

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI AĞIZ GARGALARININ REZİN MATRİKS
SERAMİKLERİN YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE RENK
STABİLİTESİNE ETKİLERİNİN İN VİTRO OLARAK
İNCELENMESİ**

İrem KARA

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Dr.Öğr.Üyesi Tuba YILMAZ SAVAŞ

KONYA-2022

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI AĞIZ GARGALARININ REZİN MATRİKS
SERAMİKLERİN YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE RENK
STABİLİTESİNE ETKİLERİNİN İN VİTRO OLARAK
İNCELENMESİ**

İrem KARA

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Dr.Öğr.Üyesi Tuba YILMAZ SAVAŞ

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü
tarafından 21132004
proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2022

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi birikimi ve deneyimlerini benimle paylaşan, bu süreçte motive edici ve yol gösterici olan, akademik duruşunu ve disiplinli çalışmalarını örnek aldığım sevgili danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Tuba YILMAZ SAVAŞ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince ilgi ve desteklerini esirgemeyen S.Ü. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. İsa YÖNDEM'e

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma ve S.Ü. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı personellerine,

Pürüzlülük cihazlarını benimle paylaşan ve bana zaman ayıran IMICRYL DENTAL A.Ş. çalışanları Sn. Sümeyra Sağıcı ve Sn. Harun YÜKSEL'e

Tükenmeyen neşesi ve zekası ile zor zamanlarımda en büyük destekçisi, biricik kız kardeşim Dr. Arife Gülçiçek KARA'ya

Bana her koşulda mücadele etmeyi öğreten, hayata karşı azmi ve çalışkanlığı ile rol modelim canım babam Aziz KARA'ya

Fedakarlığı ve koşulsuz sevgisi ile doğduğum günden ölene değin hakkını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim canım annem Nilüfer KARA'ya

Varlığı ve sevgisi ile hayatımı anlamlı kılan, uzaktayken en yakınımda olan, bu zorlu süreçte elimi hiç bırakmayan, beni tamamlayan değerli eşim ve hayat arkadaşım Sercan ÇOĞALAN'a

En içten teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

SİMGELER ve KISALTMALAR	v
ÖZET.....	vii
SUMMARY	viii
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	3
1.2. Dental Seramiklerin Yapısı	4
1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	6
1.3.1. Cam Matriks Seramikler	8
1.3.2. Polikristalin Seramikler	14
1.3.3. Rezin Matriks Seramikler	16
1.4. Ağız Gargaraları	22
1.4.1. Ağız Gargaralarının İçeriğinde Bulunan Bileşenler	23
1.5. Işık ve Renk Kavramı	28
1.6. Renk Sistemleri	30
1.6.1. Munsell Renk Düzenleme Sistemi.....	30
1.6.2. CIE (Commission Internationale de l'Éclairage) L* a* b* Renk Sistemi	31
1.7. Diş Hekimliğinde Renk ile İlgili Kavramlar	34
1.7.1. Opasite (Opaklık).....	34
1.7.2. Opelesans	34
1.7.3. Translusensi (Yarı Saydamlık)	34
1.7.4. Transparanlık (Şeffaflık).....	35
1.7.5. Fosforesans	35
1.7.6. Floresans	35
1.7.7. Metamerizm	35

1.8. Dental Renk Ölçümü ve Sistemleri	36
1.8.1.Görsel Renk Ölçümü	36
1.8.2.Dijital Renk Ölçümü Sistemleri.....	37
1.9. Yüzey Pürüzlülüğü Ve Ölçüm Yöntemleri	41
1.9.1. Profilometre Çeşitleri.....	42
1.9.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	43
1.10. Yüzey Sertliği ve Ölçüm Yöntemleri	44
1.10.1 Vickers Cihazı ile Yüzey Sertliği Ölçümü	45
2. GEREÇ VE YÖNTEM.....	46
2.1. Örneklerin Hazırlanması	48
2.2. Örneklerin Renk ve Translusensi Ölçümlerinin Yapılması	53
2.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü	56
2.4. Mikrosertlik Testi Ölçümlerinin Yapılması	57
2.5. Örneklerin Ağız Gargaralarında Bekletilmesi.....	59
2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntülerinin Alınması.....	62
2.7. İstatiksel Analiz	63
3. BULGULAR.....	64
3.1. Renk Analizi Bulguları.....	64
3.1.1 Renk değişimi (ΔE_{00}) değerlerinin karşılaştırılması	64
3.2. Translusens Parametresi (TP_{00}) Bulguları	68
3.2.1. TP_{00} değerlerinin karşılaştırılması	68
3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Bulguları	76
3.4. Vickers Mikrosertlik Testi Bulguları	80
3.4.1. Vickers Mikrosertlik Test Cihazı Mikroskobu Bulguları	83
3.5. SEM Görüntü Bulguları	84
4. TARTIŞMA	94
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	127

