



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÖNTEMLERLE CİLALANAN
CAD/CAM SERAMİKLERİNİN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE RENK
STABİLİTELERİNİN İN VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Khalid HAMZA

DOKTORA TEZİ

Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ

TRABZON 2023

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve 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 kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

09/ 06 /2023

Khalid HAMZA

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

ix

ŞEKİLLER DİZİNİ

xi

RESİMLER DİZİNİ

xii

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

xiii

ÖZET

xv

ABSTRACT

xvi

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

4

2.1. Diş Hekimliğindeki Seramiklerin Tarihçesi

4

2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

5

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

6

2.3.1. Güncel Seramik Materyallerin Sınıflandırılması

8

2.3.1.1. Cam-Matriks Seramikler

8

2.3.1.2. Polikristal Seramikler

13

2.3.1.3. Rezin Matriks Seramikler

14

2.4. Seramik Materyallerinde Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri

16

2.5. Mekanik Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Dental Enstrümantallerin Sınıflanması

17

2.5.1. Bağlı Aşındırıcılar

17

2.5.2. Kaplı Aşındırıcılar

18

2.5.3. Bağlı Olmayan Aşındırıcılar

19

2.6. CAD-CAM Materyallerinde Yüzey Bitirme ve Polisaj

19

2.7. Yüzey Pürüzlülüğü

20

2.8. Yüzey Pürüzlülüğün Diş Hekimliğindeki Önemi

20

2.9. Yüzey Pürüzlülüğün Ölçüm Yöntemleri

21

2.9.1. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	21
2.9.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	22
2.9.3. Mekanik profilometre	22
2.10. Diş Hekimliğinde Renk	23
2.11. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri	23
2.11.1 Munsell Renk Sistemi	23
2.11.2. CIE (Commissura Internationale de l'Eclairage) Renk Sistemi ve Renk Uzayı	25
2.12. Işık ve Renk Terimleri	27
2.13. Renk Ölçüm Yöntemleri	28
2.13.1. Görsel Ölçme Yöntemi	28
2.13.2. Enstrümantal Ölçüm Yöntemi	29
2.13.2.1. Spektrofotometre	29
2.13.2.2. Spektroradyometre	30
2.13.2.3. Kolorimetre	30
2.13.2.4. Dijital fotoğrafçılık	31
2.13.2.5. Hibrit cihazlar	31
3. GEREÇ ve YÖNTEM	32
3.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması	33
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	36
3.2.1. Mekanik Yöntemle Cilalana Grupların Oluşturulması	37
3.2.1.1. Nice Seramik Örneklerin Mekanik Olarak Cilalanması	37
3.2.1.2. Vita Suprinity Seramik Örneklerin Mekanik Olarak Cilalanması	38
3.2.1.3. Cerasmart Seramik Örneklerin Mekanik Olarak Cilalanması	39
3.2.2. Boyama Yöntemiyle Cilalanan Grupların Oluşturulması	40
3.2.2.1. Nice Seramik Örneklerin Boyama İle Cilalanması	40
3.2.2.2. Vita Suprinity Seramik Örneklerin Boyama ile Cilalanması	41
3.2.2.3. Cerasmart Seramik Örneklerin Boyama ile Cilalanması	42
3.3. Cila Sonrası Uygulanacak Yüzey İşlemleri	42
3.3.1. Sigara Düzeneginin Hazırlanması ve Örneklerin Sigara Dumanına Maruz Bırakılması	42
3.3.2. Örneklerin Fırçalanması	44
3.3.3. Seramik Örneklerin Sigara Dumanına Maruz Bırakılması ve Fırçalanması	44
3.4. Seramik Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü	45

3.5. Seramik Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	46
3.6. İstatistiksel Analiz	48
4. BULGULAR	49
4.1. Seramiklerin Yüzey pürüzlülük Bulguları	49
4.2. Seramiklerin ΔE_{00} Bulguları	54
4.3. Seramiklerin ΔL^* Bulguları	60
4.4. Seramiklerin ΔC^* Bulguları	65
4.5. Seramiklerin ΔH^* Bulguları	70
5. TARTIŞMA	75
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	91
6. KAYNAKLAR	93
ÖZGEÇMİŞ	124

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa
Tablo 1. Çalışmada kullanılan seramik materyalleri	32
Tablo 2. Çalışmada kullanılan cila sistemleri	33
Tablo 3. Programat ile Vita Suprinity seramiğin kristalizasyonu	35
Tablo 4. Programat ile Vita Akzent Plus Lt Glaze prosedürleri	40
Tablo 5. Yüzey pürüzlülük değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testinin sonuçları	49
Tablo 6. Kullanılan seramiklerin yüzey pürüzlülük ortalama değerleri $\pm$ standart sapmaları	50
Tablo 7. Seramik materyallerine uygulanan farklı cila sistemleri arasında ikili karşılaştırmalar	51
Tablo 8. Seramik materyallerinin farklı uygulama yöntemlerine göre ikili karşılaştırmalar	52
Tablo 9. Uygulama yöntemlerine göre seramik materyallerinin ikili karşılaştırmaları	53
Tablo 10. ΔE_{00} değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testinin sonuçları	54
Tablo 11. Kullanılan seramiklerin ortalama L^* verileri $\pm$ standart sapmaları	55
Tablo 12. Kullanılan seramiklerin ortalama a^* verileri $\pm$ standart sapmaları	55
Tablo 13. Kullanılan seramiklerin ortalama b^* verileri $\pm$ standart sapmaları	56
Tablo 14. Kullanılan seramiklerin ortalama ΔE_{00} değerleri $\pm$ standart sapmaları	56
Tablo 15. Seramik materyallerinin farklı cila sistemlerine göre ikili karşılaştırmalar	57
Tablo 16. Seramik materyallerinin farklı uygulama yöntemlerine göre ikili karşılaştırmalar	58
Tablo 17. Farklı uygulama yöntemlerine göre seramik materyallerinin ikili karşılaştırmaları	59
Tablo 18. $\Delta L'$ değerleri için yapılan 3 yönlü ANOVA testinin sonuçları	60
Tablo 19. Kullanılan seramiklerin ortalama $\Delta L'$ değerleri $\pm$ standart sapmaları	61
Tablo 20. Farklı yüzey uygulamaları yapılan seramiklerde farklı cila yöntemlerinin ikili karşılaştırmalar	62
Tablo 21. Uygulama yöntemlerinin seramikler üzerindeki etkisi	63
Tablo 22. Uygulama yöntemlerine göre seramik materyallerinin ikili karşılaştırmaları	64
Tablo 23. $\Delta C'$ değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testinin sonuçları	65

Tablo 24. Kullanılan seramiklerin ortalama $\Delta C'$ değerleri ve standart sapmaları	66
Tablo 25. Farklı yöntemlerle cilalanan seramikler arası ikili karşılaştırmalar	66
Tablo 26. Seramik materyallerinin uygulama yöntemlerine göre gruplar arası karşılaştırılması	68
Tablo 27. Uygulama yöntemlerine göre seramik materyallerinin ikili karşılaştırmaları	69
Tablo 28. $\Delta H'$ değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testinin sonuçları	70
Tablo 29. Kullanılan seramiklerin ortalama $\Delta H'$ değerleri $\pm$ standart sapmaları	71
Tablo 30. Yüzey bitirme işlemlerine göre seramikler arası ikili karşılaştırmalar	71
Tablo 31. Seramik materyallerine uygulanan yöntemlerin ikili karşılaştırmaları	73
Tablo 32. Uygulama yöntemlerine göre seramik materyallerinin ikili karşılaştırmaları	74

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa
Şekil 1. Munsell renk sistemi	24
Şekil 2. CIE L*a*b* üç boyutlu renk sistemi	26
Şekil 3. Kolorimetrenin çalışma prensibi	30
Şekil 4. Deney grupların çizelgesi	37



RESİMLER DİZİNİ

Resim No	Sayfa
Resim 1. Çalışmada kullanılan Nice, Vita Suprinity ve Cerasmart blokları	34
Resim 2. Microcut 125 kesim cihazı ile örneklerin kesilmesi	34
Resim 3. Örneklerin zımparalanması (a) ve kullanılan zımpara cihazı (b)	35
Resim 4. Çalışmada kullanılan 3 farklı seramiklerin örnekleri (a. Nice b. Vita Suprinity c. Cerasmart)	36
Resim 5. Örnek kalınlıklarının dijital kumpasla kontrol edilmesi	36
Resim 6. Optrafine mekanik polisaj seti	38
Resim 7. Nice örneklerin mekanik polisajının yapılması	38
Resim 8. Vita Suprinity klinik mekanik polisaj seti	39
Resim 9. Vita Suprinity örneklerin mekanik polisajının yapılması	39
Resim 10. Cerasmart klinik mekanik polisaj frezleri ve polisaj patı	40
Resim 11. Cerasmart örneklerin mekanik polisajının yapılması	40
Resim 12. Vita Akzent Plus Glaze tozu ve Vita Akzent Plus Lt Glaze likiti	41
Resim 13. Nice seramiğin örnek yüzeylerine glaze uygulaması	41
Resim 14. Cerasmart seramiğine Optiglaze uygulaması	42
Resim 15. Sigara grubu örnekleri	43
Resim 16. Hazırlanmış sigara düzeneği	43
Resim 17. Sigara dumanından sonra seramik örneklerin görüntüsü	44
Resim 18. Fırçalama düzeneği	44
Resim 19. Kullanılan profilometre cihazı ve yüzey pürüzlülüğü ölçümü	46
Resim 20. Ölçümlerde kullanılan nötral gri fonla kaplı renk ölçüm kutusu	46
Resim 21. ShadeEye NCC kolorimetre cihazı	47
Resim 22. Örneklerin renk ölçümlerinin yapılması	47

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

a*	Rengin kırmızı-yeşil eksenindeki yeri
b*	Rengin sarı-mavi eksenindeki yeri
Bis-GMA	Bis fenol A Glisidil dimetakrilat
Bis-MEPP	Bisphenole A ethoxylate dimethacrylate
BisEMA	Bis-etilen glikol dimetakrilat
CAD	Bilgisayar destekli tasarım
CAM	Bilgisayar destekli üretim
CIE	Commission Internationale de l'Eclairage
CS	Cerasmart Seramiği
ΔE^*	CIE Lab formülüne göre renkteki toplam değişiklik
ΔE_{00}^*	CIEDE2000 formülüne göre renkteki toplam değişiklik
ΔC^*	CIEDE2000 formülüne göre kromadaki değişiklik
ΔL^*	CIEDE2000 formülüne göre valuedeki değişiklik
ΔH^*	CIEDE2000 formülüne göre hue'deki değişiklik
DMA	Dimethylacetamide
G	Glaze
HVN	Vickers sertlik numarası
I*	Rengin siyah-beyaz eksenindeki yeri
μm	Mikrometre
MPa	Megapaskal
P	Polisaj
pH	Hidrojenin gücü veya potansiyel hidrojen
PICN	Polimer ile infiltre edilmiş seramik ağlar.
PSZ	Kısmen stabilize zirkonya
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Urethane Dimethacrylate
Ra	Pürüzlülük ortalaması
Rq	Pürüzlülük profilinin ortalama kare sapması
Rz	Maksimum pürüzlülük profili yüksekliği
VS	Vita Suprinity Seramiği
ZLS	Zirkonya infiltre lityum silikat seramik

Simgeler

%	Yüzde
°C	Santigrat derece
°	Derece

Formüller

Al_2O_3	Alümina
BaO	Baryum oksit
B_2O_3	Bor trioksit
CaO ,	Kalsiyum oksit
CeO_2	Seryum(IV) oksit
Fe_2O_3	Demir(III) oksit
$\text{K}[\text{AlSi}_2\text{O}_6]$	Lösit
K_2CO_3	Potasyum karbonat
K_2O ,	Potasyum oksit
$\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$	Feldspat
MgAl_2O_4	Spinel
Na_2CO_3	Sodyum karbonat
Na_2O	Sodyum oksit
P_2O_5	Fosfor Pentoksit
SnO_2	Kalay dioksit
SiO_2	Silika
TiO_2	Titanyum dioksit
La_2O_3	Lanthanum oxide
$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	Lityum disilikat
Li_2SiO_3	Lityum metasilikat
Li_2O	Lithium oxide
Li_4SiO_4	Lityum ortosilikat
ZrO_2	Zirkonya

ÖZET

Farklı Yöntemlerle Cilalanan CAD/CAM Seramiklerinin Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Stabiliteilerinin in Vitro Olarak Değerlendirilmesi

Çalışmamızın amacı; farklı yöntemlerle yüzeyde renklendirme yapabilecek parametrelerin kullanımı ile, yeni nesil CAD-CAM seramikler için uygulanacak yüzey bitirme işlemlerinin, seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesine etkisini incelemektir.

Bu çalışmada, A2 rengine Nice (Nİ), Vita Suprinity (VS) ve Cerasmart (CS) olmak üzere üç farklı CAD-CAM materyali kullanıldı. 1,5 mm kalınlıkta her seramikten 80 adet olmak üzere toplamda 240 örnek hazırlandı. İki gruba ayrılan örnekler mekanik polisaj veya glaze yüzey bitirme tekniği uygulandı. Yüzey bitirme işlemlerinden sonra, uygulanan yöntemlere göre tekrardan 4 alt gruba ayrılıp; birinci grup distile suda bekletilerek kontrol grubu olarak isimlendirildi (K). İkinci gruba sigara dumanı (S), üçüncü gruba diş macunu ile fırçalama (F), dördüncü gruba sigara dumanı ardından diş macunu ile fırçalama (SF) uygulandı. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü mekanik profilometre kullanılarak ölçüldü. Renk ölçümleri, başlangıçta ve yüzey işlemlerinden sonra kolorimetre cihazı ile ölçüldü. Materyallerde oluşan renk değişikliği ΔE_{00} , L^* , a^* , b^* değerleri kullanılarak hesaplandı. Üç yönlü Anova ve Bonferroni testi ile istatistiksel analizleri yapıldı ($p < 0.05$).

VS ve CS seramiklerin mekanik polisaj gruplarında, glaze gruplarına kıyasla daha yüksek ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (R_a) bulundu ($p < 0.05$). Kontrol grupları arasında en yüksek R_a değeri VS seramiğin mekanik polisaj grubunda izlendi, en düşük ise CS seramiğin glaze grubunda izlendi. Çalışmada bütün R_a bulguları kritik pürüzlülük değerin altında bulundu. Ortalama renk değişim (ΔE_{00}^*) bulgularına bakıldığında Nİ ve CS mekanik polisaj ve glaze gruplarında Kontrol grubu ve S, F, SF yüzey uygulamaları arasında renk değişimi değerlerinde anlamlı bir fark bulundu ($p < 0,05$). VS seramik Glaze grubunda ise K ve F yüzey uygulamaları arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p > 0,05$).

Bütün ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri kritik pürüzlülük değerinin altında bulunduğundan glaze ve mekanik polisaj birbirlerine alternatif olarak kullanılabilir. VS glaze grubu kullanılan tüm seramiklerin glaze ve mekanik polisaj gruplarla kıyasla daha fazla renk stabilitesi ve kabul edilebilir renk değişim değerleri göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, dumanı, fırçalama, renk değişimi, sigara, yüzey pürüzlülüğü.

ABSTRACT

In Vitro Evaluation of Surface Roughness and Color Stability of CAD/CAM Ceramics Polished with Different Methods

The aim of this study is to examine the effect of surface finishing procedure applied for couple of new generation CAD-CAM ceramics on the surface roughness and color stability of ceramics while using parameters that can color the surface.

In this study, three different CAD-CAM materials were used in A2 shade: Nice (NI), Vita Suprinity (VS) and Cerasmart (CS). A total of 240 samples were prepared, 80 of each ceramic with a thickness of 1,5 mm. The samples were divided according to their surface finishing procedures into two groups of mechanical polishing or glaze. After the surface finishing procedure were applied, they were again divided into 4 subgroups according to the exposure methods; The first group was kept in distilled water and named as the control group (K), the second group was exposed to cigarette smoke (S), brushing with toothpaste (F) was applied to the third group, and brushing with toothpaste (SF) was applied to the fourth group after cigarette smoke exposure. The surface roughness of the samples was measured using a mechanical profilometer. Color measurements were measured with a colorimeter device at the beginning and after surface treatments. The color change ΔE_{00} was calculated using, L^* , a^* , b^* values. Statistical analyzes were performed with the three-way Anova and Bonferroni test ($p < 0.05$).

The mechanical polishing groups of VS and CS ceramics had higher average surface roughness values (R_a) more than the glaze groups ($p < 0.05$). Among the control groups, the highest R_a value was found in the mechanical polishing group of VS ceramic, and the lowest was found in the glaze group of CS ceramic. In the study, all R_a results were found below the critical roughness value. Considering the mean color change (ΔE_{00}^*) results, a significant difference was found in color change values between the Control group and S, F, SF surface applications in the NI and CS mechanical polishing and glaze groups ($p < 0.05$). In the VS ceramic Glaze group, no significant difference was found between the C and F surface applications ($p > 0.05$).

Since all average surface roughness values are below the critical roughness value, glaze and mechanical polishing can be used as alternatives to each other. The VS glaze group showed more color stability and the acceptable color change values in comparison to all of the used ceramics' glaze and mechanical polishing groups.

Keywords: brushing, CAD/CAM, cigarette smoke, colour, surface roughness.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Son yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) teknolojisi, estetik seramik restorasyonlar üretmek için gereken üretim süresini ve klinik randevuların sayısını azalttığı için yaygın olarak kullanılmaktadır. Tam seramik restorasyonlar, kimyasal stabiliteleri, estetikleri ve biyouyumluluklarından dolayı geleneksel metal-seramik restorasyonlara göre tercih edilmektedir. Dental CAD-CAM sistemlerinin geniş alanlı kullanımıyla, doğal görünümlü restorasyonlara yönelik hasta beklentilerini karşılamak için farklı bileşimlere sahip seramikler bulunmaktadır. Bir restorasyonun estetik beklentileri karşılaması için, çevredeki diş dokularıyla uyumlu olmalıdır dolayısıyla restoratif materyalin optik özellikleri doğal dişlerinkine benzer olması gereklidir. Bir diş, çoğu biyolojik doku gibi, yüzeyine ulaşan ışığı yansıtır, yayar, emer ve iletir. Bu nedenle, kabul edilebilir estetik sonuçlar için, dental seramik materyallerin ışık absorpsiyonunu, yansımaları ve iletimini kontrol ederek tam seramik restorasyonların uygun renk uyumu sağlanmalıdır.

Geleneksel cam seramikler üstün optik özelliklerinden dolayı yıllardır kullanılmaktadır, ancak kırılma özelliği olmaları posterior bölgede klinik uygulamalarını sınırlamaktadır. Restorasyonların üretiminde reçine nanoseramik ve hibrit seramik gibi yeni materyaller, çoklu fırınlama gerektiren CAD-CAM materyallerden tek seanslı materyallerin kullanımına doğru değişim gösterdi. Hibrit materyallerin, hem seramiklerin hem de kompozit reçinelerin avantajlarını aynı malzemede birleştirdiği iddia edilmektedir. Reçine nanoseramik endikasyonları arasında anterior ve posterior kronlar, lamineler, inleyler ve onleyler bulunmaktadır. Bu blokların, feldspatik CAD-CAM seramiklere göre daha hızlı frezlenebilmesi, artan kırılma direnci ve frezlenme hasar toleransı dahil olmak üzere çeşitli avantajlara sahiptir. Ayrıca, restorasyonlar tek bir seansta kolayca cilalanabilir ve bitirebilir.

Cam seramiklerin müteakip gelişimi polikristal seramiklerle güçlendirilmiş cam-seramiklerin geliştirilmesine yol açmıştır. Bu yeni cam seramikler, zirkonyum dioksit kristalleri ile güçlendirilmiş camsı bir matrikste ana kristal faz olarak lityum silikat içerir ve buna zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat denir. Bir başka güçlendirilmiş seramik, yeni piyasaya sürülen lityum disilikat takviyeli lityum alüminosilikat cam seramiktir. Bu materyaller iyi optik ve mekanik özellikler, diş veya implant destekli kısmi

ve tam kronlar lityum disilikat seramiğine benzer bir şekilde özellikler ve endikasyonlara sahiptir.

Dental restorasyonların başarılarında önemli bir rol oynan seramiklerin yüzey kalitesi yüzey pürüzlülüğü ile ölçülmektedir. Ağız sağlığı ve restorasyonun marjinal uyumluğunda gereken, doğal diş dokuları ile uyumlu yüzeyler; doğru şekillendirme, bitirme ve cilalama ile optimum pürüzlülüğü elde ederek ulaşılmaktadır. Pürüzlü bir yüzey restorasyonun estetiğini olumsuz etkiler, bu da restorasyonu dışsal renklenmeye karşı hassas hale getirir ve ayrıca parlaklık miktarını azaltarak ışığı yansıtmasını azaltır, dolayısıyla seramiğin algılanan rengini etkiler ve renklenme nedeniyle estetikte kayıp meydana gelir. Yüzey pürüzlülüğündeki artışın mikroorganizmaların retansiyonunu artırdığı, bunun da daha hızlı kolonizasyon ve dental plağın olgunlaşması ile sonuçlandığı araştırmalarda bildirilmiştir.

Bir restorasyonun klinik ömrü boyunca renk stabilitesi, mekanik ve fiziksel özellikleri kadar önemlidir. Dental restorasyonların renk değişiklikleri içsel veya dışsal faktörlerden kaynaklanabilir. Yüzeydeki değişiklikler, ışığın materyal içinden geçişinde kaymalara ve ışığın yansımalarının değişmesine yol açacaktır. Bu, ışığın saçılmasını etkileyerek rengin görsel algısında değişikliklere neden olur. Bir seramiğin rengi kimyasal yapısının, matrikteki veya ara fazındaki varyasyonun ve seramik materyallerinin derin kısımlarındaki fiziksel-kimyasal reaksiyonların (içsel faktörler) bir sonucudur. Diyet alışkanlıkları, renklendirici maddeler ve materyalin yüzey pürüzlülüğü (dışsal etkiler), inorganik parçacıkların özellikleri, yüzey topografyası ve glaze veya sinterleme işlemleri de rengi etkileyebilmektedir. Birçok araştırmacı materyallerin optik özelliklerini yüzey pürüzlülüğü ve yüzey lekelenmesi ile ilişkilendirmiştir. Ayrıca materyallerin pürüzsüz yüzeyinin, optik özelliklere katkıda bulunan yüzey ışığı yansımaları ve saçılması ile orantılı olduğu bildirilmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı üç farklı yapıda lityum alüminosilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik ve rezin içerikli nanoseramik CAD/CAM seramik bloklarının mekanik polisaj ve glaze cila işlemlerinin ardından sigara kullanımı, diş macunu ile fırçalama ve sigara kullanımı ardından diş macunu ile fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğünün ve renk stabilitelerinin incelenmesi planlanmıştır.

Bu in-vitro tez çalışmasında, iki farklı cilalama tekniği kullanılarak (mekanik polisaj ve glaze yöntemi) tüm seramik örnekler bitirme işlemlerine göre iki ana gruba ayrılmıştır. Bu aşamada örneklerin ilk yüzey pürüzlülüğü ve renk değerlerinin ölçümleri yapılmıştır. Ölçüm sonrası her iki grup dört alt gruba ayrılarak; birinci grup kontrol grubu örnekleri distile suda bekletilmiştir. İkinci grup örneklerde; sigara dumanına özel geliştirilen bir düzenek içinde maruz kalmıştır. Üçüncü grupta; diş macunu ile fırçalama uygulaması için örnekler diş fırçalama simülasyonuna tabii tutulmuştur. Dördüncü grupta ise yukarıda anlatılan yöntemlerle sigara dumanına maruz bırakılan örneklere, ardından diş macunu ile fırçalama işlemi uygulanmıştır. Ardından uygulamalar sonrası örneklerin ikinci ölçümleri gerçekleştirilmiş ve elde edilen veriler kaydedilmiştir.

Çalışmanın birinci sıfır hipotezi farklı bitirme işlemlerinin renk değişimi ve yüzey pürüzlülük özellikleri üzerine etkisi yoktur. İkinci sıfır hipotezi farklı seramiklerin sigara dumanı ve fırçalama uygulamalarından sonra gösterdiği renk değişimi ve yüzey pürüzlülük değerleri arasında fark yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğindeki Seramiklerin Tarihçesi

Seramikler, insanlar tarafından yapay olarak elde edilen ve laboratuvar araştırmaları için kullanılan ilk malzemeler arasındadır. Seramiklerin gelişimi özellikle Çin’de ve Avrupa’nın sanayi devrimi döneminde gerçekleşmiştir (1).

Porselenin tarihçesi bir dental materyal olarak sadece 200 seneye önce dayanmaktadır. Alexis Duchateau adlı bir Fransız eczacı, günlük işlemleri sırasında çeşitli kimyasalları karıştırmak ve öğütmek amacıyla kullandığı glaze seramik kapların nispeten pürüzsüz yüzeyleri ile lekelenmeye ve aşınmaya karşı dirençli olduğunu keşfetmiştir. Ardından, Duchateau Nicholas Dubois De Chemant adlı bir diş hekiminin iş birliğiyle ilk porselen diş üretimi gerçekleştirilmiş ve porselen, dental restoratif materyal olarak kullanılmaya başlanmıştır (2).

İlk elde edilen dental porselenler nispeten beyaz ve opak olup, ancak 1838 yılında Elias Wildman tarafından doğal dişlere çok daha yakın tonlarda, çok daha parlak ve saydam porselen elde edilmiştir (3). Kaolinin indirgenmesi veya tamamen çıkarılması feldspat miktarında artışa sebep olmuş ve mullit birleşiminin oluşmaması daha fazla ışık geçirgenliğine izin verdiğinden, lösit içerikli porselen bileşimleri mullit içeriklilere göre daha fazla tercih edilir olmuştur (4).

Porselen kullanımının daha yaygın hale geldiği 1925 yılında yüksek ısı porselenleri geliştirilmiş ve estetik anlamda tatmin edici restorasyonların yapımı mümkün olmuştur. Daha sonrasında Amsterdam'dan Jan Adriaansen, porseleni fırçayla oluşturma tekniğine öncülük etmiştir (5).

Günümüze kadar malzemenin özelliklerini iyileştirmek veya değiştirmek için yıllar boyunca kimyasal bileşimde birçok varyasyon denenmiştir. İlk elde edilen dental porselenler havayla ateşlenmiştir ve aşırı opaklığı önlemek için nispeten büyük boyutlu parçacıklı tozlar kullanılmıştır. 1960'larda vakumla porselen pişirme tekniğinin piyasaya sürülmesiyle daha estetik ve daha az iç pürüzlülüğe sahip dental porselenler elde edilmeye başlanmıştır(6).

Aynı yıllarda Swan, Felcher, Horestad, Johnson, Lakemage, Gonod ve Granger porselenleri desteklemek ve güçlendirmek amacıyla çeşitli çalışmalarda bulunmuşlardır. Bu çalışmalarda metal ve özellikle Iridio platin destekli madde kullanılmıştır. 1956'da

Brecker, diş porselenlerini altın alaşımlarına bağlayarak kron ve köprü üretimini başlatmıştır (7).

1965'te McLean ve Hughes tarafından, ilk tam seramik porselen jaket kronunu (alümina ile güçlendirilmiş kor seramik) üretmek amacıyla ağırlıkça yüzde 40 ile 50 Al_2O_3 içeren bir cam matriks kor kullanılmıştır. Alümina ile porselenin bükülme dayanıklılığı ve kırılma tokluğu artırılmıştır. Alüminli seramik kor malzemesinin yeterli saydamlığa (opak, kireçli-beyaz görünüm) sahip olmamasından ötürü kabul edilebilir estetiği elde etmek için ilave olarak feldspatik porselen veneerleme tekniği geliştirilmiştir (8, 9).

Dökülebilir seramikler (Dicor) (Dentsply International, Inc., York, PA, ABD) 1972 yılında Grossman tarafından geliştirilmiş ve 1984'te piyasaya sürülmüştür (10). Dicor, %30 cam matriks ile birleştirilmiş tetrasilik flormik kristallerden oluşan oldukça yarı saydam polikristal cam-seramikli bir malzemedir (11). Yüksek şeffaflık, yüksek kimyasal direnç, orta derecede termal genleşme, iyi işlenebilirlik, doğal dişlere benzer sertlik ve düşük bükülme dayanıklılığı (150 MPa) gösterir, bu nedenle tek kron restorasyonlarda uygulanmaktadır (12, 13).

2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Atom düzeyinde seramikler, metal-oksijen iyonik bağlarından oluşur. Silisyum (Si), zirkonyum (Zr) ve alüminyum (Al), oksijen ile kombinasyon halinde seramiklerde kullanılan en sık metal elementlerdir (14). İyonik bağlarda, alaşımların metalik bağlarından veya polimerlerin kovalent bağlarından farklı olarak elektronlar metalden oksijene tam transfer edilmektedir (15-17). İyonik bağlar güçlüdür ve yönlüdür, yani eğilmeye tolerans göstermezler bu durum seramiklere kırılğan özellik kazandırır (17). Seramiğin ikinci ayırt edici özelliği, metal-oksijen iyonik bağlarının pek çok kristal yapılarla meydana gelmesidir (17, 18). Ayrıca metaller kristal halinde bulunur, ancak bağları iyonik bağlar değildir ve elektronlar paylaşıldığı için çok yönlü değillerdir. Polimerler doğada kristal olabilir ancak kristalin birimi, kovalent bağlardan oluşan polimer molekülünün kendisidir (18, 19).

Seramiklerdeki kristal dizilişleri, düzensizliğine bağlı olarak kristal (camsı) veya amorf faz olarak ikiye ayrılır. Kristal ve amorf fazların arasındaki oran, seramiğin klinik kullanımdaki özelliklerini belirler (17, 20). Seramik ve porselen terimleri genellikle yanlış olarak birbirinin yerine kullanılır fakat seramik, metalik oksijen bağlantısıyla oluşan kristal yapıya sahip herhangi bir malzemeyi ifade ederken, porselen, feldspat ($K_2O-Al_2O_3-SiO_2$),

silika (SiO_2), alümina (Al_2O_3), sodyum karbonat (Na_2CO_3) veya potasyum karbonat (K_2CO_3) gibi flaksların birlikte pişirilmesiyle elde edilen bir seramik türüdür(17, 20).

Porselen seramikler, lösit ($\text{K}[\text{AlSi}_2\text{O}_6]$) adı verilen kristalin küçük adacıkların büyük amorf seramik alanları içerisinde pişirilmesi sırasında oluşur (21). Porselenlere diş hekimliğinde sıklıkla feldspatik seramikler denir ve bunlar seramikler arasında en estetik özellik göstermesine rağmen en zayıflarıdır (21, 22). Feldspatik seramikler günümüz diş restorasyonlarında özellikle alaşım veya seramik altyapıların üzerindeki estetik restorasyonlarda hala yaygın olarak kullanılmaktadır (23-25).

Seramik materyal teknolojisindeki gelişmeler seramiklere, metal destekli porselen sistemine göre birçok avantaj sağlamıştır. Uygun optik özellik (saydamlık ve şeffaflık), doğal diş rengine benzerlik ve kromatik stabilite nedeniyle mükemmel estetik görünüm, biyouyumluluk, düşük termal iletkenlik, yüksek bükülme mukavemeti ve kırılma tokluğu gibi optimum mekanik özelliklerin yanı sıra aşınma direnci ve düşük aşındırıcılık gibi özellikleri bulunmaktadır (26-30).

Tam seramikler, inleyler, onleyler, kronlar ve lamine gibi her türlü tek diş restorasyonların üretiminde kullanılabilir (31). Lityum disilikat seramikler 3 üniteli köprülerin üretiminde kullanılırken (anterior ve premolar bölgede) (32), çok üniteli köprüler sadece zirkonya ile yapılabilir (28); rezin matriks içerikli seramiklerin kullanımı ise yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan bölgelerde veya implant üstü tek kron restorasyonlarda uygundur (33).

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler içeriklerine, üretim yöntemlerine, erime ısılarına, mikro yapısına, kırılma dayanıklılığına ve aşındırıcılığına göre ayrılmışlardır (34, 35).

Dental seramikler genel olarak dört tipte sınıflandırılabilir: Camsı (veya geleneksel feldspatik), Kristal eklenmiş cam bazlı, Cam eklenmiş kristal bazlı ve Polikristalin seramikler (34). Camsı (veya geleneksel feldspatik) esas olarak gömülü lösit kristalleri ile amorf bir cam fazdan (genellikle bir matriks olarak adlandırılır) oluşan porselenlerdir. Lösit, porselenden daha opak, güçlüdür, ve kolay kaynaştırıcı yapıdadır ve ısıtıldığında genleşmeye uğramaktadır (30, 36). Camsı seramikler ayrıca estetiklerini optimize etmek ve renklendirme için az miktarda metal oksit içerir (37). Günümüzde bu seramikler en estetik

dental seramikler arasında yer almakta ve genellikle restorasyona güç katma ve destekleme amacıyla alaşımlar veya seramik alt yapılar üzerinde üst yapı porseleni olarak kullanılmaktadır (38).

Kristal eklenmiş cam bazlı seramikler, geleneksel seramiklere göre daha fazla kristal faz içerir; kristalleri ise lösit, lityum disilikat veya fluoroapatit olabilir. Artan kristal faz seramiğe daha yüksek dayanıklılık sağlamak ve estetik uygulamalarda yeterli saydamlık vermektedir (39, 40). Artan dayanıklılığından dolayı aşırı oklüzal kuvvet altında olmayan anterior tam seramik kronlarda kullanılabilir. Ancak anterior tek kron restorasyonlar dışında bu maddeler posterior kron veya köprü restorasyonlarında kullanılmayı önerilmez (41, 42). Bununla birlikte, veneerleme seramiği veya seramik alt yapı olarak uygun seçimdir (39, 40).

Cam eklenmiş kristal bazlı seramikler, adı üzerinde çoğunlukla (hacimce yaklaşık %70) kristal fazdan oluşan seramiklerdir. Kristaller arasındaki boşluklar amorf silika cam tarafından işgal edilir (34). İki faz arasındaki uyum seramiğin özelliklerini ve gücünü sağlamaktadır. Kristal faz genellikle spinel ($MgAl_2O_4$), zirkonya (ZrO_2) veya alümina (Al_2O_3) olabilir. Bunlara örnek olarak Vita İn-Ceram Spinal, Vita İn-Ceram alumina ve Vita İn-Ceram zirconia verilebilir (34, 43). Kristalin ağırlıklı seramikler opak olması nedeniyle laminate veneerlerde veya üst yapı olarak veneerleme seramiği gibi estetik durumlarda kullanımı çok uygun değildir.

Kristal seramikler diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin arasından en yenisi ve en güçlüsüdür. Kristal seramikler çekirdeklendirilmiş veya katkılı alümina ya da zirkonya elementlerinden oluşur ancak dental uygulamalarda kullanım için magnezyum veya itriyum gibi elementlerle stabilize edilmesi gereklidir (34, 44). Kristalin seramikler opaktır ve camsı fazı içermemektedir. Üst yapı seramiği olarak veya lamine veneer olarak fazla kullanılmamasına rağmen; yüksek dayanıklılığından ve mekanik özelliklerinden dolayı posterior kronlar ve köprüler dahil olmak üzere alt yapı olarak neredeyse tüm diğer restorasyonlarda kullanımı uygundur (45, 46).

Dental porselenler fırınlama ısılarına göre sınıflandırılabilir. Bunlar; yüksek ısı ($1.300^{\circ}C$), orta ısı ($1.101^{\circ}C$ ila $1.300^{\circ}C$), düşük ısı ($850^{\circ}C$ ila $1.100^{\circ}C$) ve ultra düşük ısı ($< 850^{\circ}$) porselenleri olarak tanımlanır (47). Total protezlerde kullanılan yapay dişler bir yüksek ısı porselen örneğidir. Kron ve köprü restorasyonlarda orta veya düşük ısı

porselenler kullanılabilir, ultra düşük ısı porselenleri ise glaze maddesi olarak kullanılır (48).

2.3.1. Güncel Seramik Materyallerin Sınıflandırılması

Polikristal seramiklerin artan kullanımı ve “hibrit” olarak adlandırılan seramiklerin tanıtılması, yeni bir sınıflandırma sistemine duyulan ihtiyacı ortaya çıkarmıştır. Bu sınıflandırma sistemine göre, tam seramik ve seramik benzeri restoratif malzemeler üç gruba ayrılabilir: (1) cam matriksli seramikler, (2) polikristalin seramikler ve (3) rezin matriksli seramikler (49).

Cam matriksli seramikler cam fazı içeren, metalik olmayan inorganik seramik materyaller iken, polikristalin seramikler cam içermeyen, sadece kristalin faz içeren metalik olmayan inorganik seramik materyaller olarak tanımlanmaktadır. Üçüncü grupta ise rezin matriksli seramikler, ağırlıklı olarak inorganik refrakter bileşikler içeren bir polimer matriksi olan materyallerdir (49). Materyallerin kimyasal bileşiminde bulunan farklı fazlar, rezin simanların seramikle bağ elde etmesinde ve simantasyon öncesi hazırlık aşamasında seramik malzemenin hidroflorik aside duyarlılığını etkiler.

2.3.1.1 Cam-Matriks Seramikler

Birinci grup, cam matriksli seramikler ayrıca üç alt gruba ayrılır: Feldspatik seramikler, sentetik seramikler ve cam infiltre seramikler (50).

Feldspatik Seramikler

Geleneksel dental seramikler feldspat bazlıdır, belirgin miktarda feldspat (KAlSi_3O_8), kuvars (SiO_2) ve kaolinden ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) oluşmaktadır. Feldspat, demir ve mika bakımından zengin kayalarda bulunabilen grimsi kristal bir mineraldir (17). Feldspat kayaları topraklanır ve demir bileşikleri güçlü mıknatıslarla çıkarılır ve sonradan öğütülerek saf toz haline getirilir. Kuvars veya silika (SiO_2) restorasyonun yarı saydamlığından sorumlu matriks bileşenidir (51). Güçlü bir malzeme olmadığı için güçlendirici bileşen olarak %20-25 alümina (Al_2O_3) eklenir (52). Kaolin hidratlı alüminyum silikat madde, yarı saydam doğal dişlerin aksine opak özelliklere sahip olduğu için sınırlı miktarda (%4) kullanılmaktadır (49). Ayrıca birbirine gevşek tutunan seramik partiküllerini bağlamak amacıyla kullanılır.

Vita Zahnfabrik firmasının Vitabloc en çok kullanılan feldspat bazlı CAD/CAM seramikleridir. Vitabloc kristalleri 4µm boyuta ve 154 MPa eğilme mukavemetine sahip

bir seramiktir (53, 54). 1985'te ilk inley Vita Mark'ten yapılmıştır, 1991'de Vita geliştirilmiş kimyasal bileşim ve fiziksel özelliklere sahip monokrom olan Mark II'yi piyasaya sunmuştur (55). Dişin doğal rengini taklit etmek amacıyla Vita, yeni nesil TriLuxe (2003) ve TriLuxe forte (2007)'yi tanıtmıştır. TriLuxe üç katman içerirken, TriLuxe servikalden insizal kenara kadar dört farklı renk yoğunluklu katman içerir, özellikle ön bölgedeki veneerler, parsiyel ve tam kronlar için kullanımı uygundur. Doğal dişlerdeki dentin içeriğinin renk değişimlerini benzetmek amacıyla sunulan yeni gelişmelerin sonucunda RealLife (2010), üç boyutta farklı renk yoğunluğuna sahip ultrakromatik feldspat seramik üretilmiştir (56).

