).

2.4. Çalışmada Kullanılan Seramikler

2.4.1. IPS E-max Press

2005 yılında, IPS E-max Press adında yeni bir lityum disilikat cam seramik estetiği geliştirmek amacıyla üretilmiştir. Geliştirilme amacı Empress 2 sisteminin gelişmiş mekanik özelliklerine ilaveten yeterli translusensiye sahip restorasyonların retilbilmesidir. İçeriğindeki kristaller daha küçük boyutludur ve bükülme direnci 400 MPa olarak hesaplanmıştır. %70 oranında ve 3-6 m boyutlarında lityum disilikat kristalleri içerir. Cam matriks içerisinde, renk pigmentleri yerine znebiyen polivalent iyonları bulunmaktadır. Bu iyonlar materyal içerisinde eşit oranlarda dağılır. Bu özelliği restorasyonun estetik özelliklerinin iyileştirilmesini sağlar (60).

Lityum disilikat, yapıyı güçlendirmek amacıyla tam seramik restorasyonlarda kullanılmıştır. Lityum disilikat birbirine kenetlenmiş halde bulunan kristallerden oluşur, bu kristaller seramiğin yapısında bulunan çatlakların ilerlemesini önler. IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), feldspatik cam yapısına lityum disilikat eklenmesiyle oluşturulmuştur (60).

Farklı opasitelere sahip homojen ingot seçenekleri bulundurur. IPS E-max Press ingotlar, 400 MPa'lık bükülme direnci ile preslenebilir cam seramikler arasında en yüksek direnci gösterirler. IPS Empress ingotlarla karşılaştırıldığında; IPS E-max Press ingotlar, daha fazla restorasyonun üretilebildiği daha geniş çapta ve hacimdedirler (60).

Bloklar, renk özelliklerine göre 3'e ayrılırlar. Yüksek translusensiye (HT) sahip olan bloklar, sahip oldukları bukalemun efekti ve estetik özellikleri sayesinde inley, onley restorasyonlarında kullanılabilmektedir. Düşük translusensiye sahip (LT) olan bloklar ise çeşitli renk seçenekleri ile tam kron restorasyonlarında kullanılabilmektedir. Orta derecede opasiteye sahip bloklar ise renklenen dişlerin restorasyonunda tabakalama tekniği ile kullanılırlar (60).

Bükülme direncinin artmasından dolayı 3 üyeli ön bölge dişlerinin ve küçük azı dişlerinin restorasyonlarında kullanılabilir. IPS E-max Press materyalinin kullanıldığı restorasyonlar; ön ve küçük azı kuronlar, inley, onley, implant üstü kuronlar, 3 üyeli ön ve küçük azı dişleri kapsayan köprü restorasyonlarıdır (60).

2.4.2. Lava Ultimate

Lava Ultimate Rezin Nano Seramik (RNC) (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) CAD/CAM üretimi için tasarlanan yeni bir kompozit nanoseramik materyalidir. Malzeme tam olarak reçine veya kompozit değildir. Aynı zamanda, saf seramik olarak da isimlendirilemez. Her ikisinin bileşimidir ve içeriğinde esas olarak seramik bulundurmaktadır (%80 seramik, %20 kompozit). Seramik yapı, zirkonya ve seramik nanomerlerden oluşmaktadır (61).

Nanoseramik rezin blok olan Lava Ultimate bloklar rezin ve seramik materyallerin estetik ve mekanik özelliklerini bir arada bulundurur. 20 nm çapında silika nanomerler ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerlerden oluşmaktadır. Blokların üretimi esnasında silan ile birlikte rezin matriks ve nanomer yapı kimyasal olarak bağlantı sağlanmaktadır. Rezin matriks içerisindeki bu seramik nanopartikül yapı materyale kırılma ve aşınma

dayanıklılığı vermektedir. Üretim sonrası fırınlama gerektirmez ve kolaylıkla parlatılabilir. Eğer gerekliyse ışıkla sertleşen restoratif materyaller ile minimal adaptasyonlar yapılabilir (62)

Üretici firmanın talimatlarına göre RNC materyalinin, inley, onley ve laminate restorasyonlarının yapımında kullanılabileceği belirtilmiştir. Tam kron yapımı ise kontrendikedir (63).

Lava Ultimate blokların avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Isıl işlemler üretim aşamasında tamamlanır ve restorasyon üretilirken ekstra işlem uygulanmaz.
- Nanomer yapıda olduklarından yüksek aşınma ve kırılma dayanıklılığına sahiptirler.
- Materyalin mekanik cilası, nanomer içeriği sayesinde kolaydır.
- Elastise modülü dentin dokusuna benzer olduğu için, gelen kuvvetleri diş ile birlikte tolere eder.
- Kompozitler ile kolaylıkla tamir edilebilmektedirler.
- Dişe benzer floresans özelliği sayesinde estetiğin önemli olduğu alanlarda rahatlıkla tercih edilebilirler.

Simantasyon aşamasında restorasyona, 50 μm Al_2O_3 ile 2 bar basınç altında kumlama yapılır. Restorasyona asit uygulanması kontrendikedir. Adeziv siman ile simante edilmesi önerilmektedir (63).

2.4.3. Vita Suprinity

Güncel cam seramik materyallerinden biridir. Güncel bir üretim şekliyle cam seramiğe %10 zirkonyum eklenmesi sayesinde güçlendirilmiştir. Böylece zirkonyum destekli lityum silikat seramik (ZLS) üretilmiştir. 2005 yılında tanıtılan IPS E-max, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik olarak piyasada önemli bir yer elde etmiştir. Bu ve benzer cam seramik ürünlerin fiziksel olarak yüksek dayanımı sayesinde güvenilir olduğu kanıtlanmış ve yüksek estetik özellikleri sayesinde sıklıkla tercih edilir hale gelmiştir (64, 65).

Vita Suprinity, bu seramik sistemlerinin devamı niteliğindedir. Materyal cam seramik ve zirkonyanın pozitif özelliklerini birleştirmiştir. İçeriğindeki %10 zirkonya

sayesinde yüksek mekanik özellik göstermekte ve estetik olarak tatmin edici sonuçlara ulaşılmıştır (66).

ZLS bloklar üç aşamada üretilir. İlk aşamada bileşenleri yüksek ısıda eritilir. Daha sonra cam fazdayken kalıba alınır ve beklenir. Bu aşamada materyal kırılmalıdır ve frezelemeye uygun değildir. Bu yüzden termal bir ön ısıtma gerekir. Termal ön ısıtma ile nükleasyon reaksiyonu başlar, kristaller şekillenmeye ve büyümeye başlar. Bu cam, seramiğe yakın özellikler gösterir ve frezelemeye uygundur. Asıl fiziksel özelliklerine ve estetik görünümüne son kristalizasyon fırınlaması sonrası ulaşır (65).

Mikro yapısı; IPS E-max' e göre daha ince partiküllü yapıda olan ZLS cam seramik, bu özelliğini içindeki zirkonyaya borçludur. Homojen yapısı, iyi frezelenbilmesini ve parlatılabilmesini sağlar. Renk açısından birçok seçeneği sahipken aynı zamanda iki farklı translusensi derecesi (T ve HT) bulunmaktadır. Suprinity için özel üretilmiş olan VM adlı düşük ısı porseleni ile restorasyonun karakterizasyonu yapılabilir (63, 65).

İnley, onley, parsiyel kronlar, implant üstü tek kronlarda kullanılabilir. Yetersiz preparasyon veya fazla preparasyon sonrasında kalan diş dokusunun yetersiz olması durumunda, brüksizmi olan hastalarda, özellikle de bu hastaların devital dişlerinde kullanılması önerilmemektedir. Molar bölgede veneer porseleni ile birlikte kullanımı kontraendikedir (63).

Üretici firma tarafından, seçilecek veneer materyalinin önemi vurgulanmaktadır. Veneer materyali ile altyapının uyumu sayesinde stres minimuma indirilir ve çok iyi bir bağlantı sağlanır (63).

2.4.4. Vita Enamic

Ağırlıkça %86 oranında inorganik içerik yani seramikten, %14 oranında organik içerik yani polimer yapıdan oluşur. Bu malzemelerin her ikisinin kombinasyonu kullanıcı için avantaj sağlar. Örneğin kırılma dayanımı tam seramiklere göre daha yüksektir ve CAD/CAM sistemleri ile hazırlanma prosedürü daha kolaydır (67).

Vita Enamic, seramik iskelet materyaline UDMA ve TEGDMA karışımının infiltre edildiği bir materyaldir. Vita seramiğin hacimsel oranı yüksek olduğundan, üretici firma materyali “hibrit seramik” olarak tanıtmıştır (67).

Materyal yapısında bulunan seramik ağ, birbirine bağlı partiküllerle, stresi her yöne etkin bir şekilde dağıtabilen ve destek görevi görerek darbe direncini arttıran 3 boyutlu gerçek bir iskelet oluşturmaktadır. Polimerizasyon büzülmesi, seramik ağ üzerindeki stresin zorlayıcı etkisiyle ilişkilendirilmiştir (68).

Bu sorun yüksek basınç ve yüksek sıcaklık kullanılan yeni bir polimerizasyon yönteminin üretilmesi yoluyla çözülmüştür. Nitekim, yüksek sıcaklıkta polimerizasyon ile zincirlerin mobilitesi artmakta ve bu yöntem basıncı düşürmektedir. Buna ilaveten yüksek basınç büzülmeyi telafi ederek defektlerin sayısını ve boyutunu azaltmaktadır (69).

Vita Enamic sadece tek diş restorasyonlarında kullanılabilir. Hibrit yapısı pöröz bir seramik altyapı üzerine infiltre edilen polimer yapının ışıkla sertleştirilmesi ile oluşturulmuştur. Vita Enamic, dentine benzer elastisite modülüne sahiptir. Seramik bileşimi alüminyum oksit ile güçlendirilmiş feldspatik seramikten meydana gelmiştir (58, 70).

2.4.5. Cerasmart

Literatürde esnek nanoseramik olarak tanıtılmaktadır. Gelen kuvvetleri absorbe etmesi ve yüksek esnekliği ile dikkat çekmektedir. Seramik ve kompozit materyalinin pozitif özelliklerini kombine etmek amacıyla üretilmiştir. Aynı zamanda esnekliği sayesinde, marjinal adaptasyon ve simantasyon sonrası yüksek mukavemet gösterebilmesi açısından başarılı sonuçlar vermektedir. İçeriğinde %71 oranında silika, %29 oranında kompozit bulunur. Bu yeni kompozit bloklar, bileşimleri ya da doldurucu boyutları tam olarak aynı olmamakla birlikte doldurucuları UDMA bazlı bir matriks içerisine dağılan ve yüksek sıcaklıkta polimerize edilmiş bloklardır (63).

Üretici firma tarafından elastisite modülünün ve kırılma dayanımının yüksek olduğu iddia edilmiştir. Posterior, anterior, inley, onley ve implant üstü restorasyonlarda kullanılmak üzere piyasaya sürülmüştür (63, 71).

Cerasmart materyalinin diğer sistemlere göre avantajları:

- Yüksek esneklik ve kırılma dayanımı
- Diş dokusuna benzer fiziksel özellikler
- Yüksek radyoopasite
- Yüksek aşınma direnci
- Kolay frezeleme işlemleri

- Chipping görülmez
- Sinterleme işlemlerine gerek yoktur
- İntraoral tamir yapılabilir.

Cerasmart materyali; inley, onley, veneer restorasyonlar, kron restorasyonları, implant üstü restorasyonların yapımında kullanılabilir (63).

Derin chamfer ya da yuvarlatılmış shoulder tipi basamak preperasyonu ile daha iyi sonuçlar elde edilir. İnley veya onley restorasyonlarda diş ile restorasyonun birleşim yerlerinin, karşıt diş ile direkt oklüzal kontakta olmamasına dikkat edilmelidir (63).

Cerasmart materyali ile restorasyon yapıldığında, glaze ve eksternal boyama işlemleri için sistemin içinde yer alan 'Optiglaze color' kullanılır. Uygulama sonrası ışıkla setleştirilir. Böylece estetik ve parlak yüzeyler elde edilebilir. Tamir kiti ile intraoral tamir yapılabilir. Üretici firma tarafından simantasyon aşamasında 25-50 μm Al_2O_3 ile kumlama ya da %5 hidroflorik asit ile pürüzlendirme yapılabileceği belirtilmiştir. Ancak yapılan bir çalışmada Al_2O_3 ile kumlama yapmanın daha iyi bağlantı sağladığı bildirilmiştir. Ardından adeziv simantasyon prosedürü talimatlara göre uygulanır (72).

2.4.6. Monolitik Zirkonyum Seramikler (MZ)

Monolitik zirkonyumlar, kısmi olarak yttrium ile stabilize edildiğinden (%0.01) yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısıya dayanma gücüne (2600 °C'ye kadar) sahiplerdir. Isıya karşı olan bu direnç sayesinde, boyutsal stabiliteleri oldukça yüksektir. Yapısında herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçen atomlara sahip olan solid ya da translüsent olarak da adlandırılan bloklardır (73).

Zirkonyum restorasyonlarda en sık karşılaşılan sorunlar ve kısa ömürlü olmalarının sebebi veneer porselende meydana gelen koheziv kırılmalardır (74).

Bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla CAD/CAM sistemlerle yalnızca tek bir materyalden üretilen, veneer porselene ihtiyaç duyulmayan monolitik kuronlar geliştirilmiştir (75).

Bu restorasyonların biyouyumluluklarının yüksek olmasının yanında; yüksek translüenslik özellikleri ve gözeneksiz yapıları sayesinde mükemmel doğal görünüme sahiptirler (75).

Görünümleri doğala yakın olduğundan dolayı estetiği sağlamak için seramiklerle veneer edilmeleri gerekmekte, doğal diş rengi elde edebilmek için yalnızca özel boyama solüsyonları ile boyanmaları yeterli olmaktadır. Bu özellikleri sayesinde veneer porselen ile zirkonyum alt yapı arasında görülen “chipping” denilen kopma ve kırılmalarla karşılaşmamakta ayrıca; estetik kaygı yaşamadan gülme hattı içerisinde bulunan her bir diş için rahatlıkla kullanılabilir (76).

Aşınma dirençleri doğal dişe çok yakın olan gözeneksiz bir yapıya sahip olan MZ restorasyonlar; zamanla karşıt doğal dişte abrazyonlara ve yaşlanmalara sebep olan zirkonyum esaslı kuronlar gibi bir abrazyon dezavantajına sahip değildir. Bu malzemeler, cam faz içermeyen yoğun polikristalin katılardır ve ortalama parçacık boyutu 0.5 µm'den daha düşüktür. Zirkonyum alt yapı seramik kuronların kullanıldığı tüm endikasyonlar, monolitik zirkonyum restorasyonlar için de geçerlidir. Ayrıca, yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı ek olarak; implantüstü restorasyonlarda, uzun gövdeli köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, endokronlarda, inley ve onley kronlarda kullanılabilir (76, 77).

2.4.7. Feldspatik Seramikler

Cam matrix içerisinde %30 oranında ve homojen biçimde dağılmış olan 3-4 µm boyutlarında feldspar partikülleri bulunmaktadır. Kırılma dirençleri 150 MPa, elastiklik modülleri 45-63 GPa'dır. Feldspatik seramiklerden elde edilen blokların standart, kontrol altında, endüstriyel olarak üretilmesi ve vakum altında sinterlenmesi, laboratuvarında sinterlenen seramiğe göre daha homojen ve stabil bir mikroyapıya sahip olmasını sağlamaktadır (78).

Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak 3 farklı feldspatik seramik blok mevcuttur. Monokromatik blokların estetik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla dikromatik ve polikromatik bloklar üretilmişlerdir (79).

Dikromatik bloklarda, bir dentin çekirdeği etrafında translusens özelliğe sahip bir mine tabakası bulunmaktadır. Bu bloklarda renk geçişi dentin ve mineyi taklit etmek amacıyla 3 boyutlu bir yay şeklinde hazırlanmıştır (80).

Polikromatik blokların kullanılmasıyla tek renk bloklara göre daha estetik sonuçlar elde edilmektedir. Farklı renk yoğunlukları ve ışık geçirgenliklerinden dolayı doğal diş rengine benzer renk değerleri gösterebilmektedirler. Özetle doğal dişin optik özelliklerini

taklit ederek restorasyonlar ile dişlerin bir bütün oluşturmalarını sağlamaktadırlar. Cam içeriklerinin fazla olması sayesinde hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir. Mekanik olarak cilalandıklarında başarılı sonuçlar vermektedir. Bu bloklar, bu özellikler sayesinde hasta başı uygulamalarına uygundur (81).

2.5. Restoratif Materyallerde Yüzey Bitirme İşlemleri

2.5.1. Glaze

Glaze, cilalı bir yüzey sağlamak için pişirilmiş seramik yüzeyine uygulanabilen renklendirilmemiş cam tozlarıdır. Seramik restorasyon fırındandıktan sonra, eklenen glaze seramiği daha düşük bir sıcaklıkta parlak bir tabaka meydana getirir. Böylece pöröz olmayan parlak veya yarı parlak bir yüzey oluşur (26).

Glaze seramiğinin termal genleşme katsayısının, uygulandığı yüzeyin biraz düşük olması gerekir. Eğer glaze daha yüksek bir genleşme katsayısına sahip olursa radyal gerilim altında soğur. Ortaya çıkan bu gerilimler yüzeyde ince çatlamalara sebep olur. Gerilim ne kadar yüksek ise o kadar ince bir çatlama ağı oluşur. Diğer taraftan genleşme katsayısı, dentin seramiğinden daha düşük ise, sıkıştırma gerilimleri parlaticının üzerinde kavrama adı verilen büyük çatlaklar meydana getirir (26).

Bunun yanında hibrit ve kompozit materyalleride üretim sonrası homojen bir yüzey elde edilmesi için ışıkla setleşen glaze materyalleri de mevcuttur. Bu ajanlar, restorasyonun üretimi sonrası üreticinin talimatları doğrultusunda, materyal yüzeyine uygulanarak, fırınlama gerektirmeksizin ışıkla polimerize edilir. İntraoral ve ekstraoral olarak uygulanabilir (82).

Isı yardımıyla doğal cilalı bir yüzey elde edilmesi işlemine otoglaze denir. Glaze yapılmış yüzeyin dayanıklılığının iyi polisaj yapılmış porseleninki ile aynı olduğu bildirilmiştir (26).

2.5.2. Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj

Yüzey bitirme; materyalin pürüzlü formdan daha düzgün bir forma dönüştürülmesi anlamına gelmektedir (26).

Polisaj ise; bitirme işlemleri sırasında oluşan çiziklerin ve yüzey pürüzlülüğünün azaltılmasıdır. Bu iki işlem birbirine bağlıdır ve uygun bir restorasyonun yapımında birbirinden ayrı düşünülemez (83).

Dental restorasyonların uygun şekilde bitirilerek yüzey düzgünlüklerinin sağlanması hem estetik bütünlük hem de ağız sağlığı için oldukça önemlidir. Restoratif diş hekimliğinde bitirme ve cila işlemleri birbirini takip eden çeşitli basamakları kapsamaktadır (84).