6. KAYNAKLAR	129
7.EKLER.....	153
EK-A ETİK KURUL RAPORU	153
8. ÖZGEÇMİŞ.....	154



SİMGELER ve KISALTMALAR

%: Yüzde

a*: Bir rengin kırmızılık-yeşillik derecesi

K₂OAl₂O₂6SiO₂: potasyum alüminyum silikat

Na₂O₂Al₂O₂6SiO₂: sodyum alümina silikat

ADA: American Dental Association

Al₂O₃: Alüminyum oksit

ATZ: Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

b*: Bir rengin sarılık-mavilik derecesi

BR: Brilliant Crios

Bis-EMA: Etoksillenmiş bisfenol-A glisidil metakrilat

Bis-GMA: Bisfenol-A glisidil metakrilat

Bis-MEPP: Bismetakriloksietoksidifenilpropan

°C: Santigrad derece

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım/üretim

CIE L*a*b*: Commision Internationale de l'Eclairage renk sistemi

CS: Cerasmart

dk: Dakika

DMA: Dimetakrilat

EM: IPS e.max CAD

FSZ: Tam stabilize edilmiş zirkonya

GR: Grandio Blocs

GPa: Gigapascal

HC: Shofu Block

HT: High translusens (Yüksek translusens)

ISO: Uluslararası standardizasyon organizasyonu

kg: Kilogram

K₂O: Potas

KO: Kontrast oranı

L*: Bir rengin açıklığı-koyuluğu, parlaklığı

LT: Low translusens (Düşük translusens)

μ: Mikron

μm : Mikrometre
MgO: Magnezyum oksit
mm: Milimetre
MPa: Megapascal
N: Newton
Na₂O: Soda
NaF: Sodyum florür
nm: Nanometre
PSZ: Parsiyel stabilize edilmiş zirkonya
Ra: Aritmetik ortalama yüzey pürüzlülüğü
SEM: Taramalı elektron mikroskobu
OH: Hidroksil
TP: Translusens parametresi
TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat
TZP: Tetragonal zirkonya polikristalleri
UDMA: Üretan dimetakrilat
VHN: Vickers hardness number
Y₂O₃: Yttriyum oksit
Y-TZP: Yttria tetragonal zirkonya polikristali
Zr₂O: Zirkonyum oksit
ZTA: Zirkonyum ile güçlendirilmiş alümina
 ΔE : Renk farkı değeri

ÖZET

TC.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

Farklı Ağız Gargaralarının Rezin Matriks Seramiklerin Yüzey Özellikleri ve Renk Stabilesine Etkilerinin İn Vitro Olarak İncelenmesi

İrem KARA

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2022

Bu in vitro çalışmanın amacı; 5 farklı materyale (Shofu Block (HC), Brilliant Crios (BC), Grandio Blocs (GR), Cerasmart (CS), IPS e.max CAD (EM)), 5 farklı ağız gargarası (Klorhex, Andorex, Tantum Verde, Listerine Cool Mint, Listerine Total Care Zero, distile su) uygulamasının yüzey pürüzlülüğü (Ra), mikrosertlik (VHN), renk (ΔE_{00}) ve translusens parametresi (TP₀₀) üzerine olan etkilerinin incelenmesidir. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) bloklardan 14x16x1,2 mm boyutlarında kesitler alınarak her materyalde 60 adet olmak üzere toplam 300 adet örnek elde edildi. Ardından her materyal grubu kendi içinde kullanılan solüsyona göre 6 alt gruba ayrıldı (n=10). Polisaj işlemi, polisaj lastikleri ve polisaj pastası ile yapıldı. Örneklerin Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) L*, a* ve b* renk koordinatları bir spektrofotometre ile D65 standart aydınlatma kullanılarak ölçüldü. Örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri profilometre cihazı, mikrosertlik değerleri vickers cihazı ile ölçüldü. İlk ölçümlerden sonra, örnekler etüv içerisinde 37°C'de 180 saat ilgili gargaralarda bekletildi. Gargara sonrası ölçümler sırasıyla aynı koşullar altında tekrarlandı. Grupların elde edilen ΔE_{00} , TP₀₀, Ra, VHN değerleri hesaplandı. Sonuçların analiz edilmesinde normal dağılıma uygunluk Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Normal dağılım göstermeyen Ra, TP₀₀, vickers değerleri analizinde üç yönlü Robust ANOVA ve normal dağılım göstermeyen ΔE_{00} değerleri için iki yönlü Robust ANOVA testi kullanıldı ($\alpha=0,05$).