Sentetik Cam Seramikler

Ham maddeleri doğal kaynaklardan daha az bağımlı kalmak için “sentetik” cam-seramikler üretilmiştir. Bu tip seramiklerde daha fazla kristal faz içermesi nedeniyle çatlak oluşma olasılığı azaltılmış veya oluşan çatlağın yayılması yavaşlatılmıştır (25, 32, 36). Kristallerin varlığı seramiğin mekanik özelliklerini iyileştirir (44). Cam seramiklerin mikro yapısı, yarı saydam bir camsı faz (matriks) ile çevrilen dağılmış kristallerden oluşur (57). Camsı faz, yarı saydamlık, kırılma ve yönsüz kırılma kalıpları gibi camın genel özelliklerine sahiptir. Böylece şeffaf camsı faz dış sert dokuları olan mine ve dentine renk uyumunu sağlarken, kristal faz ise ışık saçılımını, opaklığı ve seramik malzemeye dayanıklılık, pişirme sırasında stabilite ve ağız ortamında oluşan streslere karşı direnç sağlar (57-59).

Kristaller, kontrollü çekirdeklenme ve kristalizasyon yoluyla yapay olarak oluşturulur. Kristallerin boyutu ve dağılımı baz camın bileşimi, işlenmesi ve ısıl işlem ile belirlenir. Bu süreç sonucunda homojen yapı, iyi optik özellikler ve aynı zamanda optimal dayanıklılık sergileyen özelleştirilmiş malzemelerin üretilmesine izin verir (17, 47, 52, 58). Sentetik cam seramiklerin nihai mekanik özellikleri içsel ve dışsal olarak iki faktör tarafından belirlenir. İçsel faktörler; kristal boyutu, sayısı ve geometrisi, kristallerin dağılım şekilleri (homojenlik) ve kristal faz ile camsı matriks arasındaki termal genleşme/büzülme uyumunu içermektedir (60, 61). Malzemenin uzun dönem performansı aynı zamanda ağız ortamı ve üretim koşulları gibi dış faktörlere de bağlıdır: Bunlar; nem (stres korozyonu), pH seviyesindeki değişiklikler, ısısal şoklar, çiğneme sırasında oluşan dinamik ve statik yüklemelerdir (17, 50).

Lösit ile güçlendirilmiş, lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve florapatit bazlı seramikler sentetik cam seramiklerin örnekleridir.

Lösit ile Güçlendirilmiş Seramik

Lösit ile güçlendirilmiş seramik (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent), camsı matrikse homojen olarak dağılmış lösit kristallerinden (%35-45 hacim) oluşur. Lösit kristalleri, feldspatın 1150°C'de kontrollü ateşlenmesiyle elde edilir (34).

Yüksek silika içeriği (ağırlıkça %60-65) nedeniyle bu seramiğin yarı saydımlık, floresans ve opaklık özellikleri iyileştirilmiştir. Diğer taraftan kristal yapısının bükülme dayanıklılığı (160 MPa) ve kırılma enerjisini absorbe etme yeteneğinden dolayı oluşan çatlağın yayılmasının yavaşlamasını ya da durdurulmasını sağlar. IPS Empress CAD, monokromatik seramik olarak işlendikten sonra daha fazla karakterizasyona ihtiyaç duymaktadır. IPS Empress CAD multi polikromatiktir yani, servikal bölgede yüksek kroma ve opaklık sağlarken insizal bölgede ise yüksek seviyede saydımlık sağlar(62).

Bir cam seramik olarak, simantasyondan önce en iyi yüzey hazırlık yöntemi hidroflorik asit (HF) ile pürüzlendirilmedir. Asit, lösit kristallerini camsı matrikse göre daha hızlı çözerek petek görünümlü bir yüzey oluşturur(63).

Lityum Disilikat Seramik

Lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) hacimce yaklaşık %70 kristal birleşen içeren camsı matriksten oluşur. Üretim sürecinde lityum ortosilikat seramiği şeffaf cam ingotlar içerisinde dökülür, ardından kısmi kristalleşmede, camsı faz içerisinde gömülen %40 yassı tanecikler şeklinde lityum metasilikat kristalleri (ortalama boyutu 0.2-1.0 µm olan) ve $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ 'ten oluşur (64). Lityum disilikat seramik blokların CAM ünitesinde kolayca frezelenbilmesi amacıyla 130±30 MPa bükülme dayanıklılığına sahip ara kristal faz veya mavi stat bulunmaktadır (64). Frezelenmiş restorasyonlar 850°C'de sertleştirilir ve sonunda lityum disilikat kristalleri ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) oluşur. Bu frezelenmiş restorasyon, 360±60 MPa'lık bükülme dayanıklılığına ve final restorasyon rengine sahiptir. Rastgele yönlendirilmiş, yoğun olarak dağıtılmış, uzun ince taneli lityum disilikat kristalleri, 1.5 µm uzunluğunda, sık düzensizliklerle dağılmış, camsı matriksin yüzeyi HF ile aşındırılarak eritildikten sonra görünür hale gelir (65).

Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Alüminosilikat (LAS)

Straumann firması tarafından yakın zamanda tamamen kristalize edilmiş yenilikçi CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat takviyeli lityum alüminosilikat seramik tanıtıldı. Bu materyalde ekstra fırınlama işlemleri mümkün olmasına rağmen geleneksel ofis içi sinterleme işlemi zorunlu değildir (66). Nice seramiği (Straumann, Basel, İsviçre) 350 MPa eğilme mukavemetine, 1.5 MPa kırılma tokluğuna ve 80000 MPa elastisite modülüne sahiptir (67). Nice seramiği yüksek ve düşük translusensi olmak üzere iki farklı translusensi seviyesinde mevcuttur. Her ikisinin bleach, A1, A2, A3, A3.5, B1, B2, B4, C2 ve D2 renklerde mevcuttur (66). Bu seramiğin restorasyonları adeziv veya self adeziv rezin siman kullanılarak simante edilebilir. Restorasyonlarda daha belirgin bir karakterizasyon arzu edildiğinde seramiğin boyama ve glazelenmesi yapılabilir, ya da basitçe mekanik polisajla cıllanabilir. Nice seramiği içsel güçlendirme tekniği kullanarak hem lityum alüminosilikatın β -spodumen fazı hem de lityum disilikatın birlikte kristalleştirilmesiyle üretilir. Böylece yüksek dayanıklılık ve cazip estetiğe sahip bir seramik ortaya çıkmaktadır (68).

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS)

Vita ve Dentsply firmaları tarafından Fraunhofer Silikat Araştırma Enstitüsü (Würzburg, Almanya) ile birlikte farklı ürünler olarak ayrı ayrı pazarlanmakta olan Vita Suprinity PC (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve Celtra Duo (Dentsply Sirona, Almanya) geliştirilmiştir (50).

Bu iki malzeme benzer mikro yapı sergilemektedir. İkisi de yuvarlak ve submikrometrik düzeyde uzatılmış lityum metasilikat tanecikler ve lityum ortofosfatlardan yapılmış kristal fazı içeren homojen bir camsı matriksten oluşmaktadır; bunlara ek olarak dayanıklılık değerlerini arttırmak amacıyla tetragonal zirkonya doldurucular eklenmiştir. Kristalizasyon işlemlerinden sonra lityum disilikat taneleri oluşur (69, 70). Bu yapısal sembolizm diğer cam-seramiklere kıyasla uygun optik özellikleri ve arttırılmış mekanik özelliklerini birleştirmek için geliştirilmiştir. Sonuç olarak restorasyonun (doğal opaklık, floresan ve belirgin bukalemun etkisi) 'doğal diş gibi' estetik görünümü elde edilir (71, 72). Celtra'daki 0.5-0.7 μ m boyutunda lityum silikat kristalitler doğal gün ışığının dalga boyu aralığına karşılık gelir ve böylece diş minesinin opalesans davranışını taklit eder. Yüksek cam fazı ise restorasyonun floresansından sorumludur (73).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler prekristalize veya kristalize edilmiş formda mevcuttur. Dental fırın içindeki kristalizasyon işlemi sırasında kristaller çekirdeklenir ve dolayısıyla prekristalize olanlara kıyasla daha dayanıklı mekanik özellikler kazanmaktadır (69). Ayrıca, materyalin kırılma direncinin fizyolojik oklüzal kuvvetlere dayanabildiği ve fırınlama protokolünden sonra arttığı bildirilmiştir. Ağırlıkça %55-65'lik yüksek silika içeriğine rağmen, ZLS lityum (ağırlıkça %15-21) ve özellikle zirkonya (ağırlıkça %8-12) içeriği nedeniyle glazedan sonra 370-420 MPa'lık geliştirilmiş bükülme dayanımına sahiptir (69, 71, 73).

Yüksek geçirgenlik ve bükülme dayanımı değerleri nedeniyle hem anterior hem de posterior bölgelerde implant destekli tam kron restorasyonlarda endikedir. Bazı çalışmalarda, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatın işlenebilirliğinin, lityum disilikata kıyasla daha kötü olduğu gösterilmiştir, bu nedenle ZLS, işlenmesi en zor cam seramik olarak tanımlanmıştır (69, 70).

Florapatit Cam Seramikler (IPS e.max Ceram)

IPS e.max Ceram toz formunda bulunan bir nano-florapatit seramiğidir. Bir cam veya oksit seramiği olarak tabakalama tekniğinde ve laminate veneer restorasyonların üretiminde kullanılır. IPS e.max ZirPress ise laminate veneer üretiminde ve zirkonya alt yapıların üzerine pres tekniği olarak kullanılan preslenebilen ingottur (32, 39, 40). Bu florapatit cam seramiği, işlenebilirlik ve aşındırılabilirlik açısından diğer cam seramiklere benzer mekanik özelliklere sahiptir(74). Bunun yanında, bu malzeme florür salması nedeniyle biyoyumlu özelliklere sahiptir. Bükülme dayanıklılığı yaklaşık 120 MPa'dır ve Vickers sertliği, feldspat, lityum disilikat ve rezin matrisli seramik ile karşılaştırıldığında daha düşüktür (50).

Cam İnfiltrat Seramikler

Cam infiltrat seramikler birbiri içirisine karışmış ağ seramiklerden oluşur. Slip-cast tekniğiyle veya presinterize cad/cam bloklardan üretilir. Slip cast yöntemi, kayıp mum yöntemiyle elde edilen porözlü bir kalıbın, sıvı bir maddeyi kapiller çekim kuvveti aracılığıyla bünyesine çekmesi sonucu üzerinde katı bir tabaka meydana getirmesi olarak açıklanır (43). In-Ceram (Vita) sistemi feldspatik cam yapıya eklenen alüminanın hacimsel oranının %40-50'den %90'a artırılması ile geliştirilmiştir ve bu sistemde Slip Casting tekniği kullanılarak refraktör day üzerinde alümina tozundan yapılan ince hamur bir kor düzenlenerek 1120°C'de 10 saat sinterlenmektedir (75).

Seramiğin optik özellikleri ve dayanıklılığı, porözlü kalıpların kimyasal bileşimine bağlıdır. Alümina ve magnezyumdan ($MgAl_2O_4$) oluşan Vita In-Ceram Spinell, düşük dayanıma (400 MPa) sahip olmasına rağmen çok yüksek yarı saydamlığa sahiptir, bu nedenle ön bölgedeki tek kronların üretilmesinde kullanılmaktadır (76). Vita Inceram Alumina'daki alümina içeriği %80'e ulaşmıştır, böylece malzemenin optimal translusensi ve dayanıklılığı (500 MPa) elde edilmiştir. Bu nedenle ön ve arka bölgedeki tek kronlar ve ön bölgede 3 üniteli köprülerin üretimi için kullanılmaktadır (43, 75). Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina koru nedeniyle, Vita In-Ceram Zirconia, diğer cam infiltre seramiklere kıyasla en yüksek bükülme dayanıklılığına (600 MPa) sahiptir ve ağız içerisinde arka bölgedeki tek kronlarda veya 3 üniteli köprülerde kullanılmaktadır. In Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia arasında bükülme dayanıklılığı ve kırılma tokluğu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (74).

2.3.1.2. Polikristal Seramikler

Bu grupta sınıflandırılan seramiklerin temel özelliği, camsı faz içermeyen ince taneli kristal yapılara sahip olmalarıdır. Kristaller yoğun düzgün dizilişler halinde düzenlenir, böylece malzemeye yüksek dayanıklılık ve kırılma tokluğu sağlayarak çatlak yayılmasını azaltır (45, 48). Seramiklerin hidroflorik asit ile yüzey aşındırmasına karşı dirençli olmasının nedeni camsı matriksinin bulunmamasıdır (78).

Alüminyum Oksit

Alüminyum oksit (Al_2O_3), yüksek Mohs sertliğine sahip doğal olarak oluşan bir mineraldir (korindon, boksit) (79). Alümina blokları (%99.5 Al_2O_3 'ten oluşur) kısmen sinterlenmiş olarak üretilir, bu da kolay işleme ve frezeleme sağlar (80). Daha sonraki sinterleme işlemi sırasında meydana gelen büzülme tam olarak hesaplanabilmekte ve böylece hassas uyumlu restorasyonlar elde edilebilmektedir (80). Nobel Biocare'den Procera AllCeram (ilk tam yoğun polikristal seramik) ve Vita Zahnfabrik'in ürünü InCeram AL, bu tür seramiğin örnekleridir.

Zirkonya

Zirkonya alaşımsız halde bulunan polimorfik bir seramiktir. Zirkonya, oda sıcaklığından 1170 °C dereceye kadar monoklinik, 1170 °C dereceden 2370 °C dereceye kadar tetragonal ve 2370 °C dereceden erime noktasına kadar kübik olarak üç kristalografik formda bulunur. Seryum (CeO_2), magnezya (MgO) veya yitriya (Y_2O_3) gibi

stabilize edici oksitlerin eklenmesiyle, kısmen stabilize zirkonya (PSZ) olarak bilinen çok fazlı bir malzeme oluşur (45, 47, 50).

Tetragonal faz yarı karardır ve seramik yüzeyinde çatlak gibi mekanik uyarılara yanıt olarak monoklinik faza dönüşebilir. Dönüşümü tetikleyecek stresler çatlağın ucunda oluşur (sıkıştırma stresi) ve monoklinik kristallerin boyutu daha büyük olduğu için hacimde yaklaşık %4'lük bir artış eşlik eder. Bu mekanizmaya transformasyon sertleşmesi denir. Bu mekanizmanın sonucu olarak çatlak yayılması etkili bir şekilde engellenmektedir ve dolayısıyla seramiğin mekanik özelliklerinin artmasına neden olur (81, 82).

CAD/CAM teknolojisinde zirkonya blokları, sinterlenmiş veya sinterlenmemiş hallerinde kullanılabilir. Mikro yapılarında gözenekli (IPS e.max ZirCAD için %50) önceden sinterlenmiş tebeşir benzeri bloklar (yeşil aşamada denilen) kullanılması frezeleme işlemini kolaylaştırır, ortalama frezeleme süresi azalır ve frezeleme aletlerinin kullanım ömrü uzar (83, 84). CAM sisteminde, frezelemeden sonra normal boyutlarından büyük hazırlanmış kron ve köprü alt yapıları 1350-1500°C derecede sinterleme işlemine tutulur. Sinterleme sırasında, restorasyonlarda büzülme (%20-25) meydana gelir, böylece yapı yoğunluğun %99'dan fazla olmasına neden olur ve dolayısıyla malzeme nihai özelliklerine ulaşılır (85). Zirkonya esaslı materyaller diğer tüm seramik materyaller arasında en yüksek dayanıma, kırılma direncine, kırılma tokluğuna (6-15 MPa) ve Vickers sertliğine (1200-1350 VHN) sahiptir. Ayrıca 900 MPa'dan fazla eğilme dayanımına ve çok düşük ısı iletkenliğine sahiptir (50, 77).

2.3.1.3. Rezin Matriks Seramikler

Son yıllarda, seramik partiküllerle yüksek oranda doldurulmuş organik bir matriksten oluşan yeni bir materyal olarak hibrit seramikler piyasaya tanıtılmıştır. Amerikan Diş Hekimliği Birliği Diş Prosedürleri ve İsimlendirme Yasası'nın 2013 versiyonunda porselen/seramik terimi porselenler, camlar, seramikler ve cam-seramikler dahil olmak üzere ağırlıklı olarak inorganik refrakter içeren preslenebilen, pişirilebilen, cilalanabilen veya frezlenebilen maddeler olarak tanımladığı için bu malzemeler dental seramiklerin sınıflandırma sistemine dahil edilebilir (86). Hâlbuki eski versiyonda (2012) rezin matriksli malzemeler seramik malzeme olarak sınıflandırılmamaktadır. Bu hibrit seramiklerin ağırlıklı olarak (ağırlıkça > %50) inorganik bileşiklerden oluştuğu dikkate alınmalıdır (87-89).

Bu materyallerin ilki 3M ESPE tarafından üretilen Lava Ultimate seramiğidir. Bu seramik çapraz bağlanmış Bis-GMA, UDMA, BisEMA ve TEGDMA içeren polimerik matriks içermektedir. Bu matriks nanoseramik partiküller ile bağlanmıştır ve rezin nanoseramik olarak adlandırılmaktadır (90). Seramik 20 nm çapında silika nanomerler ve 4 ila 11 nm çapında zirkonya nanomerler olarak iki tip nanomer içerir. Nanotaneçiklerin parçacıkları (ortalama boyutu 0.6-10.0 µm olan) sentezlenir ve 20 nm silika nanomerlerinden ve 4-11 nm zirkonya nanomerlerinden oluşur (90, 91). Parçacıkların nano boyutu, reçineye yüksek oranda seramik dolgu maddesinin (ağırlıkça yaklaşık %80) eklenmesine izin verir. Silan ajanı, seramik partiküller ve reçine matriksi arasındaki kimyasal bağların sağlamasında görev alır. Bu seramiğin bileşimi, kompozit malzemelerle karşılaştırıldığında daha yüksek bir eğilme dayanıklılığı (200 MPa), kırılma ve aşınma direnci, ve geliştirilmiş parlatılabilirlik ve optik özellikler göstermektedir (92, 93). Nanoseramiklerin bir başka örneği de, nano-seramik dağılımının düzgün olduğu esnek bir nano-seramik matriksten oluşan Cerasmart (CS)'tir. Ağırlıkça %71 silika ve baryum cam nano partikülleri içermektedir ve 238 MPa'lık bükülme dayanıklılığı sergilemektedir (94, 95). Polimerik reçine, matriks görevi olarak kompozitlerde bulunan bazı özelliklere katkıda bulunur. Bunlar malzemenin kırılma olmaması, darbe emici olması ve kırılmaya karşı dayanıklılığı olmasıdır (94).

Bir diğer rezin matriksli seramikler, polimer ile infiltre edilmiş seramik ağlardır (PICN). Bu seramikler, polimer matriks (ağırlık olarak %14) ile infiltre edilmiş sinterlenmiş seramik matriksli (ağırlıkça %86) bir yapıdan oluşmaktadır. Seramiğin ana fazı olarak lösit veya feldsaptik seramik ağdan oluşur, minor faz ise zirkonya ile bağlı polimer bazlı bir ağıdır (50, 96). Maddenin fazları arasında bazı mikro çatlaklar gözlenmiştir. PICN heterojen bir malzeme olduğundan, sıkıştırma ve eğilme sırasında yer değiştirebilmektedir (94). PICN karşıt diş yüzeylerinde daha az aşınmaya neden olması, materyalin tamir edilebilirliği ve adeziv rezin simanlar ile kimyasal bağlanabilirliği gibi rezin kompozitlere benzer özellikler göstermektedir. Ayrıca dentin dokusuna benzer bükülme dayanıklılık değerleri elde edilmesine rağmen, daha düşük basma dayanıklılık değerleri göstermiştir (94, 97). Vita Enamic PICN bu grup materyallerin bir örneğidir. Diğer hibrit seramikler ve kompozitlere kıyasla en yüksek doldurucu içeriği (%73.1 kütle) ile Vita Enamic, en yüksek Vickers sertliğine sahiptir. Ayrıca, Vita Enamic doğal mine dokusuna benzer diş fırçalama sonrası aşınma özelliğine sahiptir (94, 97).

2.4. Seramik Materyallerinde Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Yüzey bitirme ve polisaj işlemleri, aşındırma işlemleridir. Aşındırma iki biçimde yapılmaktadır: Birinci yöntem, sert pürüzlü iki cisimden oluşmaktadır; ikinci ise gevşek, sert aşındırıcı taneler içeren üç cisim aşınmasıdır. Bu iki prosedür birbirini destekler. Örnek olarak elmas parçacıkları elmas frezden ayrılabilir ve üç cisim aşınmaya neden olabilir. Benzer şekilde, aşındırıcı macunların içindeki bazı aşındırıcı parçacıklar, bir lastik kabın yüzeyinde sıkışıp iki cismin aşınmasına neden olabilir (47, 95).

Yüzey bitirme, nispeten pürüzsüz, lekesiz bir yüzey sağlamak amacıyla yapılan bir prosedürdür. Yüzey bitirme marjinal düzensizliklerin giderilmesini, anatomik konturların tanımlanmasını ve bir restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün düzeltilmesini içerir (99, 100).

Polisaj ise, elastik bir destekleyici ile destekleyen çok küçük aşındırıcı taneciklerin kullanılmasıyla karakterize bir aşındırma işlemidir. Polisajın amacı restorasyona mine benzeri bir parlaklık kazandırmaktır. Her bir polisaj aşındırıcı taneciği restorasyonun yüzeyinin çok ince bir bölgesine etki etmektedir (47, 98).

Cıvalı bir yüzey sağlayabilmek adına seramik yüzeyine uygulanabilen renklendirilmemiş düşük fırınlama derecesine sahip glaze olarak tanımlanan cam tozlar kullanılmaktadır (102). Glaze tabakası mikro çatlakları doldurur ve sert bir yüzey tabakası oluşturur (103). Glaze dental restoratif materyalleri güçlendirir, dış ortama maruz kalmasını azaltır (102, 104). Bu nedenle, seramik restoratif materyalden beklenen özellikler, bir ölçüde glaze tabakasının başarılı bir şekilde uygulanmasıyla belirlenir (104, 105). Diş hekimliğinde yaygın olarak iki glaze tekniği, oto-glazing ve overglazing kullanılmaktadır. Otoglazedde, glaze tabakasını sağlamak için belirli bir sıcaklıkta fırınlamasına izin verilir ve seramiğin yüzeyinde vitrifiye bir tabaka oluşur (106). Overglazedde ise seramik yüzey üzerine ince bir düşük ısıda eriyen cam seramik tabakası yayılır ve sır tabakasını elde etmek için daha düşük bir sıcaklıkta fırınlanır (107).

Mekanik polisaj prosedüründe, önceki aşındırıcı prosedüründen kaynaklanan çizikleri giderebilecek en büyük aşındırıcıdan başlanır ve istenen yüzey pürüzsüzlüğü seviyesine ulaşıldığında tamamlanmış sayılır. Bu uygulamada kullanılan en ince aşındırıcıdan sonra yüzey parlaklığında bir değişiklik olmadığında polisaj işlemleri sonlandırılmalıdır (108). Bu işlemin sonunda görünür restorasyonun yüzeyinde bir çizik olmamalıdır. Ancak, her zaman daha yüksek büyütmede görünen çizikler olacaktır (109). Adımlar arasında alet ve yüzey temizlenmelidir, çünkü önceki adımdan kalan aşındırıcılar

çizikler oluşturmaya devam edebilmektedir. Klinik uygulamalarda yüzey cilasının kalitesi genellikle büyütme olmaksızın yüzey parlaklığı ile değerlendirilir (47).

Yüzey bitirme ve polisaj frezleri çeşitli sertliklerde ve formlarda mevcuttur: Bunlar; toz, macun, nikel kaplı elmas frezler, diskler, tekerlekler, uçlar ve kaplardır. Polisaj uygulamalarında frez seçimi restorasyonun malzeme tipine, restorasyonun başlangıç yüzey kalitesine ve hekimin spesifik ihtiyaçlarına bağlıdır (110-112). Doğrudan restorasyonları bitirmek ve cilalamak için genellikle daha ince aşındırıcılar gerekir (113). Metal alaşımları ve seramikler gibi sert malzemeler daha sert aşındırıcılar gerektirirken, daha yumuşak reçine bazlı kompozitler gerektirmez (101-103).

Yüzey bitirme veya cilalama aletlerinin etkinliği ve restorasyonun ortaya çıkan yüzey pürüzlülüğü bir dizi faktör tarafından belirlenir (114):

1. Bitirilen ve cilalanan yüzeyin yapısal ve mekanik özellikleri
2. Aşındırıcı aletlerin ve yüzeyin arasındaki sertlik farkı
3. Cihazda kullanılan aşındırıcının partikül sertliği, boyutu ve şekli
4. Aşındırıcı malzemeyi desteklemekte kullanılan destek veya bağ malzemesinin fiziksel özellikleri (örn. sertlik, esneklik, kalınlık, yumuşaklık, porözite)
5. Aşındırıcının yüzeye uygulanma hızı ve basıncı
6. Aşındırıcının uygulanması sırasında lubrikant ve yağlayıcıların kullanımı (örneğin, su, suda çözünür polimerler, gliserol, silikon yağı, petrol jölesi).

2.5. Mekanik Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Dental Enstrümantallerin Sınıflaması

Aşındırıcıların basıncın altında bir yüzeye karşı durabilme hedefine ulaşmak için ve pratik uygulamalarda kullanabilmek için aşındırıcılar genellikle başka bir madde ile karıştırılarak üretilir. Aşındırıcı aletler genellikle tasarımına göre bağlı, kaplı ve bağlı olmayan olarak sınıflandırılır (47).

2.5.1. Bağlı Aşındırıcılar

Aşındırıcı parçacıkların birbirine birleştirilmesiyle bağlı aşındırma aletleri üretilir. Bunlar uçlar, tekerlekler, ayırma diskleri, kaplı ince diskler ve çok çeşitli diğer aletler olabilir. Bağlayıcı birleştiren organik maddeler (reçine, lastik vb.), seramikler (cam veya cam seramik) ve metaller olabilir (115). Sinterleme prosedürü, ana bileşenlerin erime

noktasının altında ısıtarak partiküllerin üst üste yığılma işlemidir. Bu partiküller arasında bağlanma sağlanarak ve difüzyon edilerek birleşim yapısı yoğunlaşır ve güçlendirir (116).

Vitröz bağlı frezler ince öğütülmüş cam malzeme veya aşındırıcı ile iyice karıştırılmış seramik matriks malzemesinden oluşur. Bağlayıcı ve aşındırıcı karışımı alet şeklinde soğuk preslenir ve bağlayıcıyı eritmek için ateşlenir. Vitriye aletler güçlü ve serttir. Yüksek sıcaklıklarda yüksek mukavemeti sağlarlar ve su, yağ ve asitlerden etkilenmezler (117).

Rezin bağlı aşındırıcılar, toz veya sıvı formda bulunan fenolik rezinler aşındırıcı taneciklerle karıştırılarak soğuk veya sıcak preslenerek bir forma dönüştürülür, daha sonra bu karışım ısı ile kurutulur. Lastik bağlı aşındırıcılar, rezin bağlı aşındırıcılara benzer şekilde üretilmektedir. Lastik tekerleklerin ve kapların çoğunda alerjen olan lateks içerdiğinden, cilalan yüzeylerden tüm kalıntılar çıkarılmalıdır (117, 118).

Elmas aşındırıcılara sahip aletlerin elmas taneciklerini korumak adına metal bağları kullanılır, çünkü elmas bilinen en sert malzemedir ve tanecikleri pahalıdır, dolayısıyla sınırlı miktarlarda kullanılmalıdır. Metal bağlı aşındırıcıların aşındırma sırasında tanecikleri yüksek tutma kuvveti ve düşük aşınma gösterir. Metal bağları, ya da metal tozu ve aşındırıcı parçacıklardan oluşan karışımın sinterlenmesiyle çok katmanlı olur, veya elektrokaplama veya lehimleme ile tek katmanlı olur (117, 119, 120).

2.5.2. Kaplı Aşındırıcılar

Kaplı veya kaplamalı aşındırıcılar, aşındırıcı parçacıkların uygun bir adeziv madde kullanarak ve lastik bir destekleyici malzemenin üzerinde (ağır kağıt, metal veya Mylar) sabitlenerek üretilir (112, 113). Bu aşındırıcılar tipik olarak diskler ve bitirme şeritleri şeklindedir. Diskler çeşitli çaplarda; ince ve çok ince destek kalınlıklarında mevcuttur. Tüm direkt ve indirekt restorasyonların proksimal yüzeylerini pürüzsüzleştirmek ve cilalamak için hem metal hem de plastik destekli bitirme şeritleri mevcuttur (114-116). Metal destekli şeritler genellikle çok sıkı yakın proksimal temasların söz konusu olduğu durumlarla sınırlıdır. Kullanım sırasında dişeti dokularına zarar vermemesine özen gösterilmelidir (126). Metal destekli şeritler daha maliyetlidir, ancak hasar görmemişlerse ve enfeksiyon kontrol uygulama kılavuzlarına göre kullanılmasına izin veriliyorsa otoklavda sterilize edilebilir ve birkaç kez kullanılabilirler (127). Plastik destekli şeritler reçine kompozitlerin, kompomerlerin, hibrit iyonmerlerin ve rezin simanların yüzeyinde kullanılır (128).

2.5.3. Bağı Olmayan Aşındırıcılar

Temel nitelikte mine veya restorasyon yüzeylerinin son cilalanması ve parlatılmasında kullanılmaktadır (129). Sentetik köpük, lastik, keçe veya güderi kumaş gibi aşındırıcı olmayan bir taşıyıcı ile yüzeye uygulanırlar. Aşındırıcı parçacıklar, gliserin gibi suda çözünür bir ortam içinde dağıtılır (130). Restoratif materyallerde kullanılan aşındırıcı patlar alüminyum oksit (alümina) ya da elmas parçacıkları içermektedir. Alümina içeren patlarda cilalama işlemi yaparken kaba aşındırıcı parçacıklardan daha ince aşındırıcı parçacıklara doğru ilerledikçe döner alet ve artan miktarlarda su ile kullanılmalıdır. Elmas aşındırıcı patlar ise nispeten kuru bir durumda kullanılır (115, 129). Bunlara profilaksi kapları, fırçalar ve lastik tekerlekler dâhildir. Bazı patların dezavantajları nedeniyle Sof-Lex Elmas parçacıklar içeren parlatma sistemi (3M ESPE, St. Paul, MN) aşındırıcı patlara alternatif olarak tanıtıldı (131).

2.6. CAD-CAM Materyallerinde Yüzey Bitirme ve Polisaj

Birçok yeni CAD-CAM seramik materyalleri geleneksel yöntemlerle üretilen materyaller ile kıyaslandığında daha yumuşak, daha frezlenebilir ve bazıları ön sinterlemiş haldedir, dolayısıyla bu malzemelerin işlenip son sinterlemeden önce ön cilalanması yapılabilmektedir (87, 92, 93). Bu düzenin amacı restorasyonların bitirme ve cilalama uygulamasını kolaylaştırmasıdır. Böylece marjinal chipping olasılığı ve restorasyonun fazla ısınma riski azalmış olur (132, 133). Diş hekiminin tercihinine bağlı olarak, genel teknik aşağıdaki gibidir (62, 84, 90, 95, 96, 134, 135): (1) Seramik yüzeyi, bağı sentetik veya doğal elmas frezler, tekerlekler ve disklerle şekillendirilir veya frezelenir. Bu işlem elmas frezler, ince frezler (60 µm) ve/veya orta-ince elmaslar ile gerçekleştirilir. (2) Gerekirse kazıma uzantısı ayrılıp sentetik elmas veya alüminyum oksit frezlerle ön bitirme yapılır, ardından esnek polimerli veya lastiğe bağı ince aşındırıcı tekerlekler, diskler, kaplar ve uçlarla tamamlanır. Genellikle kullanılan seramik sistemine bağı olarak iki veya üç aşamalı bir süreçtir. (3) İşlenen yüzeyler ultrasonik havuzda veya basınçlı buharla iyice temizlenir (4) Glaze tabakası uygulanır. (5) Ultra ince aşındırıcı lastik diskler, kaplar ve gerekirse uçlarla cilalanır. En yüksek parlaklık fırça veya lastik kaplar ile beraber uygulanan elmas pasta ile elde edilebilir. Bu pastalar gliserin, sodyum lauril sülfat ve propilen glikol emülsiyonunun içinde 2 ile 4 µm boyutu arasında değişen elmas partikülü içerir.

2.7. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey formu (profil), genel olarak dalgalı ve pürüzlüdür. Form, bir yüzeyin genel şeklidir ve genellikle dikey kaybindan veya yüzeyin basamak yüksekliğinden ölçülmektedir. Dalgalanma pürüzlülüğünden periyodik olarak daha uzun aralıklarla görünen dengesiz yüzeyleri ifade etmektedir. Dalgalanmada derinlikten nispeten daha uzun aralıklarla tekrar tekrar görünen ideal yüzeyden sapma olarak tanımlanabilmektedir. Pürüzlülük, belirli bir uzunluk ölçeğinde yüzeyin ne kadar düzgün ve pürüzsüz olduğuna dair bir fikir vermektedir. Yüzey pürüzlülüğünü ölçmenin farklı yolları vardır ve genlik parametreleri bu yöntemlerden biridir. Genlik parametreleri ölçülen bir yüzeyin yükseklik sapmalarını nicelendirir. İki boyutlu parametreler tek bir profilden hesaplanır ancak dişler gibi karmaşık yüzeylerin gerçek bir ölçüm yöntemi olmayabilir. Öte yandan, üç boyutlu parametreler ölçümlerin toplam yüzeyinden hesaplanır, dolayısıyla anlamlı sonuçların elde edilmesine izin verir ve daha dengeli bir yüzey tanımlaması sağlar (136-138).

2.8. Yüzey Pürüzlülüğün Diş Hekimliğindeki Önemi

Yüzey pürüzlülüğü ile plak birikiminin, restorasyonun renk değişikliği ve estetiği ile arasında doğrudan bir ilişki vardır. Pürüzlülük artışı, karşıt minenin aşınmasına, restorasyonda renk değişikliğine, lekelenmeye, plak ve diş taşı oluşumuna neden olur (136-138). Bu olumsuzlukları ortadan kaldırmak, estetik ve ağız sağlığını optimize etmek için restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü en az seviyeye indirilmelidir. Restorasyonlarda simantasyondan sonra oklüzal veya kontur ayarlaması yapılması gerekebilir. Bu ayarlamalar genellikle glaze tabakasını kaldıran ve yüzey pürüzlülüğünü artıran elmas döner aletlerle yapılmaktadır. Pürüzlü bitirilmiş bir restorasyon, biyofilm birikimine neden olur (139). Pürüzlü restoratif yüzeyleri yeniden düzleştirmek için bitirme ve cila işlemleri yapılır. Düzensizlikleri gidermek ve pürüzsüz yüzeyler elde etmek amacıyla farklı polisaj kitleri bulunmaktadır (140). Tungsten karbid bitirme frezleri, elmas döner aletler, silikon lastik diskler ve silikon karbid veya alüminyum oksit kaplı aşındırıcı diskler restorasyon yüzeylerini bitirmek için kullanılmaktadır. Polisaj, yapısal direnci artırır ve restorasyon parlaklığının yeniden kazanılmasına yardımcı olur (141, 142).

Bir yüzeyin yüzey pürüzlülüğünü tanımlayan birden fazla parametre vardır ve Ra değeri bunlardan biridir. 0.2 mm'nin üzerindeki Ra değerlerinin artan plak birikimine, periodontal inflamasyona ve diş çürüğü riskine yol açtığı bildirilmiştir (139, 140, 142).

2.9. Yüzey Pürüzlülüğün Ölçüm Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri temel olarak iki gruba ayrılmaktadır: (1) Ölçüm sırasında ölçüm cihazının bir parçası ölçülecek yüzeye temas eden temaslı tipi; ve (2) temas etmeyen temassız tip. Temaslı tipi aletler, keskin ucuyla kullanıldığında yüzeylere, özellikle yumuşak yüzeylere zarar verebilmektedir (143).

Temaslı tip cihazlarda, prob ucu numunenin yüzeyi ile doğrudan temas eder. Dedektör ucunda iğne bulunmaktadır ve bu iğne ile dikey hareketler elektriksel olarak algılanır. Elektrik sinyalleri, kaydedilmek üzere bir amplifikasyon ve dijital dönüşüm sürecinden geçer (144). Temas tipi bir yüzey pürüzlülüğü test cihazı ile şekilleri ve pürüzlülüğü hassas bir şekilde ölçmek için, prob ucundaki iğnenin yarıçapı, küçük temas basıncı ile mümkün olduğunca küçük olmalıdır. İğne safir veya elmadan yapılır ve uç yarıçapları genellikle yaklaşık 10 µm veya daha küçüktür. Tükenmez uçlu konik şekil, bir kalem için ideal olarak kabul edilir (145).

Temassız tipli ölçüm aletlerinde, temaslı tipi ölçüm aletlerindeki iğnenin yerine ışık kullanılır. Bu enstrümanların kullanılan prensibe göre değişen konfokal tipler ve beyaz ışık girişim tipleri gibi çeşitleri bulunmaktadır. Ayrıca, temaslı uçları optik sensörler ve mikroskoplar ile değiştirilerek temassız tiplere dönüştürülenler gibi çeşitli temassız tipi aletler bulunmaktadır (144).

Son zamanlarda, taramalı prob mikroskoplarının (SPM) uygulanmasıyla yeni bir veri toplama yöntemi mümkün olmuştur. SPM cihazının tasarımı ve özellikleri atom altı çözünürlüğünde yüzey yapılarının fiziğinin ve kimyasının araştırılmasına imkan sağlamaktadır. Taramalı tünelleme mikroskobu (STM) ve yakın alan taramalı optik mikroskopu (NSOM) ile birlikte atomik kuvvet mikroskobu (AFM), SPM'nin dallarıdır (146).

2.9.1. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM, bozucu olmayan sondalarla yüzey üzerindeki atomik kuvvet alanının haritalandırılmasına dayanır. Bu teknik, optik mikroskop çözünürlüğünün kısıtlamalarının yanı sıra numune iletkenliği gerekliliklerinin üstesinden gelir. Numunenin türüne bağlı olarak 0.1 nm'den dikey ve lateral çözünürlüğe sahip bir obje yüzeyinin ayrıntılı topografik üç boyutlu görüntüsünü sağlar (147). AFM yönteminin ana avantajlarından biri, çalışabileceği koşulların esnekliğidir. AFM görüntüleme, çözünürlüğünden minimum

düzeyde ödün verilerek bir ortam veya sıvı ortamında gerçekleştirilebilir. Özel olarak tasarlanmış bir hücre, sıvılarda taramayı sağlayabilir, böylece gerçek zamanlı biyolojik süreçlerin yerinde ve doğal yeri dışında hayatta kalamayan malzemelerin izlenmesini sağlar. Ek olarak, numunenin dehidrasyonundan kaynaklanan artefaktlar ortadan kaldırır (148). Bu yöntemin bir diğer önemli faydası, ölçümlerin minimum numune hazırlığıyla veya hiç hazırlık yapmadan yapılabilmesidir. Daha iyi kontrast ve iletkenlik için ne fiziksel ne kimyasal fiksasyonlar ne de metal püskürtme ile yüzeyin kaplanması gerekli değildir (149). Sonuç olarak, test edilen malzemeler ve biyomekanik özellikleri orijinal hallerine yakın tutulur. Metodolojinin tahribatsız doğası nedeniyle, nesneler kendi kontrolleri gibi davranarak tekrar tekrar görselleştirilebilir. Bununla birlikte, AFM görüntüleme pürüzsüz bir yüzey ve sınırlı bir numune boyutu gerektirir (150).