Bitirme ve polisaj işlemlerinin başarısı şu faktörlere bağlıdır:

- Restoratif materyalin içeriği ve fiziksel özellikleri
- Aşındırıcının fiziksel özellikleri
- Aşındırıcı enstrüman ve materyal arasındaki sertlik farkı
- Aşındırıcı partiküllerin boyutu, şekli ve miktarı
- Aşındırıcı enstrümanın uygulanma hızı ve restorasyon materyaline uyguladığı basınç

Polisaj materyalleri; aşındırıcı lastik uçlar, ince partiküllü diskler ile şeritler ve ince partiküllü polisaj patlarıdır. Polisaj patları, yumuşak keçe uçlar, halkalar, profilaksi kapları ya da parlaticı diskler ile uygulanırlar (85).

İdeal polisaj yapılmış yüzey; atomik seviyede düzgün, kusursuz yüzey olarak kabul edilmektedir. Çoğu materyalin kırılğan yapıda olması ve aşındırma sırasında yüzeyinde çatlaklar meydana gelmesi sebebiyle gerçekte bu durumu elde etmek imkansızdır. Polisaj ile ancak fazla büyütmelelerde izlenebilecek şekilde yüzeyde çok ince çizikler oluşur. İyi polisaj yapılmış porselen yüzeyin dayanıklılığının glaze yapılmış yüzeyin dayanıklılığı ile aynı olduğu bildirilmiştir (86).

Glaze yapılmış porselen yüzeyinin ideal olduğu düşünülse de, nanoseramik ve hibrit CAD/CAM materyallerinde zaman alıcı glaze fırınlaması yerine restorasyon manuel polisaj ile bitirilebilir (37).

Manuel polisaj tekniği ile materyal yüzeyini düzgünleştirmek için en iyi polisaj sistemlerinden bazıları; Sof-Lex bitirme diskleri (3M Espe) ya da Meisinger polisaj kiti'dir (87).

Uygun bir polisaj tekniği kullanılarak glaze ile elde edilene kıyasla daha düzgün yüzeyler sağlanabileceği konusunda araştırmacılar arasında fikir birliği mevcuttur. Ancak farklı polisaj sistemleri ile elde edilen yüzeylerin düzgünlüğünün kullanılan materyal türüne göre farklılık gösterdiği bildirilmiştir (18).

Restorasyonların yüzey özellikleri cilalama ve polisaj gibi işlemler ile birlikte iyileştirilebilir. Pürüzsüz bir seramik yüzeye ulaşmak estetik, hasta konforu ve biyolojik yönler gibi çeşitli nedenlerle önemlidir. Estetik restorasyonların optik özellikleri, restorasyonun doğal diş ile uyumu açısından önem arz etmektedir (88).

Tam seramikler çeşitli patlı veya patsız cila kitleriyle ya da glaze materyalleriyle bitim işlemine tabii tutulabilirler. Manuel cila ve glaze materyalleri yüzey özelliklerine farklı oranda ve şekilde etki ettiğinden günümüzde oldukça fazla çeşitte bitim prosedürleri uygulanabilmektedir (89, 90).

2.5.2.1. Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Enstrümanlar

Dental frezler

Karbid bitirme ve elmas bitirme frezleridir. Bitirme ve şekil vermede kullanılan karbid frezler, aşındırıcı özellikleri az olduğundan disk, bant ve elmas frezlere kıyasla dişetine daha az zarar vermektedir (91).

12, 20 ve 40 µm partikül büyüklüğünde elmas parçaları içeren elmas bitirme frezleri ise, hem kompozit hem de porselen yüzeylerin polisajlanmasında kullanılmaktadır. Kaba grenliden ince grenliye doğru uygulanmaktadır. Yüksek hız ve düşük devirde, daima su soğutmasıyla kullanılmalılar (92).

Lastikler

Lastikler, ince ve ultra ince grenli aşındırıcı partiküllerin yumuşak ve elastik bir matrikse ilave edilmesiyle elde edilirler. Silikon karbit, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum oksit lastiklerde kullanılan aşındırıcı çeşitleridir (91).

Çeşitli boyutlarda olmak üzere tekerlek, bardak ve sivri uçlu şekilleri vardır. Bu lastikler genellikle düşük turlu cihazlarla kullanılmaktadır. Başlangıç, bitirme ve anatomik şekillendirme işlemleri için aliminyum oksit içeren bitirme lastikleri ve ön polisaj işlemleri için silikon veya elmas içerikli polisaj lastikleri daha kullanışlı olmaktadır (93).

Taşlar

Aşındırıcı partiküllerin birlikte sinterize edilmesi veya organik bir rezine bağlanması ile meydana gelirler. İçerdikleri aşındırıcı tipi taşların rengini belirler. Alüminyum oksit içeren taşlar beyaz iken silikon karbit içeren taşlar yeşildir. Kaba, orta ve ince olmak üzere içerdikleri aşındırıcının gren boyutuna bağlı olarak üç tipte aşındırma

yapmaktadırlar. Restorasyonun şekillendirme ve bitirilmesinde kullanılan taşlar, elmas frezlerden daha az kesme ve aşındırma özelliğine sahiptir (91).

Disk ve Bantlar

Aşındırıcı kaplanmış disk ve bantlar, ince polimer veya plastik bir zemin üzerine aşındırıcı partiküllerin yapıştırılması ile elde edilir. Genellikle alüminyum oksit ile kaplanmaktadır. Bu disk ve bantlar özellikle düz ya da konveks yüzeylerde kullanışlıdır. (93).

Abraziv diskler, restorasyonların cilalanmasında, şekillendirilmesi ve kaba bitirmede kullanılır. Bu diskler, kaba grenli olandan ultra ince grenliye doğru belli bir sırayla uygulanmaktadır. Üzerlerindeki aşındırıcı tabaka ince olduğunda çabuk aşınır ve klinik ömürleri kısadır. Kaba grenli disklerdeki partikül büyüklüğünün 55-100 µm, ultra ince olanlarda ise 7-8 µm olduğu belirtilmiştir. Sof-Lex System (3M ESPE), Opti Disc (KerrCorporation) ve Super-Snap (Shofu) aşındırıcı kaplanmış disk ve bantlara örnek verilebilir (91).

Aşındırıcı Cila Patları

Diş hekimleri tarafından yıllardır kullanılan polisaj patları çok ince alüminyum oksit ve elmas parçacıkları içermektedir. Alüminyum oksit ve elmas cila patları genellikle gliserin esaslıdır. Alüminyum oksit patlarının ortalama partikül boyutu 1µm'dan daha az iken, elmas cila partiküllerin boyutları daha büyüktür (1-10 µm). Su ile kullanıldıklarında yüzeyde nanometrik düzeyde daha ince bir aşındırma gerçekleştirirken, susuz uygulandığında daha agresif bir aşındırma gerçekleşmektedir (94).

2.5.2.2. Dental Materyallerin Polisaj Aşamaları

Dental materyal, sırası ile üç aşama sonucu parlak bir yüzeye sahip olurlar. Bunlar; kaba düzeltme ve konturlama, ara bitirme, final parlatmadır (94).

Kaba Düzeltme ve Konturlama

Büyük grenli aşındırıcılarla restorasyonun bitirme işlemine hazır hale getirilmesidir. Etkili bir aşındırma sağlayabilmek için 100 µm ya da daha büyük partiküllü, kaplı veya bağlı aşındırıcılar gereklidir. Elmas frez, yivli bitirme frezi ve aşındırıcı bitirme diskleri kullanılır. Elmas frezle porselen konturları düzeltilip pürüzsüz hale getirilir.

Bitirme elmasları 5-60 µm'lik grenlere sahiptirler. Kaba ve orta grenli kaplı bitirme diskleri kaba düzeltme için kullanılır (87).

Ara Bitirme

Restorasyonun konturu ve sonuç şeklinin oluşmasını sağlayan aşamadır. Bitirme işleminde pürüzlüden pürüzsüz yüzeye ilk geçiş sağlanır (95). Kaba düzeltme ve konturlamada oluşan çizik ve yüzey kusurları kaldırılır. Bu aşamada kullanılan aşındırıcılar 100 µm'den küçük 15-20 µm'den daha büyüktür. Kaplı diskler, bağlı aşındırıcı aletler, ince elmas frezler ya da çok yivli bitirme frezleri kullanılır (87).

Final Parlatma

Parlatma işleminin amacı mineye benzer parlaklıkta bir restorasyon elde etmektir. Çizikler gözle görülmez hale gelir. Aşındırma yöntemi uygulanan aşındırma hızı, partikül büyüklüğü ve sertliği ile ilgilidir. Bağırsız parlatma uygun bir enstrümana uygulanır ve bunların partikül boyutları 0.3-20 µm boyutlarındadır (94).

2.6. Diş Hekimliğinde Renk ve Işık

Renk, bir cisim ile ışıktan gelen enerjinin fiziksel etkileşimi sonrasında meydana gelen psiko-fiziksel bir yanıt olarak tanımlanır. Renk algısı, kişiye özel renk algılama yeteneği, ışık şartları, zeminin etkisi, renk körlüğü, iki göz arasındaki farklılıklar, göz yorgunluğu ve diğer psikolojik etkenlerden etkilenir. Buna ek olarak her gözlemci kendi deneyimi ve renk referanslarına dayanarak rengi farklı yorumlar (95, 96).

Işık, dalga boyu nanometreler ile ifade edilen radyant enerji formudur. Elektromanyetik spektrumun bir ucunda kozmik gamma ışınları, diğer ucunda radyo dalgaları bulunur. Bu spektrumun kızılötesi ve ultraviyole ışınları arasında kalan, 380-789 nm.'lik kısmında yer alan kısmı 'görünür ışık' olarak nitelendirilir. İnsan gözü sadece mor ve kırmızı (400-700 nm.) arasındaki dalga boylarını algılayabilmektedir. Bu aralığa ise 'görünür ışık spektrumu' adı verilir. Dişlerin renginin ışık kaynağına göre değişiminin nedeni tüm ışık kaynaklarının spektrumlarının farklı olmasıdır (97-99).

Rengin algılanması ve başkasına aktarılması durumunda yaşanan sorunların çözümü, renk standardı ve sayısal değerlerle tanımlama adına geliştirilen renk sistemleri arasında Munsell ve Commission Internationale de l'Eclairage (Uluslararası Bildirim Komisyonu) L*a*b (CIE) en çok kullanılan sistemlerdir (96).

2.6.1. Işık ve renk terimleri

Pigmentasyon

Materyalin içinde bulunan rengi oluşturulan partiküllere pigment, renklendirme işlemine depigmentasyon adı verilir (100).

Opaklık

Bir materyalin, ışığın geçmesini engelleme özelliğidir. Eğer bir cismin gün ışığı kaynağından gelen ışığı yansıttığı yoğunlukta absorbe ediyorsa rengi beyaz görünür. Cisme gelen ışığın hepsi absorbe oluyorsa cisim siyah görünür (101).

Metamerizm

Bir ışık kaynağı altında rengi belirlenmiş bir cismin, diğer bir ışık kaynağı altında farklı renkte görünmesidir. Belirli bir ışık kaynağında aynı görünen fakat farklı ışın dağılımına sahip iki renk ise metamer adını alır (102).

Yarı saydamlık

Materyalin ışığın bir kısmını geçirirken bir kısmını dağıtması, yayması anlamına gelir. Opak, transparant ve translusensi arasında bir derece olarak tarif edilebilir (103).

Saydamlık

Materyal içinden ışığın, hiç eksilme olmadan tamamen geçmesidir. Yüzey bitirmesi ve yüzey yapısı rengin davranışını etkiler. Mat yüzey ışığı daha çok emerken, parlak yüzeyin ışığı yansıtma özelliği vardır (104).

Floresan özellik

Materyalin X-ışınları veya ultraviyole gibi yüksek enerjili ışığa tutulması sonucu etrafına ışık yaymasıdır. Işıma, materyalin alabileceği ışık enerjisinden fazlasını alması sonucu oluşur. Floresan özelliğindeki materyaller daha parlak ve canlı görünür (105).

2.6.2. Renk Sistemleri

2.6.2.1. Munsell Renk Sistemi

Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilen bir sistemdir. Pek çok farklı versiyonu yapılan bu sistem en eski renk düzenleme sistemidir. Munsell renk sisteminde, örneklerin üç boyutlu olarak yerleştirilme prensibini rengin üç özelliği belirlemektedir (106).

Renk Tonu (Hue)

Hue, rengin ana özelliği olup rengi diğer renklerden ayırır. Hue özelliği rengin kırmızı, mavi, yeşil asıl rengini tanımlar. Emilen ve yansıyan ışınların görünür ışık spektrumunda sahip oldukları dalga boyları hue değerini tanımlar (106).

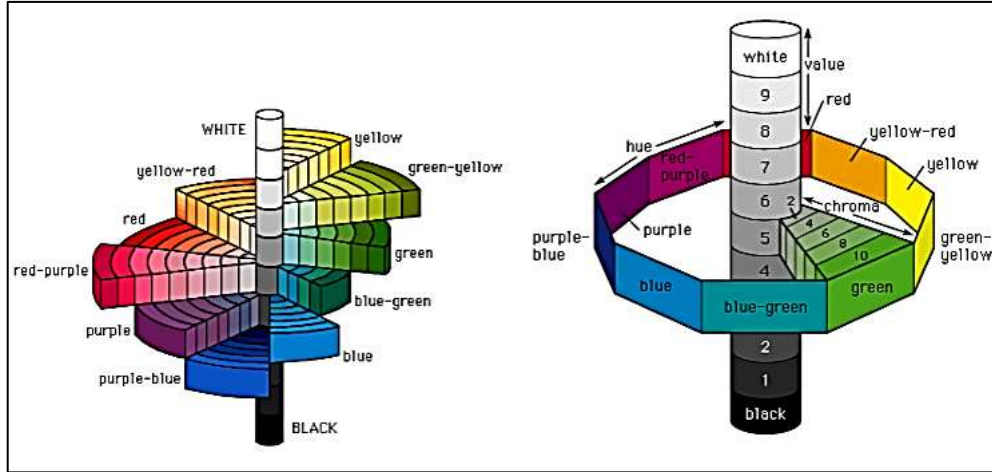
Munsell renk sisteminde saat yönünde sıralanmış olan 5 ana renk tanımlanmaktadır; kırmızı (R), sarı (Y), yeşil (G) mavi (B) ve mor (P). Ayrıca bu ana renklerin birleşiminden oluşan ve ana renk harfleriyle nitelendirilen 5 adet de birleşim renk bulunur (Şekil 1). Sarı-kırmızı (YR), yeşil-sarı (GY), mavi-yeşil (BG), mor-mavi (PB) ve kırmızı-mor (RP). Ana ve birleşim renkleri olmak üzere 10 farklı renk ve bu 10 farklı rengin her biri için de değişik value değerine sahip 10, toplamda da 100 farklı hue örneği bulunmaktadır (107, 108).

Renk Değeri (Value)

Cismin açıklık, koyuluk veya parlaklık, matlık derecesini gösteren özelliğidir. Bir cismin parlaklığı, cisim üzerinden yansıyan veya geçen ışık enerjisi miktarına bağlıdır ve yansıyan ışık miktarı ile doğru orantılıdır. Munsell renk sisteminde value değerleri 0'dan 10'a kadar derecelendirilmiş olup sistemin en alt noktasında siyah, en üst noktasında ise beyaz renk bulunmaktadır. Bu değerler içerisinde siyahtan beyaza doğru olan gri tonları value değerlerini oluşturur. Saf beyaz 10, saf siyah ise 0 olarak belirlenmiş ve ulaşılmaz olarak tanımlanmıştır. Araştırmacılara göre diş hekimliğinde renk seçiminin en önemli aşaması value değerinin belirlenmesidir. Value değerinin yanlış belirlendiği bir restorasyon, değer yüksek ise daha parlak ve opak, düşük ise daha gri ve cansız görülür. Özellikle yüksek value değerine sahip restorasyonlar doğal dişlerden daha kolay ayırt edilebilir ve estetik olarak daha fazla hataya neden olur. Öte yandan value değerinin doğru tespit edildiği bir restorasyonda, hue ve chroma değerlerinin hatalı tespiti sonucu ortaya çıkacak estetik hatalar görece daha az fark edilebilir. Ancak hue ve kromadaki aşırı değişiklikler value değerini de düşürerek, restorasyonun daha koyu ve gri görünmesine neden olur (96, 109).

Renk Yoğunluğu (Kroma)

Bir rengin doygunluğu ve saflığını belirler ve rengin içerdiği ana renk miktarını yani ana rengin yoğunluğunu ifade eder. Munsell tarafından kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayıran özellik olarak bildirilmiştir (110).



Şekil 1. Munsell renk sistemi

2.6.2.2. CIE L* a* b Renk Sistemi

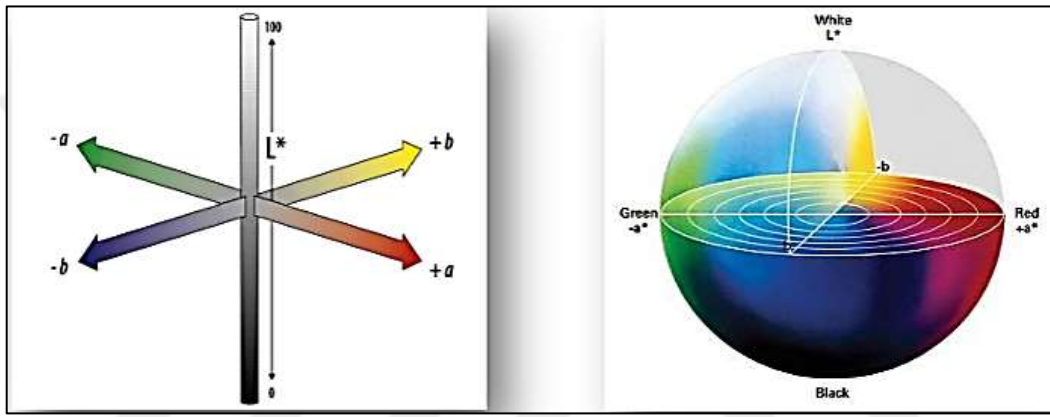
Günümüzdeki en popüler sistemlerden biridir. CIE tarafından 1976 yılında yeni bir renk tanımlaması yapılmasıyla ortaya çıkmıştır. Bu sisteme göre rengin algılanması, 3 ayrı renk reseptörüne (kırmızı, yeşil ve mavi) bağlanmıştır. Tüm renkler, 3 farklı eksenin kesişerek, merkezini oluşturduğu bir küre içinde yer alır.

CIE L*a*b renk sistemi, dental materyal araştırmalarında renk farklılıklarının ölçülmesi ve hesaplanması için sıklıkla kullanılmaktadır. CIE "Commision de l'Eclairage" tarafından, 1976 yılında geliştirilmiş olan sistem, renk ölçümü işlemi için standart bir yöntem olarak kabul edilmiştir. Her renk, üç boyutlu CIE L*a*b renk uzayında özgün bir yer kaplamaktadır (111). CIE L*a*b renk sisteminde L*, Munsell sistemindeki value değeri ile orantılıdır ve rengin açıklık-koyuluk veya siyah-beyaz karakterini gösterir. L* değerinin artması, materyalin parlaklığının artması olarak yorumlanmaktadır. Saf siyah rengin L* değeri 0 iken, saf beyazın L* değeri 100'dür ve L* değeri arttıkça renk açılarak saf beyaza, azaldıkça koyulaşıp saf siyaha yaklaşır. CIE a* ve b* değerleri ise Munsell sistemindeki hue ve kroma değerleri ile orantılı olup, a* parametresi bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değeri arttıkça renk kırmızıya, azaldıkça yeşile kayar. Cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki koordinatlarını b* parametresi gösterir (Şekil 2). Değeri arttıkça renk sarıya, azaldıkça maviye yaklaşır, a* ve b* koordinatlarının 0 değerleri, nötral renkleri (beyaz, gri) verirken bu değerlerin artması rengin daha yoğun ve doygun olduğunu gösterir (110, 112, 113).