ΔE_{00} değerleri için materyal, gargara ve materyal×gargara etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P<0,05). ΔE_{00} değerleri GR=2,58±1,02, CS=1,51±0,90, HC=1,26±0,60, BR=1,19±0,61, ve EM=0,42±0,25'tir. EM dışında tüm materyal gruplarının renk değişimi görsel olarak algılanabilir eşik değerin üzerindedir ($\Delta E_{00}>0,81$). Andorex klinik olarak algılanabilir renk farkı değerinden fazla renk değişimine neden olmuştur ($\Delta E_{00}>1,77$). Grupların TP₀₀ değerleri için materyal, gargara, zaman ve materyal×gargara×zaman etkileşimi istatistiksel olarak anlamlıdır (P<0,05). Materyal gruplarının TP₀₀ değerleri GR>CS>HC>EM>BR şeklindedir. En yüksek TP₀₀ Klorhex, en düşük TP₀₀ Listerine Total Care Zero gruplarından elde edilmiştir. Gargara sonrası gruplarda TP₀₀ değerleri azalmıştır. Materyal ve zamanın etkisi yüzey pürüzlülüğü için istatistiksel olarak anlamlı iken (P<0,05), materyal×gargara×zaman etkileşimi anlamlı bulunmamıştır (P>0,05). En yüksek Ra gargara sonrası HC gruplarında bulunmuştur. Materyal gruplarına göre vickers değerleri farklılık göstermiştir (P<0,05) ancak materyal×gargara×zaman etkileşimi anlamlı bulunmamıştır (P>0,05). Materyal gruplarının VHN değerleri EM>GR>CS>HC>BR'dir.

Farklı ağız gargaralarında bekletme işlemi rezin matriks seramiklerin yüzey pürüzlülüğü, mikrosertliği ve optik özelliklerini önemli derecede etkilemiştir. Rezin matriks seramik restorasyon mevcudiyetinde ağız gargarası kullanımı sonrası restorasyonların yüzey ve optik özelliklerinin değişebileceği göz önünde tutulmalıdır.

Anahtar Sözcükler: ağız gargarası, mikrosertlik, renk değişimi, rezin matriks seramik, yüzey pürüzlülüğü

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELCUK UNIVERSITY
FACULTY of DENTISTRY

In Vitro Investigation of the Effects of Different Mouthwashes on the Surface Properties and Color Stability of Resin Matrix Ceramics

İrem KARA

Department of Prosthodontics

SPECIALITY THESIS / KONYA-2022

The aim of this in vitro study was to investigate the effects of applying 5 different types of mouthwash (Klorhex, Andorex, Tantum Verde, Listerine Cool Mint, Listerine Total Care Zero, distilled water) to 5 different materials (Shofu Block (HC), Brilliant Crios (BC), Grandio Blocs (GR), Cerasmart (CS), IPS e.max CAD (EM)) on the surface roughness (Ra), microhardness (VHN), color (ΔE_{00}), and translucency parameter (TP_{00}). The computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) blocks were cut into 14x16x1.2 mm sections, and a total of 300 specimens, 60 of each material, were obtained. Then, each material group was divided into 6 subgroups according to the solution used (n=10). Polishing was applied with polishing rubbers and polishing paste. The Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) L*, a*, and b* color coordinates of the specimens were measured using a spectrophotometer and D65 standard illumination. The surface roughness values of the specimens were measured with a profilometer, and the microhardness values were measured with a vickers device. After the first measurements, the specimens were kept in an incubator at 37°C for 180 hours in the relevant mouthwashes. Post-mouthwash process measurements were repeated under the same conditions, respectively. The obtained ΔE_{00} , TP_{00} , Ra, and VHN values of the groups were calculated. In the analysis of the results, compliance with the normal distribution was evaluated with the Shapiro Wilk test. Three-way Robust ANOVA was used for the analysis of Ra, TP_{00} , and Vickers values that did not show normal distribution, and a two-way Robust ANOVA test was used for ΔE_{00} values that did not show normal distribution ($\alpha=0.05$).