2.9.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM, görüntülerin yüksek büyütmede (50x- 10000x ve üzeri) görselleştirilmesine olanak tanıyan bir sistemdir. Bu teknikte bir elektron ışını numunenin yüzeyini tarar ve yanıt olarak çeşitli sinyaller üretir. Bu yanıt bir detektör tarafından toplanır (151). Diş dokularının ve diş materyallerinin beyaz olma eğiliminden veya açık renkli olduğundan diş hekimliğinde çok önemli olan, ışık kullanımı yoktur ve numunenin rengi görüntüyü etkilemez (152). Hem mine hem de dentin erozyonla ilişkili ultramikroskopik yüzey değişikliklerini kalitatif olarak değerlendirmek için en sık kullanılan cihazlardan biridir (153) . Bir numune yüzeyinin boyutu 1 nm'den küçük olan çok yüksek çözünürlüklü görüntüler görselleştirilebilir. SEM incelemeleri, in-vivo diş yüzeyindeki koşulları taklit eden ve yüksek oranda tekrarlanabilir olan altın püskürtmeden sonra hem cilalı hem de cilasız doğal yüzeylerde gerçekleştirilebilir (151, 152). SEM 'de kullanılan en yaygın detektörler, ikincil elektron detektörleri ve geri saçılmış elektron detektörüdür (154) .

2.9.3. Mekanik Profilometre

Yüzey profilometresi millinewton'den daha az ölçüm kuvveti ile yüzeyin küçük keskin bir iğne teması ile taranarak ölçülmesidir. Bu cihaz, yüzey pürüzlülüğü, yüzey yapısı, yüzey dalgalılığı, yüzey adım yüksekliği, biriken ince film kalınlığı profilini ölçebilmektedir. Bir iğnenin kaba yüzeyinde satır taraması, iğnenin yüksekliğini değiştirir ve sonuç yer değiştirme sensörü tarafından algılanır (155).

Yüzey profilometre sistemi, mikrometre ölçeğinden santimetre ölçeğine kadar geniş aralıktaki prob uçla tarama imkanı sunabilir ve ayrıca prob ucu çapına bağlı olarak nanometre veya mikrometreye kadar geniş bir yükseklik ölçüm aralığı sunmaktadır (156).

Yüzey profilometresi, bir prob ucu, prob ucuna bağlı yer değiştirme sensörü ünitesi, satır tarama sistemli bir taban plakası, satır tarama hızı ve uzunluğu için ayrıca ölçüm ve veri analizi için akıllı bilgisayar sisteminden oluşmaktadır. Yüzey profili ölçerin ana birimi, bir probun alt mikrometreden birkaç on mikrometre çapa kadar yer değiştirmesini algılamak için lineer değişken diferansiyel transformatöre sahip bir prob ucu ve prob ucu yük ayarı için bir kontrolörden oluşan yer değiştirme sensörüdür (155, 157).

Akıllı bilgisayar ünitesi pürüzlülük profilinin aritmetik ortalama sapması (R_a), maksimum pürüzlülük profili yüksekliği (R_z), pürüzlülük profilinin ortalama kare sapması (R_q) gibi yüzey profili parametrelerini gösterebilir (158).

2.10. Diş Hekimliğinde Renk

Renk, bir cisimden gelen ışık yansıması ile gözün retinasındaki sinirsel sensörlerin uyarılarına dayanır. Rengi yorumlamak için sinyaller, insan beynindeki görsel kortekse iletilir. İnsan gözü, ışık dediğimiz elektromanyetik radyasyondan elde edilen görüntülerin reseptörü olan bir organdır. Göz ile yaklaşık olarak tüm spektrumun 400 ve 800 nm dalga boyları arasındaki dar bir segment algılanır (159).

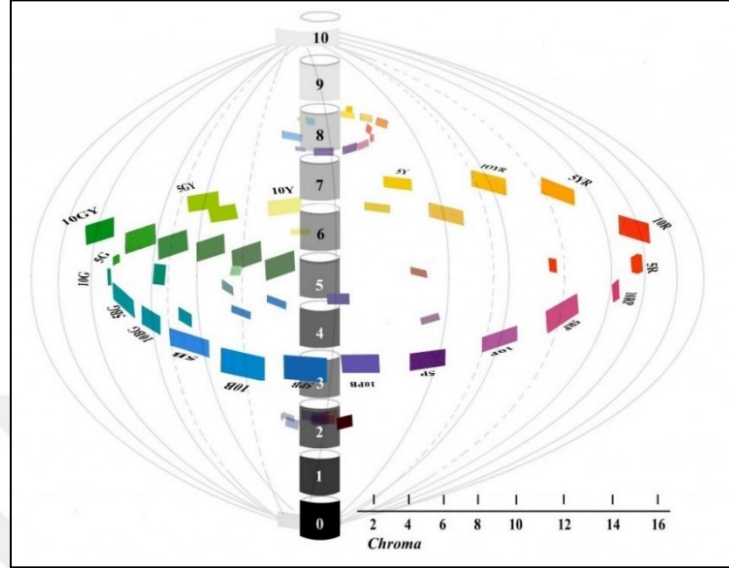
2.11. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri

Diş hekimliğinde birçok renk sistemi mevcuttur ve bu sistemler rengin matematiksel olarak ölçülebilmesini sağlarlar. Görsel olarak tanımlayıcı Munsell ve daha nicel CIE renk sistemleri, deneyimsel tekniği ve nitelikler açısından en çok vurgulanan sistemlerdir (160).

2.11.1. Munsell Renk Sistemi

Munsell renk sistemi 1905 yılında Albert H. Munsell tarafından belirtilmiş ve diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen bir sistemdir. Munsell sistemin içindeki renkler, üç boyutlu ağaca benzer düzende temsil edilmektedir. Munsell düz renkleri üç boyutlu küre veya silindire benzeyen bir şekilde temsil edilir. 1. Hue (ana renk) çerçeve etrafında sırayla düzenlenmiştir. 2. Value (parlaklık) üstte saf beyaz, altta saf siyah olarak tanımlanmıştır. Silindirin merkezinden renksiz veya akromatik bir eksen uzanır. Siyahtan beyaza eşit görsel adımlarla ilerleyen bir dizi gri bu ekstremiteleri birbirine bağlar teller, renksiz

eksenden kenardaki en saf renk tonuna kadar 3. kroma (doygunluk) geçişlerini temsil eder (161).



Şekil 1. Munsell renk sistemi

Hue

Hue, tonalite: Bir objenin renginin tonu ve çeşidi olarak adlandırılır. Hue, gözlemlenen ışık radyasyonun dalga boyutu ile doğrudan ilişkilidir (örneğin mor, mavisi, kırmızı, yeşil, mavi, sarı, vb.). Ton, bir renk ailesini diğerinden ayıran kalitedir. Algılanan rengin tam dalga boyu mevcut olmasa bile, algılanan rengi görünür spektrumdaki baskın dalga boyu aralığı olarak belirtilir. Munsell renk sisteminde 5 ana ve 5 ara olmak üzere 10 adet renk tonu bulunmaktadır. Dental terimlerle, renk tonu, yaygın olarak kullanılan Vita Classic renk kılavuzunda A, B, C veya D ile temsil edilir (160-162).

Value

Renk Değeri (parlaklık) maksimum değer beyaz ve minimum değer siyah olmak üzere gözlenen bir cismin siyah beyaz görüntüsünü oluşturan ışık miktarını gösterir. Aynı zamanda bir objeden geri dönen ışık miktarıdır. Munsell, valueyu beyazdan siyaha doğru gri skala olarak tanımlanmıştır. Value değeri 0 ile 10 arasında olup, 0 saf siyahı, 10 ise saf beyazı, 5 ise nötral griyi göstermektedir. Parlak objelerde daha az miktarda gri bulunur ve düşük value sahip objelerde daha fazla miktarda gri bulunur ve daha koyu görünür. Bir kronun parlaklığı genellikle iki şekilde artırılır: daha hafif porselen kullanılarak (kromayı

azaltarak) veya yüzeyin yansıtıcılığını artırarak. Value düşürmek, aydınlatılmış objeden gelen ışığın azalması anlamına gelir; daha fazla ışık emilir, başka bir yere dağılır veya içinden iletilir (161, 163).

Kroma

Kroma, doygunluktur. Gözlemlediğimiz rengin içerdiği boya miktarını gösterir. Bu boyut, başladığımız temel rengin farklı seyreltmelerine bağlıdır. Kroma, renk tonunun doygunluğu, yoğunluğu veya gücüdür. Bir bardak suya kırmızı gıda boyası koymayı hayal edin. Aynı renk boyadan her eklendiğinde yoğunluk artar, ancak aynı kırmızı renktir (ton). Daha fazla boya eklendikçe, karışım da daha koyu görünür, dolayısıyla kromadaki artışın renk parlaklığında buna karşılık gelen bir değişiklik olur. Kroma ve value ters orantılıdır; Kroma arttıkça value azalır. Vita Classic renk kılavuzundaki daha yüksek sayılar, artan rengi temsil eder (164, 165).

2.11.2. CIE (Commissura Internationale de l'Eclairage) Renk Sistemi ve Renk Uzaı

Commissura Internationale de l'Eclairage komisyonu, 1931 yılında standart bir ışık kaynağı altında renk ve görünüm gibi alanların tanımlanmasında standardizasyona adanmış bir kuruluş, standart bir gözlemci geliştirdi ve insan görme sisteminin belli bir renge nasıl tepki verdiğini gösteren tristimulus değerinin hesaplanmasını sağladı. 1976'da CIE, CIE $L^*a^*b^*$ adında bir renk uzaı tanımladı. CIE $L^*a^*b^*$ gözün üç ayrı renk reseptörüne dayanan tanınan, renk algısı teorisini desteklemektedir ve şu anda en popüler renk uzaılarından biridir (166).

Bu renk uzaı eşit algılanan renk farklılıklarına karşılık gelen eşit mesafelere sahip tek tip bir renk uzaını temsil eder. Bu üç boyutlu renk uzaında üç eksen L^* , a^* ve b^* vardır. L^* değeri, bir objenin açıklığının bir ölçüsüdür ve mükemmel siyahın L^* değeri 100 olacak şekilde bir ölçekte ölçülür. a^* değeri, kırmızılık (Pozitif a^*) veya yeşillik (negatif a^*) ölçüsüdür. b^* değeri, sarılık (pozitif b^*) veya mavilik (negatif b^*) ölçüsüdür. a^* ve b^* koordinatları, doğal renkler için sıfıra yaklaşır ve daha doıgun veya yoğun renkler için büyüklük artar. CIE $L^*a^*b^*$ sisteminin avantajı, renk farklılıklarının görsel algı ve klinik önem ile ilişkilendirilebilecek birimlerde ifade edilebilmesidir (161, 167, 168).

Renk değişiminin derecesi ΔE ile ifade edilir ve hesaplanmasında şu formül kullanılır: $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$. Bu formüldeki ΔL , Δa ve Δb değerleri iki örneğin

CIE L*a*b* renk parametreleri arasındaki farklarını verir (169). CIE'nin en son geliştirdiği formülü olan CIEDE2000'in (ΔE_{00}^*) insan gözünün algıladığı renk farklılıklarını yansıtmada daha etkili olduğu bildirildi (167). CIEDE2000 renk farkı formülü, CIELAB renk uzayının tekdüzelik olmaması için özel düzeltmeler içerir (ağırlıklandırma işlevleri olarak adlandırılır: S_L , S_C , S_H), mavi bölgedeki kroma ve value farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklayan bir döndürme terimi (R_T), ve renk farkı değerlendirmesinde aydınlatma ve görme koşullarının etkisini hesaba katan parametreler (parametrik faktörler olarak adlandırılanlar: K_L, K_C, K_H)(170). Parametrik faktör oranı, tolerans yargılarının büyüklüğündeki değişiklikleri kontrol etmenin bir yolu ve kabul edilebilirlik ölçeğini düzeltmenin bir yolu olarak önerildi (171). CIEDE2000 renk formülü “Eşitlik 1”, parlaklık değişikliği (ΔL) “Eşitlik 2”, kroma değişikliği ($\Delta C'$) “Eşitlik 3”, value değişikliği (ΔH) “Eşitlik 4” formüllerin hesaplamaları aşağıdaki denkleme göre yapılmaktadır;

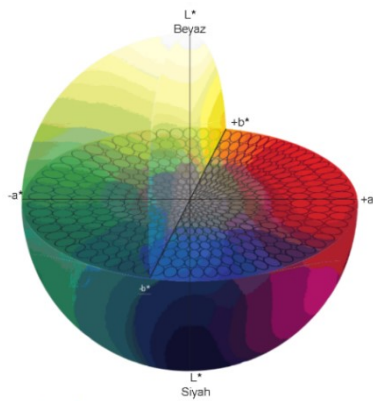
$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)} \quad (\text{Eşitlik 1})$$

$$\Delta L' = L_2^* - L_1^* \quad (\text{Eşitlik 2})$$

$$\Delta C' = C_2' - C_1' \quad (\text{Eşitlik 3})$$

$$\Delta H' = 2\sqrt{C_1' C_2'} \sin\left(\frac{\Delta h'}{2}\right) \quad (\text{Eşitlik 4})$$

Son zamanlardaki yapılan tutarlı ve sistemik klinik araştırmalar ve laboratuvar araştırmalar sonucunda algılanabilir renk değişimin eşiği $\Delta E_{00}=0.8$ olarak ve klinik olarak kabul edilebilirlik eşiği $\Delta E_{00}=1.8$ olarak tanımlandı (172, 173).



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

2.12. Işık ve Renk Terimleri

Translusensi

Doğal dişlerde değişen derecelerde yarı saydamlık ile karakterize edilir, bu yarı saydamlık şeffaf ve opak arasındaki eğim olarak tanımlanabilmektedir (174). Genel olarak, bir kronun translusensini artırmak, göze daha az ışık dönmesinden dolayı renk değerini düşürür. Artan translusensi ile ışık restorasyonun yüzeyden geçebilir ve porselen restorasyonun gövdesi içinde dağılır (175). Minenin yarı saydamlıkları geliş açısına, yüzey dokusuna ve parlaklığına, dalga boyuna ve dehidrasyon düzeyine göre farklılık gösterir (174).

Floresans

Ultraviyole (UV) ışık, restorasyonların sergilediği canlılık düzeyi üzerinde çarpıcı bir etki sağlar. Floresans, ışığın bir malzeme tarafından emilmesi ve daha uzun bir dalga boyunda ışığın kendiliğinden yayılmasıdır (176). Doğal dişlerde dentin, daha yüksek miktarda organik materyalden oluşur. Dentin floresansı ne kadar fazlaysa, kroma o kadar düşük olur (177). Gözlenen geri dönen ışığın miktarını artırmak, renk bozulmalarını engellemek ve kromayı azaltmak için kronlara floresan tozlar eklenir (178).

Opalesans

Bir malzemedен ışık yansıdığında spesifik bir renk olarak görünmesi ve içinden ışık geçirildiğinde başka bir renk olarak görünmesi ile tanımlanan bir olgudur (163). Doğal bir opak içinden geçen ışığı tamamlayıcı spektrumuna bölen sulu disilikattır. Aydınlatıldığında, opal ve mavi kırmızıları aydınlatacak ve mavileri gövdesine saçacak; bu nedenle mine renksiz olmasına rağmen mavimsi görünür. Minenin opalesan etkileri dışı aydınlatır ve mineye optik derinlik ve canlılık verir (179, 180).

Metamerizm

Metamerizm, restorasyonların ışıktaki bir renk olarak görülmesi ancak diğer ışık koşullarında farklı bir renk göstermesi olarak meydana gelir. Görülen renk objeyi aydınlatan ışık kaynağının doğasına bağlıdır. Opak bir objenin rengi ise onu yansıtan dalga boylarının toplamından oluşur (180). Porselen, spektrumun bir kısmında tıpkı mine gibi yüzeyinden ışığı yansıtabilir, ancak farklı aydınlatmalar altında daha önce aynı görünen iki nesne farklı görülebilir. Eşleştirilecek iki malzemenin eğrileri ne kadar yakınsa, o kadar

çok başarılı renk uyumu olacaktır (181). Porselen dişlerde uyumsuzlukları düzeltmek için opak yüzey lekelerinin kullanılması metamerizmi artıracaktır (163).

2.13. Renk Ölçüm Yöntemleri

Renk eşleştirme ve ölçümü için iki ana yöntem vardır; renk skalası kullanan görsel yöntem ve renk ölçme cihazlarını kullanan enstrümantal yöntem (182).

2.13.1. Görsel Ölçme Yöntemi

Bu yöntemde renk skalasındaki renk örnekleri temsil eden farklı tabela veya tabela kombinasyonun kullanarak doğal dişlerle doğrudan görsel karşılaştırarak renk ölçümü yapılmaktadır. Munsell renk sistemi, görsel renk değerlendirmesi için yaygın bir sistemdir. Bu yöntem diş hekimliğinin pratiğinde en sık uygulanan yöntemdir (182-184). Bununla birlikte, görsel yöntem çok sübjektif bir yöntemdir ve genellikle birçok faktöre dayanır; özellikle, gözlemcinin radyan enerji uyarısına, psikolojik ve fizyolojik tepkilerine dayanmaktadır (185). Görsel renk seçimini etkileyebilecek çeşitli faktörler vardır ve görsel renk seçimi kullanılırken dikkate alınmalıdır. Bunlar; aydınlatma ve çevresel koşullar, diş anatomisi, hasta beklentileri, ölçüm mesafesi ve konum, ölçüm zamanı gibi faktörlerdir (182, 183, 185-188).

Görsel renk ölçme araçlarına renk skalası denir. Renk skalasının ana avantajı, genellikle her yerde kullanılabilmesi ve ucuz olmalarıdır (189). Renk skalaları hem seramik hem de rezin materyalleri için özel olarak üretilmiş olsa da, bu renk kılavuzlarının çoğu gerçek restoratif malzemeden yapılmamıştır. Bu, hatalı renk eşleştirme ve metamerik davranış gibi çeşitli sorunlara neden olabilir (190). Çeşitli ticari diş rengi skalaları mevcuttur.

Vita Classical

VITA classic A1-D4 renk ıskalası 1956 yılında piyasaya sürülmesinden bu yana diş hekimliğinde renk ölçmesinde altın standart olmuştur. Üretici firma VITA classic A1-D4 renk skalası tabelaların renk tonuna göre alfabetik olarak gruplar halinde düzenlenmiştir. A tabelası = Kırmızımsı-kahverengi, B = Kırmızımsı-sarı, C = Grimsi, D ise Kırmızımsı gri temsil etmektedir. Her renk tonu grubunun kromasını ve valuesunu bildirmek için grubu belirten harften sonra bir sayı sistemi kullanılmaktadır, sayı ne kadar yüksekse, tabela o kadar koyu ve daha kromatiktir. Bu nedenle, 1 en yüksek değere sahip ve en az kromatik, 4 ise en düşük değere sahip ve en kromatiktir (191-193).

3D-Master

3D-Master renk ıskalası Vita tarafından 1990'ların başında rengi doğru bir şekilde değerlendirmek için rengin üç bileşenine (değer, kroma ve renk tonu) dayanarak tanıtılmıştır. 3D-Master, diş rengi kılavuzlarının çoğunun aksine, diş renginin üç boyutlu analizini esas almaktadır. Tabelalar klasik kılavuzda olduğu gibi rastgele değil, mantıksal ve sistematik olarak düzenlenmiştir. 3D-Master'ın üç renk ıskala türü mevcuttur: Linearguide, Bleachedguide ve Toothguide. VITA Toothguide 3D-Master, açıklığına göre altı gruba ayrılmış ve yirmi dokuz tabela içermektedir. Gruplar içinde tabelalar renk tonuna göre yatay ve kromaya göre dikey olarak düzenlenir (191, 192, 194).

Chromascop

VITApan klasik renk skalası gibi tabelalar başlangıçta renk tonuna göre bölünür ve daha sonra alt grup seçimleri yapılmaktadır. Chromascop, üç basamaklı bir numaralandırma sisteminin kullanımında ve dört tabeladan oluşan beş grubun kullanımında farklılık gösterir. Chromascop, tonu ayırt etmek için sayıları kullanır. Örneğin; beyaz için (100), sarı için (200), turuncu için (300), gri için (400), kahverengi için (500). Kroma başka bir sayı setiyle belirlenir, 40 düşük değerli yüksek kromayı, 10 ise yüksek değerli düşük kromayı temsil etmektedir (191, 195, 196).

2.13.2. Enstrümantal Ölçüm Yöntemi

Renk ölçümünün enstrümantal yöntemlerle yapılması amacıyla; spektrofotometre, spektoradyometre, kolorimetre, dijital fotoğrafçılık ve hibrit cihazlar kullanılmaktadır (197).

2.13.2.1. Spektrofotometre

Spektrofotometreler, nispeten basit ve kullanımı kolay, son derece hassas ve dakik enstrümanlardır (198). Görsel spektrum boyunca birçok noktada (yaklaşık olarak her 10 nanometrede bir) bir cisimden yansıyan ışık dalga boylarını ölçerler ve bu ölçümler spektral renk verileri üretir. Bir spektrofotometre, tüm görünür spektrumda bulunan her value, kroma ve hue için görünür radyan enerji miktarını ölçer ve kaydeder (199). Bu ölçümler, görsel olarak yorumlanan spektral eğri şeklinde karmaşık bir yansıma değerleri veri seti ile sonuçlanmaktadır (200). Spektrofotometreler, belli dalga boyunda bir cismin yansıtma veya geçirgenlik faktörlerini ölçmektedir. Spektrofotometreler, porselenlerin ve çekilmiş dişlerin spektral eğrilerini ölçmek için kullanılmıştır (164). Bu araçlar tipik olarak

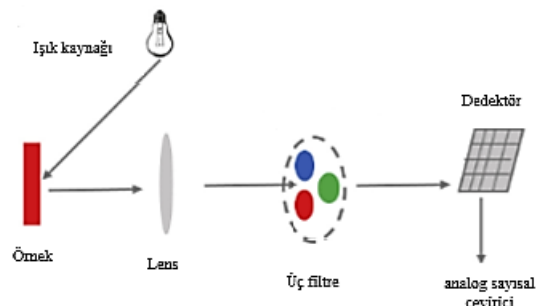
görsel spektrumu birden çok parçaya böler ve ölçer, bu da 16 ve 32 veri noktaları arasında sonuçlanır. Elde edilen kapsamlı veriler manipüle edilir ve verileri yararlı bir forma (örneğin, bir spektral eğri) dönüştürmek için bir veri azaltma stratejisi kullanılmaktadır (200, 201).

2.13.2.2. Spektoradyometre

Spektoradyometre, gerçek değerlere benzer değerler ölçülebilir. Bu ölçüm yönteminde spektrofotometrelerde bulunan edge-loss etkisi ortadan kaldırabilir, klinik görüntüleme koşullarını simüle edebilir ve ayrıca belirli bir alanın optik değerlerini kaydedebilir (202, 203). Spektoradyometre ölçümünde, ışık kaynağının, aletin ve numunenin arasında kısıtlayan hiçbir açıklık bulunmamakta ve aydınlatma konfigürasyonu çevre koşullarına benzemektedir (203). Dolayısıyla spektoradyometre ölçümleri çıplak gözle algılanan gerçek değerlerle spektrofotometre değerlerden daha yüksek korelasyona sahip olacağı varsayılabilir. Diş hekimliğinin renk araştırmalarında spektoradyometre doğal dişlerin ve renk ıskalalarının rengini belirlemek için kullanır (204).

2.13.2.3. Kolorimetre

Kolorimetreler, standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak renk tespiti yapan cihazlardır. Analizi yapılan objenin rengine ait verileri, üç uyaranlı x,y,z değerler veya CIE $L^*a^*b^*$ değerleri şeklinde vermektedir. CIE $L^*a^*b^*$ sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi belirli açıdan ışın gönderip, sabit açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme temeline dayanmaktadır. Kolorimetre ile elde edilen verilerin matematiksel analizi yapılabilir ve bu değerler başka objelerin değerleri ile kıyaslanabilir. Yüzey renklerinin ölçülmesi için, kolorimetre içerisinde insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$, $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç vermek amacıyla yerleştirilen üç farklı sensör bulunur (169, 205).



Şekil 3. Kolorimetrenin çalışma prensibi

Doğal dişlerin ve porselenlerin rengine ilişkin hem in vivo hem de in vitro dental araştırmaların çoğu kolorimetrelerin kullanımıyla gerçekleştirilmiştir (201, 206). Bu aletler, standart gözlemci gözünü spektral işleve benzetir ve insan gözünün algıladığı rengi doğrudan ölçmek için tasarlanmıştır (169, 206). Bir renk ölçer, bir cisminin rengini belirlemek için görünür spektrumun üç veya dört alanındaki ışığı filtreler (169). Kolorimetrelerin tasarımı zordur ve yanlış tasarlanırsa, bir spektrofotometre ile karşılaştırıldığında hassaslığında azalmaya neden olur (201).

2.13.2.4. Dijital Fotoğrafçılık

Dijital fotoğrafçılık, diş hekimliğinde geleneksel renk skalalarıyla çalışırken diş hekimi ve laboratuvar teknisyeni arasındaki iletişimi geliştirmek için kullanılmaktadır (197). Bu sistemler, bir dişin rengini görsel olarak belirlemekten ziyade laboratuvar teknisyenlerine bir başlangıç referans noktası sağlamak için daha faydalıdır (207). Bu verilerin faydalı diş rengi bilgilerine dönüştürülmesine yönelik çeşitli yaklaşımlar kullanılmıştır. Kameralar sıklıkla Adobe Photoshop gibi yazılım programlarıyla kullanılmaktadır (204). Tipik olarak, renk, kamera hakkındaki çeşitli varsayımlara ve yakalanan görüntü içinde referans malzemelerin kullanımına göre RGB verilerinden sentezlenir (209). Dijital kameralar renk ölçüm araçları değildir ve yakalanan görüntünün renk özelliklerini aktarmaktadır. Aynısı, kameralar ve aydınlatma koşulları arasındaki değişkenler ile renk ölçümü yapmayan cihazlardan (dijital kameralar) alınan bilgileri işlemek için kullanılan yazılım ve yöntemlerin sınırlamaları için de geçerlidir (207, 208).

2.13.2.5. Hibrit Cihazlar

Son zamanlarda 3Shape Trios RealColor ile ağız içi optik ölçü cihazı kullanarak diş rengini değerlendirme seçeneği bulunmaktadır (208). Tarayıcı görsel spektrumu kapsayan ve tarama sırasında dişlerin rengini otomatik olarak ölçen bir LED ışık kaynağına sahiptir (201). Renk bilgisi dişlerin bilinen üç boyutlu geometrisi ve tarama açısı kullanılarak birleştirilir. Ölçülen renge uygun renk tonu seçilerek VITA 3D-Master renk sistemine çevrilmektedir (210). İstenilen restorasyon ile ilgili tarama ve detaylı bilgi ile renk bilgisi diş laboratuvarına aktarılabilir. Çalışmalar, dijital ağız içi tarayıcıların kolorimetre ile karşılaştırıldığında renk parametrelerindeki önemli farklılıklar nedeniyle klinik uygulamada birincil renk seçimi yöntemi olarak kullanılmaması gerektiğini bildirmiştir (211).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu in vitro çalışmada kullanılan örneklerin hazırlanması, örneklere mekanik polisaj ve glaze cila işlemlerinin uygulanması ile örneklerin renk ölçümü işlemleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde, yüzey pürüzlülüğü ölçüm işlemleri ise Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendislik Fakültesinin Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Araştırmamız Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir. (Proje Kodu: TDK-2020-9228)

Çalışmada lityum disilikatla güçlendirilmiş lityum alüminosilikat (Nice), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity) ve Nano Hibrit (Cerasmart) içerikli seramikler kullanıldı. Bu materyallerden hazırlanan örneklerin yarısına mekanik yöntemle ve diğer yarısına glaze yöntemiyle cila uygulandı. Çalışmada kullanılan materyaller, içerikleri ve üretici firmalar Tablo 1’de gösterilmiştir.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan seramik materyalleri

Materyal adı	Üretici Firma	Materyal içeriği	Renk	Lot No
Nice	İnstitut Straumann AG, Basel, İsviçre	64-70% SiO ₂ , 11% Li ₂ O, 11% Al ₂ O ₃ , 3% K ₂ O, 2% Na ₂ O, 8% P ₂ O ₅ , 0.5% ZrO ₂ , 2% CaO, 9% renklendirici oksitler	A2	XA748
Vita Suprinity	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	SiO ₂ 56- 64 %, Li ₂ O 15-21%, K ₂ O 1-4 %, P ₂ O ₅ 3-8%, Al ₂ O ₃ 1-4 %, ZrO ₂ 8-12%, CeO ₂ 0-4%, La ₂ O ₃ 0,1%, pigmentasyonlar 0-6 %.	A2	80491
Cerasmart	GC Dental Products, Tokyo, Japonya	Bis-MEPP, UDMA, DMA, 71% Silika ve cam baryum nanopartiküller, Bis-MEPP, UDMA, DMA	A2	2007221

Tablo 2. Çalışmada kullanılan cila sistemleri

Materyal adı	Üretici firma	Materyal içeriği	Lot No
Optrafine Polishing Set	Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn	- Bitirme ve cila birimleri yapay kauçuktan, elmas granüllerinden ve titanyum dioksit ten oluşmaktadır. Sapları paslanmaz çeliktendir. - Naylon fırçalar naylon liflerden oluşur, Sapları ise yine paslanmaz çeliktendir - Elmas polisaj pastası gliserin, sodyum lauril sülfat ve propilen glikol dan oluşan bir emülsiyon içerisinde 2 - 4 µm parçacık büyüklüğünde elmas tozu içerir.	WL0777
Vita Suprinity Polishing Set clinical	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	- Prepolisaj pembe renkli orta kalınlıkta elmas granüllerinden oluşan frez - Yüksek parlaklık gri renkli ince kalınlıkta elmas granüllerinden oluşan frez	E80240
EVE Diapol polishing burs	EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya	- Prepolisaj pembe renkli 61 %elmas granüllerinden ve 35 % sentetik kauçuk oluşan frez - Yüksek parlaklık gri renkli 75 %elmas granüllerinden ve 25 % sentetik kauçuk elmas granüllerinden oluşan frez	219415, 219031
Diapolisher patı	GC Dental Products, Tokyo, Japonya	Gliserol, Silika tozu, Çinko Oksit, Elmas Parçacıklar (1 µm tane boyutunda)	1911011
VITA Akzent Plus GLAZE LT Powder	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	SiO ₂ 50-67%, Na ₂ O 8-10%, Al ₂ O ₃ 7-9%, K ₂ O 8-10%,CaO 2-3%,B ₂ O ₃ 8-10%, BaO < 1%, SnO ₂ < 1%, ZrO ₂ < 1%, ZnO < 1%, TiO ₂ < 1,CeO ₂ < 1%, MgO < 1%, Fe ₂ O ₃ < 1%	73890
VITA Akzent Plus GLAZE Fluid	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	Polihidrik alkol >%97	80300
OptiglazeTM	GC Dental Products, Tokyo, Japonya	Silika Nano dolgulu glaze sistemi, Metil metakrilat ve poli metilmetakrilat, foto inhibitör ve TPO foto başlatıcı	2004222

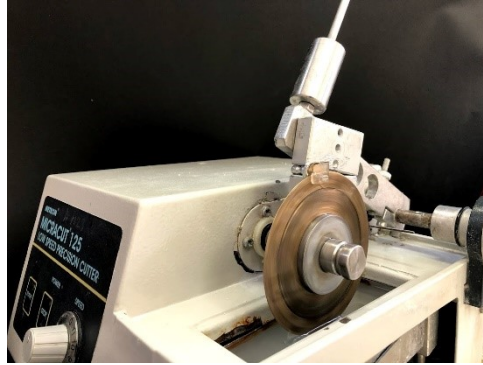
3.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan CAD-CAM bloklar; lityum alüminosilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik (Nice, Institut Straumann AG, Basel, İsviçre), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve rezin içerikli nanoseramik (GC Cerasmart, GC Dental Products, Tokyo, Japonya) Resim 1’de görülmektedir.



Resim 1. Çalışmada kullanılan Nice, Vita Suprinity ve Cerasmart blokları

Örneklerin kesilmesi için porselen kesimine uygun üretilmiş elmas kaplı hassas separe disk (Diamond cut-off wheel B100x0,3/10x12,7mm/ ATM Qness GmbH, Mammelzen, Almanya) ve düşük hızlı kesim cihazı (Microcut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon, Türkiye) kullanıldı. Su soğutması altında 1,5 ($\pm 0,05$) mm kalınlığında kesitler alındı her bir bloktan 80 adet olmak üzere toplamda 240 adet elde edildi. Daha sonra örneklerin kenar kısımlarında kalan çentikler porselen frezi ile düzeltilerek, yüzeyleri düzgün hale getirildi.



Resim 2. Microcut 125 kesim cihazı ile örneklerin kesilmesi

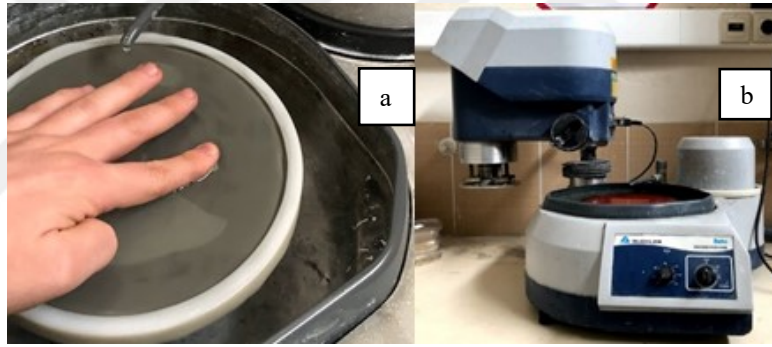
Nice seramiği tam kristalize halde bulunduğu ve Cerasmart seramiği fırınlamayı gerektirmediğinden kesilen örnekler bitirme ve cila işlemine hazır hale getirildi. Vita Suprinity örnekleri ise kristalizasyon prosedürü tamamlamak üzere kullanıcı talimatları göz önüne alınarak Tablo 3'teki parametrelere göre Programat (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) fırınında kristalize edildi.

Tablo 3. Programat ile Vita Suprinity seramiğin kristalizasyonu.

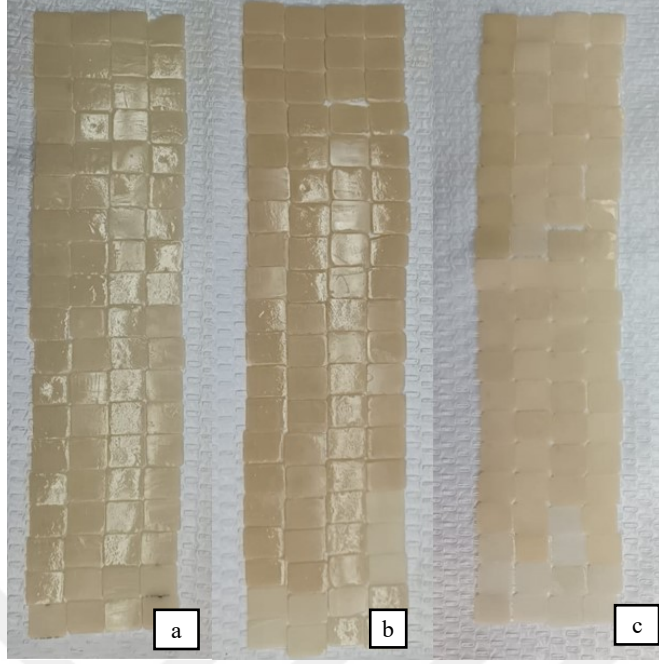
B(C°)	S(Dakika)	t $\nearrow$ (C°\ Dakika)	T(C°)	H(Dakika)	V ₁ (C°)	V ₂ (C°)	L(C°)	t _L
400	04 :00	55	840	08 :00	410	840	680	0

(B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi HR: fırın sıcaklığının 1 dk' daki yükseltme miktarı, T: kristalizasyon sıcaklığı, H: kristalizasyon sıcaklığında bekleme süresi, V: vakumlama sıcaklığı L: uzun süreli soğutma).

Ardından örneklerin yüzey standardizasyonu sağlamak amacıyla bütün örnekler yüzey aşındırmaları ve parlatma cihazında (Phoenix Beta, Buechler, Illinois, ABD) yüzey standardizasyonu yapıldı. Zımpara cihazının dakikada 100 devir dönen aşındırma yüzeyine sırasıyla 600, 800, 1000,1200 grit silikon karbit (English Abrasives, Londra, İngiltere) aşındırma kağıtları yerleştirildi. Her bir aşındırma kâğıdında tüm örnekler dönen yüzeyde su ile ıslatılıp yaklaşık 15 sn. parmak basıncı ile yüzey bitim işlemi yapıldı.



Resim 3. Örneklerin zımparalanması (a) ve kullanılan zımpara cihazı(b)



Resim 4. Çalışmada kullanılan 3 farklı seramiklerin örnekleri (a. Nice b. Vita Suprinity c. Cerasmart)

Ardından bütün örnekler basınçlı buharla temizlendi ve kalınlıkları dijital milimetrik cetvel yardımıyla kontrol edildi.

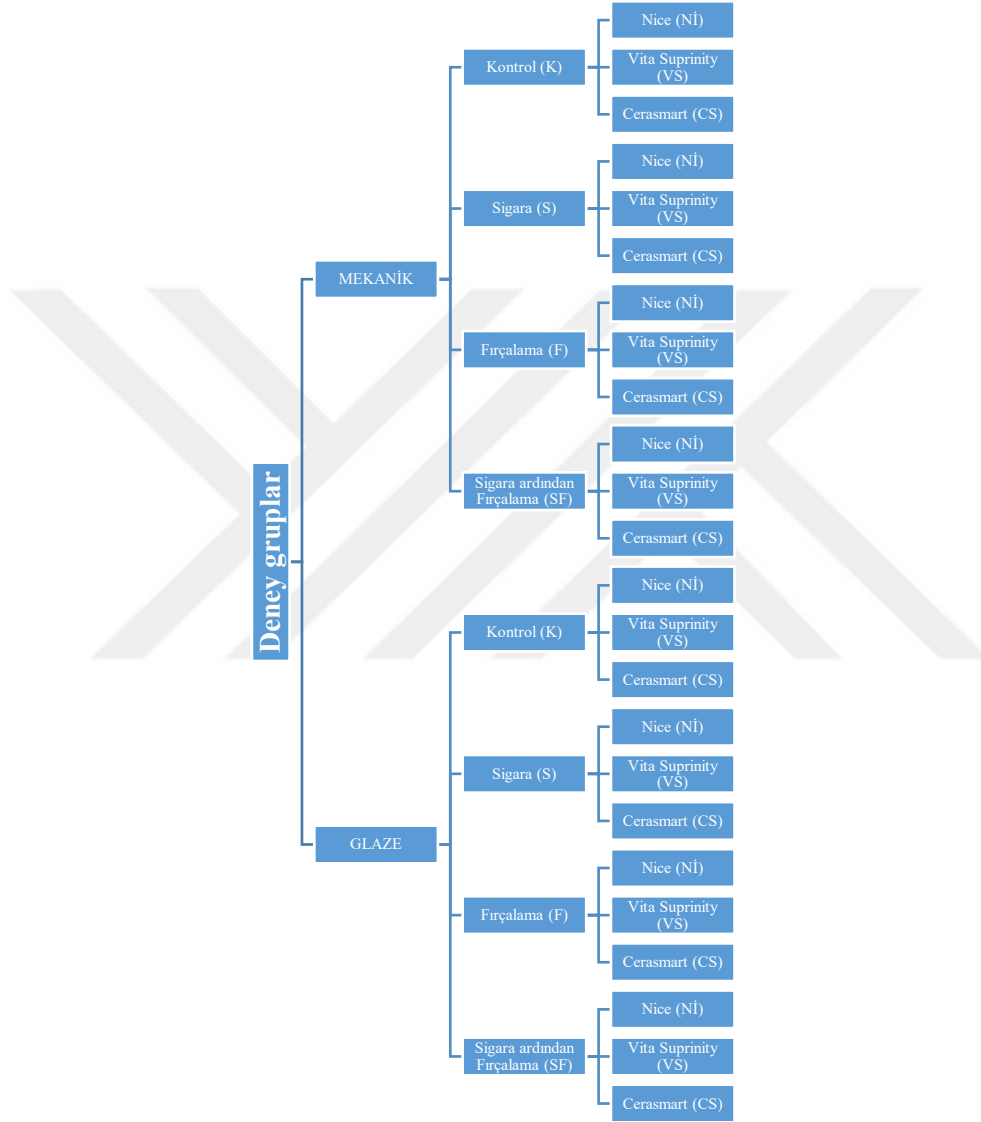


Resim 5. Örnek kalınlıklarının dijital kumpasla kontrol edilmesi.