CIE L*a*b renk sisteminde renkler geometrik olarak sıralandığı için, iki renk arasındaki farklılıklar matematiksel olarak hesaplanabilir. İki renk arasındaki renk farklılığı (ΔE^*), bu renklerin L^* , a^* , b^* değerlerinin ilgili formül kullanılarak hesaplanması ile elde edilmektedir (113).

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

Formülde yer alan L_0^* , a_0^* ve b_0^* ilk ölçüm değerleri iken L_1^* , a_1^* ve b_1^* ikinci ölçüm değerleridir.



Şekil 2. CIE L*a*b üç boyutlu renk sistemi

2.6.2.3. CIEDE2000 Renk Sistemi

CIE renk farklılıklarını hesaplamak için daha gelişmiş bir formül geliştirmiştir. Bu formül daha öncekinden daha iyi gibi görünmesine rağmen, kullanımı daha karmaşıktır. CIEDE2000 formülü diğ renkleri arasındaki algılanabilir ve kabul edilebilir renk farklılıkları için daha iyi göstergeler sağladığından renk farkı hesaplamaları için daha iyi bir uyum göstermektedir. Bunun yanında CIEDE2000 formülü klinik renk analizinde, CIE L^* a^* b^* formülünden daha fazla dikkate alınmalıdır.

CIEDE renk formülü hesaplamaları aşağıdaki denkleme göre yapılmaktadır;

$$\Delta E_{00}^* = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \frac{\Delta C'}{k_C S_C} \frac{\Delta H'}{k_H S_H}}$$

CIEDE2000 formülünde; $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ iki farklı örnek arasındaki renk açıklığını (lightness), yoğunluğunu (chroma) ve renk tonunu (hue) ifade eder. S_L , S_C ve S_H

renk yoğunluğu ve renk tonuna ait ağırlık fonksiyonlarıdır. CIEDE2000 (KL: KC: KH) gibi renk ağırlık faktörleri hataları düzeltmek için kullanılmaktadır. CIELAB renk aralığının homojen olmaması için, CIEDE2000 renk farkı formülü belirli düzeltmeler içerir. Rotasyon terimi (R) mavi bölgedeki renk ve renk tonu farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklayan bir dönme terimi, (RT) mavi bölgedeki hue ve kroma farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklar. CIELAB' ın a^* koordinatında, esas olarak düşük kroma (nötr renkler) renkleri etkileyen parametrelerin değiştirilmesi renk farkı değerlendirilmesinde, ışılandırma ve görme koşullarının etkisini açıklayan parametreler: KL, KC, KH 'dir. Son araştırmalara göre, renk farkının değerlendirilmesinde CIEDE2000 renk farkı formülünün CIELAB formülüne göre daha iyi açıklayabildiği, bu nedenle algılanabilirliği arttırdığı görülmüştür. CIEDE2000 formülüne göre algılanabilirlik eşiği ΔE_{00}^* değeri 0.8, klinik kabul edilebilirlik ΔE_{00}^* değeri ise 1.8 olarak belirtilmektedir (114).

2.6.3. Renk Ölçüm Yöntemleri

Belirli bir diş renginin analizinde kullanılabilecek iki yöntem bulunmaktadır; görsel veya bir cihaz yardımıyla renk ölçümü yapılması. Diş hekimliğinde en sık kullanılan yöntem, diş ve renk skalalarına ait örneklerin karşılaştırılmasıdır. Görsel renk tespit yöntemleri hızlı olmalarına rağmen oldukça subjektif yöntemlerdir. Bununla beraber cihaz yardımıyla yapılan ölçümlerden objektif ve hızlı sonuç alınmasının yanı sıra, bu sonuçların matematiksel verilere dönüştürülebilmesi gibi avantajları mevcuttur (115).

2.6.3.1. Görsel Renk Ölçümü

Ölçüm yapan kişinin görme duyusuna dayanılarak yapılan ölçüm yöntemidir. Kullanılan skalada materyalin yapısı ile restoratif materyalin yapısı aynı olmadığı için doğru rengi seçmede problemler yaşanabilir. Görsel renk tayini, dişin standart renkli diş renk kılavuzlarıyla karşılaştırılması ile yapılan, diş hekimliğinde en sık uygulanan yöntemdir. Diş ve renk kılavuzunun aynı ışık koşullarında aynı anda gözlenmesi subjektif bir işlemdir. Bireylerin diş rengi ayırt edici yetenekleri, eğitim ve deneyim ile zamanla geliştirilebilir. (110, 116).

Görsel renk ölçümü yöntemleriyle yapılan renk seçimlerinin tutarlılığını etkileyebilecek birçok faktör bulunmaktadır (117).

- Ortamın ışık kaynağının spektral özellikleri ve şiddetine bağlı faktörler

- Renk seçimi yapan kişinin beceri, tecrübe, cinsiyet, yaş ve renk reseptörlerinin yorgunluğu gibi kişisel varyasyonları ve psikolojik durumu
- Renk seçiminde kullanılan renk skalalarının, doğal dişe ait tüm renkleri barındıracak yeterlilikte olması
- Renk tablasındaki örneklerin, renk düzlemlerine göre sistematik yerleştirilmemesi

2.6.3.2. Kolorimetre

Kolorimetreler, rengi sabit bir ışık kaynağı ve görme açısı kullanarak, objeden yansıyan ışığı üç ya da dört görünür spektrumda filtreleyip ölçmektedirler. Aletin kullanımı yüzey rengi ve yarı parlak renklerin ölçümü olarak iki alanda kategorize edilebilir. Yüzey rengi ölçümünde kullanılan aletin ana komponentleri; bir ışık kaynağı, bir bütünleştirici küre ve algılayıcıdır. Yarı parlak renklerin ölçümünde, ışık kaynağına da ihtiyaç yoktur. Algılayıcı içerisinde, filtreden geçen değişik spektrumlardaki ışık demetlerine hassas olan ve insan gözündeki renkli görmeyi sağlayan koni hücrelerine benzer sensörler bulunmaktadır. Bu sensörler, CIE x, y ve z sistemine yakın sonuç alınabilmesine olanak vermektedirler (118).

2.6.3.3. Spektrofotometre

Yüzey renklerinin belirlenmesinde kullanılırlar. İnsan gözünün algılayamayacağı renkleri içerisindeki birden fazla sensör sistemi ile algılamaktadır. Ölçüm, cisimden yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranlanması ile gerçekleşir. Gün ışığı, ampul ışığı ve floresan ışıktaki farklı ölçüm sonuçları gösterebileceği için daha çok bilimsel alanlarda, profesyonel çalışmalarda ve kalite kontrolde tercih edilmektedir (104).

Spektrofotometreler, dental çalışmalar ve klinik araştırmalarda porselenler, restoratif rezinler, yapay dişler, dental materyaller ve renk skalalarındaki renk değişiminin tespitinde kullanılmaktadırlar (119).

Metamerizmi tespit edebilmeleri ve üçten daha fazla dalga boyunda ölçüm yapabilmeleri sayesinde, insan gözünün algılayamayacağı renkleri dahi tespit edebilmeleri ile kolorimetre cihazlarına göre daha çok tercih edilirler. Kolorimetreler daha çok düz yüzeyler için tasarlanmış oldukları için klinik kullanımda spektrofotometreler tercih edilmektedir (104, 113).

Klinik alışmalar ve dental araştırmalarda kullanılan spektrofotometrelerin pek çoğu; pahalı ve karmaşık olmaları gibi dezavantajlara sahiptir. Bununla beraber, bilimsel araştırmalar için geliştirilmiş olan küresel optik uçlu spektrometrelerde; örnek aletin pek çok farklı yn ve açıdan ışık gönderen optik yuvasına yerleştirilebilmekte ve böylelikle örneğin en güvenilir ve tutarlı şekilde yansıma özelliğinin spektral analizi gerçekleştirilmiş olmaktadır. Ancak dental spektrofotometrelerde ışık ancak diş yüzeyinden tek bir açıyla verilebilmektedir (104, 113).

Spektrofotometreler, yüzey renginin ölçülmesinde çok kullanışlıdır. Bir prizma, spektrofotometre içindeki tungsten-filaman bir amplden beyaz bir ışığı, 10 ve 20 nm'lik dalga boyu bantlarındaki bir spektrumda yayar. Görsel spektrumdaki her dalga boyu için örnekten yansıyan ışığın miktarı ölçülür (104).

2.6.3.4. Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri

Renk lmnde dijital kameraların kullanılması son yıllarda giderek popüler hale gelmiştir. Bu sistemde objenin renginin tek bir noktada ölçülmesi yerine objenin tamamına ait görüntüsü ölçülür. Bu sistemin teknolojisi, kolorimetrik ve multispektral olarak iki açıdan ele alınmaktadır. Kullanıcının fotoğraf metodolojisi ve bilgisayar teknolojisindeki becerilerini geliştirmesiyle beraber bu yöntem, renk ölçümü açısından son derece basit ve kullanışlıdır. X, Y, Z tristimulus değerlerinin hesaplanması gibi, kamerada da RGB (kırmızı, yeşil ve mavi) değerleri bir formül ile hesaplanır. Kamera algılayıcıları CIE'nin standart gözlemcileri ile aynı spektral hassasiyete sahip olmadıkları için kameranın RGB değerleri, CIE'nin XYZ değerleri ile eşleşmez. Renk lm için bu değerlerin "kamera karakterizasyonu" denen bir yöntem ile eşleştirilmesi gerekmektedir (104, 113).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Etik Kurul Onayı

Araştırmamızın etik kurul onayı Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2021/286 protokol numarası ile alındı (Ek 1).

Bu çalışmada Şubat 2017- Şubat 2020 tarihleri arasında KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi kliniğinde anterior bölgede estetik veneer restorasyon uygulamaları için kullanılan farklı tip materyallerin kullanıma bağlı olarak zamanla gösterebileceği optik özellikler değerlendirildi.

3.2. Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

- Diestemaya sahip ön dişler
- Anatomik açıdan şekil bozukluğuna sahip ön dişler
- Madde kaybına uğramış ve renklenmiş ön dişler
- Daha önce başarısız ortodontik tedavi geçirmiş dişler
- Çapraşıklık bulunan ön bölge dişlerine sahip hastalar

3.3. Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri

- Sigara ve tütün içerikli ürünler kullanan
- Parafonksiyonel alışkanlığı bulunan
- Class 3 maloklüzyonu bulunan
- Yetersiz oral hijyene sahip hastalar

Tablo 2. Çalışmada değerlendirilen estetik veneer materyaller

Gruplar	Marka	Materyal Tipi	Renk	Üretici Firma
EP	IPS E-max press	Lityum disilikat içerikli seramik	A1	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Lichtenstein
LU	Lava Ultimate	Rezin Nanoseramik	A1	3M Espe, St. Paul Minneapolis, A.B.D
EN	Vita Enamic	Polimer İnfiltrat Seramik Ağ	A1	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
SP	Vita suprinity	Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum disilikat Seramik	A1	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
CE	Cerasmart	Nanoseramik	A1	GC Dental Products, A.B.D.
BZ	Bruzir	Zirkonyum	A1	Glidewell
VM	Vita Mark II	Felspatik seramik	A1	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya

Bu çalışmada; 7 farklı estetik veneer, 2 farklı yüzey bitirme işlemi (manuel polisaj, glaze) olmak üzere toplam 14 adet grup oluşturuldu ve her grupta 20'şer tane (n=20) olmak üzere toplamda 280 adet estetik veneer krona sahip hastalar çalışmaya dahil edildi. Çalışmada değerlendirilen veneer materyaller Tablo 2' de gösterilmektedir.

Anterior bölgeye uygulanan estetik veneer kronlar için A1 rengi ve ona eşdeğer renkteki bloklar tercih edildi.

3.4. Çalışma Dizaynı

Çalışmaya dahil edilme kriterlerine uygun, her bir grupta 40 adet ve yüzey işlemleri dikkate alınarak n=20 olacak şekilde toplamda 280 adet anterior veneer kron, gruplara ayrıldı. Veneer kronların renk analizleri için kolorimetre cihazı kullanıldı. Ölçümler öncesi kolorimetre (Shade Eye NCC, shofu Kyoto Japan) cihazı kendi özel kalibrasyon aleti ile kalibre edildi.

Veneerler, her ölçümün aynı noktadan yapılabilmesi için sabit kalem ile 9 eşit parçaya bölünecek şekilde çizildi ve ölçümler veneer kronların anterior orta 1/3 lük kısmından yapıldı. Renk ölçümleri; simantasyondan hemen sonra, 1 ay sonrasında ve 6 ay sonrasında olmak üzere 3 farklı zamanda gerçekleştirildi. Tüm ölçümler tek bir klinisyen tarafından yapıldı. Çalışmada oluşturulan gruplar Tablo 3'te gösterilmektedir.

Tablo 3. Deney grupları (n=20)

Deney Grupları	Kullanılan Materyal	Yüzey İşlemleri
EP	IPS E-max Press	Glaze (G) Manuel Polisaj (P)
LU	Lava Ultimate	Glaze (G) Manuel Polisaj (P)
EN	Vita Enamic	Glaze (G) Manuel Polisaj (P)
SP	Vita Suprinity	Glaze (G) Manuel Polisaj (P)
CE	Cerasmart	Glaze (G) Manuel Polisaj (P)
MZ	Bruxzir Solid zirconia	Glaze (G) Manuel Polisaj (P)
VM	Vita Mark II	Glaze (G) Manuel Polisaj (P)

3.4.1. IPS E-max Press Glaze Grubunun Oluşturulması (n=20)

IPS E-max press marka anterior estetik veneer kronların final yüzey bitirme işlemi Ivoclar Essence solüsyonu ile 710 °C derecede fırınlanarak glaze işlemi gerçekleştirildi. Daha sonra veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante edildi. Veneer kronların L* a* b* değerleri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 1), 1. ay (Resim 2) ve 6. ay (Resim 3) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 1. IPS E-max Press glaze grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 2. IPS E-max Press glaze grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 3. IPS E-max Press glaze grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.4.2. IPS E-max Press Polisaj Grubunun Oluşturulması (n=20)

IPS E-max press marka anterior estetik veneer kronların final yüzey bitirme işlemi (Brasseler, USA) polisaj kiti ile kullanıcı talimatlarına uygun biçimde uygulanarak gerçekleştirildi. Daha sonra veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L* a* b* değerleri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 4), 1. ay (Resim 5) ve 6. ay (Resim 6) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 4. IPS E-max Press polisaj grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 5. IPS E-max Press polisaj grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 6. IPS E-max Press polisaj grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.4.3. Lava Ultimate Glaze Grubunun Oluşturulması (n=20)

Lava Ultimate marka anterior estetik veneer kronların final yüzey bitirme işlemi (Optiglaze™, GC) glaze ile polimerize edilerek gerçekleştirildi. Daha sonra veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante

edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L^* , a^* , b^* değerleri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 7), 1. ay (Resim 8) ve 6. ay (Resim 9) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 7. Lava Ultimate glaze grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 8. Lava Ultimate glaze grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 9. Lava Ultimate glaze grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.4.4. Lava Ultimate Polisaj Grubunun Oluşturulması (n=20)

Lava Ultimate marka anterior estetik veneer kronların final yüzey bitirme işlemleri (Meisinger Polishing Set, 3M Espe) polisaj kiti ile üretici firmanın kullanıcı talimatlarına uygun biçimde uygulanarak gerçekleştirildi. Daha sonra veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L^* , a^* , b^* değerleri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 10), 1. ay (Resim 11) ve 6. ay (Resim 12) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 10. Lava Ultimate polisaj grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 11. Lava Ultimate polisaj grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 12. Lava Ultimate polisaj grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.4.5. Vita Enamic Glaze grubunun Oluşturulması (n=20)

Vita Enamic marka anterior estetik veneer kronların final yüzey bitirme işlemi (Vita Enamic Glaze, Vita Zahnfabrik) glaze materyali ile tamamlandı. Daha sonra veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L*, a*, b* değerleri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 13), 1. ay (Resim 14) ve 6. ay (Resim 15) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 13. Vita Enamic glaze grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 14. Vita Enamic glaze grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 15. Vita Enamic glaze grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.4.6. Vita Enamic Polisaj Grubunun Oluşturulması (n=20)

Vita Enamic marka anterior estetik veneer kronların final yüzey bitirme işlemi (Meisinger Polishing Set, 3M Espe, USA) polisaj kiti ile kullanıcı talimatlarına uygun biçimde gerçekleştirildi. Daha sonra veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L^* , a^* , b^* değerleri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 16), 1. ay (Resim 17) ve 6. ay (Resim 18) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 16. Vita Enamic polisaj grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 17. Vita Enamic polisaj grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 18. Vita Enamic polisaj grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.4.7. Vita Suprinity Glaze Grubunun Oluşturulması

Vita Suprinty marka anterior estetik veneer kronların final yüzey bitirme işlemi, uygun miktar glaze tozu (Vita Akzent Plus Glaze Powder, Vita Zahnfabrik) ve likiti (Vita Akzent Plus Glaze Fluid, Vita Zahnfabrik) karıştırılıp yüzeye sürülerek tamamlandı. Daha sonra 400 °C 5 dakika fırınlanarak glaze işlemi gerçekleştirildi. Veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L*, a*, b* değerleri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 19), 1. ay (Resim 20) ve 6. ay (Resim 21) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 19. Vita Suprinity glaze grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 20. Vita Suprinity glaze grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 21. Vita Suprinity glaze grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.4.8. Vita Suprinity Polisaj Grubunun Oluşturulması (n=20)

Vita Enamic Polisaj grubunda daha önce bahsedilen prosedürler uygulanarak manuel polisaj yapıldı. Daha sonra veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L*, a*, b* değerleri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 22), 1. ay (Resim 23) ve 6. ay (Resim 24) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 22. Vita Suprinity polisaj grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 23. Vita Suprinity polisaj grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 24. Vita Suprinity polisaj grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.4.9. Cerasmart Glaze Grubunun oluşturulması (n=20)

Bu gruptaki örneklerin yüzey bitirme işlemi glaze (OptiGlaze GC, USA) uygulanarak gerçekleştirildi. Daha sonra veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L^* , a^* , b^* değerleri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 25), 1. ay (Resim 26) ve 6. ay (Resim 27) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 25. Cerasmart glaze grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 26. Cerasmart glaze grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 27. Cerasmart glaze grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.4.10. Cerasmart Polisaj Grubunun Oluşturulması (n=20)

Vita Enamic Polisaj grubunda bahsedilen prosedürler uygulanarak manuel polisaj yapıldı. Daha sonra veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L*, a*, b* değeri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 28), 1. ay (Resim 29) ve 6. ay (Resim 30) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 28. Cerasmart polisaj grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 29. Cerasmart polisaj grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 30. Cerasmart polisaj grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.4.11. Bruxzir Glaze Grubunun Oluşturulması (n=20)