For ΔE_{00} values, material, mouthwash, and material×mouthwash interaction were found to be statistically significant ($P<0.05$). ΔE_{00} values were GR=2.58±1.02, CS=1.51±0.90, HC=1.26±0.60, BR=1.19±0.61, and EM=0.42±0.25. Except for EM, the color change of all material groups was exceeded the visually perceptible threshold value ($\Delta E_{00}>0.81$). Andorex caused a greater color change than the clinically acceptable color difference ($\Delta E_{00}>1.77$). The material, mouthwash, time, and the interaction of material×mouthwash×time were statistically significant for the TP_{00} values of the groups ($P<0.05$). The TP_{00} values of the material groups were GR>CS>HC>EM>BR. The highest TP_{00} values were obtained in the Klorhex groups and the lowest TP_{00} values were obtained from the Listerine Total Care Zero groups. TP_{00} values decreased in groups after mouthwash application. While the effect of material and time was statistically significant for surface roughness ($P<0.05$), the

interaction of material×mouthwash×time was not significant ($P>0.05$). The highest Ra was found in the HC groups after mouthwash application. Vickers values differed according to material groups ($P<0.05$), but the interaction of material×mouthwash×time was not significant ($P>0.05$). The VHN values of the material groups were EM>GR>CS>HC>BR.

The immersion process in different mouthwashes significantly affected the surface roughness, microhardness, and optical properties of the resin matrix ceramics. In the presence of a resin matrix ceramic restoration, it should be taken into account that the surface and optical properties of the restorations may change after the use of mouthwash.

Keywords: mouthwash, microhardness, color change, resin matrix ceramic, surface roughness



1. GİRİŞ

Günümüzde hastaların yüksek estetik beklentileri ve doku uyumluluğuna karşı göstermiş olduğu hassasiyet, diş hekimlerini tam seramik restorasyon uygulamalarına yönlendirmektedir (Della Bona ve ark 2014). Gelişen teknoloji ile birlikte daha iyi özelliklere sahip materyallerin üretilmesi, klinisyenlerin yeni geliştirilen materyallere olan ilgilerini giderek arttırmaktadır (McLean 1991).

Seramikler ve kompozitler dental protetik materyallerin iki ana grubunu oluşturmaktadır (Della Bona ve ark 2014). Protetik tedavilerde sıklıkla kullanılan seramik restorasyonların üretiminde kullanılan geleneksel yöntemlerin teknik hassasiyet gerektirmesi, yüksek maliyetlere ve zaman kayıplarına neden olmaktadır. Bu nedenlerle son zamanlarda bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleriyle üretilen materyallerin kullanımları giderek artmıştır (Stawarczyk ve ark 2012, Elsaka 2014). CAD/CAM teknolojisi üretim maliyetlerini azaltmasının yanında, yüksek kalitede materyaller ile estetik ve biyouyumlu restorasyonların geliştirilmesine olanak sağlamaktadır (Mainjot ve ark 2016). Bu materyaller gelişmiş mekanik özellikler ve uzun klinik kullanım ömrüne sahiptir. CAD/CAM sistemi, bütün bu avantajlara ek olarak, geleneksel tekniklerle üretilemeyen polikristalin seramikler ve hibrit seramiklerin de üretilmelerine imkan sağlamaktadır (Kelly ve Benetti 2011, Liu ve ark 2012).

Dental restorasyonların optik özelliklerinin gelişmiş olması, restorasyonun doğal diş ile uyumlu olması açısından önemlidir. Restorasyonda kullanılan materyallerin translusensi ve renk stabilitesi özellikleri restorasyonun sahip olacağı estetik özellikleri ve klinik başarısını doğrudan belirlemektedir (Stawarczyk ve ark 2012, Turgut ve ark 2014). Bununla birlikte materyalin kimyasal içeriğinde bulunan kristal miktarı, partikül büyüklüğü ve kor yapısı gibi özellikleri de restorasyonun optik özelliklerini etkilemektedir (Çekiç Nagaş ve ark 2012).

Tam seramikler diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılan üstün estetik ve yüksek translüsens özellikler gösteren materyallerdir (Studart ve ark 2007, Li ve ark 2014). Ancak tam seramik restorasyonların düşük kırılma dayanımına sahip olmaları, tamir işlemleri sırasında restorasyon yerinden çıkarılırken bazı problemlere neden olmaktadır (Lauvahutanon ve ark 2014, Nguyen ve ark 2014). Diğer yandan

dişhekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılan rezin içerikli kompozit materyallerin de düşük sertlik değeri göstermesi, kısa süre içerisinde aşınması ve yüksek renk değişimi göstermesi gibi olumsuz özellikleri bulunmaktadır (Sayan ve ark 2020, Ersöz ve ark 2021). Bu nedenler, kompozit ve seramik materyallerinin olumlu özelliklerini biraraya getiren rezin içerikli CAD/CAM ile üretilen restoratif materyallerinin geliştirilmesini sağlamıştır. Bu grubu oluşturan rezin matriks seramikler; seramiklerin yüksek dayanım gücü ve renk stabilitesi özellikleri ile kompozitlerin diş dokusuna yakın bükülme dayanımı ve düşük aşındırma etkisi gibi özelliklerini bir araya getirmektedir (Dirxen ve ark 2013, Awada ve Nathanson 2015). Resin matriks seramiklerin geleneksel seramiklere kıyasla dentine benzeyen elastik modülüne sahip olmaları, kolay frezelenebilmeleri, ağız içerisinde kolay uyumlanabilmeleri, tamirlerinin kolay olması gibi avantajları sayesinde kullanımları hızla yaygınlaşmaktadır (Gracis ve ark 2015).

Protetik diş hekimliğinde başarılı sonuçlar; kapsamlı bir form, renk, translusensi ve yüzey dokusu bilgisi ile elde edilmektedir (Sarıkaya ve Güler 2011, Swain 2014, Geiballa ve ark 2016). Materyallerin yüzeylerinin pürüzsüz ve renklerinin doğal diş renkleri ile uyumlu olması ile bu uyumun devamlılığı protetik restorasyonlar için oldukça önem taşımaktadır (Verran ve ark 2000). Renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü restorasyonların değerlendirilmesinde göz önüne alınan önemli parametrelerdendir (Ho ve ark 2015). Güncel estetik materyallerin translusensi ve renk özellikleri; materyal kalınlığı, tipi, üretici ve üretim tekniği gibi birçok faktörden etkilenir (Dikicier ve ark 2014, Pires ve ark 2017).

Restoratif materyallerin zaman içerisinde renk değişikliği göstermesi diş hekimleri ve hastalar için problem teşkil etmektedir (Acar ve ark 2016). Materyallerin rengi; oral hijyen yetersizliğine bağlı plak birikiminden, beslenme ile oluşan renklenmelerden ve kimyasal bozunmalardan etkilenmektedir. Birçok çalışmada farklı tür içeceklerin ve oral hijyen gereksinimini karşılamak için kullanılan ağız gargaralarının restorasyonlarda bozunmalara neden olabildiği belirtilmektedir (Patel ve ark 2004, Bagheri ve ark 2005, Cengiz ve ark 2015, Guignone ve ark 2015, Derafshi ve ark 2017, Soygun ve ark 2017, Lee 2018, Sağlam ve Cengiz 2021). Bunun yanı sıra, uzun süreli ağız gargarası kullanımının restoratif materyallerde renk değişimlerine de neden olabileceği bildirilmiştir (Derafshi ve ark

2017, Lee ve ark 2020). Ağız gargaralarının dental restorasyonların renk değişimlerine olan etkilerini analiz eden çalışmalar mevcut olsa da bu çalışmaların sadece birkaçı rezin matriks seramik materyallerin optik özellikleri ile yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değişimi üzerine olan etkilerini araştırmıştır (Soygun ve ark 2017, Lee ve ark 2020). Hasta başı CAD/CAM restoratif materyallerinin renk ve translusensi değişimleri hakkında literatürde bazı bilgiler bulunmasına rağmen (Derafshi ve ark 2017, Sarıkaya ve ark 2018, Arif ve ark 2019, Barutcugil ve ark 2021), rezin matriks seramiklerin yüzey ve optik özellikleri üzerinde ağız gargaralarının olası etkilerinin incelendiği çalışma sayısı son derece azdır (Lee ve ark 2000, Baysal Canyurt ve ark 2022). Bu nedenle bu çalışmanın amacı; beş farklı CAD/CAM rezin matriks seramik ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyalinin beş farklı ağız gargarası ve distile su ile maruziyeti sonrası renk, translusens parametresi, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değişiminin in vitro olarak incelenmesidir. Bu çalışmanın sıfır hipotezi, rezin matriks seramik ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik materyalinin farklı ağız gargaralarında bekletilmeleri sonrasında; renk, translusens parametresi, pürüzlülük ve mikrosertlik değişimi göstermeyeceğidir.

1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik terimi Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen “keramikos” kelimesinden türetilmiştir (McLean 1991). Binlerce yıl önce üretilen seramik objeler; kil veya topraktan biçimlendirilmiş parçacıkların biraraya getirilip pişirilmesiyle oluşturulmuştur (Song ve ark 1997). Mezopotamya uygarlıkları tarafından yapı malzemesi olarak kullanılan seramik, M.Ö. 50’li yıllarda Çinliler tarafından çinicilikte ve dekorasyonda kullanılmıştır. Avrupa’ya ise 16. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından getirilmiştir (Jones 1985, Nayır 1999).