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmada kullanılacak olan CAD/CAM seramikler uygulanacak olan cila sistemine göre 2 ana gruba ayrıldı. Mekanik ve glaze yöntemiyle cilalanan örnekler, yüzeylerine uygulanan yöntemlere göre tekrardan 4 alt gruba ayrılıp; birinci grup distile suda bekletilerek kontrol grubu olarak isimlendirildi (K). İkinci gruba sigara dumanı (S), üçüncü gruba diş macunu ile fırçalama (F), dördüncü gruba sigara dumanı ardından diş

macunu ile fırçalama (SF) uygulandı. Her alt grupta 3 farklı seramik ise; Lityum alüminosilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik Nice seramiği (Nİ), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik Vita Suprinity seramiği (VS) ve rezin içerikli nanoseramik Cerasmart seramiği (CS) kullanıldı. Toplamda 240 örnek hazırlandı (n =10)



Şekil 4. Deney gruplarının çizelgesi

3.2.1. Mekanik Yöntemle Cilalanan Grupların Oluşturulması

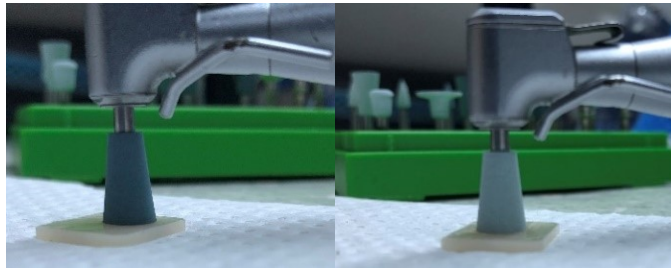
3.2.1.1. Nice Seramik Örneklerin Mekanik Olarak Cilalanması

Mekanik cila işlemleri için, materyale uygun bir polisaj seti seçildi (Optrafine Polishing Set, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) ve tüm enstrümanlar üreticinin talimatları

doğrultusunda, gren boyutu sıralamasına göre kullanıldı (Resim 6-7). İlk adım yapay kauçuk, titanyum dioksit ve elmas granüllerinden oluşan (10000-15000 rpm arası hızla), su soğutması altında açık mavi frezi kullanarak bitirme yapıldı. İkinci adımda ise yapay kauçuk, titanyum dioksit ve elmas granüllerinden oluşan (10000-15000 rpm arası hızla) su soğutması altında koyu mavi frezi ile yapıldı ve ardından (5000-7000 rpm arası hızla) susuz naylon fırça ile cila pastası kullanarak cila işlemi tamamlandı.



Resim 6. Optrafine mekanik polisaj seti



Resim 7. Nice örneklerin mekanik polisajının yapılması

3.2.1.2. Vita Suprinity Seramik Örneklerin Mekanik Olarak Cilalanması

Mekanik cila işlemleri için, sisteme uygun bir polisaj seti seçildi (Vita Suprinity Polishing Set clinical, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve tüm enstrümanlar üreticinin talimatları doğrultusunda, gren boyutu sıralamasına göre kullanıldı (Resim 8-9). İlk adım açık pembe frezi kullanarak (7000-12000 rpm arası hızla) 30 sn boyunca prepolisaj yapıldı. İkinci adımda ise gri frez (4000 - 8000 rpm arası hızla) 30 sn boyunca

polisaj yapıldı. Bu işlemde lokal ısı artışlarını önlemek için minimal basınç uygulamaya özen gösterildi ve tüm işlemler su soğutması altında yapıldı.



Resim 8. Vita Suprinity klinik mekanik polisaj seti



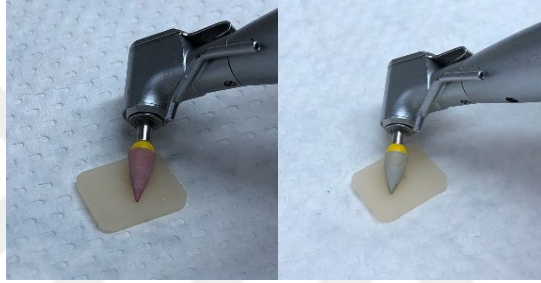
Resim 9. Vita Suprinity örneklerin mekanik polisajının yapılması

3.2.1.3. Cerasmart Seramik Örneklerin Mekanik Olarak Cilalanması

Mekanik cila işlemleri için, materyale uygun bir polisaj seti seçildi (EVE Diapol polishing burs, EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya) ve tüm enstrümanlar üreticinin talimatları doğrultusunda, gren boyutu sıralamasına göre kullanıldı (Resim 10-11). İlk adımda, pembe frezi kullanarak (7000-12000 rpm arası hızla) yumuşatma ve prepolisaj yapıldı. İkinci adımda ise gri frezi kullanarak (7000-12000 rpm arası hızla) 30 sn boyunca polisaj yapıldı ve ardından naylon fırça ile cila pastası (Diapolisher paste, GC Dental Products, Tokyo, Japonya) uygulandı. Bu işlem sırasında lokal ısı artışlarını önlemek için minimal basınç uygulamaya özen gösterildi ve tüm işlemler su soğutması altında yapıldı.



Resim 10. Ceramart klinik mekanik polisaj frezleri ve polisaj patı



Resim 11. Cerasmart örneklerin mekanik polisajının yapılması

3.2.2. Glaze Yöntemiyle Cilalanan Grupların Oluşturulması

3.2.2.1. Nice Seramik Örneklerin Glaze ile Cilalanması

Örneklerin cila yapılacak yüzeyleri düşük hızda ve su soğutması altında pürüzlendi ardından firmanın önerdiği prosedür doğrultusunda, uygun miktar glaze tozu (Vita Akzent Plus Lt Glaze Powder, Vita Zahnfabrik) ve likiti (Vita Akzent Plus Glaze Fluid, Vita Zahnfabrik) bir plastik spatül yardımıyla karıştırılarak, elde edilen krem kıvamındaki karışım örneklerin yüzeyine temiz bir fırça yardımıyla uygulandı (Resim 12-13). Ardından glaze fırınlaması Tablo 4'teki parametrelere göre gerçekleştirildi.

Tablo 4. Programat ile Vita Akzent Plus Lt Glaze fırınlaması değerleri

B (C°)	S (Dakika)	t [▲] (C°\ Dakika)	T (C°)	H (Dakika)	V ₁ (C°)	V ₂ (C°)	L (C°)	t _L
400	04 :00	80	780	01 :00	0	0	400	25

(B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi HR: fırın sıcaklığının 1 dk' daki yükseltme miktarı, T: kristalizasyon sıcaklığı, H: kristalizasyon sıcaklığında bekleme süresi, V: vakumlama sıcaklığı L: uzun süreli soğutma).



Resim 12. Vita Akzent Plus Glaze tozu ve Vita Akzent Plus Lt Glaze likiti



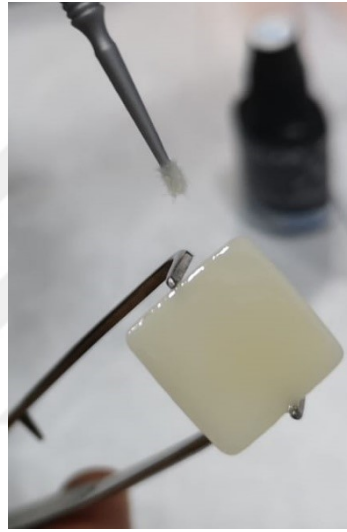
Resim 13. Nice seramiğin örnek yüzeylerine glaze uygulaması

3.2.2.2. Vita Suprinity Seramik Örneklerin Glaze ile Cilalanması

Uygun miktar glaze tozu (Vita Akzent Plus Lt Glaze Powder, Vita Zahnfabrik) ve likiti (Vita Akzent Plus Glaze Fluid, Vita Zahnfabrik) bir plastik spatül yardımıyla karıştırılarak, elde edilen krem kıvamındaki karışım örneklerin yüzeyine temiz bir fırça yardımıyla uygulandı ve ardından glaze fırınlaması Tablo 4'teki parametrelere göre gerçekleştirildi. (Resim 12-13).

3.2.2.3. Cerasmart Seramik Örneklerin Glaze ile Cilalanması

Bu işlem için, üretici firmanın talimatları doğrultusunda öncelikle, 0.2 mpa basınçla alüminyum oksit ile (25-50 µm) örnek yüzeyi pürüzlendirildi ve ultrasonik banyo ile temizlendi. Ardından yüzeye, küçük bir fırça yardımıyla, 30 sn boyunca dairesel hareketlerle silan (G-Multi PRIMER, GC Dental Products, Tokyo, Japonya) uygulandı. Cila tabakası (Optiglaze™, GC Dental Products, Tokyo, Japonya) dairesel hareketlerle homojen bir tabaka halinde sürülerek, 40 sn süre ile (400-430 nm dalga boyutuna sahip ışık cihazıyla) polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi (Resim 14).



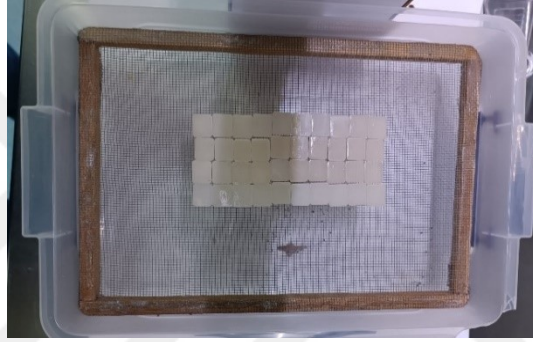
Resim 14. Cerasmart seramiğine Optiglaze uygulaması

3.3. Cila Sonrası Uygulanacak Yüzey İşlemleri

3.3.1. Sigara Düzeneginin Hazırlanması ve Örneklerin Sigara Dumanına Maruz Bırakılması

Örnekleri sigara dumanına maruz bırakmak için vakum makinesi, reosta cihazı ve plastik saklama kapları ile hermetik şekilde kapanan bir düzenek hazırlandı. Vakum makinesi, çekiş gücünün ayarlanabilmesi için reosta cihazı ile birbirine bağlandı. Vakum makinesinin havayı çektiği bölüme saklama kabı yerleştirildi. Saklama kabının kapak kısmına, sigaraları yerleştirebilmek için bir tanesi tam ortasında olmak üzere, birbiri ile eşit mesafede 5 adet delik açıldı. Vakum makinesinin havayı verdiği bölüm ve başka bir saklama kabının kapak kısmı hava hortumu ile birbirine bağlandı. Bu saklama kabının tam ortasına örneklerin eşit bir şekilde dumana maruz kalmasını sağlamak için üzeri tel örgülü

yükselti yerleştirildi ve içeri giren sigara dumanının tahliye olabilmesi için kabın dış kısmına bir delik açıldı. Örnekler cila işlemi yapılan yüzeyleri yukarı bakacak şekilde tel örgü üzerine yerleştirildi. 5 adet sigara (Winston Slender Gray, JTI Türkiye) deliklere yerleştirildi, vakum makinesi çalıştırıldı ve sigaralar çakmak yardımıyla yakıldı. Sigaralar filtre kısmına gelene kadar yanma işlemi devam etti. Bir döngü belirli bir süre içerisinde bir sigara içicisi tarafından gerçekleştirilen sigara içme davranışını taklit eden bir zaman aralığında, ortalama 10 dakika sürecek şekilde reosta cihazı ile programlandı. Örnekler 30 gün boyunca günde 10 sigara olacak şekilde sigara dumanına maruz bırakıldı (Resim 15-17) .



Resim 15. Sigara grubu örnekleri



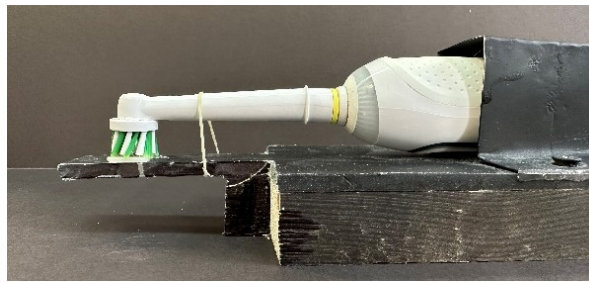
Resim 16. Hazırlanmış sigara düzeneği



Resim 17. Sigara dumanından sonra seramik örneklerin görüntüsü

3.3.2. Örneklerin Fırçalanması

Tüm örnekler fincan şeklinde bir diş fırçası başlığına (Cross Action Clean Maximizer; Oral-B Braun GmbH) sahip bir elektrikli diş fırçası (Oral-B Smart 6000; Oral-B Braun GmbH, Kronberg, Almanya) kullanılarak tek bir odak diş fırçalama alanı altında tutuldu. Elektrikli diş fırçası özelleştirilmiş bir araç ile diş fırçası tutma cihazına sabitlendi ve 2 N'lik standart bir dikey yük ile “derinlemesine temizlik modda” fırçalamak üzere ayarlandı (Resim 17). Dikey kuvvet ortodontik lastikler kullanılarak oluşturuldu. Bu elektrikli diş fırçası, 7600 vuruş/dakika hızında titreşimli döner hareketine sahiptir. Örneklerin fırçalamasında her diş macunun (Parodontax, glaxosmithkline, ABD) noktasına dört su damlası oranıyla kullanarak, 30 günü temsil eden süreyle, günde iki kere fırçalandığını hesaplayarak her gün 10 saniye olmak üzere toplamda 300 saniye boyunca fırçalandı.



Resim 18. Fırçalama düzeneği

3.3.3. Örneklerin Sigara Dumanına Maruz Bırakılması ve Fırçalanması

Örnekleri sigara dumanına maruz bırakmak için vakum makinesi, reosta cihazı ve plastik saklama kapları ile hermetik şekilde kapanan bir düzenek hazırlandı. Vakum makinesi, çekiş gücünün ayarlanabilmesi için reosta cihazı ile birbirine bağlandı. Vakum

makinesinin havayı çektiği bölüme saklama kabı yerleştirildi. Saklama kabının kapak kısmına, sigaraları yerleştirebilmek için bir tanesi tam ortasında olmak üzere, birbiri ile eşit mesafede 5 adet delik açıldı. Vakum makinesinin havayı verdiği bölüm ve başka bir saklama kabının kapak kısmı hava hortumu ile birbirine bağlandı. Bu saklama kabının tam ortasına örneklerin eşit bir şekilde dumana maruz kalmasını sağlamak için üzeri tel örgülü yükselti yerleştirildi ve içeri giren sigara dumanının tahliye olabilmesi için kabın dış kısmına bir delik açıldı. Örnekler cila işlemi yapılan yüzeyleri yukarı bakacak şekilde tel örgü üzerine yerleştirildi. 5 adet sigara (Winston Slender Gray, JTI Türkiye) deliklere yerleştirildi, vakum makinesi çalıştırıldı ve sigaralar çakmak yardımıyla yakıldı. Sigaralar filtre kısmına gelene kadar yanma işlemi devam etti. Bir döngü belirli bir süre içerisinde bir sigara içicisi tarafından gerçekleştirilen sigara içme davranışını taklit eden bir zaman aralığında, ortalama 10 dakika sürecek şekilde reosta cihazı ile programlandı. Örnekler her günde 10 sigara dumanına maruz kaldıktan sonra, fincan şeklinde bir diş fırçası başlığına (Cross Action Clean Maximizer; Oral-B Braun GmbH) sahip bir elektrikli diş fırçası (Oral-B Smart 6000; Oral-B Braun GmbH, Kronberg, Almanya) kullanılarak tek bir odak diş fırçalama alanı altında tutuldu. Elektrikli diş fırçası özelleştirilmiş bir araç ile diş fırçası tutma cihazına sabitlendi ve 2 N'lik standart bir dikey yük ile “derinlemesine temizlik modda” fırçalamak üzere ayarlandı. Dikey kuvvet ortodontik lastikler kullanılarak oluşturuldu. Bu elektrikli diş fırçası, 7600 vuruş/dakika hızında titreşimli döner hareketine sahiptir. Örneklerin fırçalamasında her diş macunun (Parodontax, glaxosmithkline, ABD) noktasına dört su damlası oranıyla kullanarak, günde iki kere fırçalandığını hesaplayarak her gün 10 saniye olmak üzere toplamda 300 saniye boyunca fırçalandı.

3.4. Seramik Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü

Çalışmada yüzey pürüzlülüğü ölçümü Karadeniz teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr GmbH, Almanya) (Resim 18) kullanılarak yapıldı. Cihazın ölçüm yapan prob ucunun hızı 0,1 mm / sn olarak ayarlandı. Ölçüm ucunun yapmış olduğu dikey hareketler cihaz tarafından rakamsal olarak kaydedildi. Her grup ölçümünden önce cihaz kalibre edildi. Kalibrasyondan sonra “cutoff” değeri 0,25 mm olarak belirlendi. Ölçüm uzunluğu ise (tracing length) 1,5 mm olarak ayarlandı. Her bir örnek için aynı uzaklık ve aynı basınç altında olacak şekilde 3 farklı noktadan ölçüm yapılarak Ra değeri belirlendi (Resim 18).



Resim 19. Kullanılan profilometre cihazı ve yüzey pürüzlülüğü ölçümü

3.5. Seramik Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin renk analizleri için kolorimetre (ShadeEye NCC, Shofu) renk ölçüm cihazı kullanıldı (Resim 19). Ölçümler öncesi kolorimetre kendi özel kalibrasyon aleti ile üreticinin talimatları doğrultusunda kalibre edildi ve örneklerin tam ortasından ölçüm yapılacak şekilde konumlandırıldı. Tüm ölçümler, 30x30x70 cm boyutlarında üst tarafında gün ışığını taklit eden 5500 K'lık floresan lamba ihtiva eden bir renk ölçüm kutusu (viewing box) içerisinde gerçekleştirildi (Resim 20). Örnek ölçümleri nötral gri zemin üzerinde yapıldı. Renk ölçümüne hazır hale getirilen 240 adet örnek tek tek numaralandırıldıktan sonra kolorimetre ile L^* , a^* , b^* değerleri ölçüldü. Her örnek için üç defa aynı noktadan ölçüm yapıldı ve değerlerin aritmetik ortalaması kaydedildi (Resim 21). Renk ölçümü CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde yapıldı. Ölçümler sigara ve fırçalama işlemleri görmeden önce ve sonrası yapıldı.



Resim 20. Ölçümlerde kullanılan nötral gri fonla kaplı renk ölçüm kutusu



Resim 21. ShadeEye NCC kolorimetre cihazı



Resim 22. Örneklerin renk ölçümlerinin yapılması

Bütün seramik örneklerin yapılan ilk kolorimetrik ölçümleri ile elde edilen L_0^* , a_0^* , b_0^* değerleri kaydedildi. İkinci kolorimetrik ölçümler distile su, sigara, fırçalama ve sigara ardından fırçalama işlemlerinden sonra yapıldı. L_1^* , a_1^* ve b_1^* değerleri kaydedildi. İki ölçüm arasındaki renk farkını (ΔE^*) değerlendirmek için ΔE_{00}^* formülü kullanıldı. ΔE_{00}^* “Eşitlik 1” formülü kullanılarak ortalama renk değişimi hesaplandı. ΔL ’ değeri “Eşitlik 2”, ΔC ’ değeri “Eşitlik 3” ve “Eşitlik 5”, ΔH ’ değeri “Eşitlik 4” ve “Eşitlik 6” formülleri kullanılarak hesaplandı.

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)} \quad (\text{Eşitlik 1})$$

$$\Delta L' = L_2^* - L_1^* \quad (\text{Eşitlik 2})$$

$$\Delta C' = C_2' - C_1' \quad (\text{Eşitlik 3})$$

$$\Delta H' = 2\sqrt{C_1' C_2'} \sin\left(\frac{\Delta h'}{2}\right) \quad (\text{Eşitlik 4})$$

$$C_1' = \sqrt{a_1'^2 + b_1^{*2}} \quad C_2' = \sqrt{a_2'^2 + b_2^{*2}} \quad (\text{Eşitlik 5})$$

$$\Delta h' = \begin{cases} 0 & C_1' C_2' = 0 \\ h_2' - h_1' & C_1' C_2' \neq 0; |h_2' - h_1'| \leq 180^\circ \\ (h_2' - h_1') - 360 & C_1' C_2' \neq 0; (h_2' - h_1') > 180^\circ \\ (h_2' - h_1') - 360 & C_1' C_2' \neq 0; (h_2' - h_1') < -180^\circ \end{cases} \quad (\text{Eşitlik 6})$$

CIEDE2000 formülünde yer alan $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ örneklerle eşleşen renk açıklığı, parlaklığı ve renk tonunu ifade eder. RT rotasyon fonksiyonu ise, mavi bölgedeki renk ve renk tonu arasındaki farklılıkları hesaplamaktadır. Ağırlandırma fonksiyonu (SL, SC, SH) ise L^* , a^* , b^* koordinatındaki çiftlerin total renk farkları arasındaki varyasyonlarını ve parametrik faktörleri (KL, KC, KH) düzenlemektedir (212).

3.6. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS Windows 17.0 (IBM SPSS Inc. Chicago, ABD) paket programında yapıldı. Analiz için verilerin ortalama ve standart sapma değerleri kaydedildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk Testi ile değerlendirildi. Tüm analizlerde üçlü yönlü Anova testi ve Bonferroni düzeltmesi kullanıldı. $P < 0.05$ düzeyi için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1 Seramiklerin Yüzey Pürüzlülük Bulguları (Ra, μm)

Ra değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testi sonuçları Tablo 5'te, ortalama değerler ve standart sapmalar Tablo 6'da verildi. Cila yöntemi ve yüzey uygulamaları ve seramik faktörleri tek başlarına istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.001$). Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları ve Cila Yöntemi * Seramik ve Yüzey Uygulamaları * Seramik değişkenlerinin ikili etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p > 0.05$). Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları * Seramik materyali faktörlerinin üçlü etkileşiminde de anlamlı farklılıklar bulunmadı ($p = 0.206$).

Tablo 5. Yüzey pürüzlülük değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testinin sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
Düzeltilmiş model	0.180 ^a	23	0.008	15.179	0.000
Sınır	2.083	1	2.083	4037.472	0.000
Cila Yöntemi	0.010	1	0.010	20.056	0.000
Yüzey Uygulamaları	0.017	3	0.006	10.794	0.000
Seramik	0.140	2	0.070	135.330	0.000
Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları	0.004	3	0.001	2.535	0.058
Cila Yöntemi * Seramik	0.001	2	0.000	0.625	0.536
Yüzey Uygulamaları * Seramik	0.004	6	0.001	1.435	0.202
Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları * Seramik	0.004	6	0.001	1.425	0.206
Hata	0.111	216	0.001		
Toplam	2.375	240			
Düzeltilmiş toplam	0.292	239			

a. R kare = 0.618 (Düzeltilmiş R kare = 0.577

sf = serbestlik derecesi

F = numene ortalamaların arasındaki varyasyon

Tablo 6. Kullanılan seramiklerin yüzey pürüzlülük ortalama değerleri $\pm$ standart sapmaları (Ra, μm)

	Ortamla $\pm$ Standart sapma	
	Mekanik polisaj	Glaze
$\dot{\text{N}}_{\text{K}}$	$0.10 \pm 0.01^{x(a)}$	$0.08 \pm 0.01^{x(a)}$
$\dot{\text{N}}_{\text{S}}$	$0.12 \pm 0.02^{x(b)}$	$0.11 \pm 0.01^{x(b)}$
$\dot{\text{N}}_{\text{F}}$	$0.12 \pm 0.03^{x(b)}$	$0.10 \pm 0.01^{y(ab)}$
$\dot{\text{N}}_{\text{SF}}$	$0.11 \pm 0.02^{x(ab)}$	$0.09 \pm 0.01^{x(ab)}$
VS_{K}	$0.11 \pm 0.042^{x(a)}$	$0.08 \pm 0.01^{y(a)}$
VS_{S}	$0.12 \pm 0.04^{x(a)}$	$0.11 \pm 0.02^{x(bc)}$
VS_{F}	$0.12 \pm 0.05^{x(a)}$	$0.09 \pm 0.01^{y(ab)}$
VS_{SF}	$0.11 \pm 0.01^{x(a)}$	$0.12 \pm 0.01^{x(c)}$
CS_{K}	$0.05 \pm 0.01^{x(a)}$	$0.03 \pm 0.01^{y(a)}$
CS_{S}	$0.06 \pm 0.01^{x(a)}$	$0.04 \pm 0.01^{x(ab)}$
CS_{F}	$0.06 \pm 0.01^{x(a)}$	$0.06 \pm 0.01^{x(bc)}$
CS_{SF}	$0.07 \pm 0.01^{x(a)}$	$0.07 \pm 0.01^{x(c)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, yatay satırlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise dikey sütunlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$). Harflandırmeler her seramik grubun içinde yapılmıştır. Nice seramiği ($\dot{\text{N}}$), Vita Suprinity (VS), Cerasmart (CS), ve işlem yöntemleri kontrol (K), Sigara (S), Fırçalama (F) ve Sigara ardından Fırçalama (SF) olarak temsil edilmiştir.

Seramiklerde cila yöntemlerinin arasında yapılan ikili karşılaştırmada (Tablo 7’de) kontrol grubundaki Cerasmart ve Vita Suprinity seramiklerinde mekanik polisaj ve glaze sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). Sigara ve sigara-fırçalama uygulanan gruplarında tüm seramiklerin cila yöntemlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmadı ($p > 0.05$). Fırçalama uygulanan grupta ise Nice ile Vita Suprinity seramiklerinin farklı cila yöntemlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.05$).

Tablo 7. Seramik materyallerine uygulanan farklı cila yöntemleri arasında ikili karşılaştırmalar

Kontrol				Sigara			
Seramik	İkili Karşılaştırma		P	Seramik	İkili Karşılaştırma		P
Nice	Mekanik polisaj	glaze	0.198	Nice	Mekanik polisaj	glaze	0.330
Vita Suprinity	Mekanik polisaj	glaze	0.007*	Vita Suprinity	Mekanik polisaj	glaze	0.333
Cerasmart	Mekanik polisaj	glaze	0.047*	Cerasmart	Mekanik polisaj	glaze	0.084
Fırçalama				Sigara ve Fırçalama			
Seramik	İkili Karşılaştırma		P	Seramik	İkili Karşılaştırma		P
Nice	Mekanik polisaj	glaze	0.013*	Nice	Mekanik polisaj	glaze	0.079
Vita Suprinity	Mekanik polisaj	glaze	0.004*	Vita Suprinity	Mekanik polisaj	glaze	0.282
Cerasmart	Mekanik polisaj	glaze	0.729	Cerasmart	Mekanik polisaj	glaze	0.528

Yüzey pürüzlülük değerleri incelendiğinde, mekanik polisaj yapılan gruplarda, seramiklere göre yüzey uygulamaları ikili karşılaştırıldığında (Tablo 8) Nice seramiğinde kontrol ve sigara, kontrol ve fırçalama gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$). Mekanik polisaj yapılan Vita Suprinity ile Cerasmart seramiklerinde, tüm yüzey uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmadı ($p>0.05$).

Glaze yapılan Nice seramiğinde, kontrol ve sigara grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$). Vita Suprinity seramiğinde kontrol ve sigara, kontrol ve sigara-fırçalama, fırçalama ve sigara-fırçalama grupların arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$). Cerasmart seramiğinde ise kontrol ve fırçalama, kontrol ve sigara-fırçalama, sigara ve sigara-fırçalama grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$).

Tablo 8. Seramik materyallerinin farklı yüzey uygulamalarına göre ikili karşılaştırmalar

Mekanik Polisaj grubu				Glaze grubu		
Seramik	İkili Karşılaştırma	P	Seramik	İkili Karşılaştırma	P	
Nice	Kontrol	Sigara	0.048*	Kontrol	Sigara	0.021*
		Fırçalama	0.004*		Fırçalama	0.089
		Sigara ve Fırçalama	0.110		Sigara ve Fırçalama	0.247
	Sigara	Kontrol	0.048*	Sigara	Kontrol	0.021
		Fırçalama	0.370		Fırçalama	0.535
		Sigara ve Fırçalama	0.704		Sigara ve Fırçalama	0.245
	Fırçalama	Kontrol	0.004*	Fırçalama	Kontrol	0.089
		Sigara	0.370		Sigara	0.535
		Sigara ve Fırçalama	0.203		Sigara ve Fırçalama	0.586
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.110	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.247
		Sigara	0.704		Sigara	0.245
		Fırçalama	0.203		Fırçalama	0.586
Vita Suprinity	Kontrol	Sigara	0.234	Kontrol	Sigara	0.003*
		Fırçalama	0.134		Fırçalama	0.178
		Sigara ve Fırçalama	0.998		Sigara ve Fırçalama	0.000*
	Sigara	Kontrol	0.234	Sigara	Kontrol	0.003*
		Fırçalama	0.756		Fırçalama	0.110
		Sigara ve Fırçalama	0.233		Sigara ve Fırçalama	0.395
	Fırçalama	Kontrol	0.134	Fırçalama	Kontrol	0.178
		Sigara	0.756		Sigara	0.110
		Sigara ve Fırçalama	0.133		Sigara ve Fırçalama	0.015*
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.998	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.000*
		Sigara	0.233		Sigara	0.395
		Fırçalama	0.133		Fırçalama	0.015
Cerasmart	Kontrol	Sigara	0.349	Kontrol	Sigara	0.233
		Fırçalama	0.323		Fırçalama	0.009*
		Sigara ve Fırçalama	0.132		Sigara ve Fırçalama	0.000*
	Sigara	Kontrol	0.349	Sigara	Kontrol	0.233
		Fırçalama	0.958		Fırçalama	0.151
		Sigara ve Fırçalama	0.568		Sigara ve Fırçalama	0.004*
	Fırçalama	Kontrol	0.323	Fırçalama	Kontrol	0.009*
		Sigara	0.958		Sigara	0.151
		Sigara ve Fırçalama	0.604		Sigara ve Fırçalama	0.136
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.132	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.000*
		Sigara	0.568		Sigara	0.004*
		Fırçalama	0.604		Fırçalama	0.136

Mekanik polisaj yapılan gruplarda, yüzey uygulamalarına göre seramik grupları ikili karıştırıldığında (Tablo 9) kontrol, sigara, fırçalama, sigara-fırçalama uygulama yöntemlerinde Cerasmart ve Nice ile Cerasmart ve Vita Suprinity seramikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$). Glaze yapılan gruplarda yüzey uygulamalarına göre seramik grupları ikili karıştırıldığında kontrol, sigara, fırçalama gruplarında Cerasmart ve Nice ile Cerasmart ve Vita Suprinity seramikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$). Sigara-fırçalama yüzey uygulamasında ise sadece Vita Suprinity ve Cerasmart seramikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$).

Tablo 9. Yüzey uygulamalarına göre seramik materyallerinin ikili karşılaştırmaları

Mekanik Polisaj grubu				Glaze grubu		
Yüzey Uygulamaları	İkili Karşılaştırma	P	Yüzey Uygulamaları	İkili Karşılaştırma	P	
Kontrol	Nice Vita Suprinity	0.233	Kontrol	Nice Vita Suprinity	0.826	
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*	
	Vita Suprinity	0.233		Vita Suprinity	0.826	
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*	
	Nice Cerasmart	0.000*		Nice Cerasmart	0.000*	
	Vita Suprinity	0.000*		Vita Suprinity	0.000*	
Sigara	Nice Vita Suprinity	0.685	Sigara	Nice Vita Suprinity	0.681	
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*	
	Vita Suprinity	0.685		Vita Suprinity	0.681	
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*	
	Nice Cerasmart	0.000*		Nice Cerasmart	0.000*	
	Vita Suprinity	0.000		Vita Suprinity	0.000*	
Fırçalama	Nice Vita Suprinity	0.857	Fırçalama	Nice Vita Suprinity	0.567	
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*	
	Vita Suprinity	0.857		Vita Suprinity	0.567	
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*	
	Nice Cerasmart	0.000*		Nice Cerasmart	0.000*	
	Vita Suprinity	0.000*		Vita Suprinity	0.000*	
Sigara ve Fırçalama	Nice Vita Suprinity	0.683	Sigara ve Fırçalama	Nice Vita Suprinity	0.016	
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.031	
	Vita Suprinity	0.683		Vita Suprinity	0.016	
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*	
	Nice Cerasmart	0.000*		Nice Cerasmart	0.031	
	Vita Suprinity	0.000*		Vita Suprinity	0.000*	

4.2. Seramiklerin ΔE_{00} Bulguları

ΔE_{00} değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testi sonuçları Tablo 10'da, ΔE_{00} hesaplanmasında kullanılan L* (Tablo 11), a* (Tablo 12) ve b* (Tablo 13) verileri, ΔE_{00} ortalama değerler Tablo 14'te verildi. Cila yöntemi ve yüzey uygulamaları ve seramik faktörleri tek başlarına istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları, Cila Yöntemi * Seramik ve Yüzey Uygulamaları * Seramik değişkenlerinin ikili etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.001$). ΔE_{00} değerleri için Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları * Seramik materyali faktörlerinin üçlü etkileşiminde de anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.001$).

Tablo 10. ΔE_{00} değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testinin sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
Düzeltilmiş model	134.621 ^a	23	5.853	271.748	0.000
Sınır	541.741	1	541.741	25151.997	0.000
Cila Yöntemi	0.220	1	0.220	10.196	0.002
Yüzey Uygulamaları	80.957	3	26.986	1252.886	0.000
Seramik	11.480	2	5.740	266.494	0.000
Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları	13.026	3	4.342	201.588	0.000
Cila Yöntemi * Seramik	2.928	2	1.464	67.962	0.000
Yüzey Uygulamaları * Seramik	13.480	6	2.247	104.311	0.000
Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları * Seramik	12.532	6	2.089	96.970	0.000
Hata	4.652	216	0.022		
Toplam	681.015	240			
Düzeltilmiş toplam	139.274	239			

a. R kare = 0.976 (Düzeltilmiş R kare = 0.963)

sf = serbestlik derecesi

F = numene ortalamaların arasındaki varyasyon

Tablo 11. Kullanılan seramiklerin ortalama L^* verileri $\pm$ standart sapmaları

	L_0 (Ort $\pm$ SS)		L_1 (Ort $\pm$ SS)	
	Mekanik polisaj	Glaze	Mekanik polisaj	Glaze
$\dot{N}_K$	74.33 $\pm$ 0.42	74.63 $\pm$ 0.45	74.22 $\pm$ 0.61	74.82 $\pm$ 0.42
$\dot{N}_S$	74.11 $\pm$ 0.37	75.22 $\pm$ 0.17	70.82 $\pm$ 0.12	72.12 $\pm$ 0.24
$\dot{N}_F$	74.08 $\pm$ 0.40	73.97 $\pm$ 0.25	71.10 $\pm$ 0.29	71.1 $\pm$ 0.26
$\dot{N}_{SF}$	74.60 $\pm$ 0.46	74.1 $\pm$ 0.45	72.58 $\pm$ 0.26	71.47 $\pm$ 0.49
$\dot{V}_K$	74.57 $\pm$ 0.35	71.84 $\pm$ 0.46	74.07 $\pm$ 0.37	71.79 $\pm$ 0.25
$\dot{V}_S$	72.95 $\pm$ 1.40	71.88 $\pm$ 0.29	72.09 $\pm$ 0.49	74.72 $\pm$ 0.27
$\dot{V}_F$	73.99 $\pm$ 0.51	71.74 $\pm$ 0.27	71.45 $\pm$ 0.46	71.64 $\pm$ 0.44
$\dot{V}_{SF}$	74.15 $\pm$ 0.62	72.41 $\pm$ 0.27	71.76 $\pm$ 0.28	71.14 $\pm$ 0.30
$\dot{C}_K$	69.80 $\pm$ 0.43	70.61 $\pm$ 0.66	69.58 $\pm$ 0.32	70.45 $\pm$ 0.67
$\dot{C}_S$	69.59 $\pm$ 0.37	69.03 $\pm$ 0.46	69.06 $\pm$ 0.43	66.52 $\pm$ 0.36
$\dot{C}_F$	69.21 $\pm$ 0.39	68.89 $\pm$ 0.36	71.02 $\pm$ 0.46	71.28 $\pm$ 0.47
$\dot{C}_{SF}$	68.80 $\pm$ 0.17	69.67 $\pm$ 0.36	70.09 $\pm$ 0.24	68.53 $\pm$ 0.36

L_0 =başlangıç değeri, L_1 = yüzey uygulamalarında sonraki değeri

Tablo 12. Kullanılan seramiklerin ortalama a^* verileri $\pm$ standart sapmaları

	a_0 (Ort $\pm$ SS)		a_1 (Ort $\pm$ SS)	
	Mekanik polisaj	Glaze	Mekanik polisaj	Glaze
$\dot{N}_K$	-0.52 $\pm$ 0.06	-0.26 $\pm$ 0.11	-0.49 $\pm$ 0.15	-0.28 $\pm$ 0.13
$\dot{N}_S$	-0.55 $\pm$ 0.10	-0.35 $\pm$ 0.14	-0.70 $\pm$ 0.04	-0.42 $\pm$ 0.16
$\dot{N}_F$	-0.49 $\pm$ 0.15	-0.39 $\pm$ 0.11	-0.68 $\pm$ 0.11	-0.57 $\pm$ 0.13
$\dot{N}_{SF}$	-0.55 $\pm$ 0.07	-0.42 $\pm$ 0.13	-0.58 $\pm$ 0.03	-0.48 $\pm$ 0.17
$\dot{V}_K$	-0.48 $\pm$ 0.07	-0.42 $\pm$ 0.10	-0.37 $\pm$ 0.11	-0.42 $\pm$ 0.10
$\dot{V}_S$	-0.49 $\pm$ 0.22	-0.45 $\pm$ 0.08	-0.33 $\pm$ 0.08	-0.16 $\pm$ 0.06
$\dot{V}_F$	-0.51 $\pm$ 0.07	-0.39 $\pm$ 0.08	-0.52 $\pm$ 0.09	-0.20 $\pm$ 0.09
$\dot{V}_{SF}$	-0.38 $\pm$ 0.13	-0.49 $\pm$ 0.07	-0.51 $\pm$ 0.12	-0.42 $\pm$ 0.09
$\dot{C}_K$	-0.04 $\pm$ 0.06	0.00 $\pm$ 0.11	0.01 $\pm$ 0.10	0.01 $\pm$ 0.13
$\dot{C}_S$	-0.09 $\pm$ 0.04	-0.22 $\pm$ 0.21	0.38 $\pm$ 0.12	-0.13 $\pm$ 0.12
$\dot{C}_F$	-0.07 $\pm$ 0.05	-0.09 $\pm$ 0.15	0.17 $\pm$ 0.06	-0.07 $\pm$ 0.08
$\dot{C}_{SF}$	-0.06 $\pm$ 0.06	0.05 $\pm$ 0.14	0.30 $\pm$ 0.05	0.07 $\pm$ 0.23

a_0 =başlangıç değeri, a_1 = yüzey uygulamalarında sonraki değeri

Tablo 13. Kullanılan seramiklerin ortalama b^* verileri $\pm$ standart sapmaları

	b_0 (Ort $\pm$ SS)		b_1 (Ort $\pm$ SS)	
	Mekanik polisaj	Glaze	Mekanik polisaj	Glaze
$\dot{N}_K$	7.92 $\pm$ 0.42	6.74 $\pm$ 0.26	7.51 $\pm$ 0.29	7.14 $\pm$ 0.29
$\dot{N}_S$	7.45 $\pm$ 0.25	6.69 $\pm$ 0.37	8.61 $\pm$ 0.34	7.85 $\pm$ 0.18
$\dot{N}_F$	7.68 $\pm$ 0.25	7.29 $\pm$ 0.49	8.84 $\pm$ 0.28	8.06 $\pm$ 0.28
$\dot{N}_{SF}$	7.72 $\pm$ 0.44	7.83 $\pm$ 0.29	8.45 $\pm$ 0.41	71.47 $\pm$ 0.49
$\dot{V}_K$	12.97 $\pm$ 0.52	13.31 $\pm$ 0.56	13.15 $\pm$ 0.57	12.88 $\pm$ 0.58
$\dot{V}_S$	12.48 $\pm$ 1.19	13.38 $\pm$ 0.8	12.32 $\pm$ 0.46	11.77 $\pm$ 0.29
$\dot{V}_F$	13.77 $\pm$ 0.57	13.11 $\pm$ 0.45	13.16 $\pm$ 0.59	12.52 $\pm$ 0.41
$\dot{V}_{SF}$	11.79 $\pm$ 0.92	13.77 $\pm$ 0.78	12.97 $\pm$ 0.50	13.17 $\pm$ 0.76
$\dot{C}_K$	9.37 $\pm$ 0.27	9.26 $\pm$ 0.20	8.89 $\pm$ 0.43	9.21 $\pm$ 0.17
$\dot{C}_S$	9.54 $\pm$ 0.35	9.72 $\pm$ 0.2	8.68 $\pm$ 0.32	10.72 $\pm$ 0.38
$\dot{C}_F$	9.61 $\pm$ 0.14	9.68 $\pm$ 0.31	8.75 $\pm$ 0.43	9.20 $\pm$ 0.46
$\dot{C}_{SF}$	9.12 $\pm$ 0.40	9.46 $\pm$ 0.33	8.52 $\pm$ 0.29	9.56 $\pm$ 0.58

b_0 =başlangıç değeri, b_1 = yüzey uygulamalarında sonraki değeri

Tablo 14. Kullanılan seramiklerin ortalama ΔE_{00} değerleri $\pm$ standart sapmaları

	Mekanik polisaj	Glaze
$\dot{N}_K$	0.52 $\pm$ 0.12 ^{x(a)}	0.51 $\pm$ 0.11 ^{x(a)}
$\dot{N}_S$	2.63 $\pm$ 0.26 ^{x(b)}	2.51 $\pm$ 0.16 ^{x(b)}
$\dot{N}_F$	2.38 $\pm$ 0.11 ^{x(c)}	2.23 $\pm$ 0.21 ^{y(c)}
$\dot{N}_{SF}$	1.63 $\pm$ 0.14 ^{x(d)}	2.04 $\pm$ 0.16 ^{y(d)}
$\dot{V}_K$	0.74 $\pm$ 0.15 ^{x(a)}	0.56 $\pm$ 0.13 ^{y(a)}
$\dot{V}_S$	1.36 $\pm$ 0.13 ^{x(b)}	2.50 $\pm$ 0.18 ^{y(b)}
$\dot{V}_F$	2.04 $\pm$ 0.19 ^{x(c)}	0.65 $\pm$ 0.07 ^{y(a)}
$\dot{V}_{SF}$	2.12 $\pm$ 0.08 ^{x(c)}	1.08 $\pm$ 0.14 ^{y(c)}
$\dot{C}_K$	0.56 $\pm$ 0.12 ^{x(a)}	0.40 $\pm$ 0.07 ^{y(a)}
$\dot{C}_S$	1.07 $\pm$ 0.07 ^{x(b)}	2.14 $\pm$ 0.16 ^{y(b)}
$\dot{C}_F$	2.11 $\pm$ 0.10 ^{x(c)}	1.94 $\pm$ 0.16 ^{y(c)}
$\dot{C}_{SF}$	1.19 $\pm$ 0.11 ^{x(b)}	1.05 $\pm$ 0.12 ^{y(d)}

Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, yatay satırlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise dikey sütunlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı (p<0.05). harflendirmeler her seramik grubun içinde yapılmıştır. Nice seramiği ($\dot{N}$), Vita Suprinity ($\dot{V}$), Cerasmart ($\dot{C}$), ve işlem yöntemleri kontrol (K), Sigara (S), Fırçalama (F) ve Sigara ardından Fırçalama (SF) olarak temsil edilmiştir.