Bruxzir glaze grubunda bulunan veneer kronlara mekanik final bitirme prosedürleri uygulandıktan sonra glaze solüsyonu (Luxaglaze, DMG, Germany) sürülerek 10 saniye polimerize edildi. Daha sonra veneer kronlar, (RelyX™ Luting Plus Automix Resin Modified Glass Ionomer Cement 3M) ile simante edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L*, a*, b* değeri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan

hemen sonra başlangıç (Resim 1), 1. ay (Resim 2) ve 6. ay (Resim 3) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 31. Bruxzir glaze grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 32. Bruxzir glaze grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 33. Bruxzir glaze grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.4.12. Bruxzir Polisaj Grubunun Oluşturulması (n=20)

BruxZir marka anterior estetik veneer kronların final yüzey bitirme işlemi BruxZir™ Adjustment & Polishing Kit polisaj kiti ile kullanıcı talimatlarına uygun biçimde gerçekleştirildi. Daha sonra veneer kronlar, (RelyX™ Luting Plus Automix Resin Modified Glass Ionomer Cement 3M) ile simante edildi. Daha sonra veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L*, a*, b* değerleri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 1), 1. ay (Resim 2) ve 6. ay (Resim 3) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 34. Bruxzir polisaj grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 35. Bruxzir polisaj grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 36. Bruxzir polisaj grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.4.13. Vita Mark II Glaze Grubunu Oluşturulması (n=20)

Vita Mark II marka anterior estetik veneer kronların glaze grubuna, final yüzey bitirme işlemi aşamasında, uygun miktar glazür toz (Vita Akzent Plus Glaze Powder, Vita Zahnfabrik) ve likiti (Vita Akzent Plus Glaze Fluid, Vita Zahnfabrik) bir spatül yardımıyla karıştırılarak, elde edilen karışım örneklerin yüzeyine uygulandı. Ardından glaze fırınlaması üretici firma talimatlarına göre gerçekleştirildi. Daha sonra veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L*, a*, b* değerleri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 1), 1. ay (Resim 2) ve 6. ay (Resim 3) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 37. Vita Mark II glaze grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 38. Vita Mark II glaze grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 39. Vita Mark II glaze grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü

3.4.14. Vita Mark II Polisaj Grubunun Oluşturulması (n=20)

Vita Mark II marka anterior estetik veneer kronların final yüzey bitirme işlemi aşamasında, (Sof-Lex, 3M Espe) gren boyutuna göre sırasıyla (siyah, koyu mavi, mavi, açık mavi) uygulandı. Ardından final parlatma aşamasına geçildi. Parlak bir seramik yüzeyi elde edebilmek için polisaj patı (Vita Karat diamond polishing paste, Vita Zahnfabrik) kıl fırça yardımıyla örnek yüzeyine uygulandı. Daha sonra veneer kronlar, Clear renk dual-cure rezin (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japan) ile simante edildi. Veneer kronların kolorimetre ile ölçülen L^* , a^* , b^* değerleri seçilerek çalışmaya dahil edildi. Veneerlerin, simantasyondan hemen sonra başlangıç (Resim 1), 1. ay (Resim 2) ve 6. ay (Resim 3) sonrasındaki görüntüleri gösterilmektedir.



Resim 40. Vita Mark II polisaj grubuna ait bir hastanın başlangıç görüntüsü



Resim 41. Vita Mark II polisaj grubuna ait bir hastanın 1. ay görüntüsü



Resim 42. Vita Mark II polisaj grubuna ait bir hastanın 6. ay görüntüsü

3.5. Renk ölçümü

Bütün renk ölçüm işlemleri, (12.00-15.00) saatleri arasında, aydınlatma koşullarının uygun olduğu klinikte, florasan ışık altında standart şekilde gerçekleştirilmeye çalışıldı. Veneer kronların renk analizleri için kolorimetre cihazı (ShadeEYE, NCC. Shofu, Japan) kullanıldı. Ölçümler öncesi kolorimetre kendi özel kalibrasyon aleti ile kalibre edildi. Veneerler, her ölçümün aynı noktadan yapılabilmesi için sabit kalem ile 9 eşit parçaya bölünecek şekilde çizildi. Ölçümler veneer kronların anterior 1/3 orta kısmından yapıldı.

Veneer kronlar renk değerlerinin tespiti için ayrı ayrı 3'er kez ölçülerek, ortalama değerleri kaydedildi. Tüm ölçümler tek bir klinisyen tarafından yapıldı ve CIE L^* a^* b^* renk sistemine göre ölçülen bu değerler kayıt altına alındı.

Anterior seramik veneerlerin renk değerleri, başlangıç; L_0^* , a_0^* , b_0^* , 1. ay; L_1^* , a_1^* , b_1^* ve 6. ay; L_2^* , a_2^* , b_2^* olmak üzere belirlendi.

3.6. Renk Farklarının (ΔE_{00}^*) Hesaplanması

Çalışmamızdaki optik veriler CIEDE2000 sistemi ile değerlendirildi. Bu sistem renk belirlenirken L^* , a^* , b^* değişkenlerini kullanır ve bu değerler üçlü uyaran X, Y, Z değişkenlerinden hesaplanır.

(ΔE_{00}^*) değerleri örneklerin zaman içindeki L^* , a^* , b^* eksenlerindeki değişiklik miktarını matematiksel olarak göstermektedir.

Renk değişiminin derecesi ise (ΔE_{00}^*) ile ifade edilir ve hesaplamasında şu formül kullanılır;

$$\Delta E_{00}^* = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \frac{\Delta C'}{k_C S_C} \frac{\Delta H'}{k_H S_H}}$$

Veneer grubundaki 1. ay ve başlangıç renk değerleri arasındaki renk değişimi (ΔE_{00}^*)₁, başlangıç ve 6. ay arasındaki renk değişimi (ΔE_{00}^*)₂ ve 1. ay ve 6. ay arasındaki renk değişimi (ΔE_{00}^*)₃ olarak ifade edildi.

CIEDE2000 formülüne göre renk değişiminin algılanabilirlik eşiği ΔE_{00}^* değerinin 0.8; birime kadar, klinik kabul edilebilirlik değeri ise 1.8 ΔE_{00}^* e kadar olarak belirtilmiştir (114). Klinik olarak renk değişim değerleri Tablo 4'te gösterildi.

Tablo 4. ΔE_{00}^* klinik renk değişim eşleşme değerleri tablosu

ΔE_{00}^*	Klinik renk eşleşmesi
0.8	Algılanabilirlik eşiği
1.8	Kabul edilebilirlik eşiği

3.7. İstatiksel Değerlendirme

Verilerin SPSS istatistik paket programı (Statistical Package for the Social Sciences v17.0, SPSS Inc. Chicago, IL, ABD) kullanılarak analizleri yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler sürekli ölçümlü sayısal değişkenler için Ortalama (Ort) $\pm$ Standart Sapma (SS), Minimum (min)/ Maksimum (max) şeklinde ifade edildi.

Ölçümle elde edilen verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk Testi ile incelendi. Grupların optik değerleri için, zamana bağlı meydana gelen değişikliklerdeki

istatistiksel farkı saptamak üzere (veriler normal dağılmadığı için) Friedman ve Wilcoxon Testi ile birlikte Bonferroni düzeltmesi uygulandı. İstatistiksel anlamlılık seviyesi $p<0.017$ olarak ayarlandı. Gruplar arasındaki her bir zamana ait verilerin ikili karşılaştırmaları ise Kruskal Wallis Testi ile incelendi. Gruplar arası ikili karşılaştırmalar için Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi uygulandı. İstatistiksel anlamlılık seviyesi $p<0.0005$ olarak kabul edildi.



4. BULGULAR

IPS E-max Press (EP), Lava Ultimate (LU), Vita Enamic (EN), Vita Suprinity (SP), Cerasmart (CE), BruxZir (BZ), Vita Mark II (VM) marka veneer kronların farklı yüzey bitirme prosedürleri sonrasında renk değerlerini in-vivo olarak karşılaştırdığımız çalışmada L^* , a^* , b ve ΔE_{00}^* parametreleri kullanılmıştır.

4.1. Estetik Veneer Kron Gruplarının Farklı Yüzey Bitirme Prosedürleri Sonrası Renk Değerlerine Ait Bulgular

4.1.1. Grupların L^* Değerlerine ait Bulgular

Zamana bağlı değişen L^* değerleri için ortalama değerleri, standart sapma (SS), maksimum (max) ve minimum (min) değerler Tablo 5'te gösterildi. Veneer grupları arasında farklı zamanlardaki L_0^* , L_1^* , L_2^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlendi ($p < 0.017$).

Tablo 5. Grupların zamana bağlı L^* verileri [n, Ortanca (Ort $\pm$ SS; min-max)]

	L_0 Ortanca (Ort $\pm$ SS; min-max)	L_1 Ortanca (Ort $\pm$ SS; min-max)	L_2 Ortanca (Ort $\pm$ SS; min-max)
EP_G (n=0)	79.4 (79.3 $\pm$ 2.28; 75.43-83.45)	78.6 (78.4 $\pm$ 2.3; 73.4-82.42)	77.9 (78 $\pm$ 2.23; 73.3-81.3)
EP_P (n=20)	76.8 ((76.8 $\pm$ 1.87; 73.45-80.08)	75.5 (75.8 $\pm$ 2.1; 72.56-79.67)	74.2 (74.52 $\pm$ 2.06; 71.12-78.05)
LU_G (n=20)	71.2 (71.3 $\pm$ 1.35; 68.8-73.41)	69.1 (69.3 $\pm$ 1.46; 67.1-71.81)	64.9 (65.1 $\pm$ 1.28; 63.34-67.12)
LU_P (n=20)	70.7 (70.6 $\pm$ 0.8; 68.28-72.1)	70.4 (70.3 $\pm$ 1.1; 67.1-72.1)	68.5 (68.1 $\pm$ 1.3; 64.9-69.3)
EN_G (n=20)	67.3 (67.3 $\pm$ 0.4; 66.4-67.9)	69.4 (69.3 $\pm$ 0.81; 67.3-70.45)	73.7 (73.6 $\pm$ 0.97; 72.04-75.1)
EN_P (n=20)	66.6 (66.5 $\pm$ 0.5; 65.7-67.4)	67.4 (67.4 $\pm$ 0.6; 66.1-68-9)	72.6 (72.5 $\pm$ 0.63; 71.4-73.9)
SP_G (n=20)	79.1 (79.2 $\pm$ 0.63; 77.9-80.3)	79 (79 $\pm$ 0.73; 77.35-80.1)	78.8 (78.6 $\pm$ 0.81; 77.11-79.9)
SP_P (n=20)	79 (79.2 $\pm$ 0.78; 77.9-81.02)	78.8 (78.9 $\pm$ 0.92; 77.2-81)	77.9 (78 $\pm$ 1.1; 75.8-79.9)
CE_G (n=20)	67.4 (67.4 $\pm$ 0.4; 66.8-68.2)	66.5 (66.5 $\pm$ 0.6; 65.1-67.7)	61.7 (61.8 $\pm$ 0.83; 60.3-63.5)
CE_P (n=20)	70.5 (70.6 $\pm$ 0.64; 69.6-71.7)	70 (70.1 $\pm$ 0.6; 69.1-71.4)	67.5 (67.7 $\pm$ 0.87; 66.3-69.1)
BZ_G (n=20)	80.3 (80.4 $\pm$ 0.31; 79.9-80.9)	80.1 (80.1 $\pm$ 0.51; 78.6-80.8)	79.5 (80 $\pm$ 2.2; 78.1-89)
BZ_P (n=20)	80 (80 $\pm$ 0.53; 78.7-80.7)	79.5 (79.3 $\pm$ 0.79; 77.3-80.1)	78.5 (78.4 $\pm$ 0.73; 76.6-79.2)
VM_G (n=20)	68.8 (68.8 $\pm$ 0.7; 67.7-70.1)	68.6 (68.6 $\pm$ 0.84; 66.8-70.1)	67.5 (67.6 $\pm$ 0.88; 65.7-69.4)
VM_P (n=20)	67.8 (67.9 $\pm$ 0.77; 66.5-69.2)	66.9 (67.1 $\pm$ 0.9; 65.3-69)	65 (65.1 $\pm$ 0.9; 63.5-67.1)

*Not: IPS emax press (EP), Lava Ultimate (LU), Vita Enamic (EN), Vita Supriniy (SP), Cerasmart (CE), BruxZir (BZ), Vita Mark II (VM), manuel polisaj yapılan gruplar (P), glaze uygulanan gruplar (G), olarak temsil edilmiştir.

L_0^* = Veneer kronların başlangıç L^* değeri (simantasyon sonrası),

L_1^* = Veneer kronların 1. ay L^* değeri,

L_2^* = Veneer kronların 6. ay L^* değeri

Ortalama değerlere bakıldığında, EN grubu dışında tüm gruplarda zamana bağlı olarak L_2^* ortalama değerleri L_1^* 'den, L_1^* değerleri L_0^* değerlerinden daha düşüktür ($p<0.017$).

Tüm zamanlara bakıldığında en yüksek L^* ortalama değerine sahip grup BZ_G iken, en düşük L^* değeri ise CE_G grubunda bulunmaktadır.

Tüm veneer kron gruplarına bakıldığında, CE grubu dışındaki tüm gruplarda; glaze grubundaki L^* ortalama değerleri polisaj grubundaki L^* değerlerinden daha yüksektir ($p<0.017$).

4.1.2. Grupların Zamana Bağlı a^* Değerlerine ait Bulgular

Grupların farklı zamanlardaki a^* değerleri için ortanca değerleri, standart sapma, maksimum ve minimum değerler Tablo 6'da gösterildi. Veneer gruplarının a^* değerleri kıyaslandığında; farklı zamanlarda birbirleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlendi ($p<0.017$).

Tablo 6. Grupların zamana bağlı a* verileri [n, Ortanca (Ort± SS; min-max)]

	a₀ Ortanca (Ort±SS; min-max)	a₁ Ortanca (Ort±SS; min-max)	a₂ Ortanca (Ort±SS; min-max)
EP_G (n=20)	-0.29 (-0.5±0.49; (-1.71)-(-0.15))	-0.22 (-0.39±0.49; -1.67-0.15)	-0.14 (-0.28±0.46; -1.61-0.21)
EP_P (n=20)	0.06 (0.04±0.36; -0.35-1.31)	0.21 (0.23±0.38; -0.23-1.45)	0.26 (0.34±0.34; -0.21-1.43)
LU_G (n=20)	-1.32 (-1.46±0.28; (-1.85)-(-1.05))	-1.76 (-1.79±0.22; (-2.13)-(-1.29))	-2.17 (-2.14±0.21; (-2.45)-(-1.78))
LU_P (n=20)	-1.25 (-1.3±0.17; (-1.84)-(-1.06))	-1.55 (-1.54±0.21; (-2.03)-(-1.09))	-2.64 (-2.61±0.2; (-3.14)-(-2.15))
EN_G (n=20)	0.16 (0.11±0.27; -0.45-0.51)	0.17 (0.15±0.22; -0.43-0.47)	-0.7 (-0.59±0.27; (-0.93)-(-0.19))
EN_P (n=20)	0.16 (0.06±0.25; -0.45-0.36)	0.14 (0.09±0.22; -0.41-0.35)	-0.23 (-0.24±0.24; -0.75-0.17)
SP_G (n=20)	-0.05 (-0.02±0.17; -0.26-0.25)	-0.02 (0.03±0.23; -0.21-0.8)	0.05 (0.09±0.21; -0.15-0.82)
SP_P (n=20)	0.19 (0.21±0.09; 0.05-0.36)	0.23 (0.25±0.09; 0.11-0.39)	0.26 (0.27±0.1; 0.11-0.45)
CE_G (n=20)	-1.55 (-1.47±0.25; (-1.93)-(-1.03))	-2.63 (-2.6±0.23; (-3.04)-(-2.12))	-3.78 (-3.74±0.22; (-4.32)-(-3.34))
CE_P (n=20)	-1.7 (-1.68±0.17; (-1.97)-(-1.35))	-2.85 (-2.85±0.17; (-3.16)-(-2.51))	-3.31 (-3.36±0.23; (-3.97)-(-3.05))
BZ_G (n=20)	0.2 (0.19±0.08; 0.05-0.34)	0.26 (0.24±0.08; 0.12-0.39)	0.29 (0.27±0.08; 0.15-0.42)
BZ_P (n=20)	0.15 (0.15±0.08; 0.01-0.31)	0.17 (0.17±0.09; 0.03-0.35)	0.19 (0.19±0.09; 0.05-0.36)
VM_G (n=20)	-0.47 (0.49±0.12; (-0.78)-(-0.31))	-0.48 (-50±0.11; (-0.75)-(-0.35))	-0.56 (-0.58±0.13; (-0.84)-(-0.39))
VM_P (n=20)	0.15 (0.17±0.08; 0.04-0.35)	0.2 (0.21±0.1; 0.04-0.45)	0.32 (0.33±0.9; 0.12-0.56)

*Not: IPS emax press (EP), Lava Ultimate (LU), Vita Enamic (EN), Vita Supriniy (SP), Cerasmart (CE), BruxZir (BZ), Vita Mark II (VM), manuel polisaj yapılan gruplar (M), glaze uygulanan gruplar (G), olarak temsil edilmiştir.

a_0^* = veneer kronların başlangıç a^* değeri,

a_1^* = veneer kronların 1. ay a^* değeri,

a_2^* = veneer kronların 6. ay a^* değeri

Ortalama değerlere bakıldığında; LU, EN, CE grubunun a^* değerleri zamana bağlı olarak azalma gösterirken, diğer gruplardaki a^* değerlerinde artış gözlenmiştir ($p<0.017$).

En yüksek a^* değeri tüm zamanlarda BZ_G grubunda iken, en düşük a^* değeri CE_P grubunda gözlenmiştir ($p<0.017$).

CE ve BZ grubu hariç polisaj alt gruplarındaki ortalama a^* değerleri, glaze grubundaki ortalama a^* değerlerine göre daha yüksek bulunmuştur ($p<0.017$).

4.1.3. Grupların Zamana Bağlı b^* Değerlerine ait Bulgular

Grupların farklı zamanlardaki b^* değerleri için; ortalama değerler, standart sapma, maksimum ve minimum değerler Tablo 7’de gösterildi. Veneer grupları arasında zamanın değişmesiyle istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p<0.017$).