Geleneksel seramikler; kuartz, feldspar ve saf kil karışımından oluşan inorganik ve non-metalik yapıda bulunan materyallerdir. Seramikler, hammaddenin toz hale getirilerek şekillendirilmesi ve daha sonra kurutulmasıyla elde edilen yapının yüksek ısıda pişirilerek sertleşmesi sonucunda oluşmaktadır (Geçkinli 1991, Rosenblum ve Schulman 1997).

Dental materyal olarak seramiklerin kullanımı 1700'lü yıllara dayanmaktadır. Pierre Fauhard 1728 yılında seramiğin diş hekimliğinde kullanımından bahsetmiştir (Lynch ve ark 2006). Dental seramiklerin diş hekimliğinde kullanımı sabit protetik restorasyonların keşfedilmesi ile 19. yüzyıl sonlarına doğru önem kazanmıştır. Dr. Charles H. Land, 1889 yılında platin yaprak üzerine feldspatik seramiği işleyerek ilk jaket kronu üretmiş ve seramiklerin diş hekimliğinde kullanılmasında öncü olmuştur (Jones 1985, McLean 1991). John McLean'in 1960'ların ortalarında alümina içeren seramikleri piyasaya sürmesi ile dayanıklılık, estetik ve üretim yöntemlerindeki gelişmeler sayesinde klinisyenlerin aralarından seçim yapabileceği çok sayıda seramik ürün ortaya çıkmıştır (Gracis ve ark 2015). İlk üretilen seramikler yüksek miktarda kaolin içermekteyken, silika ve feldspar gibi minerallerin eklenmesiyle renk stabilite, optik özellikleri, biyolojik uyumları, aşınmaya karşı direnç göstermeleri gibi özellikleriyle seramikler günümüzde diş hekimliği uygulamalarının en önemli materyalleri haline gelmiştir (Otto 2004, Santos ve ark 2015).

1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler genel olarak silika yapısında bulunan topraklı materyallerdir. Silisyum atomunun çevresindeki dört oksijen atomunun iyonik ve kovalent bağlarla oluşturduğu tetrahedral yapısı diş hekimliğinde kullanılan seramiğin temel yapısını oluşturmaktadır (Ali Zaimoğlu 2004).

Dental seramik, farklı oranlarda silika (SiO_2), feldspar ($\text{K}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 6\text{SiO}_2$) ve alümina (Al_2O_3) kristalleri içermektedir. Bu kristalize parçalar berrak ve likit yapısındaki camın içerisinde birlikte bulunmaktadır (McLean ve ark 1979, Naylor ve Beatty 1992, Wall ve Cipra 1992). Dental seramiklerde bulunan feldspar, kuartz ve kaolinden oluşan üçlü yapı "triaksiyel" seramik yapısını oluşturmaktadır (McCabe 1998, Sakaguchi ve Powers 2012). Bu maddelere ek olarak termal genleşme katsayısını, çözünürlüğünü, sinterleme ve füzyon sıcaklığını kontrol etmek için dental seramiklerin içeriği bazı pigmentler, oksitleyici ajanlar, akışkanlar, cam modifiye ediciler, opaklaştırıcılar ve parlaklık sağlayıcı ajanlar ile zenginleştirilmiştir (Anusavice ve ark 2012, Sakaguchi ve Powers 2012, McLean 2019).

Feldspar ($K_2O \text{ } Al_2O_3 \text{ } 6SiO_2$)

Dental seramiklerin yapısında %75-85 oranlarında bulunarak seramiklerin ana yapısını oluşturmaktadır (O'Brien 2002). Renksiz ve opak bir madde olan feldspar seramiğe translusensi kazandırarak camsı fazı oluşturmaktadır (Anusavice ve ark 2012). Potasyum alümina silikat ($K_2O \text{ } Al_2O_3 \text{ } 6SiO_2$) ve albite olarak bilinen sodyum alümina silikat ($Na_2O \text{ } Al_2O_3 \text{ } 6SiO_2$) birleşiminden oluşan feldspar seramik içeriğinde saf olarak bulunmaz (Naylor ve King 1992). Seramikler; 1100-1300°C'de erir ve diğer materyalleri bir arada tutan bir matriks yapısı göstermektedir (Coşkun ve Yaluğ 2002). Doğal olarak oluşan maddelerdir bu nedenle içeriğinde bulunan potasyum ve sodyum miktarları farklılık gösterir. Sodyum feldspar seramiklerin erime ısısını düşürür ve fırınlama esnasında yapısının bozulmasına neden olur. Potasyum feldspar seramiklerin translusensisi ve erimiş camın vizkozitesini artırır (Naert 2011). Fırınlama sırasında kuartz ve kaolini sararak yapı bütünlüğünün bozulmasını engellediği için diş hekimliğinde daha çok potasyum feldspar kullanılmaktadır (Preston 1988, Kamposiora ve ark 1996, Anusavice ve ark 2012, McLean 2019).