Seramiklerde cila yöntemlerin arasında yapılan ikili karşılaştırmada kontrol ve sigara uygulama gruplarında Cerasmart ve Vita Suprinity seramiklerin mekanik polisaj ve

glaze grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$). Fırçalama ve sigara-fırçalama uygulama gruplarında ise tüm seramik gruplarında mekanik polisaj ve glaze yöntemlerin arasında istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$) (Tablo 15).

Tablo 15. Seramik materyallerinin farklı cila yöntemlerine göre ikili karşılaştırmalar

Kontrol				Sigara			
Seramik	İkili Karşılaştırma		P	Seramik	İkili Karşılaştırma		P
Nice	Mekanik polisaj	glaze	0.831	Nice	Mekanik polisaj	glaze	0.079
Vita Suprinity	Mekanik polisaj	glaze	0.008*	Vita Suprinity	Mekanik polisaj	glaze	0.000*
Cerasmart	Mekanik polisaj	glaze	0.012*	Cerasmart	Mekanik polisaj	glaze	0.000*
Fırçalama				Sigara ve Fırçalama			
Seramik	İkili Karşılaştırma		P	Seramik	İkili Karşılaştırma		P
Nice	Mekanik polisaj	glaze	0.027*	Nice	Mekanik polisaj	glaze	0.000*
Vita Suprinity	Mekanik polisaj	glaze	0.000*	Vita Suprinity	Mekanik polisaj	glaze	0.000*
Cerasmart	Mekanik polisaj	glaze	0.014*	Cerasmart	Mekanik polisaj	glaze	0.041*

ΔE_{00} değerleri için mekanik polisaj yapılan gruplarında, Nice seramiğin bütün yüzey uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.001$). Vita Suprinity ve Cerasmart seramiklerinde kontrol ile diğer uygulamalar arası fark bulundu ($p<0.001$). Glaze yapılan Nice ve Cerasmart seramiklerinde kontrol grubu ile diğer yüzey uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Vita Suprinity seramiğinde ise kontrol ve fırçalama ($p=0.186$) dışında, diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.001$) (Tablo 16).

Tablo 16. Seramik materyallerinin farklı yüzey uygulamalarına göre ikili karşılaştırmalar

Mekanik Polisaj grubu				Glaze grubu		
Seramik	İkili Karşılaştırma	P	Seramik	İkili Karşılaştırma	P	
Nice	Kontrol	Sigara	0.000*	Kontrol	Sigara	0.000*
		Fırçalama	0.000*		Fırçalama	0.000*
		Sigara ve Fırçalama	0.000*		Sigara ve Fırçalama	0.000*
	Sigara	Kontrol	0.000*	Sigara	Kontrol	0.000*
		Fırçalama	0.000*		Fırçalama	0.000*
		Sigara ve Fırçalama	0.000*		Sigara ve Fırçalama	0.000*
	Fırçalama	Kontrol	0.000*	Fırçalama	Kontrol	0.000*
		Sigara	0.000*		Sigara	0.000*
		Sigara ve Fırçalama	0.000*		Sigara ve Fırçalama	0.004*
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.000*	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.000*
		Sigara	0.000*		Sigara	0.000*
		Fırçalama	0.000*		Fırçalama	0.004*
Vita Suprinity	Kontrol	Sigara	0.000*	Kontrol	Sigara	0.000*
		Fırçalama	0.000*		Fırçalama	0.186
		Sigara ve Fırçalama	0.000*		Sigara ve Fırçalama	0.000*
	Sigara	Kontrol	0.000*	Sigara	Kontrol	0.000*
		Fırçalama	0.000*		Fırçalama	0.000*
		Sigara ve Fırçalama	0.000*		Sigara ve Fırçalama	0.000*
	Fırçalama	Kontrol	0.000*	Fırçalama	Kontrol	0.186
		Sigara	0.000*		Sigara	0.000*
		Sigara ve Fırçalama	0.254		Sigara ve Fırçalama	0.000*
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.000*	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.000*
		Sigara	0.000*		Sigara	0.000*
		Fırçalama	0.254		Fırçalama	0.000*
Cerasmart	Kontrol	Sigara	0.000*	Kontrol	Sigara	0.000*
		Fırçalama	0.000*		Fırçalama	0.000*
		Sigara ve Fırçalama	0.000*		Sigara ve Fırçalama	0.000*
	Sigara	Kontrol	0.000*	Sigara	Kontrol	0.000*
		Fırçalama	0.000*		Fırçalama	0.003*
		Sigara ve Fırçalama	0.081*		Sigara ve Fırçalama	0.000*
	Fırçalama	Kontrol	0.000*	Fırçalama	Kontrol	0.000*
		Sigara	0.000*		Sigara	0.003*
		Sigara ve Fırçalama	0.000*		Sigara ve Fırçalama	0.000*
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.000*	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.000*
		Sigara	0.081		Sigara	0.000*
		Fırçalama	0.000*		Fırçalama	0.000*

ΔE_{00} değerleri için mekanik polisaj yapılan gruplarında (Tablo 17), yüzey uygulamalarına göre seramik materyalleri ikili karıştırdığında, kontrol grubunda Vita Suprinity ve Nice, Vita Suprinity ve Cerasmart seramikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Sigara ve sigara-fırçalama yüzey uygulamalarında ise bütün seramiklerin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.001$). Fırçalama uygulamasında, Vita Suprinity ile Cerasmart seramikleri dışındaki tüm seramikler arasında anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.001$).

Glaze yapılan gruplarında (Tablo 17) ise kontrol grubunda Cerasmart ve Vita Suprinity seramikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Sigara grubunda Nice ve Cerasmart ile Vita suprinity ve Cerasmart seramikleri arasında anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.001$). Fırçalama grubunda tüm seramiklerin arasında farklılıklar bulundu ($p<0.001$). Sigara-fırçalama grubunda ise Vita Suprinity ve Cerasmart seramikleri dışında ($p=0.670$) diğer seramiklerin arasında anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.001$).

Tablo 17. Farklı yüzey uygulamalarına göre seramik materyallerinin ikili karşılaştırmaları

Mekanik polisaj grubu				Glaze grubu			
Yüzey Uygulamaları	İkili Karşılaştırma	P	Yüzey Uygulamaları	İkili Karşılaştırma	P		
Kontrol	Nice Vita Suprinity	0.001*	Kontrol	Nice Vita Suprinity	0.331		
	Cerasmart	0.475		Cerasmart	0.111		
	Vita Suprinity Nice	0.001*		Vita Suprinity Nice	0.331		
	Cerasmart	0.007*		Cerasmart	0.011*		
Sigara	Nice Vita Suprinity	0.475	Sigara	Cerasmart Nice	0.111		
	Cerasmart	0.007*		Vita Suprinity	0.011*		
	Nice Vita Suprinity	0.000*		Nice Vita Suprinity	0.867		
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*		
Fırçalama	Nice Vita Suprinity	0.000*	Fırçalama	Nice Vita Suprinity	0.867		
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*		
	Vita Suprinity Nice	0.000*		Vita Suprinity Nice	0.000*		
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*		
Sigara ve Fırçalama	Nice Vita Suprinity	0.000*	Sigara ve Fırçalama	Nice Vita Suprinity	0.000*		
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*		
	Vita Suprinity Nice	0.000*		Vita Suprinity Nice	0.000*		
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*		
Sigara ve Fırçalama	Nice Vita Suprinity	0.000*	Sigara ve Fırçalama	Nice Vita Suprinity	0.000*		
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*		
	Vita Suprinity Nice	0.000*		Vita Suprinity Nice	0.000*		
	Cerasmart	0.000*		Cerasmart	0.000*		

4.3. Seramiklerin ΔL Bulguları

ΔL değerleri için yapılan 3-yönlü Anova testi sonuçları Tablo 18’de, ΔL ortalama değerler Tablo 19’da verildi. Seramik ve Yüzey Uygulamaları değişmesiyle ΔL değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterirken cila yöntemin değişmesiyle anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları, Cila Yöntemi * Seramik ve Yüzey Uygulamaları * Seramik değişkenlerinin ikili etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0.000$). ΔL değerleri için Cila Yöntemi, Yüzey Uygulamaları ve Seramik materyali faktörlerinin üçlü etkileşiminde de anlamlı farklılıklar bulundu ($p=0.000$).

Tablo 18. ΔL değerleri için yapılan 3 yönlü ANOVA testinin sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
Düzeltilmiş model	260.380 ^a	23	11.321	95.80	0.000
Sınır	661.125	1	661.125	5594.619	0.000
Cila Yöntemi	0.076	1	0.076	0.641	0.424
Yüzey Uygulamaları	143.210	3	47.737	403.961	0.000
Seramik	33.957	2	16.979	143.679	0.000
Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları	20.874	3	6.958	58.881	0.000
Cila Yöntemi * Seramik	10.884	2	5.442	46.053	0.000
Yüzey Uygulamaları * Seramik	24.505	6	4.084	43.561	0.000
Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları * Seramik	26.874	6	4.479	37.902	0.000
Hata	25.525	216	0.118		
Toplam	947.030	240			
Düzeltilmiş toplam	285.906	239			

a. R kare = 0,911 (Düzeltilmiş R kare = 0.901)

sf = serbestlik derecesi

F = numene ortalamaların arasındaki varyasyon

Tablo 19. Kullanılan seramiklerin ortalama ΔL ' değerleri $\pm$ standart sapmaları

	Ortamla $\pm$ Standart sapma	
	Mekanik polisaj	Glaze
$\dot{N}_K$	$0.28 \pm 0.21^{x(a)}$	$0.31 \pm 0.25^{x(a)}$
$\dot{N}_S$	$3.29 \pm 0.33^{x(b)}$	$3.10 \pm 0.30^{x(b)}$
$\dot{N}_F$	$2.99 \pm 0.31^{x(b)}$	$2.87 \pm 0.43^{x(bc)}$
$\dot{N}_{SF}$	$2.02 \pm 0.44^{x(c)}$	$2.62 \pm 0.25^{y(c)}$
VS_K	$0.58 \pm 0.31^{x(a)}$	$0.24 \pm 0.14^{y(a)}$
VS_S	$1.34 \pm 0.53^{x(b)}$	$2.84 \pm 0.36^{y(b)}$
VS_F	$2.54 \pm 0.33^{x(c)}$	$0.47 \pm 0.27^{y(a)}$
VS_{SF}	$2.39 \pm 0.56^{x(c)}$	$1.26 \pm 0.11^{y(c)}$
CS_K	$0.41 \pm 0.23^{x(a)}$	$0.35 \pm 0.22^{x(a)}$
CS_S	$0.76 \pm 0.23^{x(b)}$	$2.51 \pm 0.28^{y(b)}$
CS_F	$1.81 \pm 0.62^{x(c)}$	$2.38 \pm 0.33^{y(b)}$
CS_{SF}	$1.29 \pm 0.29^{x(d)}$	$1.14 \pm 0.22^{y(c)}$

Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, yatay satırlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise dikey sütunlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$). Harflendirmeler her seramik grubun içinde yapılmıştır. Nice seramiği (Ni), Vita Suprinity (VS), Cerasmart (CS) ve işlem yöntemleri kontrol (K), Sigara (S), Fırçalama (F) ve Sigara ardından Fırçalama (SF) olarak temsil edilmiştir.

Seramiklerin farklı yüzey bitirme sistemlerinin arasında yapılan ikili karşılaştırmada (Tablo 20), kontrol grubunda Vita Suprinity mekanik polisaj ve glaze grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p < 0.05$). Sigara ve Fırçalama yüzey uygulamalarında Vita Suprinity ve Cerasmart seramiklerin mekanik polisaj ve glaze yöntemlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). Sigara-fırçalama uygulanan Nice ve Vita Suprinity seramiklerin gruplarında mekanik polisaj ve glaze polisaj yöntemlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$).

Tablo 20. Farklı yüzey uygulamaları yapılan seramiklerde farklı cila yöntemlerinin ikili karşılaştırmalar

Kontrol				Sigara			
Seramik	İkili Karşılaştırma		P	Seramik	İkili Karşılaştırma		P
Nice	Mekanik polisaj	glaze	0.829	Nice	Mekanik polisaj	glaze	0.235
Vita Suprinity	Mekanik polisaj	glaze	0.028*	Vita Suprinity	Mekanik polisaj	glaze	0.000*
Cerasmart	Mekanik polisaj	glaze	0.728	Cerasmart	Mekanik polisaj	glaze	0.000*
Fırçalama				Sigara ve Fırçalama			
Seramik	İkili Karşılaştırma		P	Seramik	İkili Karşılaştırma		P
Nice	Mekanik polisaj	glaze	0.475	Nice	Mekanik polisaj	glaze	0.000*
Vita Suprinity	Mekanik polisaj	glaze	0.000*	Vita Suprinity	Mekanik polisaj	glaze	0.000*
Cerasmart	Mekanik polisaj	glaze	0.000*	Cerasmart	Mekanik polisaj	glaze	0.341

ΔL ' değerleri için mekanik polisaj yapılan seramik gruplarında. yüzey uygulamaları ikili karşılaştırıldığında (Tablo 21'de), Nice seramiğin Sigara ve Fırçalama grupları arası dışında, tüm gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulundu ($p<0.05$). Vita Suprinity seramiğinde Fırçalama ve Sigara-Fırçalama grupların arasındaki anlamlı olmayan farklar ($p>0.05$) hariç, diğer grupların arasında istatistiksel olarak farklı bulundu ($p<0.05$). Mekanik polisaj yapılan Cerasmart seramiğinde ise, kontrol ile tüm yüzey işlemleri grupları arasında istatistiksel olarak fark bulundu ($p<0.05$).

Glaze yapılan gruplarında ise, seramik gruplarında uygulama yöntemlerin ikili karşılaştırıldığında (Tablo 21) Nice seramiğin kontrol grubu ile tüm yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak farklı bulunurken ($p<0.05$), Sigara ve Fırçalama grupları ile Fırçalama ve Sigara-Fırçalama grupları arasında fark bulunmadı ($p>0.005$). Glaze yöntemiyle cilalanan Vita Suprinity seramiğin kontrol grubu ile Fırçalama grubu dışındaki tüm yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak farklı bulundu ($p<0.05$). Cerasmart seramiğinde ise kontrol grubu ile tüm yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak fark bulundu ($p<0.05$).

Tablo 21. Farklı yöntemlerle cilalanan seramiklerin $\Delta L'$ değerlerinin yüzey uygulamalarına göre ikili karşılaştırılması

Mekanik Polisaj grubu			Glaze grubu		
Seramik	İkili Karşılaştırma	P	Seramik	İkili Karşılaştırma	P
Nice	Kontrol	Sigara	Nice	Kontrol	Sigara
		Fırçalama			Fırçalama
		Sigara ve Fırçalama			Sigara ve Fırçalama
	Sigara	Kontrol		Sigara	Kontrol
		Fırçalama			Fırçalama
		Sigara ve Fırçalama			Sigara ve Fırçalama
	Fırçalama	Kontrol		Fırçalama	Kontrol
		Sigara			Sigara
		Sigara ve Fırçalama			Sigara ve Fırçalama
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol		Sigara ve Fırçalama	Kontrol
		Sigara			Sigara
		Fırçalama			Fırçalama
Vita Suprinity	Kontrol	Sigara	Vita Suprinity	Kontrol	Sigara
		Fırçalama			Fırçalama
		Sigara ve Fırçalama			Sigara ve Fırçalama
	Sigara	Kontrol		Sigara	Kontrol
		Fırçalama			Fırçalama
		Sigara ve Fırçalama			Sigara ve Fırçalama
	Fırçalama	Kontrol		Fırçalama	Kontrol
		Sigara			Sigara
		Sigara ve Fırçalama			Sigara ve Fırçalama
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol		Sigara ve Fırçalama	Kontrol
		Sigara			Sigara
		Fırçalama			Fırçalama
Cerasmart	Kontrol	Sigara	Cerasmart	Kontrol	Sigara
		Fırçalama			Fırçalama
		Sigara ve Fırçalama			Sigara ve Fırçalama
	Sigara	Kontrol		Sigara	Kontrol
		Fırçalama			Fırçalama
		Sigara ve Fırçalama			Sigara ve Fırçalama
	Fırçalama	Kontrol		Fırçalama	Kontrol
		Sigara			Sigara
		Sigara ve Fırçalama			Sigara ve Fırçalama
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol		Sigara ve Fırçalama	Kontrol
		Sigara			Sigara
		Fırçalama			Fırçalama

$\Delta L'$ değerleri için mekanik polisaj yapılan tüm seramik gruplarında, fırçalama ve/veya sigara yüzey uygulamalarına göre seramik materyalleri ikili karıştırdığında (Tablo

22), kontrol grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmazken ($p>0.05$), sigara, fırçalama ve sigara-fırçalama uygulama yöntemlerinde seramikler arasında istatistiksel olarak farklılık bulundu ($p<0.05$).

Glaze yapılan gruplarında ise, yüzey uygulamalara göre seramik grupları ikili karıştırdığında (Tablo 22) kontrol grubundaki seramiklerin arasında istatistiksel olarak farklı bulunmadı ($p>0.05$). Sigara uygulanan Nice ile Cerasmart arasında ($p<0.001$) ve Vita Suprinity ile Cerasmart arasında ($p<0.05$) anlamlı farklılıklar bulundu. Fırçalama uygulamasında Nice ile Vita Suprinity arasında ($p<0.001$) ve Nice ile Cerasmart arasında ($p<0.05$) anlamlı farklılıklar bulundu. Sigara-fırçalama uygulama grubunda Nice ile Cerasmart ve Nice ile Vita Suprinity arasında anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.001$).

Tablo 22. Yüzey uygulamalarına göre seramik materyallerinin ikili karşılaştırmaları

Mekanik Polisaj grubu				Glaze grubu			
Yüzey Uygulamaları	İkili Karşılaştırma	P	Yüzey Uygulamaları	İkili Karşılaştırma	P		
Kontrol	Nice	Vita	Kontrol	Nice	Vita	0.055	0.619
		Suprinity			Suprinity		
		Cerasmart			Cerasmart	0.423	0.812
	Vita Suprinity	Nice		Vita Suprinity	Nice	0.055	0.619
		Cerasmart			Cerasmart	0.261	0.463
Sigara	Nice	Nice	Sigara	Nice	Nice	0.423	0.812
		Vita			Vita		
		Suprinity			Suprinity	0.261	0.463
	Vita Suprinity	Nice		Vita Suprinity	Nice	0.000*	0.089
		Cerasmart			Cerasmart	0.000*	0.000*
Fırçalama	Nice	Nice	Fırçalama	Nice	Nice	0.000*	0.034*
		Vita			Vita		
		Suprinity			Suprinity	0.000*	0.034*
	Vita Suprinity	Nice		Vita Suprinity	Nice	0.004*	0.000*
		Cerasmart			Cerasmart	0.000*	0.002*
Sigara ve Fırçalama	Nice	Nice	Sigara ve Fırçalama	Nice	Nice	0.004*	0.000*
		Vita			Vita		
		Suprinity			Suprinity	0.000*	0.000*
	Vita Suprinity	Nice		Vita Suprinity	Nice	0.016*	0.000*
		Cerasmart			Cerasmart	0.000*	0.000*
Sigara ve Fırçalama	Nice	Nice	Sigara ve Fırçalama	Nice	Nice	0.000*	0.424
		Vita			Vita		
		Suprinity			Suprinity	0.000*	0.424
	Vita Suprinity	Nice		Vita Suprinity	Nice	0.000*	0.000*
		Cerasmart			Cerasmart	0.000*	0.000*

4.4. Seramiklerin $\Delta C'$ Bulguları

$\Delta C'$ değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testi sonuçları Tablo 23'te, $\Delta C'$ ortalama değerler Tablo 24'te verildi. Seramik ve Yüzey Uygulamaları faktörleri tek istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterirken ($p < 0.05$), Cila Yöntemlerin değişmesiyle anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları değişkenlerinin ikili etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). Cila Yöntemi * Seramik ve Yüzey Uygulamaları * Seramik değişkenlerinin ise ikili etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p > 0.05$). $\Delta C'$ değerleri için Cila Yöntemi, Yüzey Uygulamaları ve Seramik materyali faktörlerinin üçlü etkileşiminde de anlamlı farklılıklar bulunmadı ($p > 0,05$).

Tablo 23. $\Delta C'$ değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testinin sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	P
Düzeltilmiş model	22.856 ^a	23	0.994	4.319	0.000
Sınır	161.302	1	161.302	770.983	0.000
Cila Yöntemi	0.836	1	0.836	3.633	0.058
Yüzey Uygulamaları	12.246	3	4.082	17.740	0.000
Seramik	3.869	2	1.935	8.407	0.000
Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları	2.213	3	0.738	3.206	0.024
Cila Yöntemi * Seramik	0.117	2	0.059	0.254	0.776
Yüzey Uygulamaları * Seramik	1.898	6	0.316	1.374	0.226
Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları * Seramik	1.676	6	0.279	1.214	0.300
Hata	49.703	216	0.230		
Toplam	233.861	240			
Düzeltilmiş toplam	72.559	239			

a. R kare = 0.315 (Düzeltilmiş R kare = 0.242)

sf = serbestlik derecesi

F = numene ortalamaların arasındaki varyasyon

Tablo 24. Kullanılan seramiklerin ortalama $\Delta C'$ değerleri ve standart sapmaları

	Ortamla $\pm$ Standart sapma	
	Mekanik polisaj	Glaze
$\dot{N}_K$	$0.57 \pm 0.37^{x(a)}$	$0.49 \pm 0.34^{x(a)}$
$\dot{N}_S$	$1.18 \pm 0.36^{x(b)}$	$1.16 \pm 0.36^{x(b)}$
$\dot{N}_F$	$1.18 \pm 0.31^{x(b)}$	$0.78 \pm 0.34^{x(ab)}$
$\dot{N}_{SF}$	$0.79 \pm 0.49^{x(ab)}$	$0.56 \pm 0.30^{x(a)}$
VS_K	$0.76 \pm 0.45^{x(a)}$	$0.65 \pm 0.36^{x(a)}$
VS_S	$1.14 \pm 0.61^{x(ab)}$	$1.63 \pm 0.95^{y(b)}$
VS_F	$0.82 \pm 0.54^{x(a)}$	$0.71 \pm 0.46^{x(a)}$
VS_{SF}	$1.26 \pm 0.98^{x(b)}$	$0.68 \pm 0.42^{y(b)}$
CS_K	$0.47 \pm 0.34^{x(a)}$	$0.22 \pm 0.11^{x(a)}$
CS_S	$0.85 \pm 0.43^{x(a)}$	$0.99 \pm 0.28^{x(b)}$
CS_F	$0.86 \pm 0.50^{x(a)}$	$0.60 \pm 0.53^{x(ab)}$
CS_{SF}	$0.62 \pm 0.36^{x(a)}$	$0.59 \pm 0.27^{x(ab)}$

Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığını, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, yatay satırlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise dikey sütunlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$). Harflendirmeler her seramik grubun içinde yapılmıştır. Nice seramiği (Ni), Vita Suprinity (VS), Cerasmart (CS), ve işlem yöntemleri kontrol (K), Sigara (S), Fırçalama (F) ve Sigara ardından Fırçalama (SF) olarak temsil edilmiştir.

Çalışmada kullanılan tüm seramikler materyallerinin kontrol gruplarının mekanik ve glaze cila yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı ($p > 0.05$). Vita Suprinity seramiğinin, Sigara ve Sigara-Fırçalama yüzey uygulamalarında, mekanik ve glaze cila grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görüldü ($p < 0.05$) (Tablo 25).

Tablo 25. Farklı yöntemlerle cilalanan seramikler arası ikili karşılaştırmalar

Kontrol				Sigara			
Seramik	İkili Karşılaştırma	P		Seramik	İkili Karşılaştırma	P	
Nice	Mekanik polisaj glaze	0.721		Nice	Mekanik polisaj glaze	0.938	
Vita Suprinity	Mekanik polisaj glaze	0.599		Vita Suprinity	Mekanik polisaj glaze	0.022*	
Cerasmart	Mekanik polisaj glaze	0.245		Cerasmart	Mekanik polisaj glaze	0.537	
Fırçalama				Sigara ve Fırçalama			
Seramik	İkili Karşılaştırma	P		Seramik	İkili Karşılaştırma	P	
Nice	Mekanik polisaj glaze	0.063		Nice	Mekanik polisaj glaze	0.302	
Vita Suprinity	Mekanik polisaj glaze	0.632		Vita Suprinity	Mekanik polisaj glaze	0.007*	
Cerasmart	Mekanik polisaj glaze	0.230		Cerasmart	Mekanik polisaj glaze	0.911	

$\Delta C'$ değerleri için mekanik polisaj yapılan gruplarında, seramik materyalleri yüzey uygulamalarına göre ikili karşılaştırdığında (Tablo 26), Nice seramiğin Kontrol ve sigara ($p=0.005$), ile kontrol ve fırçalama ($p=0.005$) grupların arasında istatistiksel olarak farklılık bulundu. Vita Suprinity seramiğinde kontrol ve sigara-fırçalama, fırçalama ve sigara-fırçalama yüzey uygulamaların arasında istatistiksel olarak farklılık bulundu ($p<0.05$). Cerasmart seramiğinde ise uygulamalar arasında istatistiksel olarak farklılık bulunmadı ($p>0.05$) .

$\Delta C'$ değerleri, glaze yapılan gruplarında (Tablo 26), Nice seramiğin kontrol ve sigara, ile sigara ve sigara-fırçalama yüzey uygulamaları arasında istatistiksel olarak farklılık bulundu ($p<0.05$). Vita Suprinity seramiğinde sigara ile kontrol, fırçalama ve sigara-fırçalama yüzey uygulamaları arasında istatistiksel olarak farklılık bulundu ($p<0.05$). Cerasmart seramiğinde ise yalnızca kontrol grubu ile sigara uygulanan grup arasında farklılık bulundu ($p<0.05$).

Tablo 26. Seramik materyallerinin uygulama yöntemlerine göre gruplar arası karşılaştırılması

Mekanik polisaj grubu				Glaze grubu		
Seramik	İkili Karşılaştırma	P	Seramik	İkili Karşılaştırma	P	
Nice	Kontrol	Sigara	0.005*	Kontrol	Sigara	0.002*
		Fırçalama	0.005*		Fırçalama	0.177
		Sigara ve Fırçalama	0.313		Sigara ve Fırçalama	0.738
	Sigara	Kontrol	0.005*	Sigara	Kontrol	0.002*
		Fırçalama	0.973		Fırçalama	0.081
		Sigara ve Fırçalama	0.070		Sigara ve Fırçalama	0.006*
	Fırçalama	Kontrol	0.005*	Fırçalama	Kontrol	0.177
		Sigara	0.973		Sigara	0.081
		Sigara ve Fırçalama	0.065		Sigara ve Fırçalama	0.309
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.313	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.738
		Sigara	0.070		Sigara	0.006*
		Fırçalama	0.065		Fırçalama	0.309
Vita Suprinity	Kontrol	Sigara	0.083	Kontrol	Sigara	0.000*
		Fırçalama	0.804		Fırçalama	0.768
		Sigara ve Fırçalama	0.021*		Sigara ve Fırçalama	0.880
	Sigara	Kontrol	0.083	Sigara	Kontrol	0.000*
		Fırçalama	0.137		Fırçalama	0.000*
		Sigara ve Fırçalama	0.556		Sigara ve Fırçalama	0.000*
	Fırçalama	Kontrol	0.804	Fırçalama	Kontrol	0.768
		Sigara	0.137		Sigara	0.000*
		Sigara ve Fırçalama	0.039*		Sigara ve Fırçalama	0.885
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.021*	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.880
		Sigara	0.556		Sigara	0.000*
		Fırçalama	0.039*		Fırçalama	0.885
Cerasmart	Kontrol	Sigara	0.074	Kontrol	Sigara	0.000*
		Fırçalama	0.072		Fırçalama	0.078
		Sigara ve Fırçalama	0.482		Sigara ve Fırçalama	0.080
	Sigara	Kontrol	0.074	Sigara	Kontrol	0.000*
		Fırçalama	0.989		Fırçalama	0.072
		Sigara ve Fırçalama	0.277		Sigara ve Fırçalama	0.070
	Fırçalama	Kontrol	0.072	Fırçalama	Kontrol	0.078
		Sigara	0.989		Sigara	0.072
		Sigara ve Fırçalama	0.271		Sigara ve Fırçalama	0.991
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.482	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.080
		Sigara	0.277		Sigara	0.070
		Fırçalama	0.271		Fırçalama	0.991

$\Delta C'$ değerleri için mekanik polisaj yapılan seramiklerin (Tablo 27) sigara-fırçalama yüzey uygulamasında Nice ve Vita Suprinity seramiği, Vita Suprinity ve Cerasmart seramikleri arasında istatistiksel olarak farklılık bulundu ($p<0.05$).

Glaze yapılan seramiklerde (Tablo 27) ise kontrol grubunda Vita Suprinity ve Cerasmart seramiği arasında istatistiksel olarak farklılık bulundu ($p<0.05$). Sigara uygulanan Nice ve Vita Suprinity seramiği ile Vita Suprinity ve Cerasmart seramikleri arasında istatistiksel olarak farklılık bulundu ($p<0.05$).

Tablo 27. Yüzey uygulamalarına göre seramik materyallerinin ikili karşılaştırmaları

Mekanik Polisaj grubu				Glaze grubu						
Yüzey Uygulamaları		İkili Karşılaştırma		P	Yüzey Uygulamaları		İkili Karşılaştırma		P	
Kontrol	Nice	Vita Suprinity	0.367	Kontrol	Nice	Vita Suprinity	0.464	Nice	Vita Suprinity	0.464
		Cerasmart	0.637			Cerasmart	0.201		Cerasmart	0.201
	Vita Suprinity	Nice	0.367		Vita Suprinity	Nice	0.464	Vita Suprinity	Nice	0.464
		Cerasmart	0.170			Cerasmart	0.045*		Cerasmart	0.045*
	Cerasmart	Nice	0.637		Cerasmart	Nice	0.201	Cerasmart	Nice	0.201
		Vita Suprinity	0.170			Vita Suprinity	0.045*		Vita Suprinity	0.045*
Sigara	Nice	Vita Suprinity	0.852	Sigara	Nice	Vita Suprinity	0.029*	Nice	Vita Suprinity	0.029*
		Cerasmart	0.133			Cerasmart	0.417		Cerasmart	0.417
	Vita Suprinity	Nice	0.852		Vita Suprinity	Nice	0.029*	Vita Suprinity	Nice	0.029*
		Cerasmart	0.188			Cerasmart	0.003*		Cerasmart	0.003*
	Cerasmart	Nice	0.133		Cerasmart	Nice	0.417	Cerasmart	Nice	0.417
		Vita Suprinity	0.188			Vita Suprinity	0.003*		Vita Suprinity	0.003*
Fırçalama	Nice	Vita Suprinity	0.088	Fırçalama	Nice	Vita Suprinity	0.746	Nice	Vita Suprinity	0.746
		Cerasmart	0.128			Cerasmart	0.387		Cerasmart	0.387
	Vita Suprinity	Nice	0.088		Vita Suprinity	Nice	0.746	Vita Suprinity	Nice	0.746
		Cerasmart	0.855			Cerasmart	0.589		Cerasmart	0.589
	Cerasmart	Nice	0.128		Cerasmart	Nice	0.387	Cerasmart	Nice	0.387
		Vita Suprinity	0.855			Vita Suprinity	0.589		Vita Suprinity	0.589
Sigara ve Fırçalama	Nice	Vita Suprinity	0.027*	Sigara ve Fırçalama	Nice	Vita Suprinity	0.583	Nice	Vita Suprinity	0.583
		Cerasmart	0.436			Cerasmart	0.887		Cerasmart	0.887
	Vita Suprinity	Nice	0.027*		Vita Suprinity	Nice	0.583	Vita Suprinity	Nice	0.583
		Cerasmart	0.003*			Cerasmart	0.684		Cerasmart	0.684
	Cerasmart	Nice	0.436		Cerasmart	Nice	0.887	Cerasmart	Nice	0.887
		Vita Suprinity	0.003*			Vita Suprinity	0.684		Vita Suprinity	0.684

4.5. Seramiklerin $\Delta H'$ Bulguları

$\Delta H'$ değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testi sonuçları Tablo 28'de $\Delta H'$ ortalama değerler Tablo 29'da verildi. Cila yöntemi ve yüzey uygulamaları ve seramik faktörleri tek başlarına istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları değişkenlerinin ikili etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($P = 0.829$). Cila Yöntemi * Seramik ve Yüzey Uygulamaları * Seramik değişkenlerinin ise ikili etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). $\Delta H'$ değerleri için Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları * Seramik materyali faktörlerinin üçlü etkileşiminde de anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.001$).

Tablo 28. $\Delta H'$ değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testinin sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
Düzeltilmiş model	4.618 ^a	23	0.201	9.358	0.000
Sınır	15.119	1	15.119	704.647	0.000
Cila Yöntemi	0.094	1	0.094	4.363	0.038
Yüzey Uygulamaları	0.993	3	0.331	15.429	0.000
Seramik	0.633	2	0.331	15.448	0.000
Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları	0.019	3	0.006	0.295	0.829
Cila Yöntemi * Seramik	0.971	2	0.486	22.636	0.000
Yüzey Uygulamaları * Seramik	1.146	6	0.191	8.903	0.000
Cila Yöntemi * Yüzey Uygulamaları * Seramik	0.732	6	0.122	5.685	0.000
Hata	4.635	216	0.021		
Toplam	24.372	240			
Düzeltilmiş toplam	9.253	239			

a. R kare = 0.499 (Düzeltilmiş R kare = 0.446)

sf = serbestlik derecesi

F = numene ortalamaların arasındaki varyasyon

Tablo 29. Kullanılan seramiklerin ortalama $\Delta H'$ değerleri $\pm$ standart sapmaları

	Mekanik Polısaj	Glaze
$\dot{N}i_K$	0.20 $\pm$ 0.06 ^{x(a)}	0.15 $\pm$ 0.12 ^{x(a)}
$\dot{N}i_S$	0.12 $\pm$ 0.09 ^{x(a)}	0.24 $\pm$ 0.13 ^{x(ab)}
$\dot{N}i_F$	0.22 $\pm$ 0.22 ^{x(a)}	0.26 $\pm$ 0.19 ^{x(ab)}
$\dot{N}i_{SF}$	0.12 $\pm$ 0.08 ^{x(a)}	0.29 $\pm$ 0.21 ^{y(b)}
VS_K	0.19 $\pm$ 0.11 ^{x(a)}	0.15 $\pm$ 0.09 ^{x(a)}
VS_S	0.24 $\pm$ 0.24 ^{x(a)}	0.37 $\pm$ 0.14 ^{x(b)}
VS_F	0.15 $\pm$ 0.10 ^{x(a)}	0.26 $\pm$ 0.10 ^{x(ab)}
VS_{SF}	0.22 $\pm$ 0.09 ^{x(a)}	0.15 $\pm$ 0.07 ^{x(a)}
CS_K	0.11 $\pm$ 0.11 ^{x(a)}	0.10 $\pm$ 0.09 ^{x(a)}
CS_S	0.71 $\pm$ 0.15 ^{x(b)}	0.28 $\pm$ 0.30 ^{y(bc)}
CS_F	0.35 $\pm$ 0.02 ^{x(c)}	0.15 $\pm$ 0.12 ^{y(ab)}
CS_{SF}	0.54 $\pm$ 0.08 ^{x(a)}	0.31 $\pm$ 0.12 ^{y(c)}

Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, yatay satırlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise dikey sütunlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$). Harflendirmeler her seramik grubu içinde yapılmıştır. Nice seramiği (Ni), Vita Suprinity (VS), Cerasmart (CS), ve işlem yöntemleri kontrol (K), Sigara (S), Fırçalama (F) ve Sigara ardından Fırçalama (SF) olarak temsil edilmiştir.