Tablo 7. Grupların zamana bağlı b^* verileri [n, Ortanca (Ort± SS; min-max)]

	b₀ Ortanca (Ort±SS; min-max)	b₁ Ortanca (Ort±SS; min-max)	B₂ Ortanca (Ort±SS; min-max)
EP_G (n=20)	5.3 (5.1±1.4; 2.5-7.3)	5.5 (5.2±1.4; 2.5-7.3)	5.7 (5.3±1.5; 2.6-7.9)
EP_P (n=20)	5.2 (5.6±1.2; 3.9-7.8)	5.3 (5.7±1.2; 4.1-7.9)	5.8 (6.1±1.2; 4.5-8.1)
LU_G (n=20)	6 (6.2±0.9; 4.5-7.9)	10.4 (10.5±1.2; 8.8-13.1)	17.2 (17±0.97; 15.2-18.1)
LU_P (n=20)	4.3 (4.2±0.6; 3.2-5.5)	7.1 (7.2±0.8; 6.4-8.7)	10.3 (10.5±0.7; 9.6-11.9)
EN_G (n=20)	7.9 (7.9±0.8; 6.6-9.3)	9 (8.8±0.8; 7.5-10.1)	11.1 (11±0.8; 9.6-12.2)
EN_P (n=20)	6.2 (6.2±0.6; 5.1-6.9)	8.2 (8.1±0.5; 7.2-8.9)	11.5 (11.4±0.6; 10.3-12.3)
SP_G (n=20)	21.7 (22±1.1; 20.1-23.9)	21.87 (22±1.1; 20.1-24.1)	22.3 (22.4±1; 20.7-24.2)
SP_P (n=20)	19.9 (19.8±0.8; 18.6-21.7)	20.1 (20±0.8; 18.9-21.8)	20.6 (20.5±0.8; 19.2-22)
CE_G (n=20)	7.1 (7.1±0.5; 6.2-8.1)	12.9 (12.4±1.2; 10.1-14.4)	19.8 (19.4±1.1; 17.3-21.1)
CE_P (n=20)	4.6 (4.6±0.3; 4.1-5.1)	7.4 (7.6±0.4; 7.03-8.7)	10.6 (10.7±0.5; 10.1-11.6)
BZ_G (n=20)	30.7 (30.6±0.4; 29.9-31.1)	30.7 (30.7±0.5; 29.9-31.5)	31.5 (31.5±0.4; 30.5-32.1)
BZ_P (n=20)	29.4 (29.2±0.7; 28.1-30)	29.8 (29.4±0.6; 28.1-30.3)	30.2 (29.9±0.6; 28.7-30.6)
VM_G (n=20)	5 (5.1±0.9; 3.7-6.7)	5.3 (5.3±0.9; 3.8-6.8)	6.2 (6.2±0.8; 4.8-7.6)
VM_P (n=20)	3.8 (3.8±0.9; 1.9-5.1)	4.3 (4.4±0.9; 2.6-5.8)	5.2 (5.1±0.8; 3.3-6.4)

*Not: IPS emax press (EP), Lava Ultimate (LU), Vita Enamic (EN), Vita Supriniy (SP), Cerasmart (CE), BruxZir (BZ), Vita Mark II (VM), manuel polisaj yapılan gruplar (P), glaze uygulanan gruplar (G), olarak temsil edilmiştir.

b_0^* = veneer kronların başlangıç b^* değeri,

b_1^* = veneer kronların 1. ay b^* değeri,

b_2^* = veneer kronların 6. ay b^* değeri

Tüm zamanlara bakıldığında en yüksek ortalama b^* değerine sahip grup BZ_G iken, en düşük b^* değeri ise VM_P grubunda bulunmaktadır ($p<0.017$).

Tüm glaze gruplarındaki b^* değerleri polisaj gruplarındaki b^* değerlerinden yüksek bulunmuştur ($p<0.017$).

Tüm gruplarda b^* değerleri zamana bağlı olarak artış göstermiştir ($b_0^*<b_1^*<b_2^*$). En fazla miktarda artış LU_G (6-10.4-17.2) ve CE_G (7.1-12.9-19.8) gruplarında gözlenmiştir. Ve bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.017$).

4.1.4. Grupların Renk Değerlerinin İkili Karşılaştırma Sonuçları

Grup içi farklılıkların belirlenebilmesi için tüm gruplar kendi aralarında Wilcoxon Testi kullanılarak karşılaştırılmıştır ($p<0.017$).

Her bir veneer kron grubunun L^* , a^* , b^* değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları için bulunan P^* değerleri Tablo 8'de gösterilmiştir.

İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tablolarda (*) sembolü ile belirtilmiştir ($p<0.017$).

Tablo 8. Grupların renk değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

Gruplar	L*	P*	a*	P*	b*	P*
EP _G	L ₂ -L ₁	0.03	a ₀ -a ₁	0.173	b ₀ -b ₁	0.081
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.027	a ₁ -a ₂	0.013*	b ₁ -b ₂	0.002*
EP _P	L ₂ -L ₁	0.022	a ₀ -a ₁	0.008*	b ₀ -b ₁	0.013*
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.005*	a ₁ -a ₂	0.008*	b ₁ -b ₂	0.003*
LU _G	L ₂ -L ₁	0.005*	a ₀ -a ₁	0.005*	b ₀ -b ₁	0.005*
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.005*	a ₁ -a ₂	0.005*	b ₁ -b ₂	0.005*
LU _P	L ₂ -L ₁	0.005*	a ₀ -a ₁	0.005*	b ₀ -b ₁	0.005*
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.005*	a ₁ -a ₂	0.005*	b ₁ -b ₂	0.005*
EN _G	L ₂ -L ₁	0.005*	a ₀ -a ₁	0.000*	b ₀ -b ₁	0.005*
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.005*	a ₁ -a ₂	1.000	b ₁ -b ₂	0.005*
EN _P	L ₂ -L ₁	0.005*	a ₀ -a ₁	0.000*	b ₀ -b ₁	0.005*
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.005*	a ₁ -a ₂	1.000	b ₁ -b ₂	0.005*
SP _G	L ₂ -L ₁	0.008*	a ₀ -a ₁	0.537	b ₀ -b ₁	0.005*
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.008*	a ₁ -a ₂	0.017	b ₁ -b ₂	0.005*
SP _P	L ₂ -L ₁	0.005*	a ₀ -a ₁	0.005*	b ₀ -b ₁	0.034
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.000*	a ₁ -a ₂	0.081	b ₁ -b ₂	0.002*
CE _G	L ₂ -L ₁	0.005*	a ₀ -a ₁	0.005*	b ₀ -b ₁	0.005*
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.005*	a ₁ -a ₂	0.005*	b ₁ -b ₂	0.005*
CE _P	L ₂ -L ₁	0.005*	a ₀ -a ₁	0.005*	b ₀ -b ₁	0.005*
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.005*	a ₁ -a ₂	0.005*	b ₁ -b ₂	0.005*
BZ _G	L ₂ -L ₁	0.008*	a ₀ -a ₁	0.001*	b ₀ -b ₁	0.173
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.0324	a ₁ -a ₂	0.081	b ₁ -b ₂	0.000*
BZ _P	L ₂ -L ₁	0.005*	a ₀ -a ₁	0,081	b ₀ -b ₁	0.034
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.005*	a ₁ -a ₂	0.002*	b ₁ -b ₂	0.02
VM _G	L ₂ -L ₁	0.005*	a ₀ -a ₁	0.000*	b ₀ -b ₁	0.005*
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.005*	a ₁ -a ₂	1.000	b ₁ -b ₂	0.005*
VM _P	L ₂ -L ₁	0.003*	a ₀ -a ₁	0.618	b ₀ -b ₁	0.005*
	L ₂ -L ₀	0.000*	a ₀ -a ₂	0.000*	b ₀ -b ₂	0.000*
	L ₁ -L ₀	0.013*	a ₁ -a ₂	0.000*	b ₁ -b ₂	0.005*

EP_G grubu için; b₀-b₁, a₀-a₁, L₁-L₀, L₂-L₁; EP_P grubu için, L₂-L₁; EN_G grubu için, L₁-L₀; EN_P grubu için, a₁-a₂; SP_G grubu için; a₀-a₁, a₁-a₂; BZ_G grubu için; b₀-b₁, a₁-a₂, L₁-L₀; BZ_P grubu için; a₀-a₁, b₀-b₁, b₁-b₂; VM_G grubu için; a₁-a₂ VM_P grubu için; a₀-a₁ değerleri arasında anlamlı fark yokken (p>0.017) diğer tüm grupların ikili karşılaştırma sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmiştir (p<0.017).

4.2. Grupların ΔE_{00}^* Değerlerine ait Bulgular

ΔE_{00}^* değerleri için yapılan Kruskal Wallis Testi sonucu, ortalama değerler, standart sapma minimum ve maksimum değerler Tablo 9’da gösterildi.

Tablo 9. Grupların ΔE_{00}^* değerlerine ait bulgular

	ΔE_1^* Ortanca (Ort $\pm$ SS; min-max)	ΔE_2^* Ortanca (Ort $\pm$ SS; min-max)	ΔE_3^* Ortanca (Ort $\pm$ SS; min-max)
Grup EP_G (n=20)	0.6 (0.76 $\pm$ 0.47; 0.14-1.56)	1.16 (1.11 $\pm$ 0.6; 0.1-2.18)	0.32 (0.46 $\pm$ 0.17; 0.09-1.38)
Grup EP_P (n=20)	0.73 (0.76 $\pm$ 0.61; 0.13-2.13)	1.98 (1.88 $\pm$ 0.81; 0.37-3.61)	0.95 (1.1 $\pm$ 0.7; 1.17-2.8)
Grup LU_G (n=20)	3.51 (3.53 $\pm$ 0.39; 2.94-4.41)	8.67 (8.66 $\pm$ 0.48; 7.98-9.51)	5.3 (5.26 $\pm$ 0.3; 4.56-5.81)
Grup LU_P (n=20)	2.39 (2.46 $\pm$ 0.45; .69-3.23)	5.41 (5.32 $\pm$ 0.42; 4.13-5.97)	3.2 (3.18 $\pm$ 0.38; 2.49-3.76)
Grup EN_G (n=20)	1.78 (1.76 $\pm$ 0.6; 0.77-2.87)	5.5 (5.4 $\pm$ 0.7; 3.85-6.5)	3.66 (3.72 $\pm$ 0.36; 3.03-4.31)
Grup EN_P (n=20)	1.67 (1.68 $\pm$ 0.23; 1.33-2.22)	5.82 (5.98 $\pm$ 0.55; 5.19-7.33)	4.51 (4.6 $\pm$ 0.61; 3.85-6.01)
Grup SP_G (n=20)	0.09 (0.19 $\pm$ 0.32; 0.03-1.38)	0.37 (0.53 $\pm$ 0.36; 0.16-1.49)	0.26 (0.36 $\pm$ 0.22; 0.12-0.9)
Grup SP_P (n=20)	0.22 (0.28 $\pm$ 0.19; 0.06-0.89)	0.91 (0.93 $\pm$ 0.37; 0.35-1.92)	0.71 (0.69 $\pm$ 0.32; 0.23-1.45)
Grup CE_G (n=20)	4.13 (3.88 $\pm$ 0.53; 2.68-4.48)	9.16 (9.13 $\pm$ 0.6; 8.1-9.84)	5.86 (5.71 $\pm$ 0.41; 4.73-6.17)
Grup CE_P (n=20)	2.68 (2.67 $\pm$ 0.18; 2.25-3.02)	5.33 (5.31 $\pm$ 0.23; 4.91-5.98)	2.92 (2.98 $\pm$ 0.29; 2.43-3.52)
Grup BZ_G (n=20)	0.1 (0.25 $\pm$ 0.34; 0.02-1.39)	0.68 (0.1 $\pm$ 1.13; 0.48-5.66)	0.49 (0.8 $\pm$ 1.23; 0.29-6.03)
Grup BZ_P (n=20)	0.51 (0.51 $\pm$ 0.27; 0.09-1.17)	1.19 (1.15 $\pm$ 0.26; 0.75-1.65)	0.71 (0.65 $\pm$ 0.14; 0.32-0.84)
Grup VM_G (n=20)	0.24 (0.29 $\pm$ 0.23; 0.04-0.92)	1.28 (1.32 $\pm$ 0.3; 0.96-2.07)	1.1 (1.06 $\pm$ 0.13; 0.78-1.26)
Grup VM_P (n=20)	0.78 (0.86 $\pm$ 0.34; 0.32-1.63)	2.55 (2.5 $\pm$ 0.42; 1.6-3.1)	1.74 (1.71 $\pm$ 0.26; 1.06-2.07)

$(\Delta E_{00}^*)_1$ = Başlangıç ve 1. ay arasındaki renk değişimi

$(\Delta E_{00}^*)_2$ = Başlangıç ve 6. ay arasındaki renk değişimi

$(\Delta E_{00}^*)_3$ = 1. ay ve 6. ay arasındaki renk değişimi

ΔE_{00}^* değerlerini karşılaştırdığımızda en yüksek ΔE_{00}^* değerlerinin $(\Delta E_{00}^*)_2$ değerlerinde olduğu görüldü.

Ortalama değerlere bakıldığında, en yüksek $(\Delta E_{00}^*)_2$ değerleri sırasıyla; CE_G=9.16, LU_G=8.67, EN_G=5.5 gruplarında olduğu görüldü. En düşük $(\Delta E_{00}^*)_2$ değerleri sırasıyla; SP_G=0.37 BZ_G=0.68 ve SP_P=0.91 gruplarında olduğu görüldü. CE ve LU hariç tüm

gruplarda polisaj gruplarındaki ΔE_{00}^* değerleri diğer gruplardan daha yüksek olduğu görüldü.

ΔE_{00}^* değerlerini karşılaştırdığımızda en düşük ΔE_{00}^* değerleri grupların $(\Delta E_{00}^*)_1$ değerlerinde olduğu görüldü.

1. ay sonundaki ortalama ΔE_{00}^* değerlere bakıldığında, en yüksek $(\Delta E_{00}^*)_1$ değerleri sırasıyla; CE_G , LU_G , CE_P iken, en düşük $(\Delta E_{00}^*)_1$ değerleri sırasıyla; SP_G , BZ_G , SP_P olarak belirlendi.

1. ve 6. ay arasındaki ortalama ΔE_{00}^* değerlere bakıldığında, en yüksek $(\Delta E_{00}^*)_3$ değerleri sırasıyla; CE_G , LU_G , EN_P iken en düşük $(\Delta E_{00}^*)_3$ değerleri sırasıyla; SP_G , EP_G , BZ_G olarak belirlendi. Sadece EP_G grubunda, $(\Delta E_{00}^*)_1$ değeri $(\Delta E_{00}^*)_3$ değerinden daha büyük olarak belirlendi.

4.3. ΔE_{00}^* Değerleri İçin P Değerleri

Renk değişimi için yapılan ikili karşılaştırmalar ve P değerleri Tablo 10'da verildi. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tablolarda (*) sembolü ile belirtildi ($p < 0,0005$).

Tablo 10. ΔE_{00}^* değerleri için P değerleri

		ΔE_1^*	ΔE_2^*	ΔE_3^*
Veneer Kron		P değeri	P değeri	p değeri
SP _G	SP _P	0.267	0.231	0.245
	EP _G	0.245	0.079	0.064
	EP _P	0.154	0.078	0.114
	LU _G	0.000*	0.000*	0.000*
	LU _P	0.000*	0.000*	0.000*
	EN _G	0.000*	0.000*	0.000*
	EN _P	0.000*	0.000*	0.000*
	CE _G	0.000*	0.000*	0.000*
	CE _P	0.000*	0.000*	0.000*
	BZ _G	0.641	0.375	0.284
	BZ _P	0.267	0.048	0.096
	VM _G	0.028	0.011	0.08
	VM _P	0.03	0.001	0.014

Tablo 10. (Devam)

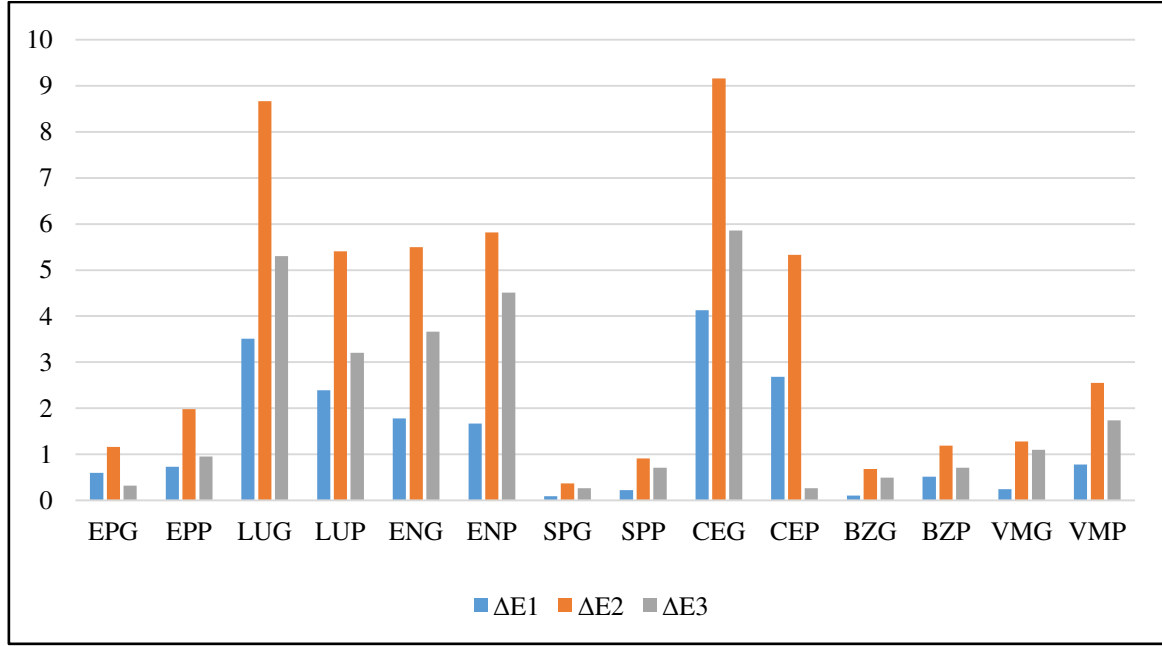
BZ _G	BZ _P	0.084	0.276	0.115
	EP _G	0.011	0.383	0.174
	EP _P	0.008	0.014	0.009
	LU _G	0.000*	0.000*	0.000*
	LU _P	0.000*	0.000*	0.000*
	EN _G	0.000*	0.000*	0.000*
	EN _P	0.000*	0.000*	0.000*
	SP _P	0.965	0.755	0.681
	CE _G	0.000*	0.000*	0.000*
	CE _P	0.000*	0.000*	0.000*
	VM _G	0.546	0.101	0.039
	VM _P	0.02	0.03	0.05
VM _G	VM _P	0.048	0.051	0.029
	EP _G	0.053	0.442	0.346
	EP _P	0.038	0.421	0.286
	LU _G	0.000*	0.000	0.000
	LU _P	0.000*	0.000*	0.000*
	EN _G	0.001	0.000*	0.000*
	EN _P	0.001	0.000	0.000*
	SP _P	0.969	0.575	0.234
	CE _G	0.000*	0.000*	0.000*
	CE _P	0.000*	0.000*	0.000*
	BZ _P	0.262	0.681	0.375
SP _P	EP _G	0.058	0.575	0.295
	EP _P	0.042	0.033	0.079
	LU _G	0.000*	0.000*	0.000*
	LU _P	0.000*	0.000*	0.000*
	EN _G	0.000*	0.000*	0.000*
	EN _P	0.000*	0.000*	0.000*
	CE _G	0.000*	0.000*	0.000*
	CE _P	0.000*	0.000*	0.000*
	BZ _P	0.278*	0.437	0.312
	VM _P	0.013*	0.094	0.048
BZ _P	EP _G	0.419	0.828	0.576
	EP _P	0.344	0.175	0.245
	LU _G	0.000*	0.000*	0.000*
	LU _P	0.000*	0.000*	0.000*
	EN _G	0.062	0.000*	0.000*
	EN _P	0.087	0.000*	0.000*
	CE _G	0.000*	0.000*	0.000*
	CE _P	0.000*	0.000*	0.000*
	VM _P	0.162	0.012	0.076

Tablo 10. (Devam)

EP _G	EP _P	0,89	0,116	0,095
	LU _G	0,000	0,000	0,000
	LU _P	0,000	0,000	0,000
	EN _G	0,875	0,000	0,000
	EN _P	0,976	0,000	0,000
	CE _G	0,000	0,000	0,000
	CE _P	0,000	0,000	0,000
	VM _P	0,555	0,594	0,000
EP _P	LU _G	0,000	0,000	0,000
	LU _P	0,014	0,000	0,000
	EN _G	0,014	0,000	0,000
	EN _P	0,019	0,000	0,000
	CE _G	0,000	0,000	0,000
	CE _P	0,000	0,000	0,000
	VM _P	0,652	0,252	0,356
VM _P	LU _G	0,000	0,000	0,000
	LU _P	0,008	0,000	0,000
	EN _G	0,046	0,000	0,000
	EN _P	0,057	0,000	0,000
	CE _G	0,000	0,000	0,000
	CE _P	0,000	0,000	0,000
EN _P	LU _G	0,179	0,170	0,503
	LU _P	0,155	0,263	0,067
	EN _G	0,924	0,408	0,395
	CE _G	0,057	0,576	0,284
	CE _P	0,062	0,859	0,445
EN _G	LU _G	0,246	0,124	0,094
	LU _P	0,185	0,771	0,409
	CE _G	0,081	0,010	0,025
	CE _P	0,077	0,639	0,240
LU _P	LU _G	0,094	0,013	0,445
	CE _G	0,658	0,004	0,195
	CE _P	0,046	0,859	0,727
CE _P	LU _G	0,219	0,008	0,297
	CE _G	0,120	0,214	0,057
LU _G	CE _G	0,746	0,708	0,570

Aynı tip veneer kronların glaze ve polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.0005$).