Kuartz (SiO_2)

Seramiğin içerisinde silika yapısında ve %10-30 oranında bulunan kuartz, felspar ve kaolin arasında doldurucu olarak görev yapmaktadır. Yapısında bulunan üç boyutlu tetrahedra ağ nedeniyle seramiğin içerisindeki erime derecesi en fazla olan madde olan kuartz 1700°C'de erimekte ve seramiğe şeffaf görünümünü vermektedir. Kuartz, ısısal genleşme katsayısını kontrol ederek seramiklerin stabilizasyonunu sağlamakta ve fırınlamadan sonra meydana gelebilecek büzülmeleri engellemektedir (Preston 1988, Scherrer ve ark 1996, Shillingburg ve ark 1997).

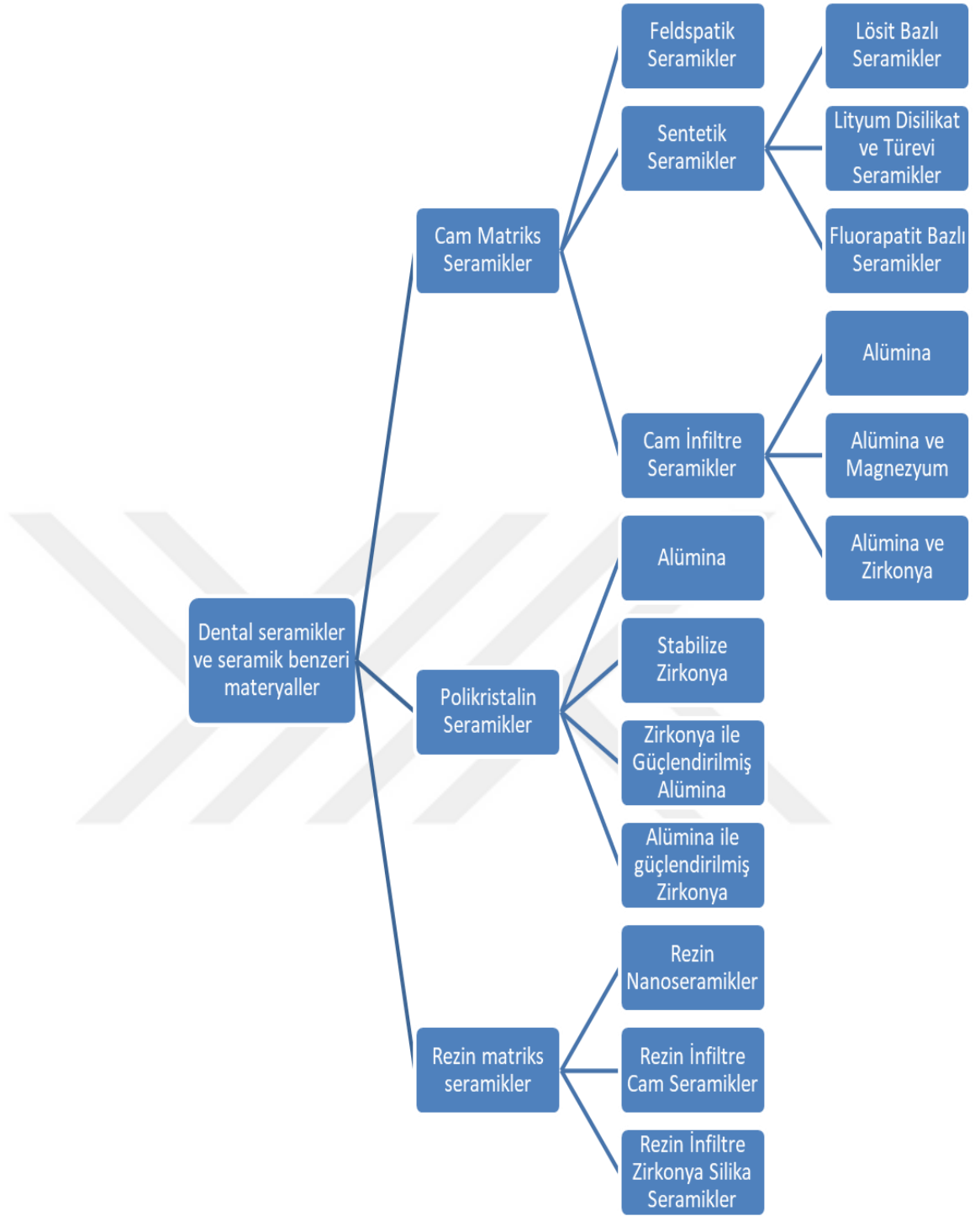
Kaolin ($Al_2O_3 \text{ } 2SiO_2 \text{ } 2H_2O$)