Seramiklerde cila yöntemleri arasında yapılan ikili karşılaştırmada, tüm seramik materyallerinin kontrol gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p > 0.05$). Sigara, fırçalama ve sigara-fırçalama yüzey uygulamalarında, Cerasmart seramiğinde mekanik ve glaze cila yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p < 0.05$). Sigara-fırçalama uygulamasında, Nice seramiğin mekanik ve glaze cila yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p < 0.05$) (Tablo 30).

Tablo 30. Cila yöntemlerine göre seramikler arası ikili karşılaştırmalar

Kontrol				Sigara			
Seramik	İkili Karşılaştırma	P		Seramik	İkili Karşılaştırma	P	
Nice	Mekanik polisaj glaze	0.495		Nice	Mekanik polisaj glaze	0.081	
Vita Suprinity	Mekanik polisaj glaze	0.545		Vita Suprinity	Mekanik polisaj glaze	0.065	
Cerasmart	Mekanik polisaj glaze	0.954		Cerasmart	Mekanik polisaj glaze	0.000*	
Fırçalama				Sigara ve Fırçalama			
Seramik	İkili Karşılaştırma	P		Seramik	İkili Karşılaştırma	P	
Nice	Mekanik polisaj glaze	0.578		Nice	Mekanik polisaj glaze	0.010*	
Vita Suprinity	Mekanik polisaj glaze	0.092		Vita Suprinity	Mekanik polisaj glaze	0.270	
Cerasmart	Mekanik polisaj glaze	0.002*		Cerasmart	Mekanik polisaj glaze	0.001*	

$\Delta H'$ değerleri için mekanik polisaj yapılan gruplarında, yüzey uygulamaları ikili karşılaştırdığında Nice ve Vita Suprinity seramiklerinde bütün yüzey uygulamaların arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı ($p>0.05$). Cerasmart seramiğinde ise tüm uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Glaze yapılan gruplarında ise, Nice seramiğin kontrol ve sigara-fırçalama uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Vita Suprinity seramiğin kontrol ve sigara, sigara ve sigara-fırçalama grupların arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Cerasmart seramiğinde kontrol ve sigara, kontrol ve sigara-fırçalama, sigara ve sigara-fırçalama, fırçalama ve sigara-fırçalama grupların arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$) (Tablo 31).



Tablo 31. Seramik materyallerine göre yüzey uygulamalarının ikili karşılaştırmaları

Mekanik polisaj grubu				Glaze grubu		
Seramik	İkili Karşılaştırma	P	Seramik	İkili Karşılaştırma	P	
Nice	Kontrol	Sigara	0.245	Kontrol	Sigara	0.204
		Fırçalama	0.733		Fırçalama	0.155
		Sigara ve Fırçalama	0.257		Sigara ve Fırçalama	0.032*
	Sigara	Kontrol	0.245	Sigara	Kontrol	0.204
		Fırçalama	0.133		Fırçalama	0.757
		Sigara ve Fırçalama	0.977		Sigara ve Fırçalama	0.375
	Fırçalama	Kontrol	0.733	Fırçalama	Kontrol	0.115
		Sigara	0.133		Sigara	0.757
		Sigara ve Fırçalama	0.141		Sigara ve Fırçalama	0.563
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.257	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.032*
		Sigara	0.977		Sigara	0.375
		Fırçalama	0.141		Fırçalama	0.563
Vita Suprinity	Kontrol	Sigara	0.427	Kontrol	Sigara	0.001*
		Fırçalama	0.527		Fırçalama	0.098
		Sigara ve Fırçalama	0.634		Sigara ve Fırçalama	0.982
	Sigara	Kontrol	0.427	Sigara	Kontrol	0.001*
		Fırçalama	0.154		Fırçalama	0.013*
		Sigara ve Fırçalama	0.750		Sigara ve Fırçalama	0.001*
	Fırçalama	Kontrol	0.527	Fırçalama	Kontrol	0.098
		Sigara	0.154		Sigara	0.113
		Sigara ve Fırçalama	0.268		Sigara ve Fırçalama	0.093
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.634	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.982
		Sigara	0.750		Sigara	0.001*
		Fırçalama	0.268		Fırçalama	0.093
Cerasmart	Kontrol	Sigara	0.000*	Kontrol	Sigara	0.008*
		Fırçalama	0.000*		Fırçalama	0.474
		Sigara ve Fırçalama	0.000*		Sigara ve Fırçalama	0.001*
	Sigara	Kontrol	0.000*	Sigara	Kontrol	0.008*
		Fırçalama	0.000*		Fırçalama	0.053
		Sigara ve Fırçalama	0.011*		Sigara ve Fırçalama	0.567
	Fırçalama	Kontrol	0.000*	Fırçalama	Kontrol	0.474
		Sigara	0.000*		Sigara	0.053
		Sigara ve Fırçalama	0.004*		Sigara ve Fırçalama	0.013*
	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.000*	Sigara ve Fırçalama	Kontrol	0.001*
		Sigara	0.011*		Sigara	0.567
		Fırçalama	0.004*		Fırçalama	0.013*

$\Delta H'$ değerleri için mekanik polisaj yapılan gruplarında, kontrol grubundaki seramikler arasında farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Sigara, fırçalama ve sigara-fırçalama yüzey uygulamalarında Cerasmart seramiği ve Nice, Vita Suprinity seramikleriyle karıştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$). Glaze yapılan gruplarında ise kontrol, sigara, fırçalama yüzey uygulamalarında seramiklerin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Sigara-fırçalama uygulamasında ise Vita Suprinity ve Nice, ile Vita Suprinity ve Cerasmart arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$) (Tablo 32).

Tablo 32. Yüzey uygulamalarında göre seramik materyallerinin ikili karşılaştırmaları

Mekanik grubu				Glaze grubu			
Yüzey Uygulamaları	İkili Karşılaştırma	P	Yüzey Uygulamaları	İkili Karşılaştırma	P	Yüzey Uygulamaları	İkili Karşılaştırma
Kontrol	Nice	Vita Suprinity	0.932	Kontrol	Nice	Vita Suprinity	0.994
		Cerasmart	0.163			Cerasmart	0.439
	Vita Suprinity	Nice	0.932		Vita Suprinity	Nice	0.994
		Cerasmart	0.190			Cerasmart	0.443
Sigara	Nice	Nice	0.163	Sigara	Cerasmart	Nice	0.439
		Vita Suprinity	0.190			Vita Suprinity	0.443
	Vita Suprinity	Nice	0.062		Nice	Vita Suprinity	0.050
		Cerasmart	0.000*			Cerasmart	0.540
Fırçalama	Nice	Nice	0.062	Fırçalama	Vita Suprinity	Nice	0.050
		Cerasmart	0.000*			Cerasmart	0.175
	Vita Suprinity	Nice	0.000*		Cerasmart	Nice	0.540
		Cerasmart	0.000*			Vita Suprinity	0.175
Sigara ve Fırçalama	Nice	Vita Suprinity	0.290	Sigara ve Fırçalama	Nice	Vita Suprinity	0.942
		Cerasmart	0.045			Cerasmart	0.102
	Vita Suprinity	Nice	0.290		Vita Suprinity	Nice	0.942
		Cerasmart	0.002*			Cerasmart	0.088
Sigara ve Fırçalama	Nice	Nice	0.045	Sigara ve Fırçalama	Cerasmart	Nice	0.102
		Vita Suprinity	0.002*			Vita Suprinity	0.088
	Vita Suprinity	Nice	0.128		Nice	Vita Suprinity	0.029*
		Cerasmart	0.000*			Cerasmart	0.765
Sigara ve Fırçalama	Vita Suprinity	Nice	0.128	Sigara ve Fırçalama	Vita Suprinity	Nice	0.029*
		Cerasmart	0.000*			Cerasmart	0.013*
	Cerasmart	Nice	0.000*		Cerasmart	Nice	0.765
		Vita Suprinity	0.000*			Vita Suprinity	0.013*

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada Cerasmart, Vita Suprinity ve Nice gibi farklı yapıdaki CAD/CAM seramik bloklarının mekanik polisaj ve glaze işlemlerinin ardından sigara kullanımı, diş macunu ile fırçalama ve sigara kullanımı ardından diş macunu ile fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğü ve renk değerleri ölçülüp in vitro olarak değerlendirilmiştir. Çalışmamızın amacı; farklı şekillerde yüzeyde renklendirme yapabilecek parametrelerin kullanımı ile, yeni nesil seramiklerin hangi yüzey bitirme işleminin, yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi açısından daha uygun olduğunu, sigara ve fırçalama ve sigara ardından fırçalamanın seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerinde etkisini incelemektir. Çalışmanın bulgularına göre, farklı bitirme işlemlerinin renk değişimi ve yüzey pürüzlülük özelliklerinin üzerine etkisi olması nedeniyle belirttiğimiz birinci sıfır hipotezi reddedilmiştir. Çalışmamızın ikinci sıfır hipotezi, farklı seramikler arasında sigara dumanına maruziyet ve diş fırçalama uygulamaları, renk değişimi değerleri üzerinde farklılık yarattığı için kısmen kabul edilmiştir. Dental seramiklerdeki renk değişiminin in vivo olarak incelenmesi, çoklu basamakları, klinik takip zorluğu, yüksek maliyeti, dikkat gerektiren teknik kısımları gibi nedenlerle zahmetli ve zorlu bir yöntemdir (213, 214). Seramiklerin renk değişiminin klinik gerçekliğe en yakın şekilde incelenebilmesi için hassas düzenekler hazırlanmalıdır. Çalışmamızda in vivo ortamı, in vitro koşullarda sağlamak amacıyla iki kaptan oluşan hermetik şekilde kapatılmış bir düzenek geliştirilmiştir. Bu düzende bulunan ilk kaptan sigaralar yerleştirilip yakılmış ve çıkan dumanın vakumlu vantilatör yardımıyla hava akımı oluşturup, ikinci kaptaki örneklerin üzerine gönderilmesi sağlanmış ve sigara dumanının tahliyesi için ayrıca bir delik açılmıştır.

Son zamanlarda geliştirilen dental materyaller arasında anterior ve posterior bölgelerde estetik restorasyonlarda kullanılan hasta başı (chairside) CAD/CAM nanoseramikler, polimer infiltre seramikler, zirkonyum dioksitler, zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramikler ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler yer almaktadır. Lityum disilikat cam-seramikler, yüksek dayanıklılık, polikristal seramik alternatiflerinden daha üstün bir saydamlık ve estetik bir görünüm sergiler (42). Bununla birlikte, mekanik özelliklerinden dolayı molar bölgede ve uzun köprülerde kullanımları sınırlıdır. Mekanik özellikleri zirkonyum ve alüminyum ile güçlendirilerek geliştirilmiştir.

Yakın zamanda piyasaya sürülen CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat takviyeli lityum alüminosilikat seramikler, simantasyondan önce fırınlamaya gerek kalmadan tam kristallenmiş şekilde bulunduklarından diş hekimlerine zaman ve maliyetten tasarruf sağlamaktadırlar. Bu seramikler 350 MPa eğilme mukavemetine ve 80000 MPa elastisite modülüne sahiptirler (66, 215). Bir in vitro çalışmada, lityum disilikatla güçlendirilmiş lityum alüminosilikat cam seramik kronların (Nice) sağ kalımının lityum disilikat kronlarla karşılaştırılabilir olduğu bulunmuştur (67).

Birçok çalışmada, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik (ZLS) restorasyonların kırılma direncinin fizyolojik çiğneme kuvvetlerine dayanabileceği kanıtlanmıştır. In vitro araştırmalara göre, ZLS de zirkonya fazı ilave edilerek oluşturulan çatlak durdurma mekanizması sayesinde lityum disilikattan daha yüksek mekanik performanslar sergilendiği ve direncin artmasında yardımcı olduğu doğrulanmıştır (69).

Cerasmart, yoğun nanopartiküller içeren ağırlıkça %71 doldurucuya sahip kompozit seramiktir. Reçine matrisli CAD/CAM seramikler kırılmadan önce artan elastik deformasyon sayesinde oklüzal kuvvetlere dayanabilirler ve dolayısıyla diğer seramiklerden daha esnek ve daha az kırılma özelliğindedirler (95). Cerasmart, dentine çok benzer bükülme özellikleri göstermektedir ve diğer CAD/CAM polimer bazlı ve seramik bloklardan daha yüksek bir elastisite modülü sergilemektedir. Ayrıca; tek üniteli restorasyonlar için uygun bir seçenek olduğu belirtilmiştir (92, 95). Nanoseramik bloklar, molar dişlerde bulunan yük taşıyan restorasyonlar için yeterli aşınma direnci göstermektedir. Cerasmart'ın mekanik ve biyomimetik özelliklerinden dolayı, azalmış mevcut protez alanı, ideal olmayan preparasyon tasarımı ve kalınlığına rağmen kabul edilebilir iyi klinik sonuçların elde edilebileceği belirtilmektedir. Çok ince kalınlıklarda üretilbildiği için Cerasmart aşınmış dişlerde olduğu gibi minimal invaziv tedavilerde kullanılabilir (95, 216).

Seramiğin yapısı, kalınlığı, optik özellikleri, diş preparasyonunun tasarımı, kırılma direnci ve protezin sağ kalım oranı açısından önemli parametreler olarak kabul edilir. Kalınlık değiştiğinde renk ve translüsensi özelliklerinde değişiklikler beklenebilmektedir (175). Protetik diş hekimliğinde, restorasyon tipine bağlı olarak, estetik kaygılar nedeniyle farklı kalınlıklarda monolitik restorasyonlar uygulanabilmektedir. Restorasyonların estetik sonuçlarını iyileştirmek için, kalınlığın monolitik seramik restorasyonların optik özellikleri üzerindeki etkisini değerlendirmek önemlidir (90, 216). Çalışmamızda standardizasyon

sağlayabilmek amacıyla, literatürdeki diğer çalışmalara ve üreticilerin önerilerine uyum sağlayarak 1,5 mm kalınlığında örnekler hazırlandı.

Çalışmamızın bulgularına göre; Nice, Vita Suprinity ve Cerasmart seramiklerin ortalama yüzeye pürüzlülüğü değerleri kıyasladığında mekanik polisaj gruplarında daha yüksek değerler bulunmuştur. Ayrıca; bütün ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri kritik pürüzlülük değerinin (0.2 μ m) altındadır (218). Kontrol grupları arasında en düşük yüzey pürüzlülüğü değerine sahip grup Cerasmart seramiği glaze grubu iken, en yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olan grup ise Vita Suprinity seramiği mekanik polisaj grubudur. Vita Suprinity ve Cerasmart seramiklerinin mekanik polisaj ve glaze grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur. Bu farkların olası nedeni, mekanik polisaj yapıldığında frezlenmeye bağlı frez izlerinin oluşmasından ötürü yüzey pürüzlülüğünün artması olarak yorumlanabilir.

Seramik restorasyonların estetik görünümü restorasyonların yüzey dokusu ile ilişkilidir. Pürüzlü ve cilalanmamış seramik yüzeyler sayısız zararlı etkilerinden dolayı tercih edilmez, oysa cilalı yüzeyler yıllardır ideal yüzey olarak kabul edilmektedir (219). Ancak klinikte simantasyondan önce veya sonra bazı oklüzal ayarlamalar cilalanmış yüzeyin frezlenmesini gerektirir ve dolayısıyla cila tabakası bozulmaktadır (220). Restorasyonlarda yapılan değişiklikler ekstraoral olarak yapıldığında tekrar glaze uygulaması için laboratuvara gönderilebilir. Ancak seramikler fazla fırınlandığında yapısal değişiklikler meydana gelir ve dolayısıyla kırılmalara karşı daha duyarlı olabilmektedirler (221). Ayrıca, bu işlem zaman alıcıdır. Restorasyon ağızda simante edildikten sonra tekrar glaze ile cila yapılması mümkün değildir. Bu nedenle geriye kalan tek seçenek yüzeyi mekanik polisaj setleri ile cilalamaktır (222).

Bizim çalışmamızda Vita Suprinity ve Cerasmart seramiklerinde kullanılan mekanik cila grupları ile glaze grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur ancak ortalama yüzeye pürüzlülük değerleri kritik ortalama değerin altında olduğundan mekanik polisaj glaze yerine önerilebilir. Literatürde birtakım mekanik cilalama teknikleri bulunmaktadır. Pek çok araştırmacı seramik yüzeyinin glaze ile kalması gerektiğini savunmuştur (223, 224). Ancak, bazı araştırmacılar, mekanik polisajın glaze ile kıyaslandığında daha iyi yüzeyler meydana getirdiğini belirtmektedir (225, 226). Nice seramiğin kontrol gruplarında mekanik polisaj ve glaze yüzey bitirme işlemleri kıyasladığında mekanik polisaj ortalama yüzeye pürüzlülük değerleri, glaze gruplarına

göre daha yüksek bulunmuştur, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Brodine ve ark.'ın (215) çalışmasında Nice seramiğin farklı mekanik polisaj sistemleri ve glazeden sonra yüzey pürüzlülüğü ölçülmüştür. Çalışmada üç farklı mekanik polisaj seti ve bir glaze seti kullanılmış ve yöntemler uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra ortalama yüzey pürüzlülük değerleri kayıt edilerek karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda, çalışmamızda bulunduğu gibi mekanik polisaj ile bitirilen yüzeylerin daha yüksek ortalama yüzey pürüzlülük değerlerine sahip olduğu bildirilmiştir. Nice seramiğin ana kristal yapısı β -spodümen fazında olan lityum alüminosilikattan ve lityum disilikattan oluşmaktadır. Çalışmamızdaki Vita Suprinity ve Cerasmart seramiklerine göre Nice seramiğinde bulunan daha yüksek yüzey pürüzlülüğü materyalin daha büyük kristal yapısına bağlı görülmüş olabilir.

Çalışmamızda kullanılan yüzey bitirme sistemlerinin seçiminde, üretici firmaların önerileri dikkate alınarak, yaygın kullanıma sahip olması, etkin ve kolay ulaşılabilir sistemler olmasına özen gösterilmiştir. Nice seramiği, lityum disilikat ile güçlendirilmiş lityum alüminosilikat olması nedeniyle çalışmamızda Nice seramik bitirme işlemi için lityum disilikat seramiğin bitirilmesinde en yaygın olarak kullanılan sistemlerden olan OptraFine polisaj kiti tercih edilmiştir. Mohammadibassir ve ark. (227) yaptığı bir çalışmada, iki farklı polisaj sisteminin monolitik lityum disilikat seramiğin yüzey pürüzlülüğü ve bükülme mukavemeti üzerindeki etkisi incelenmiş ve Optrafine frezleri ile glaze, reglaze ve diğer kullanılan polisaj gruplarına göre nitelik ve nicelik olarak daha düzenli yüzey elde edildiği ve seramik bükülme dayanıklılığının az etkilendiği bildirilmiştir. Gaonkar ve ark. (228) Optrafine polisaj setinin monolitik zirkonya üzerinde kullanıldığında üstün özelliklere sahip olduğunu ve glaze uygulamasına bir alternatif olarak uygulanabileceğini bildirmişlerdir. Son olarak Optrafine elmas pastası ile cilalama yapıldığında daha az yüzey kusuru, çatlak ve düzensizlik oluştuğu ve glazeli örneklerle karşılaştırılabilecek kadar pürüzsüz yüzeyler sağladığı rapor edilmiştir (225, 229). Çalışmamızda da seramik yüzeyler üzerine Optrafine cila frezleri ve cila pastası uygulanmıştır. Optrafine ile mekanik polisaj yapılan gruplar, glaze yapılan gruplar ile karşılaştırıldığında istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır.

Vita Suprinity seramiğin kontrol gruplarıyla mekanik polisaj ve glaze yüzey bitirme işlemleri kıyaslandığında mekanik polisaj ortalama yüzey pürüzlülük değerleri glaze gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur. Bu materyal

kullanılarak yapılan çalışmalar incelendiğinde farklı bulgular rapor edildiği görülmektedir. Firouz ve ark.'ın (230) yaptığı bir çalışmada yaygın olarak tüketilen üç içeceğin mekanik polisaj ile bitirilmiş ve glazelenmiş Vita Suprinity yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Çalışmamıza benzer şekilde ilk grup 2 aşamalı Vita Suprinity cila seti ile cilalanmış, ikinci gruba ise ince Vita Akzent Plus Glaze LT tabakası uygulanmıştır. Sonuçlara göre glaze ve mekanik polisaj gruplarının ortalama Ra değerlerinde anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Sokkary ve ark.'ın (231) çalışmasında ise mekanik polisaj ve glaze yönteminin Vita Suprinity seramiği üzerindeki yüzey pürüzlülüğü farkları araştırıldığında, yapay tükürükte saklanan glazeli örneklerin, yapay tükürükte saklanan mekanik polisajlı örneklerle göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu bulunmuştur. Sarıkaya ve ark.(232) polisajın, CAD-CAM seramiklerinin renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğüne etkilerini incelemiş ve çalışmasında benzer olarak aynı glaze sistemi kullanılmıştır ancak mekanik polisaj sistemi olarak Soflex cila diskleri uygulanmıştır. Çalışmanın bulguları çalışmamıza paralellik göstererek mekanik polisaj grupları yüzey pürüzlülük değeri, glaze gruplarına göre anlamlı farkla daha yüksek bulunmuştur.

Nanoseramik olan Cerasmart seramiği için firmanın kendi mekanik polisaj seti bulunmadığından kullanımı yaygın, etkin ve kolay ulaşılabilir EVE Diapol polisaj frezleri kullanılmıştır. Bu sistemde, iki elmas tanecikli polisaj ve bitirme frezi uygulandıktan sonra Gradia polisaj patı kullanmıştır. Porojan ve ark.'ın (233) çalışmasında farklı yüzey bitirme işlemlerinin beş farklı rezin seramiğin yüzey pürüzlülüğüne ve yüzey topografisi üzerindeki etkisi araştırılmış ve Cerasmart seramiğin, mekanik polisaj ile bitirilmiş yüzeylerde, glazeli yüzeye göre daha yüksek yüzey pürüzlülük ortalama değerlerine sahip olduğu bulmuştur; ancak istatistiksel farkları bildirilmemiştir. Tekçe ve ark. (234) çalışmamızdan farklı olarak Cerasmart örneklerini zımpara kağıtları ile mekanik olarak cilalamış, bir diğer grupta da örnekleri glaze ile bitirmiştir. Ardından örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri temassız optik profilometre kullanılarak ölçülmüştür. Araştırmanın bulgularında çalışmamızda olduğu gibi glazelenmiş yüzeyin anlamlı bir farkla daha düşük yüzey pürüzlülük ortalama değerlerine sahip olduğu bulunmuştur.

Ağız ortamında dental materyaller zararlı endojen ve eksojen bileşiklere maruz kalmaktadır. Bu bileşikler materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini değiştirebilmektedir. Bunlardan biri sigara dumanıdır (235, 236). Sigara içmenin farklı aşamalarında üretilen asitler; formik asit, asetik asit, propiyonik asit, nitrik asit ve

karboksilik asittir. Tekrarlanmış sigara dumanı bir süre boyunca glazeli seramik yüzeyin pH seviyesini düşürerek aşınmasına sebep olabilir (237, 238). Ayaz ve ark.(239) sigara dumanının hareketli protezlerin yüksek mukavemetli akrilik reçine ve porselen dişlerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre sigara dumanına maruz kalan tüm protez dişlerin Ra değerleri artmıştır. Dumanda bulunan karbon monoksit, amonyak, nikel, arsenik, katran, kurşun ve kadmiyum gibi maddeler sigara içme eylemi gerçekleştiğinde diş yapılarının yüzeylerinde kalabilmekte ve yüzeyleri düzensiz hale getirerek malzemelerin Ra değerlerini yükseltebilmektedirler (240, 241). Sigara dumanına maruz kalan tüm örneklerin arasında, Nice seramiğin mekanik polisaj ve glaze grupları ve Vita Suprinity glaze grubunda yüzey pürüzlülük ortalama değerlerinde anlamlı bir yükseliş bulunmuştur. Literatüre baktığımızda çeşitli dental seramiklerin sigara etkileşimiyle ilgili araştırmalar bulunurken kullandığımız materyaller ile sigara etkileşimi üzerine bir araştırma bulunamamıştır. Prajapati ve ark.(242) yaptığı çalışmada zirkonya, lityum disilikat ve feldspatik seramiklerden 11 örnek hazırlanmış ve özelleştirilmiş bir sigara dumanı düzeneğine tutulmuştur. Düzenekte 90 gün boyunca günde 1 saat duman üretmek için üç sigara kullanılmıştır. Çalışmamızdan farklı olarak sigara dumanı üç restoratif materyallerin yüzey pürüzlülük derecesini etkilememiştir. Çalışmada kullanılan sigara sayısı, maruziyet süresi ve düzeneğin farklı olması sonuçların farklı olmamasının sebebi olabilir. Kar ve ark. (237) tarafından yürütülen bir araştırmada iki farklı porselen örnekler özel olarak hazırlanmış bir düzeneğin içinde 30 gün boyunca günde 20 sigaraya maruz bırakılmış ve ardından ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ölçülerek kontrol gruplar ile kıyaslanmıştır. Bu çalışmanın bulguları bizim çalışmamızla paralellik göstererek, sigara dumanının anlamlı bir şekilde ortalama yüzey pürüzlülük değerlerini yükselttiği belirtilmiştir.

Çürük önlenmek, diş eti sağlığı ve ağız hijyeni için diş macunu ve diş fırçası büyük rol oynamaktadır. Farklı kıl tiplerine sahip elektrikli diş fırçası ve manuel diş fırçası kullanılarak yapılan çalışmalar fırçaların diş yüzeyleri üzerindeki aşındırıcı etkilerini doğrulamıştır (243). Diş fırçalamaya bağlı olarak istenmeyen yüzey aşınmasından doğan yüzey pürüzlülüğü ile oluşan plak birikimi ve bakteriyel adezyon yüzeyde renklenmelere neden olmaktadır (244). Bakteriyel biyofilmin oluşabilmesi için kritik yüzey pürüzlülüğü seviyesi yapılan çalışmalarca 0.2 μm olarak belirtilmiştir (214, 241). 0.3 μm seviyesi pürüzlülük hasta dili ile algılanabilmektedir (245). Sert kıllara sahip olan diş fırçaları yumuşak ve orta kıllara sahip olanlara kıyasla mine yüzeyinde daha fazla aşınmaya neden

olabilmektedir (246). Diş fırçasının türü ne olursa olsun yumuşak kıllı diş fırçalarının günlük fırçalama ağız hijyeni iyi olan hastalarda uygun olduğu konusunda kanıtlanmıştır (246, 247). Diş macunları içeriklerinde aşındırıcı maddeler bulundurulur, bu nedenle mine ve restoratif materyallerin yüzeyinde olası değişiklikleri sınırlandırmak için diş macunlarının göreceli aşındırıcılığına dayanan uluslararası standartlar oluşturulmuştur (248). Göreceli Dentin Aşındırıcılığı (RDA) diş macunlarının aşındırıcılık potansiyeline göre yüksek, orta ve düşük olarak temizleme kapasitesini ifade eder. RDA ne kadar büyükse, diş dokularına ve estetik restorasyonlara zarar verme riski de o kadar fazladır (249). Kullandığımız diş macunun RDA değeri ürünün ambalajında ya da üretici tarafından belirtilmemektedir. Çalışmalar diş macunundaki aşındırıcı maddenin türünün, konsantrasyonunun, miktarının ve fırçalama süresinin yüzey pürüzlülüğünü değiştirebileceğini göstermektedir (250). Çalışmamızda yapılan fırçalama işlemi tüm gruplar arasında yalnızca, Nice seramiğin mekanik polisaj ve Cerasmart seramiğin glaze gruplarında, kontrol gruplarına kıyasla yüzey pürüzlülük ortalama değerlerinde anlamlı bir yükseliş bulunmuştur. Yuan ve ark.(251) fırçalamanın ve termal yaşlandırmanın lityum disilikat ve zirkonyan seramiklerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri araştırmıştır. Çalışmadaki bütün örnekler glaze ile cilaladıktan sonra 5, 10 ve 15 yıllık süreleri temsil eden 3 farklı periyotlara maruz bırakılmış ve yüzey pürüzlülüğü ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçları, bu in vitro çalışmamızın bulgularına benzer, ölçülen tüm ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri 0.2 µm değerinin altındır. Cruz ve ark. (252) yaptıkları bir in-vito çalışmada farklı monolitik CAD/CAM seramiklerin gastrik asitten ve fırçalamanın yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi üzerindeki etkisi araştırmıştır. Kullanılan seramiklerin arasında çalışmamızda kullanılan Vita Suprinity seramiği mevcuttur. Örnekler farklı pürüzlülüğüne sahip su zımparasıyla mekanik olarak cilalanmış ardından fırçalamaya maruz bırakılmıştır. Bulgularımıza paralellik gösteren çalışmada, Vita Suprinity seramiğinin fırçalamadan istatistiksel olarak etkilenmediği bildirilmiştir. Koizumi ve ark. (253) farklı doldurucu ve farklı özelliklere sahip yeni nesil CAD/CAM kompozit blokların fırçalamadan sonra parlaklık ve yüzey pürüzlülük davranışlarını değerlendirmiştir. Örnekler farklı pürüzlülüğüne sahip su zımparasıyla mekanik olarak cilalanmış ardından 5 yıllık fırçalamaya temsil eden fırçalama stimülasyona bırakılmıştır. Çalışmanın bulgularına göre Cerasmart Ra değerleri (0.22 µm) fırçalamadan sonrası feldspatik seramik bloktan daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca Cerasmart yüzeyinde bozukluklar gözlemlendiği bildirilmiştir. Muhlemann ve ark. (254) yaptıkları bir in-vito çalışmada mekanik polisaj ve glaze ile

cilalanan farklı monolitik CAD/CAM seramiklerin fırçalama ve yaşlandırmadan sonra yüzey pürüzlülüğü ölçülmüştür. Çalışmamıza benzer şekilde, Cerasmart seramiği kullanılarak Optiglaze glaze materyali ile cilalanmıştır. Ardından 5 yıllık fırçalamaya temsil eden fırçalama stimülasyona bırakılmış ve yüzey pürüzlülük değerleri beş farklı periyotlarda ölçülmüştür. Çalışmamızdan farklı olarak ortalama yüzey pürüzlülük değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı olmayan azalma bildirilmiştir ancak yaşlanma zamanı artınca pürüzlülükte artış bulunmuştur.

Bu çalışmada, fırçalama süresi 28 dişin tümünün günde iki kez 120 s'lik fırçalama süresine dayanan çalışmalara göre hesaplanmıştır (255, 256). Bir dişin fırçalanacak birkaç yüzeyi olduğundan, diş yüzeyi başına fırçalandığında maksimum temas süresinin 5 s olduğu bildirilmiştir (255, 257). Dolayısıyla çalışmamızda örnekler 30 gün temsili günde iki kere fırçalandığını hesaplayarak olarak 300 s boyunca fırçalanmıştır. Farklı çiğneme kuvveti, farklı diş macunu aşındırıcılıkları, fırçalama sıklığı gibi insandan insana farklılık gösteren çeşitli değişkenler vardır. McCracken (258) 2 dakikalık efektif diş fırçalama süresinin plak kaldırmak için uygulanan fırçalama kuvvetinden daha önemli bir kriter olduğunu belirtmiştir. Weiggand (259) çalışmalarında manuel fırçalama kuvvetinin elektronik fırçalamaya göre daha yüksek olduğunu ve ortalama fırçalama kuvvetinin 330-400 g olduğunu belirtmiştir. Yapılan çalışmaların genelinde insanların ortalama kuvvetinin 2-3 N olduğu belirtildiğinden, çalışmamızda 2 N'luk fırçalama kuvveti uygulanmıştır (260, 261).

Bir restoratif materyalin rengi, içsel ve dışsal etkenler tarafından belirlenir (262). Yüzeydeki değişiklikler, ışığın materyal içinden geçişinde kaymalara ve ışığın yansımalarının değişmesine yol açacaktır. Bu, ışığın saçılmasını etkileyerek rengin görsel algısında değişikliklere neden olur (263, 264). Bir seramiğin rengi kimyasal yapısının, matristeki veya ara fazındaki varyasyonun ve seramik materyallerinin derin kısımlarındaki fiziksel-kimyasal reaksiyonların (içsel faktörler) bir sonucudur (265). Diyet alışkanlıkları ve renklendirici maddeler ve materyalin yüzey pürüzlülüğü (dışsal etkiler), inorganik parçacıkların özellikleri, yüzey topografyası ve glaze veya sinterleme fırınlaması da rengi etkileyebilmektedir (266). Birçok araştırmacı materyallerin optik özelliklerini yüzey pürüzlülüğü ve yüzey lekelenmesi ile ilişkilendirmiştir. Hatta materyallerin pürüzsüz yüzeyinin, optik özelliklere katkıda bulunan yüzey ışığı yansıması ve saçılması ile orantılı olduğu bildirilmektedir (251, 267).

Materyallerin renk stabilitesi özel ekipmanlar veya görsel değerlendirmelerle yapılabilmektedir. Renk stabilitesi tayini için dış hekimliğinde spektrofotometre ve kolorimetre, doğru sonuçları, tekrarlanabilme özellikleri, hassas ölçümleri ve öznel hataları ortadan kaldırması nedeniyle sıkça kullanılmaktadır (268). Kolorimetreler renklerden yansıyan ışık değerini ölçerek Commission Internationale d'Éclairage'nin belirlediği CIE Lab renk sistemi ile değerlendirilir (269). Yapmış olduğumuz çalışmada seramiklerin renk ölçümleri için güvenilir ve tekrarlanabilir sonuçları nedeniyle kolorimetre cihazı (ShadeEye NCC, Shofu, Japan) kullanılmıştır (270, 271). Örnek çapının, cihazın optik ucuna uyumlu olması doğru sonuçlar elde etmek açısından önemlidir. Örnek çapı ölçüm cihazının optik ucuna uygun hazırlanmadığı takdirde ölçüm yapılan materyalden yansıyan ışığın ölçüm cihazına tamamen geri dönememesi nedeniyle kenar ışıma kaybı (edge loss) meydana gelir ve bu durum renk ölçümlerini etkileyebilmektedir (272). Bir diğer dikkat edilmesi gereken durum ise translüsent veya örnek kalınlığı az olan materyallerden ışığın örnek içerisinden geçerek zeminden yansması sebebiyle renk ölçümlerinin hatalı sonuçlar verebileceğidir (273). Kullanılan ShadeEye kolorimetre cihazı modelinde rengi ölçülecek materyalin cinsi seçilebildiğinden ışığın yansıma ve dağılma sorunları giderilmiş olur. Çalışmamızda doğru sonuçlar için ShadeEye NCC kolorimetre cihazının kalibrasyonu yapılmış ve üçer defa yapılan ölçümlerin ortalaması alınmıştır.

Önceki araştırmalar, rengi ölçülecek olan örneklerin arka plan renginin örneklerin renk algısını etkileyebileceğini bildirmiştir. Bununla birlikte, renk araştırıldığında hangi arka plan renginin en uygun olduğu konusunda bir fikir birliği yoktur (270). Ardu ve ark. (275) ile Zhang ve ark. (276) beyaz arka planın yüksek yansıtıcı karakteri nedeniyle ΔE değerlerinde gri ve siyah bir arka plana göre daha büyük bir artışa neden olabileceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda arka plan için gri bir plaka seçilmiştir ve renk değişimi verileri daha güncel olan CIEDE2000 formülü kullanılarak belirlenmiştir. Literatürde dental materyaller için kabul edilebilirlik ve algılanabilirlik eşiklerinin değerlendirilmesinde CIEDE2000 renk değişimi formülünün CIELab formülünden daha güvenli ve daha uyumlu olduğu bildirilmiştir (277). Perez ve ark. (278) kabul edilebilirlik eşik değerlerini $\Delta L^*=2.92$, $\Delta C^*=2.52$, $\Delta H^*=1.9$ olarak belirlemişlerdir. Paravina ve ark.'nın (173) 2015 yılında yürüttükleri çalışmanın sonucunda ise, algılanabilirlik eşik değeri $\Delta E_{00}=0.8$ iken kabul edilebilirlik eşik değeri ise $\Delta E_{00}=1.8$ olarak bildirilmiştir. Bu in vitro çalışmada kullanılan seramik materyallerinin tüm gruplarda ΔC^* ve ΔH^* ortalama değerleri kabul edilebilir eşik değerlerin altındadır. Kabul edilebilir ΔL^* değerinin üzerinde ise

sadece, Nice seramiğin sigara uygulanan grupları mekanik cila ($\Delta L'=3.29$) ve glaze grubu ($\Delta L'=3.10$) ile Nice seramiğin fırçalama yapılan mekanik cila grubunda ($\Delta L'=2.99$) bulunmuştur.

Renk sistemlerinde L^* koordinatı bir objenin parlaklığını temsil ettiğinden bulguların analizinde büyük önem taşımaktadır. İnsan gözünde siyah ve beyaz (rodlarda) görmeden sorumlu hücrelerin miktarı renkliden sorumlu hücrelere göre çok daha fazla olduğundan L^* eksenindeki değişiklikler a^* ve b^* eksenlerine göre daha net algılanabilir. Bu nedenle, herhangi bir parlaklık kaybı renk stabilitesi ve klinik başarı için esastır (279).

Çalışmamızda özellikle sigara dumanına maruz kalan örneklerin yüzeyinde yüksek derecede kararma şeklinde renklenme görülmüştür. Ancak Perez ve ark.'nın (171) belirlediği kabul edilebilen eşik değerine ($\Delta L'=2.92$) göre bütün örneklerin arasında sadece Nice seramiğin sigara uygulanmış glaze ve mekanik polisaj ile bitirilmiş grupları ile Nice seramiğin fırçalama uygulanmış mekanik polisaj gruplarının parlaklık değeri kabul edilen eşik değerin üstündedir. Bu kararmanın sebebi sigara dumanına maruz kalan örneklerin L^* koordinatındaki azalma ve artan $\Delta L'$ değerleridir. Çalışmamızda bütün seramiklerin mekanik polisaj ve glaze grupları kendi kontrol grupları ile karşılaştırıldığında sigara dumanına maruz kaldıktan sonra ve fırçalamadan sonra istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. Bu bulgular sigara dumanından kaynaklanan kirlenici maddeler nedeniyle restoratif materyallerin parlaklığında azalmaya ve pigmentasyonuna neden olabileceği sonucuna varan önceki bulgularla uyumludur. Diaz ve ark. (280) yaptıkları bir çalışmada polisaj ve fırçalamanın yapay dişlerden sigara dumanı lekelerinin çıkarılmasına etkisini araştırmıştır. Çalışmada 20 sigara dumanına maruz kaldıktan sonra ve 5 sigara dumanından sonra fırçalamadan oluşan 4 döngüden sonra L^* koordinatı ile parlaklık değişimi ölçülmüş ve sonuçlar yaptığımız çalışmanın bulgularıyla paralellik göstermiştir.