Tüm zaman aralıkları için EN, LU, CE grupları ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmiştir ($p<0.0005$). Grupların zaman bağı ΔE_{00}^* değerleri Şekil 3'te gösterildi.



Şekil 3. Grupların zaman bağı ΔE_{00}^* değerleri

Yapılan kolorimetrik ölçümler sonucu elde edilen ΔE_{00}^* değerleri CIEDE2000 formülüne göre hesaplandı. 0.8 ΔE_{00}^* birimden yüksek bulunan değerler algılanabilir değerler olarak belirlendi. 1.8 birimden küçük olan ΔE_{00}^* değerleri ise klinik olarak kabul edilebilir şeklinde değerlendirildi. Bu verilere göre oluşan renk farklılıklarının klinik eşleştirilmesi Tablo 11-13'te gösterildi.

Tablo 11. 1. ay sonunda oluşan renk değişikliklerinin görsel olarak değerlendirilmesi

Gruplar	Yüzey	$(\Delta E_{00}^*)_1$	Kliniksel eşleşme
EP	GLAZE	0.6	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	0.73	KABUL EDİLEBİLİR
LU	GLAZE	3.51	UYUMSUZ
	POLİSAJ	2.39	UYUMSUZ
EN	GLAZE	1.78	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	1.67	KABUL EDİLEBİLİR
SP	GLAZE	0.09	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	0.22	KABUL EDİLEBİLİR
CE	GLAZE	4.13	UYUMSUZ
	POLİSAJ	2.68	UYUMSUZ
BZ	GLAZE	0.1	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	0.51	KABUL EDİLEBİLİR
VM	GLAZE	0.24	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	0.78	KABUL EDİLEBİLİR

Tablo 12. 6. ay sonunda oluşan renk değişikliklerinin görsel olarak değerlendirilmesi

Gruplar	Yüzey	$(\Delta E_{00}^*)_2$	Kliniksel eşleşme
EP	GLAZE	1.16	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	1.98	UYUMSUZ
LU	GLAZE	8.67	UYUMSUZ
	POLİSAJ	5.41	UYUMSUZ
EN	GLAZE	5.5	UYUMSUZ
	POLİSAJ	5.82	UYUMSUZ
SP	GLAZE	0.37	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	0.91	KABUL EDİLEBİLİR
CE	GLAZE	9.16	UYUMSUZ
	POLİSAJ	5.33	UYUMSUZ
BZ	GLAZE	0.68	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	1.19	KABUL EDİLEBİLİR
VM	GLAZE	1.28	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	2.55	UYUMSUZ

Tablo 13. 1. ay ve 6. ay arasında oluşan renk değişikliklerinin görsel olarak değerlendirilmesi

Gruplar	Yüzey	$(\Delta E_{00}^*)_3$	Kliniksel eşleşme
EP	GLAZE	0.32	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	0.95	KABUL EDİLEBİLİR
LU	GLAZE	3.2	UYUMSUZ
	POLİSAJ	3.66	UYUMSUZ
EN	GLAZE	3.66	UYUMSUZ
	POLİSAJ	4.51	UYUMSUZ
SP	GLAZE	0.26	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	0.71	KABUL EDİLEBİLİR
CE	GLAZE	5.86	UYUMSUZ
	POLİSAJ	2.92	UYUMSUZ
MZ	GLAZE	0.49	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	0.71	KABUL EDİLEBİLİR
VM	GLAZE	1.1	KABUL EDİLEBİLİR
	POLİSAJ	1.74	KABUL EDİLEBİLİR

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu in-vivo çalışmada, farklı yüzey bitirme prosedürlerinin farklı içerikteki materyaller ile hazırlanan estetik anterior veneer restorasyonların renk stabilitesine etkisi değerlendirilmiştir.

İn-vivo çalışmalar, uygulanan tedavilerin ve kullanılan materyallerin ağız ortamında değerlendirilmesine imkan sağlaması gibi avantaja sahip olmasının yanında uzun takip süresi gerektirmesi ve hasta kooperasyonuna bağlı olması gibi bazı dezavantajlara sahiptir. Buna rağmen kullanılan materyallerin ağız ortamında değerlendirilmesine imkan sağladıkları ve bu konu ile ilgili in-vivo çalışmaların yetersiz olmasından dolayı çalışmamız in-vivo olarak yapılmıştır.

Çalışmamızdan elde edilen bulgular doğrultusunda, “ Estetik veneer kronlara farklı yüzey bitirme işlemlerinin uygulanması, bu veneer kronlarda zamana bağlı gerçekleşebilecek renk değişim miktarını etkilemez” olarak belirlenen birinci sıfır hipotezi kabul edilmiştir ($p<0.0005$).

“Farklı yapıdaki estetik veneer kronların zamana bağlı olarak gösterebileceği renk değişim miktarları arasında fark yoktur” olarak belirlenen ikinci sıfır hipotezi kısmen kabul edilmiştir. Cerasmart, Vita Enamic, Lava Ultimate gruplarının zamana bağlı renk değişimleri değerlendirilen tüm zaman aralıklarında diğer gruplara göre anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p<0.0005$).

Bu çalışmada kullanılan estetik veneer kronlar, son dönemde kullanımı artmış olan ve güncel olarak tercih edilen; Lava Ultimate (rezin nanoseramik, LU), Cerasmart (nanoseramik, CE), Vita Enamic (polimer infiltre seramik ağ, EN), Vita Suprinity (zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat; SP), Vita Mark II (feldspatik seramik, VM), IPS e-max Press (lityum disilikat; EP) ve BruxZir (monolitik zirkonya; BZ), materyalleridir. Seramik-polimer, nanoseramik ve hibrit materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri son yıllarda birçok araştırmaya konu olmuştur.

Bu tez çalışmasında veneer kronların renk ölçümleri; yüksek doğruluk göstermesi ve tekrarlanabilir sonuçlar vermesi nedeniyle kolorimetre cihazı ile yapılmıştır (120, 121). Yaptığımız çalışmadaki renk ölçümleri ShadeEye NCC (Shofu, Japan) model kolorimetre cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Kolorimetrik ölçümlerin doğru sonuçlar vermesinde, örnek çapı önem taşımaktadır. Çalışmamızda kullanılan kolorimetre cihazının okuma alanı 3 mm

olarak belirtilmiştir. Kolorimetrelerdeki ışığın dağılma ve yansıma sorunlarına ilişkin problemleri elimine etmek amacı ile ShadeEye sisteminde rengi ölçülecek olan materyalin cinsinin seçilebileceği seçenekler olmalıdır. Ölçüm yapılacak materyale göre kalibrasyon yapıp, cihaz ona göre programlandığında, matematiksel algoritmalar o cisme göre ölçüm yapmaktadır (122). Yaptığımız tüm ölçümler öncesinde kolorimetre cihazının kalibrasyonu yapılmış ve ard arda 3'er kez ölçüm yapıp ortalaması alınmıştır.

Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic, ve IPS Empress CAD ve IPS E-max CAD materyallerinin mekanik ve optik özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada; Lava Ultimate ve Cerasmart bloklarının bükülme dayanımı, lityum disilikat içerikli seramikten düşük, lösitle güçlendirilmiş cam seramik ve Vita Enamic materyallerinden ise yüksek bulunmuştur. Aynı çalışmada, cam seramik ve Vita Enamic blokları, karşıt dişte, nanoseramik materyallerinden daha fazla aşınma meydana getirmiş ve tüm bu materyaller içinde en az renklenmeye uğrayan materyaller, cam seramikler olmuştur. Cam seramiklere ait kırılgenlik dezavantajı yeni jenerasyon malzemelerde elimine edilmiş gibi görünmektedir (123).

Son yıllarda CAD/CAM sistemleriyle tek bir materyalden üretilen ve üzerine tabakalama porselen uygulaması gerektirmeyen, monolitik zirkonyalar (MZ) geliştirilmiştir. Yüksek translusensideki monolitik zirkonyaların, mikroyapısal, fiziksel ve optik özelliklerinin araştırıldığı bir çalışmada; optik özelliklerdeki farklılıkların seramik materyalin kalınlığı, çeşidi, yttria içeriği ve gren büyüklüğünden etkilendiği sonucu bulunmuştur (124).

Monolitik zirkonyum (MZ) restorasyonların klinik başarısının incelendiği bir çalışmada; anterior tam kron restorasyonların 5 yılda %2'den fazla başarısızlıkla sonuçlandığı, minimal invaziv restorasyon değerlendirmelerinin devam ettiği bildirilmiştir (125). Bu başarısızlığın nedenini; diş hekimlerinin 0,6 mm'den az preparasyon yapmaları ve zirkonyanın bu ince kalan kısımlarda kırılabilirliklerinin daha fazla olması olarak bildirmişlerdir. Ancak kalınlık azaldıkça hazırlanacak olan MZ restorasyonlarda optik özelliklerin de anlamlı şekilde değişebileceği göz önünde bulundurulmalıdır (126).

Zirkonyanın optik özellikleri; sinterleme sıcaklık derecesi, yapısındaki oksit oranı, faz transformasyonu, renklendirme tekniği, porözite varlığı ve restorasyonun kalınlığı gibi birçok faktöre bağlı olarak değişebilmektedir (127).

Pek çok çalışmanın sonuçları göz önüne alındığında; estetik veneer kronlar için kullanılan; nanoseramik ve hibrit materyaller, feldspatik seramikler, monolitik zirkonyum bloklar, mekanik özellikler, marjinal uyum ve optik özellikler açısından kabul edilebilir sonuçlar ortaya çıkardığı söylenebilir. Ancak kapsamlı literatür taraması yapıldığında, bu materyallerin güncel olmasından dolayı, uzun dönem klinik başarıları ve renk stabiliteleri ile ilgili yeterli bilgi olmadığı gözlenmektedir. İn-vivo şartlar altında kapsamlı çalışmalar yapılması, ilgili materyallerin özelliklerinin ortaya çıkmasını kolaylaştıracaktır.

Bu düşünce yapılan çalışmanın amacını oluşturmuş olup, farklı kimyasal içerikteki estetik veneer kronların, farklı yüzey bitirme işlemleri sonrasında zamana bağlı olarak optik özelliklerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Yüzey bitirme işlemleri, restorasyonların, biyolojik, mekanik ve estetik özelliklerini etkileyen önemli bir işlemdir. Pürüzlü yüzeyler, bakteriyel adezyonda artış, dolayısıyla periodontal inflamasyon, karşıt dişte aşınma, renk değişimi ve restorasyonun kırılma, bükülme, dayanımının azalması ile ilişkilendirilmiştir. Yüzey pürüzlülükleri, materyalin cinsine ve üretim sırasında kullanılan frezlerin etkinliğine, cinsine ve kullanım sırasına göre değişebilir (128).

Restorasyonların yüzey pürüzlülüğünün etkin bir şekilde giderilmesi için farklı bitim ve parlatma işlemleri mevcuttur. Bunlar glazür işlemi, mekanik polisaj setleri (lastik ve silikon diskler) ve parlaticı patlardır (129).

Pürüzlü bir yüzeyde ışın yüzey tarafından düzensiz bir saçılma ile dağıtıldığından parlaklıkta azalmaya sebep olmaktadır. Seramik yüzeyindeki polisaj işlemleri ve oluşturulan glazür tabakası yüzeyin pürüzlülüğünde azalmaya dolayısıyla da arzu edilen parlaklığa ulaşmaya olanak sağlar. Akkuş ve ark; farklı yüzey hazırlama işlemlerinin glazür tabakası ve seramik rengine etkisini araştırmışlar ve yapılan testler ve spektrofotometrik analizler sonucunda, yüzey pürüzlülüğü arttıkça seramiklerin renk değişiminin de arttığını belirtmişlerdir (130).

Restorasyon üretilip ağız içi uyumlamalar yapıldıktan sonra, yüzey düzgünlüğünü ve homojenitesini sağlayarak restorasyonu simantasyona hazır hale getirmek amacıyla çeşitli yüzey bitirme prosedürleri uygulanmaktadır (131). Bu konu ile ilgili yapılan araştırmalar incelendiğinde; bazı çalışmalarda manuel polisaj yapılarak bitirilen seramik yüzeylerin, yüzey pürüzlülüğünü azaltma açısından, glaze uygulanmış yüzeylere alternatif

olabileceği ifade edilmektedir. Bazı araştırmalarda ise manuel polisajın, glaze uygulaması kadar pürüzsüz ve homojen bir yüzey oluşturmayaacağı vurgulanmaktadır (132).

Özyılmaz ve ark; CAD-CAM ile üretilen hibrit seramiklerde parlatma ve glaze işlemlerinin renk değişimine etkisini inceledikleri çalışmalarında; numunelerin her iki tarafı 600, 1000 ve 1500 grit alüminyum oksit kağıtlarla aşındırılmış ve glaze işleminden önce ve sonra renk değerleri kayıt altına alınmıştır. Yapılan işlemler sonrasında, örneklerin renginde ve topografisinde oluşan değişiklikler değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre araştırmacılar; renk değişikliklerinin tüm örneklerde klinik olarak algılanabilir seviyenin altında olduğunu ve glaze sonrası örneklerin renk stabilitesinin daha iyi olduğunu bildirmişlerdir (133).

Farklı polisaj sistemlerinin, estetik veneerlerin yüzey özelliklerine etkilerinin araştırıldığı başka bir çalışmada, CAD/CAM tekniği ile onley restorasyonlar hazırlanmıştır. LU ve EN restorasyonlara manuel olarak polisaj yapılmış, Empress restorasyonların bir grubuna manuel polisaj, diğer grubuna ise glaze işlemi uygulanmıştır. Sonuçta LU grubunda diğer iki gruba göre, daha pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik restorasyonlarda her iki teknikle yapılan manuel polisaj sonucunda, glaze fırınlamasına göre daha düzgün yüzeyler elde edilmiştir (89). Bu bilgilere dayanarak manuel polisaj ile glaze fırınlamasına göre daha başarılı sonuçlar elde edilebileceği düşünülebilir. Ayrıca seramik-polimer yapıdaki seramikler kullanılarak, fırınlama gerektirmeksizin cam seramikler ile kıyaslanabilir yüzey bitim özelliklerine daha kısa sürede ulaşabilmesi de önemli bir avantajdır.

Çalışmamızda kullandığımız estetik veneer kronların üretici firma talimatları incelendiğinde; LU materyali için manuel polisaj ile bitirme önerilirken, glaze uygulamasının gerekli olmadığı belirtilmiştir (63). CE ve EN materyalleri için yüksek parlaklıkta yüzey elde edebilmek için, manuel polisaj sonrasında ışıkla sertleşen bir glaze ajanının uygulanabileceği belirtilmiştir (63). SP, EP ve VM materyalleri için glaze MZ için ise manuel polisaj sonrası glaze önerilmektedir (134, 135).

Ertürk ve ark; farklı yüzey işlemleri uygulayarak, lityum disilikat cam seramik ve zirkonya ilaveli lityum silikat CAD/CAM bloklarının renk stabiliteğini araştırmışlardır. Numuneler glaze, manuel polisaj ve manuel polisaj sonrası glaze olmak üzere 3 gruba ayrılmış, her bir alt grup da iki ayrı alt gruba ayrılarak siyah çay ve kahvede 2 ay boyunca bekletilmiştir. Lityum disilikat cam seramik için glaze grubunda, manuel polisaj grubuna

göre daha düşük renk değişim değerleri görölmüştür. Lityum disilikat cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiğe kıyasla daha yüksek renk stabilitesi göstermiştir (136).

Özen ve ark; farklı yüzey işlemlerinin, 3 farklı CAD/CAM materyallerinin renk stabilitesi üzerine etkisini incelemiştir. Örneklerin renk değerleri simantasyon öncesi, yüzey işlemi sonrası, simantasyon sonrası ve yaşlandırma sonrası ölçölmüştür. Araştırmacılar IPS E-max CAD, Lava Ultimate, Vita Suprinty materyalleri arasında en yüksek renk stabilitesine sahip materyalin Vita Suprinity olduğunu bildirmiştir (137). Bizim çalışmamızda da bu bulgulara benzer olarak zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik olan SP grubundaki renk değişimi diğer gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur ($p<0,005$).

Al Amri ve ark; yaptıkları çalışmada, polimer infiltre seramik malzemelerinin yaşlandırma sonrası renk stabilitelelerini değerlendirmiştir. IPS E-max, Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic, Crystal Ultra, materyallerinin HT blokları rastgele gruplara ayrılarak çay ve damıtılmış suda bekletilmiştir. Ardından yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerin CIEDE2000 formölüne göre CIE L* a* b renk sistemi kullanılarak, renk farklılıkları değerlendirilmiştir. LU ve CE gruplarının diğer gruplara kıyasla daha yüksek renk değişimi gösterdiğini belirtmiştir (138). Çalışmamızda da benzer şekilde CE, LU, EN gruplarında diğer gruplara kıyasla tüm zaman aralıklarında renk değişimi anlamlı derecede fazla bulunmuştur ($p<0.0005$).

Aditi ve ark; yaptıkları in vitro çalışmada VM, EP, MZ gruplarını 4 alt gruba (kontrol, yalnızca fırçalama, yalnızca asit, asit ve fırçalama) ayrılarak yüzey değişikliklerinin dental seramiklerin optik özellikleri üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre, sadece MZ grubundaki örneklerde renk değişikliği açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır (139). Yaptığımız çalışmada, buradaki çalışmaya benzer olarak, MZ grubu iki yüzey işleminin de sonrasında, tüm zaman aralıklarında klinik olarak ‘kabul edilebilir’ eşiğin altında ($\Delta E_{00}^*<1.8$) renk değişikliği göstermiştir.