Silva ve ark.'nın (281) yaptıkları çalışmada iki farklı translusensiye sahip rezin nanoseraamiklerin yüzey işlemleri, adeziv simantasyon ve termal yaşlandırma sonrası renk stabiliteyi araştırılmıştır. Örnekler bir kompozit tabanın üstünde ya da tabansız tek başlarına şeklinde hazırlanmıştır. Yaşlandırma sonra tüm örneklerde renk değişimi ve parlaklıkta değişim olduğu bildirilmiştir. Tek olarak hazırlanan örneklerde koyulaşma, simante edilmiş kompozit alt yapı örneklerde daha parlak görünüm olduğu rapor edilmiştir. Alandia-Roman ve ark.'nın (241) sigara dumanının farklı dental kompozit materyallerinin renk stabilitesi üzerindeki etkisini incelediği çalışmasında, bulgularımıza

benzer şekilde materyallerin parlaklığının azaldığını bulmuştur. Çalışmamızın seramik örneklerinde fırçalama uyguladığında kendi kontrol gruplarına göre (Vita Suprinity glaze grubu hariç) anlamlı farkla parlaklık değişimi bulunmuştur. Literatürde kullandığımız seramiklerin fırçalamadan sonra oluşan parlaklık değişimini araştıran bir çalışma bulunmadığından dolayı, bulgularımızın karşılaştırma imkanımız yoktur. Ancak kullandığımız diş macununda hidratlaştırılmış silika, sodyum florür ve sodyum lauril sülfat gibi restoratif dental materyalleri renklendirebilecek ajanların bulunması renk parametrelerindeki değişikliğin sebebi olabilir.

Çalışmamızda en yüksek kroma değişimi Vita Suprinity seramiğin glaze grubunun sigara dumanına maruz kalan örneklerde ($\Delta C^*=1.63$) izlenmiştir. Bütün örneklerimiz, Perez ve ark.(171) belirttiği kabul edilebilirlik kroma farkı eşik değerinin ($\Delta C^*=2.52$) altındadır. Sigara dumanına maruz kalan örneklerden Vita Suprinity mekanik polisaj grubu ve Cerasmart mekanik polisaj gruplarında, kontrol grubu ile kıyasladığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sigara dumanına maruz kalan örneklerden Vita Suprinity ve Cerasmart seramiklerin mekanik polisaj ve glaze gruplarında a^* koordinatta artma ve b^* koordinatta azalma bulunmuştur. Bu bulgular örneklerde izlenen kahverengimsi renklenme sigaradanikotin oksidasyonu kaynaklandığı düşünülmektedir. Nice seramiğin mekanik polisaj ve glaze gruplarında ise a^* koordinatta azalma ve b^* koordinatta artma bulunmuş olup dolayısıyla daha sarımsı renklenme izlenmiştir. Silva ve ark.'nın (281) yaptıkları çalışmada iki farklı translusensiye sahip rezin nanoseramiklerde termal yaşlandırma sonrası kroma değişimi izlenmiş olup daha sarımsı ve kırmızımsı renklenme göstermiştir. Zanetti ve ark.'ın (236) yaptığı çalışmada 22 kompozit dolgu ile restore edilmiş doğal diş, günlük 20 sigara olacak şekilde 3 hafta boyunca sigara dumanına maruz bırakılmış ve yürüttüğümüz çalışmaya benzer şekilde kroma değişimi olduğu belirtilmiştir. Araştırmamızda fırçalama uygulandığında, kroma farkı (ΔC^*) anlamlı şekilde sadece Nice seramiğin mekanik polisaj grubunda izlenmiştir. Literatürde, kullandığımız seramiklerin fırçalamadan sonra oluşan kroma değişimini araştıran bir çalışma bulunmadığından dolayı, bulguları karşılaştırma imkanımız bulunmamaktadır.

Yürüttüğümüz çalışmada en yüksek renk tonu (hue) değişimi (ΔH^*),Cerasmart seramiğin mekanik polisaj ile cilalanmış ve sigara dumanına maruz bırakılan grubunda olmuştur. Çalışmamızdaki bütün örneklerin hue farkı Perez ve ark.'ın (171) belirlediği kabul edilebilirlik eşik değerinin ($\Delta H^*=1.9$) altındadır. Sigara dumanına maruz kalan

örnekleri Vita Suprinity glaze grubu ve Cerasmart mekanik polisaj ve glaze grupları çalışmanın diğer örneklerine göre kontrol grubu ile kıyaslandığında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Hue değerlerinde izlenen değişimin, sigaradaki nikotin oksidasyonunun yol açtığı sarımsı renklenme sonucunda olduğu düşünülmektedir. Zanetti ve ark.'ın (236) yaptığı çalışmada, 3 hafta boyunca sigara dumanına maruz bırakılmış kompozitlerde, bu çalışmaya benzer şekilde hue değişimi olduğu belirtilmiştir. Araştırmamızda fırçalama uygulandığında hue farkı anlamlı şekilde sadece Cerasmart seramiğin mekanik polisaj grubunda izlenmiştir. Literatürde kullandığımız seramiklerin fırçalamadan sonra hue değişimini araştıran bir çalışma bulunmamaktadır. Hue (renk tonu) bir renk ailesini diğerinden ayıran kalitedir (161). Bulgularımızda izlenen hue farkı düşük olduğundan, bir aylık zamanda sigara maruziyetinin ve fırçalamanın seramiklerin renk kalitesini etkilemediği söylenebilir.

Klinik çalışmalarda, algılanabilen ve ölçülebilen renk değişikliğinin sigara içenlerde içmeyenlere göre daha yaygın olduğu bulunmuştur (239). Renk değişikliği dental tedavinin uzun vadeli estetik kalitesini en iyi şekilde sağlamak için önemli bir faktördür. Dental restorasyonlar sürekli sigara dumanı, belirli ilaçlar ve ayrıca kahve, çay ve kırmızı şarap gibi çeşitli renklendirici maddelere maruz kalabilmektedir (230, 242). Dünya Sağlık Örgütü'ne göre, dünya çapında sigara içme alışkanlığına sahip olan bireylerin sayısı yaklaşık 1.2 milyardır. Sigara içmek birçok hastalık ile ilişkilidir ve morbidite ve mortaliteyi neden olabilmektedir (282). Sigara içen ve diş bozuklukları olan bazı hastalar, sigaranın ağız sağlığı üzerindeki etkilerinin tam olarak farkında değildir. Bununla birlikte, sigara dumanına maruz kalmanın neden olduğu diş renklenmelerinden endişe duyan hasta sayısı artmaktadır. Sigara dumanında, 250'den fazlası zararlı madde ve 69'u kanserojen madde olarak nitelendirilen 7000 çeşit kimyasal bulunmaktadır (283, 284). Bu da aktif olarak kullanmayan insanlara bile ciddi zararlar vereceğinin göstergesidir. Bazı çalışmalara göre sigara dumanında lekelenme ve renklenmeye sebep olan 11 bileşik bulunmaktadır. Bu bileşikler diş yüzeyinde birikebilir ve diş sert dokularına nüfuz ederek renk bozulmasına neden olabilirler (285). Bu bileşikler tar diye adlandırılır. Tar; cilt, tırnaklar ve dişler dahil olmak üzere insan dokularını lekeleyebilen ve rengini bozabilen pigmentler içeren bir maddedir (286, 287). Sigara filtresindeki renk değişimi sigara dumanından üretilen katran miktarı ve sigaranın katran etkileşimi ile orantılıdır (288).

Çalışmamızın bulgularına dayanarak, incelenen tüm materyallerin sigara dumanına maruz kaldığında renklenmeye duyarlı olduğu görülmektedir. Çalışmamızda bütün seramik gruplarının kontrol ve sigara dumanına maruz kalan örnekler arasında, renk değişimi açısından istatistiksel olarak farklılıklar bulunmuştur. Bu bulgu, dental materyallerin renklenmesini araştıran geçmiş çalışmalarda bildirilen sonuçlara benzerdir. Sushil Kar ve ark. (237) yaptıkları bir çalışmada iki farklı feldspatik seramiğin farklı oral alışkanlıktan sonra renk değişimini in vivo olarak incelemişlerdir. Çalışmada örnekler 30 günlük zaman diliminde 20 sigara olacak şekilde sigara dumanına maruz bırakıldıktan sonra belirgin renk değişiklikleri olduğu bildirilmiştir. Akman ve ark.(289), düşük erime ısisına sahip porselen seramiklerin sigara dumanına maruz bırakıldıktan sonra renk stabilitesini incelemiştir. Toplam maruziyetin süresi 45 gün olup, ölçümler aralıklı bir şekilde yapılmış ve sigara dumanının diğer kullanılan renklendirici ajanlara göre daha fazla renklenmeye sebep olduğu bildirilmiştir. Belli ve ark. (290) iki farklı kompozit ve porselen kullanarak elde edilen lamine materyallerinin renk stabilitesini değerlendirmiştir. Materyaller sigara dumanına ve renklendirici ajanlara maruz bırakılmış ve örneklerin en çok sigara dumanından etkilendikleri belirtilmiştir. Vohra ve ark.'nın (291) yaptığı bir çalışmada, 7 günlük zamanda 10 sigara olacak şekilde uygulanan elektronik nikotin sigaraların dumanı ve geleneksel sigara dumanının, seramiklerin ve kompozitlerin üzerindeki etkisinin ikili karşılaştırılması yapılmış ve geleneksel sigara dumanının seramiğin ve kompozitlerin renk stabilitesini daha fazla etkilediği belirtilmiştir. Stuart R (292) yaptığı tez çalışmasında farklı yüzey bitirme işlemlerine sahip zirkonya, lityum disilikat ve akrilik materyallerin sigara dumanına maruz bırakıldıktan sonra renk stabilitelelerini ölçmüştür. Çalışmanın sonucunda sigara dumanın kullanılan bütün seramiklerin renk değişimine neden olduğu gösterilmiştir. Çalışmamızda, Nice seramiğinde sigara dumanına maruz kaldıktan sonra diğer seramiklerin sigara gruplarına göre en fazla renk değişim değeri izlenmiştir. Nice seramiği lityum disilikat ile güçlendirilmiş lityum alüminosilikat cam seramiktir ve esas olarak silikadan oluşur (66). Yapılan bir çalışmada silika içeren bir yüzeyin, zirkonyadan daha düşük elektrik direncine sahip olacağı ortaya çıkarılmıştır, bu da daha yüksek kutuplaşabilirlik ve karbon bazlı molekülleri tutma kabiliyeti anlamına gelir (293, 294). Dolayısıyla dumandaki yağ asitleri, aromatik yağ, alkol, aldehitler ve ketonlar gibi organik bileşiklerin silika yüzeyinde tutunmasının kolay olma ihtimali nedeniyle diğer seramiklerle kıyasladığında fazla renklendiği düşünülebilir. Nice seramiğin mekanik polisaj ($\Delta E_{00}^*=2.63$) ve glaze ($\Delta E_{00}^*=2.52$) yapılan grupları arasında Vita Suprinity ve Cerasmart

seramiklerin aksine anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak bu değerler klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir $0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8$ eşik değerinin üstündedir. Vita Suprinity ve Cerasmart seramiklerin sigara dumanına maruz kaldığında, mekanik polisaj gruplarında glaze gruplarına göre anlamlı farkla daha az renk değişim değerlerine sahip olduğu bulunmuştur. Çalışmamızda sigara dumanına maruz kalan grupların arasında en düşük renk değişim değeri Cerasmart mekanik polisaj ($\Delta E_{00}^* = 1.07$) grubunda bulunmuştur. Cerasmart grubunda izlenen az değişim, seramiğin diğer seramiklerle kıyaslanınca mekanik polisaj grubunda bulunan düşük yüzey pürüzlülüğüne bağlanabilir. Çalışmanın bulgularına dayanarak sigara kullanılan durumlarda, Vita Suprinity ve Cerasmart seramiklerinde yüzey bitirme işlemi olarak mekanik polisaj önerilebilir.

Ağız hijyeninin korunmasında etkili olan mekanik temizlikte elektrikli diş fırçası ile manuel diş fırçası karşılaştırıldığında kesin sonuçlar ortaya konulamamıştır. Bazı çalışmalar elektrikli diş fırçasının manuel fırçalamaya göre özellikle proksimal ve supragingival yüzeylerde daha etkili olduğunu belirtmektedir (295). Elektrikli diş fırçaları, yaptığı salınımlı rotasyon hareketi ve makaslama kuvveti ile plağı etkili bir şekilde kaldırabilirken yuvarlak başlık ulaşılması zor bölgelerde fırçalamanın etkili olmasını sağlar (296). Ayrıca motor fonksiyon kontrolü zor olan bireylerde uygulama kolaylığı nedeniyle tercih edilmektedir. Bunun yanında bazı çalışmalar ise manuel diş fırçalarının, elektrikli diş fırçalama ile benzer plak kaldırma özelliğinin olduğunu söylemektedirler. Fırçalama metodlarından ise; dairesel ve horizontal tekniğin plak kaldırmada başarılı olduğu bilinmektedir (297). Seramik restorasyonlar diğer materyallere göre daha yüksek aşınma direnci ve daha yüksek yüzey sertliğine sahip olmaları nedeniyle ne kadar renk stabilizasyonunu korusa da yıllar içerisinde çeşitli nedenlerden dolayı renklemeler görülebilir (18). Diş fırçalama diş macunlarının içerisindeki kimyasal bileşen ve aşındırıcılar diş yüzeyinin kimyasal ve fiziksel değişimine yol açar (250).

Anıl ve Bolay (298), yaptıkları bir çalışmada, sekiz buçuk yıllık diş fırçalamanın ardından glazelenmiş feldspatik porselenlerin glazelenmemiş olanlarla kıyasladığında, pürüzlülük ve renk değişiminde önemli değişiklik bulmuşlardır. Çalışmada glaze ile cilalanmış gruplarda pürüzlülüğün azalması azalmada ve rengin etkilendiği bulunmuştur.

Kulkarni ve ark.'nın (299) yaptıkları bir çalışmada, 9 günlük fırçalamanın lityum disilikatın, feldspatik ve monolitik zirkonyanın optik özellikleri üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Çalışmada fırçalama işlemi, lityum disilikat içerikli seramiğin renk

değişimini anlamlı bir şekilde etkilediğini; ancak zirkonya seramiğin etkilenmediğini bildirilmiştir. Labban ve ark.'nın (300) yaptıkları bir başka çalışmada ise, fırçalamanın ve yüzey işlemlerinin rezin hibrit seramiklerin renk değişimi üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda, fırçalamanın kullanılan seramiklerin çoğunda anlamlı olmayan renk değişimine sebep olduğu belirtilmiştir. Dawood ve ark.'nın (301) yaptığı bir çalışmada, florürün neden olduğu yüzey pürüzlülüğü ve renk değişiminin lityum disilikat içerikli cam seramik olan E-max ve Vita Suprinity seramiği üzerindeki etkisi araştırılmış, çalışmanın bulgularına göre florürün yüzey pürüzlülüğünün artmasına ve seramikte renk değişimine sebep olduğu bildirilmiştir. Zirkonyum materyalinde nem ile temas alanı arttığından, yüzey pürüzlülüğü düşük sıcaklıkta yapıda bozulmaya neden olur. Diş macunlarının içerisindeki yüksek florür içeriğinin, dental seramiklerin özelliğini değiştirdiği ve diş beyazlatmak için geliştirilmiş diş macunlarının seramik malzemelerin optik özelliklerini etkilediği rapor edilmiştir. Zirkonya materyalleri ile yapılan çalışmalarda fırçalama işlemleri sonrası polisajlanarak bitirilmiş zirkonya yüzeylerde glaze uygulanmış yüzeylerden daha fazla renk değişimi olduğu fark edilmiştir. Pinelli ve ark.'nın (302) yaptığı bir çalışmada, zirkonyumun monoklinik, tetragonal ve kübik kristal fazları arasında diş fırçalama sonrası değişiklik gözlenmediği bildirilirken çalışmada kullanılan daha asitli florür ortamlara maruz kaldığında kimyasal metastabilitenin bozulmasına bağlı olarak, zirkonyanın tetragonal fazdan monofaza dönüşümünün meydana gelebileceğini belirtilmiştir.

Çalışmamızda bütün kullanılan seramiklerde yüzey bitirme işlemlerine bakmaksızın, Vita Suprinity seramiğin glaze grubu hariç, fırçalamadan sonra renk değişimi izlenmiştir. Renk değişimi değerleri klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir $0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8$ eşik değerinin üstündedir. Gruplarda görülen renk değişimi seramiklerin fırçalamadan sonra artan yüzey pürüzlülüğü ve macunun içerisinde bulunan hidratlaştırılmış silika, sodyum florür ve sodyum lauril sülfat gibi restoratif dental materyalleri renklendirebilecek ajanlardan kaynaklandığı açıklanabilir. Vita Suprinity seramiğin glaze grubu ($\Delta E_{00}^* = 0.66$) fırçalamadan en az etkilenen seramik grubudur ve ΔE_{00}^* değeri klinik olarak algılanabilecek değerin altında olan tek gruptur. Bu grubun az etkilenmesinin nedeni seramiğin kendi yapısı olabilir. Üretici firmaya göre Vita Suprinity, seramik materyalinde zirkonya partikülleri cam yapı içerisinde daha ince bir moleküler yapı ile homojen bir şekilde dağılmıştır, böylece seramiğin mekanik özellikleri arttırılmış ve daha homojen bir yüzey yapısı sağlanmıştır (135). Bu çalışmada gözlemlenen VS için

düşük renk değişimi değerleri, VS'nin zirkonya içeren daha ince kristal parçacıklarla homojen yapısına ve fırçalamadan sonra seramiğin yüzey pürüzlülüğünün etkilenmemesine bağlanabilir, ayrıca glaze tabakasının koruyucu görevi yapması nedeniyle de açıklanabilir.

Çalışmamızın bulgularına dayanarak sigara dumanına maruz bırakıldıktan sonra günlük fırçalama yapıldığında, Nice ve Cerasmart seramiklerin mekanik polisaj ve glaze gruplarında ve Vita Suprinity seramiğin glaze grubunda renk değişimi değerinin anlamlı farkla azaldığı bulunmuştur. Bu bulgulardan sigara dumanından oluşan renklenmenin dışsal bir renklenme olduğu ve fırçalamanın sağladığı mekanik temizlemenin renklenmeyi azalttığı sonucuna varabiliriz. Diaz ve ark. (280) ile Bean ve ark. (303) yaptıkları çalışmalarda, dental restoratif materyallerin sigara dumanı ve sigara dumanının sonrasında fırçalamadan kaynaklanan renklenmeleri araştırmışlardır. Bu çalışmalar çalışmamızda olduğu gibi fırçalamanın anlamlı bir şekilde renk değişimi değerlerini azalttığını göstermiştir.

Bu çalışmada, temel referans noktası elde etmek için ve bir yüzey standardizasyon yöntemi olarak tüm örnekler 600, 800, 1000, 1200 gritle sırayla su soğutmalı silikon karbür kağıt zımparası kullanılarak parlatılmıştır. Bu yöntemin test edilen örneklerin kabul edilen bir yüzey pürüzlülüğü referansına sahip olmasını sağladığını göstermiştir (142, 304). Kul ve ark. (305) farklı CAD/CAM materyallerinin renk stabilitelerini araştırdıkları çalışmalarında, materyal yüzeylerine 400, 800, 1200 ve 2400 gritle sırayla kağıt zımpara ile bitirme uygulamışlardır.

Bu çalışmanın limitasyonu çalışmanın in vitro olarak yürütülmesi ve diş fırçalamanın distile suda sulandırılmış diş macunu ile yapılması olarak sayılabilir. Klinik olarak, tükürükteki enzimlerin, spesifik proteinlerin ve iyonların varlığı gibi özelliklerin, örnekler üzerindeki diş fırçası pürüzlülüğü etkisini etkileyebileceği düşünülebilir. Ayrıca sigara ve diş fırçalamanın daha uzun süreli etkilerini değerlendirmek üzere yeni çalışmalar yapılması önerilmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu in-vitro tez çalışmasından elde edilen bulguları değerlendirildiğimizde aşağıdaki sonuçlara varılmıştır.

1. Lityum alüminosilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramiği için mekanik polisaj ve glaze grupların yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu tip seramiğin yüzey işlemleri için glaze ve mekanik polisaj prosedürleri birbirlerine alternatif olarak kullanılabilir.
2. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve rezin içerikli nanoseramik seramikleri glaze yöntemi ile bitirildiğinde yüzey pürüzlülük değerleri anlamlı farkla daha düşük olduğu için, bu seramikler ile üretilen restorasyonların cilalanmasında glaze polisaj yöntemi tercih edilmelidir.
3. 30 gün sonunda sigara dumanının maruziyeti olan glaze ve mekanik polisaj ile cilalan lityum alüminosilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramiğin, glaze ile cilalan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiğin yüzey pürüzlülük değerinde anlamlı bir fark bulunmuştur ($P < 0.05$). Buna göre, ağız bakımı kötü olup sigara alışkanlığı olan bireylerde lityum alüminosilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik kullanıldığında pürüzlülük özelliklerinin fazla olacağı göz önünde bulundurularak dikkat edilmelidir. Bu bireylerde daha düşük pürüzlülük değerlerine sahip rezin içerikli nanoseramik seramiğinin kullanımı tercih edilmelidir.
4. Lityum alüminosilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramiğin mekanik polisaj ile cilalanmış olan ve rezin içerikli nanoseramik seramiğin glaze ile cilalanmış gruplarına Fırçalama uyguladığında, yüzey pürüzlülük değerlerinde anlamlı bir fark bulunmuştur ($P < 0.05$). Bu tip seramiklerde yüzey işlemlerin yüzey pürüzlülüğü Fırçalamadan etkilenebileceğini söylenebilir.
5. $\Delta L'$ değeri, yüzey uygulamaların genelinde bütün seramik gruplarında anlamlı fark bulunmuştur ($P < 0.05$). Yani sigara ve fırçalama uygulamasına bağlı olarak parlaklıkta değişim görülebilmektedir.
6. $\Delta C'$ değeri, Sigara dumanının maruz kaldığında zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve rezin içerikli nanoseramik seramiklerin mekanik polisaj ile cilalanmış gruplarında anlamlı fark göstermemiştir. Dolayısıyla bu tip

seramiklerin mekanik polisaj ile bitirildiğinde kroma değişimine karşı daha dayanıklı olduğunu söylenebilir.

7. $\Delta C'$ değeri, Fırçalama yüzey uygulamasının Lityum alüminosilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramiğin mekanik polisaj grubu hariç bütün seramik gruplarında anlamlı fark bulunamamıştır. Yani Fırçalama uygulamasına bağlı olarak kroma değişimi görülmemektedir.
8. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve rezin içerikli nanoseramik mekanik polisaj ve glaze grupların arasındaki renk değişimi (ΔE_{00}^*) değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur, lityum alüminosilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik grubunda ise polisaj yöntemlerin arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P > 0.05$). Bu tip materyaller polisaj yöntemi için glaze ve mekanik polisaj prosedürleri birbirlerine alternatif olarak kullanılabileceğini söylenebilir.
9. 30 gün sonunda sigara dumanının maruziyeti olan glaze ve mekanik polisaj ile cilalan bütün seramik grupların arasındaki renk değişimi değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve rezin içerikli nanoseramik gruplarının mekanik polisaj ile cilalanan seramiklerin renk değişimin değerleri klinik olarak algılanabilir $\Delta E_{00}^* < 1.8$ eşik değerinin altında bulunduğundan renk stabilitesi açısından daha olumlu sonuçlar ortaya çıkmıştır. Buna göre, ağız bakımı kötü olup sigara alışkanlığı olan birilerde uzun vadeli renk stabilitesi mekanik polisaj ile cilalanan, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat veya rezin içerikli nanoseramik seramikleri tercih edilmelidir.
10. Fırçalama uygulandığında tüm materyallere ait ΔE_{00}^* değerleri değerlendirildiğinde, en düşük ortalama ΔE_{00}^* değeri zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat glaze grubunda görüldü ($\Delta E_{00} = 0.65$) .
11. Günlük sigara dumanından sonra fırçalama uygulaması lityum alüminosilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramiğin mekanik polisaj grubu, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiğin glaze grubu ve rezin içerikli nanoseramik seramiğin mekanik polisaj ve glaze grupların renk değişimin değerleri klinik olarak algılanabilir $\Delta E_{00}^* < 1.8$ eşik değerinin altına indirdiğinden, renk stabilitesi sağlamak açısından efektif bir yöntem olduğunu söylenebilir.

7. KAYNAKLAR

1. Vandiver PB, Soffer O, Klima B, Svoboda J (1989). The origins of ceramic technology at dolni vecaronstonice, czechoslovakia. *Science* (New York, NY) 246: 1002-1008.
2. Johnson WW (1959). The history of prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 9: 841-6.
3. Jones DW (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America* 29: 621-644.
4. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 75: 18-32.
5. McLean JW (1974). The science and art of dental ceramics. A collection of monographs. Louisiana State University School of Dentistry, Continuing Education Programme.
6. McLean JW (1979). The science and art of dental ceramics. Vol 1: The nature of dental ceramics and their clinical use. Chicago. IL: Quintessence International 63–71.
7. Brecker SC (1956). Porcelain baked to gold-A new medium in prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 6: 801-810.
8. McLean JW (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 119: 251-267.
9. McLean JW (1967). The alumina reinforced porcelain jacket crown. *Journal of the American Dental Association* 75: 621-628.
10. Grossman DG (1972). Machinable glass-ceramics based on tetrasilicic mica. *Journal of the American Ceramic Society* 55: 446–449.
11. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT (2003). Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 90: 18-23.
12. Naji GA-H, Omar RA, Yahya R (2018). An Overview of the Development and Strengthening of All-Ceramic Dental Materials. *Biomedical and Pharmacology Journal* 11: 1553-1563.
13. McCabe J. F & Walls A. W. (2009). *Applied Dental Materials*, 9th ed. John Wiley & Sons; Sayfa: 89-100 .

14. Powers ,John M. , John C. Wataha , Yen-Wei Chen and RGC (2017). Dental Materials: Foundations and Applications, 11 th Elsevier; Sayfa: 192.
15. Yang C, Hu C, Xiang C, Nie H, Gu X, Xie L, He J, Zhang W, Yu Z, Luo J (2021). Interfacial superstructures and chemical bonding transitions at metal-ceramic interfaces. *Science Advances* 7: 6667-6679.
16. Feng KC, Wu YJ, Wang CY, Tu CS, Lin YL, Chen CS, Lai PL, Huang YT, Chen PY (2021). Enhanced mechanical and biological performances of CaO-MgO-SiO₂ glass-ceramics via the modulation of glass and ceramic phases. *Materials Science and Engineering: C*, 124, 112060.
17. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A (2015). Dental Ceramics: Part I - An Overview of Composition, Structure and Properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology* 3: 13-18.
18. Skorulska A, Piszko P, Rybak Z, Szymonowicz M, Dobrzyński M (2021). Review on Polymer, Ceramic and Composite Materials for CAD/CAM Indirect Restorations in Dentistry—Application, Mechanical Characteristics and Comparison. *Materials* 2021, Vol 14, Page 1592 14: 1592.
19. Gonzalez-Gutierrez J, Cano S, Schuschnigg S, Kukla C, Sapkota J, Holzer C (2018). Additive manufacturing of metallic and ceramic components by the material extrusion of highly-filled polymers: A review and future perspectives. *Materials* 11: 840.
20. Zhang Y, Kelly JR (2017). Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dental Clinics of North America* 61: 797-819.
21. Ruales-Carrera E, Dal Bó M, Fernandes das Neves W, Fredel MC, Maziero Volpato CA, Hotza D (2022). Chemical tempering of feldspathic porcelain for dentistry applications: A review. *Open Ceramics* 9: 100201.
22. Bitencourt SB, Bastos NA, Mazza LC, Rangel EC, De Souza GM, da Silva Pereira F, Goiato MC, dos Santos DM, Pesqueira AA (2021). Effect of handling material on mechanical and optical properties of feldspathic porcelain. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry . [et al] 33: 919-924.

23. Moses A, Ganesan L, Shankar S, Hariharan A (2020). A comparative evaluation of shear bond strength between feldspathic porcelain and lithium di silicate ceramic layered to a zirconia core- An in vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 12: e1039-e1044.
24. Kavut I, Külünk S (2019). Evaluation of the core thickness and resin cement on the fracture strength of zirconia-based multilayer computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns. *Dentistry and Medical Research* 7: 16.
25. Matta RE, Motel C, Kirchner E, Stelzer SP, Adler W, Wichmann M, Berger L (2020). Wear of feldspathic-ceramic-veneered zirconia posterior FPDs after 10 years. *BMC Oral Health* 20: 1-10.
26. Borrero-Lopez O, Guiberteau F, Zhang Y, Lawn BR (2020). Inverse correlations between wear and mechanical properties in biphasic dental materials with ceramic constituents. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 105: 103722.
27. Borrero-Lopez O, Guiberteau F, Zhang Y, Lawn BR (2019). Wear of ceramic-based dental materials. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 92: 144-151.
28. Kim HK (2020). Optical and Mechanical Properties of Highly Translucent Dental Zirconia. *Materials* 13: 1-16.
29. Abdulrahman S, Von See Mahm C, Talabani R, Abdulateef D (2021). Evaluation of the clinical success of four different types of lithium disilicate ceramic restorations: a retrospective study. *BMC Oral Health* 21: 1-8.
30. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE (2014). Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry* 42: 1202-1209.
31. Santos MJMC, Freitas MC, Azevedo LM, Santos GC, Navarro MF, Francischone CE, Mondelli RF (2016). Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: 12-year follow-up. *Clinical Oral Investigations* 20: 1683-1690.
32. Brandt S, Winter A, Lauer HC, Kollmar F, Portscher-Kim SJ, Romanos GE (2019). IPS e.max for All-Ceramic Restorations: Clinical Survival and Success Rates of Full-Coverage Crowns and Fixed Partial Dentures. *Materials (Basel, Switzerland)* 12: 462.

33. Husain NAH, Özcan M, Molinero-Mourelle P, Joda T (2020). Clinical Performance of Partial and Full-Coverage Fixed Dental Restorations Fabricated from Hybrid Polymer and Ceramic CAD/CAM Materials: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine* 9: 1-25.
34. Giordano R, McLaren EA (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995) 31: 682-684.
35. Helvey GA (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995) 35: 38-43.
36. Atai M, Yassini E, Amini M, Watts DC (2007). The effect of a leucite-containing ceramic filler on the abrasive wear of dental composites. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 23: 1181-1187.
37. Kim HK (2020). Optical and Mechanical Properties of Highly Translucent Dental Zirconia. *Materials* 13: 1-16.
38. Schmitter M, Mueller D, Rues S (2013). In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *Journal of Oral Rehabilitation* 40: 519-525.
39. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D (2012). The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of The American College of Prosthodontists* 21: 353-362.
40. Bagis B, Turgut S (2013). Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *Journal of Dentistry* 41: e24-e30.
41. Quinn GD, Hoffman K, Quinn JB (2012). Strength and fracture origins of a feldspathic porcelain. *Dental Materials* 28: 502-511.

42. Abad-Coronel C, Balladares AO, Fajardo JI, Biedma BJM (2021). Resistance to Fracture of Lithium Disilicate Feldspathic Restorations Manufactured Using a CAD/CAM System and Crystallized with Different Thermal Units and Programs. *Materials* 14: 3215.
43. Kaiser M, Wasserman A, Strub JR (2006). [Long-term clinical results of VITA In-Ceram Classic: a systematic review]. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin = Revue Mensuelle Suisse D'odonto-Stomatologie = Rivista Mensile Svizzera di Odontologia e Stomatologia* 116: 120-128.
44. Manole M, Dinu C, Inchingolo AD, Rada S, Bordea IR, Inchingolo AM, Malcangi G, Marinelli G, D'oria MT, Scarano A, *et al.* (2021). Stabilized zirconia ceramics for dental applications. *Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents* 35: 241-251.
45. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L (2017). Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 118: 216-220.
46. Song N, Wang Z, Xing Y, Zhang M, Wu P, Qian F, Feng J, Qi L, Wan C, Pan W (2019). Evaluation of Phase Transformation and Mechanical Properties of Metastable Ytria-Stabilized Zirconia by Nanoindentation. *Materials* 12: 1677.
47. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2014). *Phillips' Science of Dental Materials - E-Book Elsevier Health Sciences*, Sayfa: 418-473.
48. Leinfelder KF (2000). Porcelain esthetics for the 21st century. *Journal of the American Dental Association* (1939) 131 Suppl: 47S-51S.
49. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics* 28: 227-235.
50. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A (2018). Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences* 6: 1742.

51. Tuzzolo Neto H, Nascimento WF do, Erly L, Ribeiro RA, Barbosa J de S, Zambrana JM, Raimundo LB, Mendes C da S, Silva IP da, Mesquita AMM, et al. (2018). Laminated Veneers with Stratified Feldspathic Ceramics. (T. Pereira-Cenci, editor) Case Reports in Dentistry 2018: 5368939.
52. Kelly JR, Benetti P (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Australian Dental Journal 56: 84-96.
53. Leung BTW, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN (2015). Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. Journal of Prosthetic Dentistry 114: 440-446.
54. Stona D, Burnett LH, Mota EG, Spohr AM (2015). Fracture resistance of computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic crowns cemented on solid abutments. Journal of the American Dental Association (1939) 146: 501-507.
55. Klink A, Huettig F (2013). Complication and survival of Mark II restorations: 4-year clinical follow-up. The International Journal of Prosthodontics 26: 272-276.
56. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG (2014). VITABLOCS for CEREC/inLab. Available at: https://www.vitanorthamerica.com/datei.php?src=download/Support/Instructions-For-Use/Machinables/VITABLOCS-for-CEREC_inLab-Working-Instructions_1455E.pdf. [Accessed: 2 February 2022].
57. Hallmann L, Ulmer P, Gerngross MD, Jetter J, Mintrone M, Lehmann F, Kern M (2019). Properties of hot-pressed lithium silicate glass-ceramics. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials 35: 713-729.
58. Kang B-G, Kang S-G (2021). Nano-Crystallization Behavior and Optical Properties of Diopside: Eu₂O₃-Based Glass-Ceramic System. Journal of Nanoscience and Nanotechnology 21: 1996-2000.
59. Porojan L, Vasiliu RD, Bîrdeanu MI, Porojan SD (2020). Surface Characterization and Optical Properties of Reinforced Dental Glass-Ceramics Related to Artificial Aging. Molecules 25: 3407.
60. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC (2017). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. The Journal of Prosthetic Dentistry 119: 36-46.

61. Vasiliu RD, Porojan SD, Bîrdeanu MI, Porojan L (2020). Effect of Thermocycling, Surface Treatments and Microstructure on the Optical Properties and Roughness of CAD-CAM and Heat-Pressed Glass Ceramics. *Materials* 13: 381.
62. Ivoclar Vivadent AG (2011). IPS Empress CAD. Available at: https://ivodent.hu/_docs/775_d9ea1b27d845c2dd50ef19b4a86c1fdc.pdf. [Accessed: 20 February 2022].
63. Malysa A, Wezgowiec J, Grzebieluch W, Danel DP, Wieckiewicz M (2022). Effect of Thermocycling on the Bond Strength of Self-Adhesive Resin Cements Used for Luting CAD/CAM Ceramics to Human Dentin. *International Journal of Molecular Sciences* 23: 745.
64. Willard A, Chu T-MG (2018). The science and application of IPS e. Max dental ceramic. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences* 34: 238-2
65. Brandt S, Winter A, Lauer HC, Kollmar F, Portscher-Kim SJ, Romanos GE (2019). IPS e.max for All-Ceramic Restorations: Clinical Survival and Success Rates of Full-Coverage Crowns and Fixed Partial Dentures. *Materials* 12: 462.
66. Institut Straumann AG (2022). Straumann® n!ce® Glass-Ceramic nice to meet you ;-). Institut Straumann AG. Available at: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/en/documents/brochure/product-information/490.396-en_low.pdf. [Accessed: 3 March 2022].
67. Preis V, Hahnel S, Behr M, Rosentritt M (2018). In vitro performance and fracture resistance of novel CAD/CAM ceramic molar crowns loaded on implants and human teeth. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 10: 300-307.
68. Laczka M, Laczka K, Cholewa-Kowalska K, Kounga AB, Appert C (2014). Mechanical properties of a lithium disilicate strengthened lithium aluminosilicate glass-ceramic. *Journal of the American Ceramic Society* 97: 361-364.
69. Zarone F, Ruggiero G, Leone R, Breschi L, Leuci S, Sorrentino R (2021). Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. *Journal of Dentistry* 109: 103661.
70. Elsaka SE, Elnaghy AM (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials* 32: 908-914.

71. Schweitzer F, Spintzyk S, Geis-Gerstorfer J, Huettig F (2020). Influence of minimal extended firing on dimensional, optical, and mechanical properties of crystalized zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 104: 103644.
72. Mavriqi L, Valente F, Murmura G, Sinjari B, Macrì M, Trubiani O, Caputi S, Traini T (2022). Lithium disilicate and zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramics for CAD/CAM dental restorations: biocompatibility, mechanical and microstructural properties after crystallization. *Journal of Dentistry* 119: 104054.
73. Rinke S, Rödiger M, Ziebolz D, Schmidt A-K (2015). Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow. (J. A. Shibli, editor) *Case Reports in Dentistry* 2015: 162178.
74. Leung BTW, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN (2015). Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 114: 440-446.
75. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics* 15: 339-346.
76. Fradeani M, Aquilano A, Corrado M (2003). Clinical Experience with In-Ceram Spinell Crowns: 5-Year Follow-up. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 22: 525–533.
77. Shenoy A, Shenoy N (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry* .13: 195.
78. Şen N, İşler S (2019). Farklı Işık Geçirgenlik Özelliğine Sahip Zirkonya Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemlerinin Rezin Siman ile Bağlanma Dayanımına Etkisi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences* 25: 283-290.
79. Blatz MB, Sadan A, Soignet D, Blatz U, Mercante D, Chiche G (2003). Long-term resin bond to densely sintered aluminum oxide ceramic. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry* . [et al] 15: 362-369.

80. Zitzmann NU, Galindo ML, Hagmann E, Marinello CP (2007). Clinical evaluation of Procera AllCeram crowns in the anterior and posterior regions. *The International Journal of Prosthodontics* 20: 239-241.
81. Botelho MG, Dangay S, Shih K, Lam WYH (2018). The effect of surface treatments on dental zirconia: An analysis of biaxial flexural strength, surface roughness and phase transformation. *Journal of Dentistry* 75: 65-73.
82. Ardlin BI (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials: Official Publication of The Academy of Dental Materials* 18: 590-595.
83. Kuroda S, Shinya A, Yokoyama D, Gomi H, Shinya A (2013). Effects of coloring agents applied during sintering on bending strength and hardness of zirconia ceramics. *Dental Materials Journal* 32: 793-800.
84. Ivoclar Vivadent inc. (2019). IPS e.max ZirCAD Prime. Available at: https://www.ivoclar.com/medias/sys_master/celum-connect2-assets/celum-connect2-assets/h96/h4c/10112684326942/IPS-e.max-ZirCAD-Prime-Brochure.pdf. [Accessed: 25 February 2022].
85. Edwards Rezende CE, Sanches Borges AF, Macedo RM, Rubo JH, Griggs JA (2017). Dimensional changes from the sintering process and fit of Y-TZP copings: Micro-CT analysis. *Dental materials: Official Publication of The Academy of Dental Materials* 33: e405-e413.
86. Programs C on DC (1976). Code on dental procedures and nomenclature. *The Journal of The American Dental Association* 92: 647–652.
87. Marchesi G, Piloni AC, Nicolin V, Turco G, Di Lenarda R (2021). Chairside CAD/CAM Materials: Current Trends of Clinical Uses. *Biology* 10: 1170.
88. Ekici MA, Egilmez F, Cekic-Nagas I, Ergun G (2019). Physical characteristics of ceramic/glass-polymer based CAD/CAM materials: Effect of finishing and polishing techniques. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 11: 128.