CIE L*, a*, b* değerlerinin ölçöldüğü bu in-vivo çalışmada, kullanıma bağlı olarak materyallerin zamanla optik özelliklerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede değiştii görölmüştür. Ancak aynı tip yüzey bitirme işlemi, bütün materyallerde aynı etkiyi oluşturmamıştır. Örneğin EP_G veneer restorasyonların L* değerlerinde, başlangıç ile 1. ay

arasında ve 1. ay ile 6. ay arasında anlamlı bir L^* değeri değişikliği oluşmazken, EP_P grubundaki restorasyonlar ise 1. aydan itibaren L^* değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede azalma görülmüştür. Bununla birlikte BZ_G ve EN_G restorasyonları için 1. ay sonuna kadar L^* değerinde anlamlı fark oluşmamış iken, EN grupları dışındaki tüm gruplarda zamanla L^* değeri anlamlı şekilde azalma göstermiştir. Bu veriden yola çıkarak kullanılan estetik veneer kronlar için tercih edilen materyallerin genelinde zamanla parlaklıklarının azaldığı söylenilebilir.

LU , CE , EN grupları için a^* değerleri zamanla azalmış, ancak diğer gruplar için a^* değerleri artmıştır. Dolayısıyla seramik-polimer kronların renk değerlerinin kullanıma bağlı olarak yeşil renk koordinatları doğrultusunda değiştiği; ancak cam seramik ve MZ kronların renginin ise kırmızı renk koordinatları doğrultusunda değiştiği söylenebilir.

Tüm gruplarda ki estetik malzemelerin b^* değerleri incelendiğinde; elde edilen b_2^* değerlerinin b_1^* değerlerinden, b_1^* değerlerinin ise b_0^* değerlerinden yüksek olduğu görülmüştür. Sadece BZ gruplarında 1. ay sonuna kadar b^* değerleri anlamlı derecede artış göstermemiştir ($p>0.0005$). Değerlendirilen bu estetik kronların b^* değerlerindeki artış kronların 6 aylık kullanım sonrasında sarı yönde renginin değiştiği şeklinde yorumlanabilir.

Manuel polisaj tekniği uygulanan tüm restorasyonlardan elde edilen b^* değerleri glaze gruplarına göre daha düşük bulunmuştur. Bunun sonucu olarak polisaj uygulanan restorasyonların renk değerlerinin “sarı” bölgeden uzaklaştığı “mavi” bölgeye yaklaştığı söylenebilir. SP ve BZ gruplarının tüm alt gruplarında (manuel polisaj, glaze), diğer veneer gruplarından daha yüksek b^* değerleri elde edilmiştir. Bu veriye göre SP ve BZ kronların yüzey bitirme işlemlerinden bağımsız olarak daha sarı renkli olduğu sonucuna varılabilir.

Çoğu araştırmacı, $CIEDE2000$ formülü ile hesaplanan renk farklılıklarının kabul edilebilirliği açısından diğer formüllere kıyasla daha iyi göstergeler sağladığını bildirmişlerdir (140, 141). Gözün farklı renkleri birbirinden ayırt edebilme yeteneği; materyalin parlaklık (value), doygunluk (chroma) ve tonuna (hue) bağlıdır. Ton farkından dolayı oluşan renk değişikliği insan gözü tarafından parlaklık farkı nedeniyle oluşan renk değişikliğine kıyasla daha kolay ayırt edilebilir. Bu nedenle tüm değişkenleri CIE Lab formülünde olduğu gibi eşit değerlendirmek yerine, gözün algısını daha baskın biçimde etkileyen faktörün katsayısını ona göre belirleyerek kabul edilebilirliği ve algılanabilirliği

daha doğru bir biçimde saptayabilmek amacıyla 2000 yılında uluslararası renk bilimciler tarafından CIEDE2000 formülü geliştirilmiştir (142, 143).

CIEDE2000 renk sistemi CIE L*a*b sisteminden kaynaklı hataları düzelterek ölçümlenen ve algılanan renk değişim miktarı arasında daha iyi bir ilişki sağlamaktadır ve böylece CIE L*a*b sistemine göre insan gözünün renk farkları ile ilgili ‘algılanabilirlik’ ve ‘kabul edilebilirlik’ eşik değerlerini daha iyi göstermektedir (144, 145). Bu tez çalışmasında güncel bir renk değerlendirme sistemi olan ve düşük renk farklılıklarını değerlendirmede daha başarılı olduğu bildirilen CIEDE2000 formülü kullanılmıştır.

CIEDE2000 formülünde renk eşleşmeleri daha önce kullanılan sistemlerden farklıdır. Araştırmacılara göre gözle fark edilebilir renk değişim değerlerine, algılanabilirlik eşiği denilmektedir (114). Bu tez çalışmasında; $\Delta E_{00}^* > 0.8$ değerleri gözle algılanabilir renk değişimi, $\Delta E_{00}^* > 1.8$ değerleri, kabul edilemeyen renk değişimleri olarak kabul edilmiştir.

Yaptığımız çalışmada LU ve CE gruplarının ΔE_{00}^* değerleri; 1. ay sonunda ($LU_G=3.51$, $LU_P=2.39$), ($CE_G=4.13$, $CE_P=2.68$); 6. ay sonunda ($LU_G=8.67$, $LU_P=5.41$), ($CE_G=9.16$, $CE_P=5.33$), ve 1. ay ile 6. ay arasında ($LU_G=3.2$, $LU_P=3.66$), ($CE_G=5.86$, $CE_P=2.92$) klinik olarak ‘kabul edilebilir’ $0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8$ ΔE^* renk değişim değerinin üzerinde renk değişikliği göstermiştir. EN grubu ise 6. ay sonunda ($EN_G=5.5$, $EN_P=5.82$) ve 1. ay ile 6. ay arasında ($EN_G=3.66$, $EN_P=4.51$) kabul edilebilir renk değişim değerinin üzerinde ΔE_{00}^* değerleri göstermiştir. Materyallerin kimyasal içerikleri incelendiğinde, renk değişim miktarının, materyallerin içerikleriyle ilişkili olduğu görülmektedir. Çünkü, bu tez çalışmasında değerlendirilen estetik veneer kronların, CIE L* a* b değerleri arasındaki değişikliklere etki eden en önemli faktörlerin; yapısal kompozisyona bağlı olarak ışık geçirme ve absorbe etme faktörleri olduğu düşünülmektedir. CE materyali %71 silika, %29 kompozitten oluşmaktadır. LU materyali, yüksek derecede polimerize edilmiş zirkonya ve silika nanopartiküller içeren bir kompozittir. EN materyali ise esas olarak rezin infiltre edilmiş bir feldspatik porselendir. Materyallerin yapısal içerikleri göz önünde bulundurulduğunda EN materyali (%86), LU (%80) ve CE (%79) materyallerine kıyasla daha fazla seramik içermektedir. Kompozit materyalinin renk stabilitesi özelliğinin, seramik materyaline göre daha düşük olduğu bilinmektedir (6, 8, 146). CE gruplarında en yüksek renk değişimlerinin gözlenmesi içerdiği kompozit oranının diğer gruplara kıyasla daha yüksek miktarda olması ile açıklanabilir.

Bu araştırmanın sonuçlarına göre, tüm veneer kronlarda; glaze ve polisaj grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmamasına rağmen renk değişim değerlerinde farklılıklar olduğu görülmektedir. Çalışmanın uzun dönem kullanım sonrası etkileri bilinmemektedir; ancak ilerleyen zamanla birlikte polisaj ve glaze grupları arasındaki renk değişimi farkı istatistiksel olarak daha da anlamlı hale gelebilir. Elimizdeki mevcut verilerle renk stabilitesi açısından glaze ve polisaj işlemlerinin birbirine benzer etkiler oluşturduğu söylenebilir.

Çalışmamızda, 1. ayın sonunda CE ve LU grupları dışındaki tüm gruplarda klinik kabul edilebilirlik eşiğinin altında renk değişimi gözlenmiştir. 6. ayın sonunda ise EP_G, VM_G, BZ ve SP alt gruplarında renk değişimi miktarı kabul edilebilir seviyede bulunmuştur.

1. ay sonundaki renk değişimi miktarlarına bakıldığında, (ΔE_{00}^*)₁ değerleri en az olan gruplar sırasıyla; (SP_G=0.09, BZ_G=0.1, SP_P=0.22) olduğu görülmüştür. 6. ay sonundaki renk değişimi miktarlarına bakıldığında, (ΔE_{00}^*)₂ değerleri en az olan grupların sırasıyla; (SP_G=0.37 BZ_G=0.68 SP_P=0.91) olduğu görülmüştür. 1. ve 6. ay arasındaki renk değişimi miktarına bakıldığında ise (ΔE_{00}^*)₃ değeri en az olan grupların sırasıyla; (SP_G=0.26, EP_G=0.32, BZ_G=0.49) olduğu görülmüştür.

Sadece EP_G grubunda, 1. ay sonundaki renk değişim miktarı (ΔE_{00}^*)₁=0.6'nın, 1.ay ile 6. ay arasında gerçekleşen renk değişimi miktarından (ΔE_{00}^*)₃=0.32.'den fazladır. Bu bilgiler ışığında EP materyali ile yapılan estetik veneer restorasyonların renk değişim miktarları klinik olarak kabul edilebilir seviyede olmasına rağmen en yüksek değişimi ilk 1 ay içerisinde gerçekleştirdiği görülmüştür. EP_G grubundaki veneer restorasyonların renklerinin ilk 1 ay içerisindeki in-vivo şartlardan daha fazla etkilendiği daha sonra ki zaman dilimlerinde renk stabilitesini daha iyi koruduğu görülmektedir.

Stevenson ve ark; tam seramiklerin renklerinin ayrıca seramik kalınlığından, materyalin opasitesinden, restorasyonun altında kalan diş dokusunun renginden etkilendiğini bildirmişlerdir (147). Bazı çalışmalara göre ise tam seramik restorasyonların estetik başarısı ve optik özellikleri; yüzey özelliklerine, restorasyonun rengine, kor veya veneer kalınlığına, fırınlama sayısına, yapıştırma ajanına bağlıdır (148, 149). Çalışmamızda değerlendirilen estetik kron materyallerinde, hastaların doğal dişlerinin farklı renklerde olabilmesi ve renginin yansıyabilmesi, uygun endikasyona göre kronların farklı kalınlıklarda üretilmesi, çalışmamızın limitasyonlarından biridir. Ancak bu

limitasyonların elimine edilebilmesi için her bir grubun kendi içinde gösterdiği renklenme miktarı ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Ayrıca çalışmamızın limitasyonları arasında, boyama potansiyeli olan yiyecek ve içeceklerin tüketimi ve sigara kullanımı gibi bireysel oral mikro ortamların etkisinin bu çalışmada incelenememesi gösterilebilir.

Yapılmış olan in-vitro çalışmalar içinde, renk değişim değerlerinin bu tez çalışmasındaki kadar yüksek bulunduğu araştırmalar da mevcuttur. Örneğin, Stawarczyk ve ark; 2015 yılında yaptıkları araştırmada CAD/CAM ile kullanılabilen farklı materyallerin renk stabilitesini değerlendirmek amacıyla, hazırladıkları örnekleri, 14 gün süreyle farklı solüsyonlarda bekletmişlerdir. Kırmızı şarapta bekletilen örnekler arasında, en yüksek ΔE^* değeri Cerasmart ($\Delta E^*=19.7$) materyalinde elde edilmiştir. Onu sırasıyla Lava Ultimate ($\Delta E^*=15.1$), Vita Enamic ($\Delta E^*=13.6$), Empress CAD ($\Delta E^*=6.9$) ve E-max CAD ($\Delta E^*=3.1$) blokları takip etmiştir. Çalışmanın sonucu olarak, cam seramiklerin renk değişim miktarlarının, seramik-polimer materyallerden anlamlı derecede düşük olduğu belirtilmiştir (150). Bu veriler CIEDE2000 formülünde ki verilerle kıyaslanabilir değildir. Ancak yine de ΔE^* miktarları, bu çalışma için klinik olarak kabul edilebilir seviyenin üzerindedir.

Geleneksel yaklaşımda, seramik materyaline glaze uygulanması, yüzey düzgünlüğünü sağlamada altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak güncel literatürde bu fikirden uzaklaşmıştır. Bu konu ile ilgili son yapılan çalışmalarda elde edilen veriler doğrultusunda, manuel olarak polisaj yapılan ve glaze uygulanan yüzeyler birbiri karşılaştırılabilir özelliklere sahiptir (89, 146). Bu tez çalışmasında kullanılan materyallerde; manuel polisaj ve glaze gruplarında meydana gelen renk değişim değerlerinin arasında anlamlı fark olmaması, bu görüşü desteklemektedir. Sonuç olarak, farklı materyal sistemleri için, malzemenin yapısal özellikleri dikkate alınarak en uygun yüzey bitirme tekniği tercih edilmelidir.

Estetik diş hekimliği bilimsel prensipler ile sanatsal becerinin hassas bir karışımıdır (151). Diş hekimleri, kayıp diş dokularının restorasyonunda doğal diş görünümüne en yakın materyalleri kullanırken sanatsal yeteneklerini ve objektif kriterleri birleştirmelidir. Bu kriterler; endikasyona göre materyal kullanımı, ideal renk uyumunun sağlanması ve renk stabilitesinin korunması olarak sıralanabilir. Çalışmanın limitasyonları dahilinde elde edilen verilerden yola çıkarak Lava Ultimate, Cerasmart ve Vita Enamic restorasyonların zamanla renklenmeye uğrayabileceği sonucuna varılabilir. Özellikle estetik gereksinimin

yüksek olduğu anterior bölge restorasyonlarında bu materyalleri kullanırken daha dikkatli olmalı, uygun endikasyonu olduğu durumlarda seramik/cam seramik ve monolitik zirkonyum materyallerinin tercih edilmesi önerilebilir. Çalışmamızda materyallerin sadece 6. aya kadar optik özellikler değerlendirilmiştir. Daha uzun vade de in-vivo olarak yapılacak çalışmalarla bu tip restorasyonlar hakkında daha net bilgiler elde edilebilir. Daha çok hastanın katıldığı ve uzun dönem sonuçların değerlendirildiği farklı in-vivo çalışmaların yapılması yararlı olacaktır.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının sınırlamaları dâhilinde elde edilen bulgular değerlendirildiğinde;

1. İlk ölçümler sonrası elde edilen L^* , a^* , b^* , değerleri grupların genelinde kullanıma bağlı, anlamlı şekilde değişiklik göstermiştir.
2. Tüm veneer seramik kronlar için polisaj ve glaze grupları arasındaki renk değişimi değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Öyleyse bu tip veneer kronların yüzey işlemleri için glaze ve polisaj prosedürleri birbirlerine alternatif olarak kullanılabilir.
3. L^* değeri, grupların genelinde bütün zaman dilimlerinde anlamlı derecede azalma göstermiştir. Yani estetik anterior veneer kronların kullanımına bağlı olarak parlaklıklarında azalma görülebilmektedir.
4. LU, CE, EN gruplarında a^* değerleri zamanla azalma gözlenirken, BZ, VM, EP gruplarında a^* değerlerinde artış gözlenmiştir. Seramik-polimer yapıları veneer kronların renk değerleri zamanla yeşil bölgeye yaklaşırken; cam seramik içerikli ve monolitik zirkonyum veneerlerin renk değerlerinin kırmızı bölgeye doğru yaklaştığı söylenebilir.
5. Manuel polisaj tekniği uygulanan tüm restorasyonlardan elde edilen b^* değerleri glaze gruplarının b^* değerlerinden daha düşük bulunmuştur. Polisaj uygulanan restorasyonların renk değerlerinin zamanla sarı bölgeden uzaklaştığı mavi bölgeye yaklaştığı söylenebilir.
6. SP ve BZ gruplarının tüm alt gruplarında, diğer veneer gruplarından daha yüksek b^* değerleri elde edilmiştir. Bu veriye göre SP ve BZ kronların yüzey bitirme işlemlerinden bağımsız olarak diğer değerlendirilen materyallere göre daha sarı renkli olduğu sonucuna varılabilir.
7. EP ve VM gruplarının, glaze ile bitirme işlemi yapıldığında renk stabilitesi açısından daha olumlu sonuçlar ortaya çıkmıştır. Bu materyallerden elde edilen ΔE_{00}^* değerleri 1. ay ve 6. ay sonunda klinik olarak kabul edilebilir seviyenin altında bulunmuştur. Yani cam seramik restorasyonlar için uzun vadede renk stabilitesi için glaze prosedürü uygulamak daha başarılı sonuçlar verecektir.

8. Tüm materyallere ait ortalama ΔE_{00}^* değerleri değerlendirildiğinde, LU ve CE gruplarının $(\Delta E_{00}^*)_1$, $(\Delta E_{00}^*)_2$ değerleri ve $(\Delta E_{00}^*)_3$ değerleri klinik olarak ‘kabul edilebilir’ ($\Delta E_{00}^* < 1.8$) renk değişimi değerinin üzerinde bulunmuştur. EN grubunun ise $(\Delta E_{00}^*)_2$ ve $(\Delta E_{00}^*)_3$ değerleri açısından kabul edilebilir renk değişim değerinin üzerinde ΔE_{00}^* değerleri göstermiştir. Elde edilen renk değişim miktarının materyale göre değişmesinin nedeni, malzemenin kimyasal yapısındaki farklı komponentler ve farklı polimerik matriks/doldurucu oranları olabilir.
9. SP, BZ, EP materyalleri 6. ayın sonunda tüm zaman aralıklarında renk stabilitesi açısından en iyi sonuçları göstermiştir. SP ve BZ materyalleri renk stabilitesi açısından üstün özellikler göstermesine karşın, yüksek b^* değerlerine sahiptir. Bu verilere dayanarak hem renk stabilitesinin hem de estetik beklentinin yüksek olduğu anterior restorasyonlarda EP tercih etmek daha avantajlı gözükmemektedir.
10. LU, CE, EN materyallerinin her birinden elde edilen ΔE_{00}^* değerlerinde, diğer tüm materyallere göre 1. ay ve 6. ay sonunda anlamlı farklar tespit edilmiştir. Tüm bu faktörler değerlendirildiğinde, estetik gereksinimin yüksek olduğu anterior restorasyonlarda, seramik-polimer malzemeler yerine, cam seramik veya monolitik zirkonyum kronların tercih edilmesi ile optik özellikler açısından daha başarılı sonuçların elde edilebileceği söylenebilir.

Sonuç olarak üretilen restorasyonun estetik bakımından başarılı sayılabilmesi için, endikasyona göre materyal kullanımı ve uygun renk seçimi kadar, yüzey bitirme işlemlerinin titizlikle uygulanması da oldukça önem taşımaktadır.

Kapsamlı literatür taraması yapıldığında uzun dönem klinik takipleri ve renk değişimleriyle ilgili yeterli araştırma yapılmadığı görülmüştür. Bu tez çalışmasının konu ile ilgili yapılacak çalışmalara öncülük edeceği düşünülmektedir. Bundan sonraki çalışmalarda anterior veneer kronlar ile ilgili farklı optik parametrelerin incelendiği, İn-vivo koşullar altında yapılacak daha kapsamlı ve fazla sayıda hastaların katıldığı uzun dönem çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Li W, Xu Y, He H, Zhao H, Sun J, Hou Y (2015). Strength degradation and lifetime prediction of dental zirconia ceramics under cyclic normal loading. *Bio-medical Materials and Engineering* 26(1): 129-137.
2. Malament KA (2015). Reflections on modern dental ceramics. *Dentistry Today* 34(11): 10-12.
3. Nozaki K, Koizumi H, Horiuchi N, Nakamura M, Okura T, Yamashita K (2015). Suppression effects of dental glass-ceramics with polarization-induced highly dense surface charges against bacterial adhesion. *Dental Materials Journal* 34(5): 671-8.
4. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 24(3): 299-307.
5. Giordano II RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 73(5): 411-8.
6. Tanaka A, Nakajima M, Seki N, Foxton R, Tagami J (2015). The effect of tooth age on colour adjustment potential of resin composite restorations. *Journal of Dentistry* 43(2): 253-60.
7. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115(1): 71-5.
8. Lawson NC, Burgess JO (2016). Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28: 40-5.
9. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica* 73(8): 602-8.
10. Fischer H, Marx R (2001). Improvement of strength parameters of a leucite-reinforced glass ceramic by dual-ion exchange. *Journal of Dental Research* 80(1): 336-9.
11. Fischer H, Maier H, Marx R (2000). Improved reliability of leucite reinforced glass by ion exchange. *Dental Materials* 16(2): 120-8.

12. Cook PA, Griswold WH, Post AC (1984). The effect of superficial colorant and glaze on the surface texture of vacuum-fired porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 51(4): 476-84.
13. Çal E, Güneri P, Bıçakçı A (2005). Diş hekimliğindeki estetik ikilem: diş rengi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 26(2): 117-25.
14. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M (2016). Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115(3): 321-8.
15. Silami FDJ, Tonani R, Alandia-Román CC, Pires-de-Souza FdCP (2016). Influence of different types of resin luting agents on color stability of ceramic laminate veneers subjected to accelerated artificial aging. *Brazilian Dental Journal* 27: 95-100.
16. Hickey JC (1968). Glossary of prosthodontic terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 20(5): 443-80.
17. Van Dijken J (1999). All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 20(12): 1115.
18. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 75(1): 18-32.
19. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M (2003). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *International Journal of Prosthodontics* 16(6).
20. McLean JW (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry* 85(1): 61-6.
21. Mclean JW (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British Dental Journal* 119: 251-67.
22. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3rd ed. Chicago, Quintessence Publishing Company: 185.
23. Jones DW, Wilson H (1975). Some properties of dental ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation* 2(4): 379-96.

24. McLean JW (1979). The Science and Art of Dental Ceramics-Volume I: The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. Chicago, Quintessence Publishing Company: 19-153.
25. Powers JM, Dennison JB, Koran A (1978). Color stability of restorative resins under accelerated aging. *Journal of Dental Research* 57(11-12): 964-70.
26. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2012). *Phillips' science of dental materials*. 12 ed. St Louis, Saunders-Elsevier: 420-468.
27. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A (2015). Dental ceramics: part I—an overview of composition, structure and properties. *American Journal Materials Engineering and Technology* 3(1): 13-8.
28. Montezerian M, Zanutto ED (2017). Bioactive and inert dental glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research* 105(2): 619-639.
29. Mrázová M, Klouzkova A (2009). Leucite porcelain fused to metals for dental restoration. *Ceramics-Silikáty* 53(3): 225-30.
30. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics* 28(3): 227-35.
31. de Carvalho Ramos N, Campos TMB, de La Paz IS, Machado JPB, Bottino MA, Cesar PF, et al (2016). Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dental Materials* 32(7): 870-8.
32. Wiedhahn K. Cerec 3D veneers with R2005--veneers à la carte (2005). *International Journal of Computerized Dentistry* 8(1): 59-68.
33. Nejatidanesh F, Moradpoor H, Savabi O (2016). Clinical outcomes of zirconia-based implant-and tooth-supported single crowns. *Clinical Oral Investigations* 20(1): 169-78.
34. Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C, Höland M, Dommann A, Obrecht M, Mauth C, Graf-Hausner U (2006). Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 17(11): 1037-1042.
35. Dong J, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *International Journal of Prosthodontics* 5(1): 9-16.

36. Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C (2007). Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration. *Journal of the European Ceramic Society* 27(2-3): 1521-6.
37. Bissasu SM, Al-Houri NA (2014). Replacement of missing lateral incisors with lithium disilicate glass-ceramic veneer-fixed dental prostheses: a clinical report. *Clinical Case Reports*. 2(4): 128.
38. Höland W, Apel E, van't Hoen C, Rheinberger V (2006). Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids* 352(38-39): 4041-50.
39. Tulyaganov D, Agathopoulos S, Kansal I, Valério P, Ribeiro M, Ferreira J (2009). Synthesis and properties of lithium disilicate glass-ceramics in the system $\text{SiO}_2\text{--Al}_2\text{O}_3\text{--K}_2\text{O--Li}_2\text{O}$. *Ceramics International* 35(8): 3013-9.
40. Monmaturapoj N, Lawita P, Thepsuwan W (2013). Characterisation and properties of lithium disilicate glass ceramics in the $\text{SiO}_2\text{--Li}_2\text{O--K}_2\text{O--Al}_2\text{O}_3$ system for dental applications. *Advances in Materials Science and Engineering* 2013: 680-685.
41. Taskonak B, Mecholsky Jr JJ, Anusavice KJ (2005). Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 26(16): 3235-41.
42. Hallmann L, Ulmer P, Kern M (2018). Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 82: 355-70.
43. Azami M, Jalilifiroozinezhad S, Mozafari M, Rabiee M (2011). Synthesis and solubility of calcium fluoride/hydroxy-fluorapatite nanocrystals for dental applications. *Ceramics International* 37(6): 2007-14.
44. Font AF, Ruiz F, Ruiz MG, Rueda CL, González AM (2006). Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Medicina Oral Patologia Oral Cirugia Bucal* 11: 297-302.
45. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005). Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 22(1): 49-60.
46. Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental Materials Journal* 33(1): 79-85.

47. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of Dental Research* 86(2): 142-6.
48. Swain MV, Garvie RC, HANNINK RH (1983). Influence of thermal decomposition on the mechanical properties of magnesia-stabilized cubic zirconia. *Journal of the American Ceramic Society* 66(5): 358-62.
49. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20(1): 1-25.
50. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society* 92(9): 1901-20.
51. Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G (2009). On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials* 30(29): 5279-82.
52. Scott H (1975). Phase relationships in the zirconia-yttria system. *Journal of Materials Science* 10(9): 1527-35.
53. Abi C, Emrullahog O, Said G (2013). Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO₂-Al₂O₃ dental composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 18: 123-31.
54. Kern F, Palmero P (2013). Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. *Ceramics International* 39(1): 673-82.
55. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials* 33(1): 84-98.
56. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal* 33(5): 705-10.

57. Spitznagel FA, Vuck A, Gierthmühlen PC, Blatz MB, Horvath SD (2016). Adhesive Bonding to Hybrid Materials: An Overview of Materials and Recommendations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 37(9): 630-7.
58. Coldea A, Swain MV, Thiel N (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials* 29(4): 419-26.
59. Mainjot A, Dupont N, Oudkerk J, Dewael T, Sadoun M (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research* 95(5): 487-95.
60. Wang XD, Jian YT, Guess PC, Swain MV, Zhang XP, Zhao K (2014). Effect of core ceramic grinding on fracture behaviour of bilayered lithium disilicate glass-ceramic under two loading schemes. *Journal of Dentistry* 42(11): 1436-45.
61. Ab-Ghani Z, Jaafar W, Foo SF, Ariffin Z, Mohamad D (2015). Shear bond strength of computer-aided design and computer-aided manufacturing feldspathic and nano resin ceramics blocks cemented with three different generations of resin cement. *Journal of Conservative Dentistry* 18(5): 355.
62. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H (2015). Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental Materials Journal* 34(6): 881-7.
63. Kiliniç H, Turgut S, Ayaz Ea, Bağış B (2018). Güncel Nanoseramik Ve Hibrit Cad/Cam Materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 28(4): 592-8.
64. Riquieri H, Monteiro JB, Viegas DC, Campos TMB, de Melo RM, Saavedra GdSFA (2018). Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. *Dental Materials* 34(10): 1483-91.
65. Deniz DD, Aktaş ÖÜG, Güncü Ö (2019). CAD/CAM yüksek dayanımlı cam seramikler CAD/CAM high strength glass ceramics. *Yeditepe J Dent* 15(2): 224-30.

66. Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, Trisi P (2016). The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental Materials Journal* 35(5): 748-55.
67. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials* 30(9): 954-62.
68. Swain M, Coldea A, Bilkhair A, Guess P (2016). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental Materials* 32(1): 34-42.
69. Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental Materials* 28(5): 529-34.
70. Dupriez ND, von Koeckritz AK, Kunzelmann KH (2015). A comparative study of sliding wear of nonmetallic dental restorative materials with emphasis on micromechanical wear mechanisms. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 103(4): 925-34.
71. Gonçalves F, Azevedo CL, Ferracane JL, Braga RR (2011). BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dental Materials* 27(6): 520-6.
72. Tekce N, Pala K, Demirci M, Tuncer S (2016). Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dental Materials Journal* 35(3): 523-31.
73. Berthelsen CL, Stilley KR (2000). Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *The Journal of the American Dental Association* 131(1): 59-66.
74. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C (2012). Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 4(2): 76-83.
75. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN (2011). Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 106(3): 145-52.
76. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials* 29(12): 1201-8.

77. Zhang Y (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials* 30(10): 1195-203.
78. Giordano R (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association* 137: 14-21.
79. Fasbinder DJ (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 31(9): 702-4.
80. Reich S, Hornberger H (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88(1): 44-9.
81. Sorensen J, Kang S, Avera S (1991). Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dental Materials* 7(2): 118-23.
82. Özarslan MM, Büyükkaplan UŞ, Barutçigil Ç, Arslan M, Türker N, Barutçigil K (2016). Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 8(1): 16.
83. Yap A, Yap S, Teo C, Ng J (2004). Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Operative Dentistry-University Of Washington* 29(1): 100-4.
84. Turkun L, Turkun M (2004). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Operative Dentistry-University Of Washington* 29(2): 203-11.
85. Kelly JR (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics* 48(2): 513-30.
86. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M (2016). The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 8(6): 417-22.
87. Jefferies SR (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America* 42(4): 613-27.
88. Yılmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Özkan Y (2008). Color stability of glazed and polished dental porcelains. *Journal of Prosthodontics* 17(1): 20-4.

89. Fasbinder DJ, Neiva GF (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28(1): 56-66.
90. da Silva TM, Salvia ACRD, de Carvalho RF, Pagani C, da Rocha DM, da Silva EG (2014). Polishing for glass ceramics: Which protocol? *Journal of Prosthodontic Research* 58(3): 160-70.
91. Jefferies SR (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America* 51(2): 379-97.
92. Jefferies SR (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America* 42(4): 613-627.
93. Ölmez A, Kisbet S (2012). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica* 30(2): 115-22.
94. O'Brien WJ (1985). Double layer effect and other optical phenomena related to esthetic. *Dental Clinics of North America* 29(4): 667-672.
95. Albakry M, Guazzato M, Swain MV (2003). Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *Journal of Dentistry* 31(3): 181-8.
96. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry* 38: 2-16.
97. Ragain J (2016). A review of color science in dentistry: shade matching in the contemporary dental practice. *Journal of Dentistry, Oral Disorders & Therapy* 4(2): 1-5.
98. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dental Materials* 27(1): 97-108.
99. Ulusoy M, Toksavul S (1992). Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 13: 29-36.
100. Sakaguchi RL, Powers JM (2012). *Craig's restorative dental materials*. 13 ed. Philadelphia, Elsevier-Mosby: 254-272.

101. Kahramanoğlu E, Özkan YK (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. Cumhuriyet Dental Journal 16(4): 339-47.
102. Watts A, Addy M (2001). Tooth discolouration and staining: tooth discolouration and staining: a review of the literature. British Dental Journal 190(6): 309.
103. Fondriest J (2003). Shade Matching in Restorative Dentistry: The Science and Strategies. International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry 23: 467-79.
104. Ristic I, Stankovic S, Paravina RD (2016). Influence of color education and training on shade matching skills. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 28(5): 287-94.
105. Lee YK, Lu H, Powers JM (2006). Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. Dental Materials 22(7): 653-660.
106. Aydın N, Karaoğlu S, Oktay EA, Kılıçarslan MA (2020). Investigating the color changes on resin-based CAD/CAM blocks. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 32(2): 251-256.
107. Paravina RD, Powers JM (2004). Esthetic color training in dentistry. 1st ed. St Louis, Elsevier- Mosby: 3-47.
108. Ota M, Ando S, Endo H, Ogura Y, Miyazaki M, Hosoya Y (2012). Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. Acta Odontologica Scandinavica 70(5): 362-7.
109. Glockner K, Haiderer B (2015). Visual vs. Spectrophotometric Methods for Shade Selection. Coll Antropoll 39(3): 801-2.
110. Joiner A (2004). Tooth colour: a review of the literature. Journal of Dentistry 32: 3-12.
111. Yap A, Wong M, Lim A (2000). The effect of polishing systems on microleakage of tooth-coloured restoratives. Part 2: Composite and polyacid-modified composite resins. Journal of Oral Rehabilitation 27(3): 205-10.
112. Hekimoğlu C, Anıl N, Etikan I (2000). Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. International Journal of Prosthodontics 13(1): 29-33.

113. Perez MM, Herrera LJ, Carrillo F, Pecho OE, Dudea D, Gasparik C, Della Bona A (2019). Whittness difference thresholds in dentistry. *Dental Materials* 35(2): 292-297.
114. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 27: 1-9.
115. Van der Burgt T, Ten Bosch J, Borsboom P, Plasschaert A (1985). A new method for matching tooth colors with color standards. *Journal of Dental Research* 64(5): 837-41.
116. Douglas RD (1997). Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 77(5): 464-70.
117. Sproull RC (1973). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 29(4): 416-24.
118. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 80(6): 642-8.
119. Bahannan SA, Awad MA (2018). Effect of porcelain shade and application time on shade reproduction. *Journal of Prosthodontics* 27(3): 227-31.
120. Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G (2007). Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics* 16(2): 93-100.
121. Khurana R, Tredwin C, Weisbloom M, Moles D (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal* 203(12): 675-80.
122. Bolt R, Ten Bosch J, Coops J (1994). Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Physics in Medicine & Biology* 39(7): 1133.
123. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 7(4): 495.
124. Sen N, Isler S (2020). Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 123(5): 761-8.

125. Bömicke W, Rammelsberg P, Stober T, Schmitter M (2017). Short-term prospective clinical evaluation of monolithic and partially veneered zirconia single crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 29(1): 22-30.
126. Tabatabaian F (2019). Color aspect of monolithic zirconia restorations: a review of the literature. *Journal of Prosthodontics* 28(3): 276-87.
127. Turgut S, Kılınç H, Bağış B (2019). Effect of UV aging on translucency of currently used esthetic CAD-CAM materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 31(2): 147-52.
128. Tekçe N, Fidan S, Tuncer S, Kara D, Demirci M (2018). The effect of glazing and aging on the surface properties of CAD/CAM resin blocks. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 10(1): 50-7.
129. Al-Shammery HA, Bubb NL, Youngson CC, Fasbinder DJ, Wood DJ (2007). The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD–CAM ceramics following two polishing techniques. *Dental Materials* 23(6): 736-41.
130. Akkuş INÖ, Aktaş IRT, Şahan MH (2020). Metal Destekli Dental Seramiklerde Farklı Yüzey Hazırlama İşlemlerinin Glazür Tabakası Ve Seramik Rengine Etkisinin Değerlendirilmesi. *Prevalence* 30: 38.
131. Alacam A, Burgaz Y (1989). Effect of various polishing techniques on restorative resin discoloration. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi= The Journal of the Dental Faculty of Ankara University* 16(1): 123-7.
132. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G (1996). Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *International Journal of Prosthodontics* 9(5): 452-58.
133. Ozyılmaz OY, Özel GS, Ahmet BSO (2019). Effects of Glazing Procedures on the Color Stability of Conventional and CAD/CAM Hybrid Ceramics: A Comparative Study/Glaze İşlemlerinin Konvansiyonel ve CAD/CAM Hibrit Seramiklerin Renk Stabilizasyonunun Üzerine Etkisi: Karsılastırmalı Çalışma. *Meandros Medical and Dental Journal* 20(3): 209-19.

134. Chun EP, Anami LC, Bonfante EA, Bottino MA (2017). Microstructural analysis and reliability of monolithic zirconia after simulated adjustment protocols. *Dental Materials* 33(8): 934-43.
135. Brunot-Gohin C, Duval J-L, Azogui E-E, Jannetta R, Pezron I, Laurent-Maquin D, et al (2013). Soft tissue adhesion of polished versus glazed lithium disilicate ceramic for dental applications. *Dental Materials* 29(9): 205-12.
136. Kanat-Ertürk B (2020). Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. *Journal of Prosthodontics* 29(2): 166-72.
137. Ozen F, Demirkol N, Oz OP (2020). Effect of surface finishing treatments on the color stability of CAD/CAM materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 12(3): 150.
138. Al Amri MD, Labban N, Alhijji S, Alamri H, Iskandar M, Platt JA (2021). In Vitro Evaluation of Translucency and Color Stability of CAD/CAM Polymer-Infiltrated Ceramic Materials after Accelerated Aging. *Journal of Prosthodontics* 30(4): 318-28.
139. Kulkarni A, Rothrock J, Thompson J (2020). Impact of gastric acid induced surface changes on mechanical behavior and optical characteristics of dental ceramics. *Journal of Prosthodontics* 29(3): 207-18.
140. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Luengo MCL, Vicente P, Galindo P, Casado AMM (2016). Comparison of two color-difference formulas using the Bland-Altman approach based on natural tooth color space. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115(4): 482-8.
141. Wee AG, Lindsey DT, Shroyer KM, Johnston WM (2007). Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 98(2): 101-9.
142. del Mar Pérez M, Saleh A, Yebra A, Pulgar R (2007). Study of the variation between CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences of resin composites. *Dental Materials Journal* 26(1): 21-8.
143. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry* 38: 57-64.

144. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Luengo MCL, Vicente P, Galindo P, Casado AMM (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115(1): 65-70.
145. Lee Y-K (2005). Comparison of CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dental Materials* 21(7): 678-82.
146. Mulay G, Dugal R, Buhranpurwala M (2015). An evaluation of wear of human enamel opposed by ceramics of different surface finishes. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society* 15(2): 111.
147. Stevenson B, Ibbetson R (2010). The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *Journal of Dentistry* 38(5): 361-8.
148. Dede DÖ, Armaganci A, Ceylan G, Çankaya S, Çelık E (2013). Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta Odontologica Scandinavica* 71(6): 1570-8.
149. Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil MF, Rosenstiel SF (2006). Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 96(6): 397-401.
150. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F (2016). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 55: 1-11.
151. Sengez G, Dörter C (2019). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dental Journal* 6(2): 213-20.



Ek 1. Etik Kurul Onayı



Ek 1. (Devam)



Ek 1. (Devam)



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Soyadı, Adı : TAŞAN, Muhammet Safa
Uyruğu :
Doğum Tarihi ve Yeri :
E-posta :
Yazışma Adresi :

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	Kanuni Anadolu Lisesi	2010

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİM

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Araştırma Görevlisi	K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2015-

YABANCI DİL

İngilizce

YAYINLAR/ BİLDİRİLER

ULUSLARARASI BİLİMSEL TOPLANTILARDA SUNULAN VE BİLDİRİ KİTABINDA BASILAN BİLDİRİLER

1. Tasan MS, Turgut S. Aesthetic rehabilitation with laminate restorations: 3 different clinical cases. 23. International Turkish Prosthodontics and Implantology Association Scientific Congress, 9-12 November 2017. Muğla, Turkey (Poster Sunum)