89. Jorquera G, Mahn E, Sanchez JP, Berrera S, Prado MJ, Stange VB (2018). Hybrid ceramics in dentistry: a literature review. *Journal of Clinical Research in Dentistry* 1: 1-5.
90. 3M (2011). Lava™ Ultimate. Available at: https://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava_Ult_TPP.pdf. [Accessed: 2 February 2022].
91. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, Lohbauer U (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials* 33: 84-98.
92. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, Grosgeat B (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 119: 384-389.
93. Gunal B, Ulusoy MM (2018). Optical properties of contemporary monolithic CAD-CAM restorative materials at different thicknesses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of The American Academy of Esthetic Dentistry* . [et al] 30: 434-441.
94. Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvêa CVD de, De Souza GM, Ellakwa A (2019). Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. *Journal of Prosthodontics* 28: e587–e594.
95. GC America Inc. (2015). CERASMART. Available at: https://www.gcamerica.com/products/digital/CERASMART_Universal/GCA_CERASMART_Universal_Bro-iPad.pdf. [Accessed: 1 March 2022].
96. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG (2013). VITA ENAMIC ®. Available at: http://vikadent.lt/download/vita/VITA_1780E_ENAMIC_PS_EN_V02.pdf. [Accessed: 1 March 2022].
97. Santos F, Branco A, Polido M, Serro AP, Figueiredo-Pina CG (2018). Comparative study of the wear of the pair human teeth/Vita Enamic® vs commonly used dental ceramics through chewing simulation. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 88: 251-260.

98. Mosquim V, Martines Souza B, Foratori Junior GA, Wang L, Magalhães AC (2017). The abrasive effect of commercial whitening toothpastes on eroded enamel. *American Journal of Dentistry* 30: 142-146.
99. Güler AU, Duran I, Yücel AÇ, Özkan P (2011). Effects of air-polishing powders on color stability of composite resins. *Journal of Applied Oral Science* 19: 505-510.
100. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 103: 221-227.
101. Madhyastha PS, Hegde S, Srikant N, Kotian R, Iyer SS (2017). Effect of finishing/polishing techniques and time on surface roughness of esthetic restorative materials. *Dental Research Journal* 14: 326-330.
102. Al-Wahadni A, Muir Martin D (1998). Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *Journal-Canadian Dental Association* 64: 580-583.
103. Moosa JM, Abdulzahraa HG, Zaidan SA, Abed HY (2021). Reinforcing Glaze Layer of Restorative Dental Zirconia by Adding Nano Alumina Ceramics. *NeuroQuantology* 19: 73.
104. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S (2006). The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 96: 122-128.
105. Rodrigues CRT, Turssi CP, Amaral FLB, Basting RT, França FMG (2019). Changes to Glazed Dental Ceramic Shade, Roughness, and Microhardness after Bleaching and Simulated Brushing. *Journal of Prosthodontics* 28: e59-e67.
106. Haralur SB (2012). Evaluation of efficiency of manual polishing over autoglazed and overglazed porcelain and its effect on plaque accumulation. *The journal of Advanced Prosthodontics* 4: 179-186.
107. Sulaiman TA, Camino RN, Cook R, Delgado AJ, Roulet JF, Clark WA (2020). Time-lasting ceramic stains and glaze: A toothbrush simulation study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 32: 581-585.

108. Schmitt VL, Puppim-Rontani RM, Naufel FS, Nahsan FPS, Alexandre Coelho Sinhoreti M, Baseggio W (2011). Effect of the polishing procedures on color stability and surface roughness of composite resins. *International Scholarly Research Notices* 2011
109. Kocaagaoglu H, Aslan T, Gürbulak A, Albayrak H, Taşdemir Z, Gumus H (2017). Efficacy of polishing kits on the surface roughness and color stability of different composite resins. *Nigerian Journal of Clinical Practice* 20: 557.
110. Soliman HAN, Elkholy NR, Hamama HH, El-Sharkawy FM, Mahmoud SH, Comisi JC (2021). Effect of Different Polishing Systems on the Surface Roughness and Gloss of Novel Nanohybrid Resin Composites. *European Journal of Dentistry* 15: 259-265.
111. da Silva TM, Salvia ACRD, de Carvalho RF, da Silva EG, Pagani C (2015). Effects of Different Polishing Protocols on Lithium Disilicate Ceramics. *Brazilian Dental Journal* 26: 478-483.
112. Tupinambá ÍVM, Giampá PCC, Rocha IAR, Lima EMCX (2018). Effect of different polishing methods on surface roughness of provisional prosthetic materials. *Journal of Indian Prosthodontic Society* 18: 96-101.
113. de Melo Alencar C, Zaniboni J, Silva A, Ortiz M, Lima D, de Campos E (2022). Impact of Finishing Protocols on Color Stability of CAD/CAM Ceramics: A Systematic Review. *The International Journal of Prosthodontics* 35: 109-118.
114. Owen S, Reaney D, Newsome P (2011). Finishing and polishing porcelain surfaces chairside. *Int Dent J Australasian Edition* 6: 68-73.
115. Jefferies SR (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America* 51: 379-397.
116. Sokolov E, Ozolin A, Golius D (2022). Structure Formation of Diamond-Containing Coatings during Sintering of Specially-Shaped Grinding Wheels. doi:10.3390/coatings12030333.
117. Linke B (2016). Manufacturing and sustainability of bonding systems for grinding tools. *Production Engineering* 10: 265-276.
118. Herbert S (1980). Norton 're-invents' the resinoid wheel. *Ind Diam Rev* 281-283.

119. Chattopadhyay AK, Chollet L, Hintermann HE (1990). On performance of chemically bonded single-layer CBN grinding wheel. *CIRP Annals* 39: 309-312.
120. Klocke F, König W (2005). *Sonderverfahren. Fertigungsverfahren: Abtragen, Generieren, Lasermaterialbearbeitung*, 4th ed. Springer, pp 421-441.
121. Lawson Products I (2014). Coated Abrasives. Available at: https://www.lawsonproducts.com/media/cache/pdfs/PIRAB_Coated_Abrasives_PL.pdf. [Accessed: 11 March 2022].
122. Rudawska A, Miturska I (2018). Impact study of single stage and multi stage abrasive machining on static strength of lap adhesive joints of mild steel. *MATEC Web of Conferences* (Vol. 244), EDP Sciences, p 2006.
123. Grippaudo C, Cancellieri D, Grecolini ME, Deli R (2010). Comparison between different interdental stripping methods and evaluation of abrasive strips: SEM analysis. *Progress in Orthodontics* 11: 127-137.
124. Soliman HAN, Elkholy NR, Hamama HH, El-Sharkawy FM, Mahmoud SH, Comisi JC (2021). Effect of Different Polishing Systems on the Surface Roughness and Gloss of Novel Nanohybrid Resin Composites. *European Journal of Dentistry* 15: 259-265.
125. De Felice ME, Nucci L, Fiori A, Flores-Mir C, Perillo L, Grassia V (2020). Accuracy of interproximal enamel reduction during clear aligner treatment. *Progress in Orthodontics* 21: 1-7.
126. Lombardo L, Guarneri MP, D'Amico P, Molinari C, Meddis V, Carlucci A, Siciliani G (2014). Orthofile®: a new approach for mechanical interproximal reduction: a scanning electron microscopic enamel evaluation. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie: Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie* 75: 203-212.
127. Baumgartner S, Iliadi A, Eliades T, Eliades G (2015). An in vitro study on the effect of an oscillating stripping method on enamel roughness. *Progress in Orthodontics* 16: 1-6.

128. Harish P, Reddy S (2020). Comparison of Interproximal Reduction Techniques and Proximal Strips: An Atomic Force Microscopic and Confocal Microscopic Study. *Journal of Indian Orthodontic Society* 54: 44-48.
129. Gomes IA, Mendes HGGs, Filho EMM, Rizzi C de C, Nina MG, Turssi CP, Vasconcelos AJC, Bandeca MC, Tavares RR d. J (2018). Effect of Dental Prophylaxis Techniques on the Surface Roughness of Resin Composites. *The journal of Contemporary Dental Practice* 19: 37-41.
130. Ekici MA, Egilmez F, Cekic-Nagas I, Ergun G (2019). Physical characteristics of ceramic/glass-polymer based CAD/CAM materials: Effect of finishing and polishing techniques. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 11: 128.
131. Chour R, Moda A, Arora A, Arafath M, Shetty V, Rishal Y (2016). Comparative evaluation of effect of different polishing systems on surface roughness of composite resin: An in vitro study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry* 6: S166.
132. Vasiliu R-D, Porojan SD, Porojan L (2020). In Vitro study of comparative evaluation of marginal and internal fit between heat-pressed and CAD-CAM monolithic glass-ceramic restorations after thermal aging. *Materials* 13: 4239.
133. Aydoğdu HM, Eskitaşçıoğlu M (2021). A Study on Dimensional and Marginal Gap Changes Through Application of Different Sintering Methods and Veneer Firings on Zirconia Crowns. *Selcuk Dental Journal* 8: 522-529.
134. Ivoclar Vivadent AG (2014). IPS e.max CAD. Available at: <https://www.acdrc.com/wp-content/uploads/2015/03/IPS-e-max-CAD-Chairside.pdf>. [Accessed: 11 March 2022].
135. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG (2022). Vita Suprinity® PC. Available at: https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=103258&sprache=en&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1. [Accessed: 12 March 2022].
136. Leach RK (2010). Surface topography characterization. *Fundamental Principles of Engineering Nanometrology* 211–262.

137. Aguilera A, Zamora R (2009). Surface roughness in sapwood and heartwood of Blackwood (*Acacia melanoxylon* R. Br.) machined in 90-0 direction. *European Journal of Wood and Wood Products* 67: 297-301.
138. He B, Ding S, Shi Z (2021). A comparison between profile and areal surface roughness parameters. *Metrology and Measurement Systems* 413-438.
139. Kurt A, Cilingir A, Bilmenoglu C, Topcuoglu N, Kulekci G (2019). Effect of different polishing techniques for composite resin materials on surface properties and bacterial biofilm formation. *Journal of Dentistry* 90: 103199.
140. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M (2015). The effectiveness of polishing kits: influence on surface roughness of zirconia. *The International Journal of Prosthodontics* 28: 149-151.
141. Banerjee A, Paolinelis G, Socker M, McDonald F, Watson TF (2008). An in vitro investigation of the effectiveness of bioactive glass air-abrasion in the “selective” removal of orthodontic resin adhesive. *European Journal of Oral Sciences* 116: 488-492.
142. Maciel LC, Silva CFB, de Jesus RH, Concílio LR da S, Kano SC, Xible AA (2019). Influence of polishing systems on roughness and color change of two dental ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 11: 215.
143. Fu S, Cheng F, Tjahjowidodo T, Zhou Y, Butler D (2018). A non-contact measuring system for in-situ surface characterization based on laser confocal microscopy. *Sensors* 18: 2657.
144. García JC, Lobera AS, Maresca P, Pareja TF, Wang C (2018). Some Considerations about the Use of Contact and Confocal Microscopy Methods in Surface Texture Measurement. *Materials* 11: 1484.
145. O'Donnell KA (1993). Effects of finite stylus width in surface contact profilometry. *Applied Optics* 32: 4922.
146. Karoutsos V (2009). Scanning probe microscopy: instrumentation and applications on thin films and magnetic multilayers. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology* 9: 6783-6798.

147. Wiesendanger R, Mulvey T (1995). Scanning probe microscopy and spectroscopy. *Measurement Science and Technology* 6: 600.
148. Vahabi S, Nazemi Salman B, Javanmard A (2013). Atomic Force Microscopy Application in Biological Research: A Review Study. *IJMS* 38: 76–83.
149. Fischer ER, Hansen BT, Nair V, Hoyt FH, Dorward DW (2012). Unit 2B2. Scanning electron microscopy *Curr Protoc Microbiol* 25: 2B.
150. Lorenz KO, Kakkassery J, Boree D, Pinto D (2014). Atomic force microscopy and scanning electron microscopy analysis of daily disposable limbal ring contact lenses. *Clinical & Experimental Optometry* 97: 411.
151. Jones CG (2012). Scanning electron microscopy: preparation and imaging for SEM. *Methods in molecular biology* (Clifton, NJ) 915: 1-20.
152. Naves LZ, Gerdolle DA, de Andrade OS, Markus Maria Gresnigt M (2020). Seeing is believing? When scanning electron microscopy (SEM) meets clinical dentistry: The replica technique. *Microscopy Research and Technique* 83: 1118-1123.
153. Worawongvasu R (2015). Scanning Electron Microscope Characterization of Erosive Enamel in Human Teeth. *Ultrastructural Pathology* 39: 395-401.
154. Borzunov AA, Karaulov VY, Koshev NA, Lukyanenko D V., Rau EI, Yagola AG, Zaitsev S V. (2019). 3D surface topography imaging in SEM with improved backscattered electron detector: Arrangement and reconstruction algorithm. *Ultramicroscopy* 207: 112830.
155. Tosa M (2018). Surface Profilometer. *Compendium of Surface and Interface Analysis* 679–682.
156. O'Donnell KA (1993). Effects of finite stylus width in surface contact profilometry. *Applied Optics*, Vol 32, Issue 25, pp 4922-4928 32: 4922-4928.
157. Hazir E, Koc KH (2018). A modeling study to evaluate the quality of wood surface. *Maderas: Ciencia y Tecnologia* 20: 691-702.
158. Tholt B, Miranda WG, Prioli R, Thompson J, Oda M (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry* 31: 442-449.

159. Miller L (1987). Organizing color in dentistry. *Journal of The American Dental Association* (1939) 26e-40e.
160. Makhloota M, Köroğlu A, Turhan Bal B (2020). A Review of Color Matching in Dentistry. *Medical Records* 3: 44-53.
161. Nemcsics A, Caivano JL (2015). Color order systems. *Encyclopedia of Color Science and Technology* 1-16.
162. Boksman L (2007). Shade selection: accuracy and reproducibility. *Ontario Dentist* 84: 24.
163. Vadher R, Parmar G, Kanodia S, Chaudhary A, Kaur M, Savadhariya T (2014). Basics of color in dentistry: A review. *IOSR-JDMS* 13: 78-85.
164. Agrawal V, Kapoor S (2013). Color and shade management in esthetic dentistry. *Univers Res J Dent* 3: 120-127.
165. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko AJ (2004). *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*. Quintessence Publishing Company Illinois; Sayfa: 68-87.
166. Durmus D (2020). CIELAB color space boundaries under theoretical spectra and 99 test color samples. *Color Research & Application* 45: 796–802.
167. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 65-70.
168. Lindsey DT, Wee AG (2007). Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth. *Journal of Dentistry* 35: 593.
169. Ragain JC (2016). A review of color science in dentistry: shade matching in the contemporary dental practice. *J Dent Oral Disord Ther* 4: 1-5.
170. Luo MR, Cui G, Rigg B (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Soc* 26: 340-350.

171. del Mar Perez M, Ghinea R, Herrera LJ, Ionescu AM, Pomares H, Pulgar R, Paravina RD (2011). Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry* 39: e37-e44.
172. Paravina RD, Pérez MM, Ghinea R (2019). Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 31: 103–112.
173. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, Sakai M, Takahashi H, Tashkandi E, Mar Perez M del (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 27: s1-s9.
174. Lee Y-K (2015). Translucency of human teeth and dental restorative materials and its clinical relevance. *Journal of Biomedical Optics* 20: 045002.
175. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N (2013). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 110: 14-20.
176. Da Silva RD, da Silva MAD, de Oliveira OB, Melo ACM, de Oliveira RN (2013). Dental fluorescence: Potential forensic use. *Forensic Science International* 231: 167-171.
177. Volpato CAM, Pereira MRC, Silva FS (2018). Fluorescence of natural teeth and restorative materials, methods for analysis and quantification: A literature review. *Journal of esthetic and restorative dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry . [et al]* 30: 397-407.
178. Nakamura T, Okamura S, Nishida H, Kawano A, Tamiya S, Wakabayashi K, Sekino T (2021). Fluorescence and physical properties of thulium and erbium co-doped dental zirconia. *Dental Materials Journal* 40: 1080-1085.
179. Lee YK, Yu B (2007). Measurement of opalescence of tooth enamel. *Journal of Dentistry* 35: 690-694.
180. Lee YK (2016). Opalescence of human teeth and dental esthetic restorative materials. *Dental Materials Journal* 35: 845-854.
181. Kim SH, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC (2007). Metameric effect between dental porcelain and porcelain repairing resin composite. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 23: 374-379.

182. Tabatabaian F, Beyabanaki E, Alirezaei P, Epakchi S (2021). Visual and digital tooth shade selection methods, related effective factors and conditions, and their accuracy and precision: A literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 33: 1084-1104.
183. Oh W-S, Koh I-W, O'Brien WJ (2009). Estimation of visual shade matching errors with 2 shade guides. *Quintessence International* 40: 833-836.
184. Glockner K (2015). Visual vs. spectrophotometric methods for shade selection. *Collegium Antropologicum* 39: 801-802.
185. Dagg H, O'connell B, Claffey N, Byrne D, Gorman C (2004). The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. *Journal of Oral Rehabilitation* 31: 900-904.
186. Corcodel N, Rammelsberg P, Moldovan O, Dreyhaupt J, Hassel AJ (2009). Effect of external light conditions during matching of tooth color: an intraindividual comparison. *International Journal of Prosthodontics* 22: 75-77.
187. Corcodel N, Rammelsberg P, Jakstat H, Moldovan O, Schwarz S, Hassel AJ (2010). The linear shade guide design of Vita 3D-master performs as well as the original design of the Vita 3D-master. *Journal of Oral Rehabilitation* 37: 860-865.
188. Ortolan S, Persic S, Celebic A, Mehulic K (2013). Comparison of time consumption and color matching results of different dental occupational groups. *The International Journal of Prosthodontics* 26: 478-486.
189. Paravina RD (2009). Performance assessment of dental shade guides. *Journal of dentistry* 37 Suppl 1: e15-e20.
190. Magne P, Bruzi G, Carvalho AO, Giannini M, Maia HP (2013). Evaluation of an anatomic dual-laminate composite resin shade guide. *Journal of dentistry* 41 Suppl 3: e80-e86.
191. VITA Compendium (2020). Available at: https://www.vita-zahnfabrik.com/datei.php?src=portal/sap/kompendium/ausgaben/203354/download/95500/VITA-Shade-determination_EN_3.2020.pdf.
192. Todorov R, Peev T, Zlatev S (2020). Shade guides used in the dental practice. *Journal of IMAB-Annual Proceeding Scientific Papers* 26: 3168-3173.

193. Zenthöfer A, Wiesberg S, Hildenbrandt A, Reinelt G, Rammelsberg P, Hassel A (2014). Selecting VITA classical shades with the VITA 3D-master shade guide. *The International Journal of Prosthodontics* 27: 376-382.
194. Borse S, Chaware SH (2020). Tooth shade analysis and selection in prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society* 20: 131.
195. Wee AG (2006). Description of color, color replication process and esthetics. *Contemporary fixed prosthodontics* Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J 4th ed St Louis: Mosby: 710-712.
196. Shammam M, Alla RK (2011). Color and shade matching in dentistry. *Trends Biomater Artif Organs* 25: 172-175.
197. Turgut S, Bağış B (2012). Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 5: 65-75.
198. Scherrer D (2016). Spectrophotometric and visual evaluation of peri-implant soft tissue color. Doktora tezi, Zürich Üniversitesi
199. Da Silva JD, Park SE, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 99: 361-368.
200. Trushkowsky RD (2003). How a spectrophotometer can help you achieve esthetic shade matching. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 24: 60-66.
201. Tabatabaian F, Beyabanaki E, Alirezaei P, Epakchi S (2021). Visual and digital tooth shade selection methods, related effective factors and conditions, and their accuracy and precision: A literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 33: 1084-1104.
202. Lee YK, Bin Y (2016). Translucency and color match with a shade guide of esthetic brackets with the aid of a spectroradiometer. *Dental Press Journal of Orthodontics* 21: 81.
203. Lim HN, Yu B, Lim JI, Lee YK (2010). Correlations between spectroradiometric and spectrophotometric colors of all-ceramic materials. *Dental Materials* 26: 1052-1058.

204. Gozalo-Diaz D, Johnston WM, Wee AG (2008). Estimating the color of maxillary central incisors based on age and gender. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 100: 93-98.
205. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry* 38: e2-e16.
206. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *Journal of Prosthetic Dentistry* 88: 585-590.
207. Sampaio CS, Atria PJ, Hirata R, Jorquera G (2019). Variability of color matching with different digital photography techniques and a gray reference card. *Journal of Prosthetic Dentistry* 121: 333-339.
208. Sirintawat N, Leelaratrungruang T, Poovarodom P, Kiattavorncharoen S, Amornsettachai P (2021). The accuracy and reliability of tooth shade selection using different instrumental techniques: An in vitro study. *Sensors* 21: 7490.
209. Kim M, Kim B, Park B, Lee M, Won Y, Kim C-Y, Lee S (2018). A digital shade-matching device for dental color determination using the support vector machine algorithm. *Sensors* 18: 3051.
210. Yoon H, Bae J, Park J, Chun Y, Kim M, Kim M (2018). A study on possibility of clinical application for color measurements of shade guides using an intraoral digital scanner. *Journal of Prosthodontics* 27: 670-675.
211. Yoon HI, Bae JW, Park JM, Chun YS, Kim MA, Kim M (2018). A Study on Possibility of Clinical Application for Color Measurements of Shade Guides Using an Intraoral Digital Scanner. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists* 27: 670-675.
212. Sharma G, Wu W, Dalal EN (2005). The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Soc* 30: 21-30.

213. Shimada K, Kakehashi Y, Matsumura H, Tanoue N (2004). In vivo quantitative evaluation of tooth color with hand-held colorimeter and custom template. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 91: 389-391.
214. Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE (2007). Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation* 34: 613-621.
215. Brodine BA, Koriath T V, Morrow B, Shafter MA, Hollis WC, Cagna DR (2021). Surface roughness of milled lithium disilicate with and without reinforcement after finishing and polishing: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics* 30: 245-251.
216. Sorrentino R, Nagasawa Y, Infelise A, Bonadeo G, Ferrari M (2018). In Vitro Analysis of the Fracture Resistance of Cad-Cam Cerasmart Molar Crowns with Different Occlusal Thickness. *Biomedical Journal of Scientific & Technical Research* 3: 3074-3079.
217. Bayindir F, Koseoglu M (2020). The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucency monolithic zirconia. *The journal of prosthetic Dentistry* 123: 149-154.
218. Checketts MR, Turkyilmaz I, Asar NV (2014). An investigation of the effect of scaling-induced surface roughness on bacterial adhesion in common fixed dental restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1265-1270.
219. Barghi N, King CJ, Draughn RA (1975). A study of porcelain surfaces as utilized in fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 34: 314-319.
220. Vieira AC, Oliveira MCS, Lima EMCX, Rambob I, Leite M (2013). Evaluation of the surface roughness in dental ceramics submitted to different finishing and polishing methods. *Journal of Indian Prosthodontic Society* 13: 290-295.
221. Alkurt M, Duymus Z, Gundogdu M (2016). Effects of multiple firings on the microstructure of zirconia and veneering ceramics. *Dental Materials Journal* 35: 776-781.
222. Carrabba M, Vichi A, Vultaggio G, Pallari S, Paravina R, Ferrari M (2017). Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness and Gloss of Feldspathic Ceramic for Chairside CAD/CAM Systems. *Operative Dentistry* 42: 175-184.

223. Çakmak G, Subaşı MG, Sert M, Yilmaz B (2021). Effect of surface treatments on wear and surface properties of different CAD-CAM materials and their enamel antagonists. *The journal of Prosthetic Dentistry* 129: 495–506..
224. Yilmaz K, Ozkan P (2010). Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence international* 41: e125-31.
225. Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Moravej Salehi E, Fahimi MA, Kharazi Fard MJ (2019). Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic. *Journal of prosthodontics: Official Journal of The American College of Prosthodontists* 28: e172-e180.
226. Incesu E, Yanikoglu N (2020). Evaluation of the effect of different polishing systems on the surface roughness of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 124: 100-109.
227. Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Moravej Salehi E, Fahimi MA, Kharazi Fard MJ (2019). Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic. *Journal of Prosthodontics* 28: e172-e180.
228. Gaonkar SH, Aras MA, Chitre V (2020). An in vitro study to compare the surface roughness of glazed and chairside polished dental monolithic zirconia using two polishing systems. *The Journal of The Indian Prosthodontic Society* 20: 186.
229. Alhabdan AA, El-Hejazi AA (2015). Comparison of surface roughness of ceramics after polishing with different intraoral polishing systems using profilometer and SEM. *J Dent Health Oral Disord Ther* 2: 1-11.
230. Firouz F, Vafae F, Khamverdi Z, Khazaei S, Gholiabad SG, Mohajeri M (2019). Effect of three commonly consumed beverages on surface roughness of polished and glazed zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramics. *Frontiers in Dentistry* 16: 296.

231. El Sokkary A, Elguindy J, El Shihi O (2018). Effect of surface finish and acidic pH media on the surface roughness and the color stability of zirconium reinforced lithium silicate glass ceramics (An in-vitro study). *Acta Scientific Dental Sciences* 2: 21-27.
232. Sarıkaya I, Hayran Y (2018). Effects of polishing on color stability and surface roughness of CAD-CAM ceramics. *Meandros Medical and Dental Journal* 19: 153.
233. Porojan L, Vasiliu RD, Birdeanu MI, Porojan SD (2021). Surface Characterisation of Dental Resin Composites Related to Conditioning and Finishing. *Polymers* 13: 4236.
234. 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: 50-57.
235. Tsai MM, Qiao W, Tsoi JKH, Della Bona A, Matinlinna JP (2017). Effect of cigarette smoking on the bond strength between resin cement and dental CAD/CAM ceramics. *Journal of Adhesion Science and Technology* 31: 2323-2334.
236. Zhao X, Zanetti F, Majeed S, Pan J, Malmström H, Peitsch M, Hoeng J, Ren Y (2017). Effects of cigarette smoking on color stability of dental resin composites. *American Journal of Dentistry* 30: 316-322.
237. Kar S, Yadav S, Tripathi A (2020). Evaluation and comparison of the effect of cigarette smoking, alcohol, paan and Indian spices on the colour stability and surface roughness of two types of dental ceramics-an in vitro study. *Protetyka Stomatologiczna* 70: 352-362.
238. On Smoking, Office, and Centers for Disease Control and Prevention. (2010). How Tobacco Smoke Causes Disease The Biology and Behavioral Basis for Smoking-Attributable Disease A Report of the Surgeon General. *Public Health* 792.
239. Ayaz EA, Altintas SH, Turgut S (2014). Effects of cigarette smoke and denture cleaners on the surface roughness and color stability of different denture teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 241-248.
240. Willers S, Gerhardsson L, Lundh T (2005). Environmental tobacco smoke (ETS) exposure in children with asthma—relation between lead and cadmium, and cotinine concentrations in urine. *Respiratory Medicine* 99: 1521-1527.

241. Alandia-Roman CC, Cruvinel DR, Sousa ABS, Pires-de-Souza F de CP, Panzeri H (2013). Effect of cigarette smoke on color stability and surface roughness of dental composites. *Journal of Dentistry* 41: e73-e79.
242. Prajapati A, Sanyal P, Guru R, Vaswani P, Tewary S, Sushma R (2017). Effect of Tobacco Extract, Cigarette Smoke, and Carbonated Beverage on Surface Roughness and Color Stability of Three different Restorative Materials: An in vitro Study. *International Journal of Preventive and Clinical Dental Research* 4: 9-18.
243. AlAli M, Silikas N, Satterthwaite J (2021). The Effects of Toothbrush Wear on the Surface Roughness and Gloss of Resin Composites with Various Types of Matrices. *Dentistry Journal* 9: 8.
244. Quirynen M, Bollen CM (1995). The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *Journal of Clinical Periodontology* 22: 1-14.
245. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal* 196: 42-45.
246. Hamza B, Tanner M, Körner P, Attin T, Wegehaupt FJ (2021). Effect of toothbrush bristle stiffness and toothbrushing force on the abrasive dentine wear. *International Journal of Dental Hygiene* 19: 355-359.
247. Saffarzadeh A, Khodarahmi N, Mohammadi M (2021). Evaluation of the Effect of Ultra-Soft Toothbrushes with Different Commercial Brands on Plaque and Bleeding Indices. *Journal of Dentistry* 22: 53-59.
248. Hamza B, Attin T, Cucuzza C, Gubler A, Wegehaupt FJ (2020). RDA and REA Values of Commercially Available Toothpastes Utilising Diamond Powder and Traditional Abrasives. *Oral Health and Preventive Dentistry* 18: 807-814.
249. Gallob J, Petrone DM, Mateo LR, Chaknis P, Morrison BMJ, Panagakos F, Williams M (2016). Comparative Efficacy of a Soft Toothbrush with Tapered-tip Bristles to an ADA Reference Toothbrush on Gingival Abrasion over a 12-Week Period. *The Journal of Clinical Dentistry* 27: 48-53.

250. Di Fiore A, Stellini E, Basilicata M, Bollero P, Monaco C (2022). Effect of Toothpaste on the Surface Roughness of the Resin-Contained CAD/CAM Dental Materials: A Systematic Review. *Journal of Clinical Medicine* 11: 767.
251. Yuan JC-C, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C (2018). Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 119: 1000-1006.
252. da Cruz MEM, Oliveira JJR, Dovigo LN, Fonseca RG (2022). Long-term effect of gastric juice alternating with brushing on the surface roughness, topography, and staining susceptibility of CAD-CAM monolithic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 127: 659.e1-659.e11.
253. 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: 881-887.
254. Mühlemann S, Bernini JM, Sener B, Hämmerle CHF, Özcan M (2019). Effect of Aging on Stained Monolithic Resin-Ceramic CAD/CAM Materials: Quantitative and Qualitative Analysis of Surface Roughness. *Journal of Prosthodontics* 28: e563-e571.
255. Bizhang M, Schmidt I, Chun Y-HP, Arnold WH, Zimmer S (2017). Toothbrush abrasivity in a long-term simulation on human dentin depends on brushing mode and bristle arrangement. *PloS one* 12: e0172060.
256. Gallagher A, Sowinski J, Bowman J, Barrett K, Lowe S, Patel K, Bosma ML, Creeth JE (2009). The effect of brushing time and dentifrice on dental plaque removal in vivo. *American Dental Hygienists' Association* 83: 111-116.
257. Hooper S, West NX, Pickles MJ, Joiner A, Newcombe RG, Addy M (2003). Investigation of erosion and abrasion on enamel and dentine: a model in situ using toothpastes of different abrasivity. *Journal of Clinical Periodontology* 30: 802-808.
258. Johannsen G, Tellefsen G, Johannsen A, Liljeborg A (2013). The importance of measuring toothpaste abrasivity in both a quantitative and qualitative way. *Acta Odontologica Scandinavica* 71: 508-517.

259. Wiegand A, Burkhard JPM, Eggmann F, Attin T (2013). Brushing force of manual and sonic toothbrushes affects dental hard tissue abrasion. *Clinical Oral Investigations* 17: 815-822.
260. Lee J-H, Kim S-H, Han J-S, Yeo I-SL, Yoon H-I (2019). Optical and surface properties of monolithic zirconia after simulated toothbrushing. *Materials* 12: 1158.
261. Garza LA, Thompson G, Cho S-H, Berzins DW (2016). Effect of toothbrushing on shade and surface roughness of extrinsically stained pressable ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 489-494.
262. Fruits TJ, Duncanson Jr MG, Miranda FJ (1997). In vitro weathering of selected direct esthetic restorative materials. *Quintessence International* 28: 409-414.
263. Lee Y, Lim B, Kim C (2002). Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 63: 657-663.
264. Kim I-J, Lee Y-K, Lim B-S, Kim C-W (2003). Effect of surface topography on the color of dental porcelain. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 14: 405-409.
265. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88: 4-9.
266. El-Zayat NM, El-Safty SM, Korsel AM, Shakal MAE-S (2022). Impact of two energetic drinks on color stability, surface roughness and microhardness of some ceramic and hybrid materials. *Tanta Dental Journal* 19: 8.
267. 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: 16-20.
268. Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom G (2009). Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *International Journal of Computerized Dentistry* 12: 247-263.

269. Ly BCK, Dyer EB, Feig JL, Chien AL, Del Bino S (2020). Research Techniques Made Simple: Cutaneous Colorimetry: A Reliable Technique for Objective Skin Color Measurement. *The Journal of Investigative Dermatology* 140: 3-12.e1.
270. Chang J-Y, Chen W-C, Huang T-K, Wang J-C, Fu P-S, Chen J-H, Hung C-C (2012). Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the Munsell color system and dental colorimeter. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences* 28: 490-494.
271. Fu Y, Weng W (2004). [The use of computer-aided colorimeter in porcelain-fused-to-metal (PFM) crowns among patients with special colored teeth]. *Shanghai kou qiang yi xue = Shanghai Journal of Stomatology* 13: 76-77.
272. Bin-Shuwaish MS, AlFawaz YF, AlGamaiah HA, AlSani AS, Abobakr IB, Alzahrani KM, Almutairi B, Attar EA, Vohra F, Abduljabbar T (2021). Technical Accuracy of Dental Laboratories in the Quality and Shade Matching of Porcelain Fused to Metal Crowns: An In Vitro Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 18: 2722.
273. Takenaka S, Wakamatsu R, Ozoe Y, Tomita F, Fukushima M, Okiji T (2009). Translucency and color change of tooth-colored temporary coating materials. *American Journal of Dentistry* 22: 361-365.
274. Medeiros JA, Pecho OE, Pérez MM, Carrillo-Pérez F, Herrera LJ, Della Bona A (2021). Influence of background color on color perception in dentistry. *Journal of Dentistry* 108: 103640.
275. Ardu S, Braut V, Di Bella E, Lefever D (2014). Influence of background on natural tooth colour coordinates: an in vivo evaluation. *Odontology* 102: 267-271.
276. Zhang Y (2010). Diffusion in minerals and melts: theoretical background. *Reviews in Mineralogy and Geochemistry* 72: 5-59.
277. Gómez-Polo C, Portillo Muñoz M, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM (2016). Comparison of two color-difference formulas using the Bland-Altman approach based on natural tooth color space. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 482-488.

278. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry* 38: e57-e64.
279. Samra APB, Pereira SK, Delgado LC, Borges CP (2008). Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. *Brazilian Oral Research* 22: 205-210.
280. Diaz GM, Alandia-Román CC, Tonani R, Contente MMMG (2015). Effect of Polishing and Brushing on Removal of Cigarette Smoke Stains from Artificial Teeth. *Int J Odontostomat* 9: 405-412.
281. Silva J, Engler MLPD, Lima RBB, Suarez MJ, Salomon J-PGO, Volpato CAM (2022). Color stability of a resin nanoceramic after surface treatments, adhesive cementation, and thermal aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 127: 498-e1.
282. Poles AAJ, Balcão VM, Chaud M V, Vila MMDC, Aranha N, Yoshida VMH, Oliveira JMJ (2016). Study of the elemental composition of saliva of smokers and nonsmokers by X-ray fluorescence. *Applied radiation and isotopes : including data, instrumentation and methods for use in agriculture, Industry and Medicine* 118: 221-227.
283. Hukkanen J, Jacob P, Benowitz NL (2005). Metabolism and disposition kinetics of nicotine. *Pharmacological Reviews* 57: 79-115.
284. On Smoking, Office, and Centers for Disease Control and Prevention. (2010). How Tobacco Smoke Causes Disease The Biology and Behavioral Basis for Smoking-Attributable Disease A Report of the Surgeon General. Public Health US Government Printing Office; Sayfa: 1-18.
285. Miranda D de A, Souza-Junior EJ, Aguiar FHB, Lima D, Ferreira RL, Claes I, Lovadino JR (2011). Surface hardness and color change of dental enamel exposed to cigarette smoke. *International Journal of Dental Clinics* 3: 1-5.
286. King G, Yerger VB, Whembolua G-L, Bendel RB, Kittles R, Moolchan ET (2009). Link between facultative melanin and tobacco use among African Americans. *Pharmacology Biochemistry and Behavior* 92: 589-596.
287. Thielen A, Klus H, Müller L (2008). Tobacco smoke: unraveling a controversial subject. *Experimental and Toxicologic Pathology* 60: 141-156.

288. Bache CA, Lisk DJ, Shane BS, Hoffmann D, Adams JD (1987). Effectiveness of cigarette filter tips for reducing cadmium in relation to other mainstream smoke constituents. *Drug and Chemical Toxicology* 10: 189-193.
289. Akman S, Gür E, Avunduk MC, Aykent F (2010). In Vitro Effect of Tea, Coffee, and Cigarette Smoking on Color of Low-Fusing Porcelains/Düşük Isi Porselenlerinin Rengine Çay, Kahve ve Sigara Dumanının In Vitro Etkisi. *Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi* 16: 223.
290. Belli S, Tanriverdi FF, Belli E (1997). Colour stability of three esthetic laminate materials against to different staining agents. *Journal of Marmara University Dental Faculty* 2: 643-648.
291. Vohra F, Andejani AF, Alamri O, Alshehri A, Al-Hamdan RS, Almohareb T, Abduljabbar T (2020). Influence of electronic nicotine delivery systems (ENDS) in comparison to conventional cigarette on color stability of dental restorative materials. *Pakistan Journal of Medical Sciences* 36: 993.
292. Schelkopf S, Dini C, Beline T, Wee AG, Barão VAR, Sukotjo C, Yuan JC-C (2022). The Effect of Smoking and Brushing on the Color Stability and Stainability of Different CAD/CAM Restorative Materials. *Materials* 15: 6901.
293. Engel TM, Olesik S V, Callstrom MR, Diener M (1993). Liquid chromatography based on a low-temperature method of producing glassy carbon. *Analytical Chemistry* 65: 3691-3700.
294. Paek C, McCormick A V, Carr PW (2011). New method for development of carbon clad silica phases for liquid chromatography: Part I. Preparation of carbon phases. *Journal of Chromatography A* 1218: 1359-1366.
295. Deery C, Heanue M, Deacon S, Robinson PG, Walmsley AD, Worthington H, Shaw W, Glenny A-M (2004). The effectiveness of manual versus powered toothbrushes for dental health: a systematic review. *Journal of Dentistry* 32: 197-211.
296. Azeem M, Afzal A, Jawa SA, Haq AU, Khan M, Akram H (2019). Effectiveness of electric toothbrush as vibration method on orthodontic tooth movement: a split-mouth study. *Dental Press Journal of Orthodontics* 24: 49-55.

297. Yaacob M, Worthington H V, Deacon SA, Deery C, Walmsley AD, Robinson PG, Glenny A-M (2014). Powered versus manual toothbrushing for oral health. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2014.
298. Anil N, Bolay Ş (2002). Effect of toothbrushing on the material loss, roughness, and color of intrinsically and extrinsically stained porcelain used in metal-ceramic restorations: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics* 15: 483-487.
299. 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: 207-218.
300. Labban N, Al Amri M, Alhijji S, Alnafaiy S, Alfouzan A, Iskandar M, Feitosa S (2021). Influence of toothbrush abrasion and surface treatments on the color and translucency of resin infiltrated hybrid ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 13: 1.
301. Dawood L, Soliman FM, Abo El-Farag SA (2020). Effect of in-office bleaching techniques and topical fluoride application on color and surface roughness of two types of dental ceramics (in-vitro study). *Egyptian Dental Journal* 66: 1243-1251.
302. Pinelli LAP, Olbera ACG, Candido LM, Miotto LN, Antonio SG, Fais LMG (2017). Effects of whitening dentifrice on yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal surfaces after simulating brushing. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 117: 158-163.
303. Dalrymple A, Bean E-J, Badrock TC, Weidman RA, Thissen J, Coburn S, Murphy J (2021). Enamel staining with e-cigarettes, tobacco heating products and modern oral nicotine products compared with cigarettes and snus: An in vitro study. *Am J Dent* 34: 3-9.
304. Yahyazadehfar N, Azimi Zavaree M, Shayegh SS, Yahyazadehfar M, Hooshmand T, Hakimaneh SMR (2021). Effect of different surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of dental zirconia. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 15: 210-218.
305. Kul E, Abdulrahim R, Bayındır F, Matori KA, Gül P (2021). Evaluation of the color stability of temporary materials produced with CAD/CAM. *Dental and Medical Problems* 58: 187-191.