Seramiğin içerisinde %1-5 oranında bulunan kaolin, alüminyum hidrat silikatıdır. Isıya dayanıklıdır ve 1800°C'de eriyen kaolin ince ve yumuşak yapıdadır. Yapışkan yapısı sayesinde feldspar ve kuartzı bir arada tutarak seramiğe işlenebilme kolaylığı sağlar. Opak yapıda bulunduğu için dental seramik içeriğindeki kaolin miktarı oldukça düşüktür (Preston 1988, Sakaguchi ve Powers 2012, Van Noort ve Barbour

2014). Renksiz yapıda olan feldsparın doğal diř rengine yakın bir renkte görünmesi için seramik yapısına renk pigmentleri eklenmektedir. Bu amaçla titanyum, nikel, demir, bakır, manganez, kobalt, kalay gibi metallerin oksit formları maksimum %7 oranında seramiklerin yapısına ilave edilmektedir (Yamamoto 1985). Bunların yanı sıra seramiklerin yapısına viskoziteyi artırmak için az miktarlarda alüminyum oksit (Al_2O_3) gibi ara oksitler de ilave edilmektedir (Naylor ve King 1992, Cořkun ve Yaluę 2002). Seramik içeriğindeki akışkanlar, cam yapıcı elementler ile oksijen arasında oluşan çapraz bağların sayısını azaltarak seramiğin erime ısısını dūřürmektedir.

1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramikleri sınıflandırmak için yapılmış birden fazla sınıflandırma sistemi bulunmaktadır. Üretim yöntemi, içerik, fırınlama ısısı, yapım teknikleri, kullanım alanları, pişirme yöntemi, mikroyapı ve benzeri özelliklere göre sınıflandırma sistemleri geliştirilmiştir (McLaren ve Giordano 2010, Shenoy ve Shenoy 2010, Martin 2012). Seramiklerin içeriklerine göre sınıflandırılmasının diş hekimleri ve diş teknisyenlerini yanlış anlaşılmalardan uzaklaştırarak ideal sonuçlara ulaştırdığı belirtilmektedir (McLaren ve Cao 2009, McLaren ve Giordano 2010, Martin 2012). Bu sınıflandırmalarda yeni geliştirilen yüksek dolduruculu seramik grubu olan rezin matriks seramikler yer almamaktadır (Gracis ve ark 2015). Bu yeni materyaller herhangi başka bir sınıflandırma sistemine dahil edilememeleri ve seramik benzeri özellikler göstermeleri sebebiyle yeni seramik sınıflandırılmasına dahil edilmiştir. Gracis ve ark (2015) yaptığı bu sınıflama seramik gruplarını içeriklerine göre sınıflandırmasının yanı sıra yeni geliştirilen materyallerin de uygun şekilde yerleştirilmesine imkan tanımaktadır.



Şekil 1.1. Güncel seramik sınıflandırması (Gracis ve ark 2015).

Dental seramikler ve seramik benzeri materyaller yapısal karakteristiklerine göre üç ana gruba ayrılmaktadır:

Cam Matriks Seramikler: İnorganik yapıda, cam fazı içeren, metal içermeyen seramik materyallerdir.

Polikristalin Matriks Seramikler: Cam fazı bulunmayan ve metal içermeyen inorganik materyallerdir.

Rezin Matriks Seramikler: Polimer matriksinde camlar, seramikler ve cam seramikler gibi dayanıklı inorganik içeriğe sahip olan materyallerdir (Gracis ve ark 2015).

1.3.1. Cam Matriks Seramikler

Metal içermeyen, cam fazı içeren, inorganik yapıda bulunan, mine ve dentinin renk ve translusensi özelliklerini doğala en yakın şekilde taklit eden dental seramik grubudur. Üç boyutlu camsı ağ yapısı içermektedirler. Atomik yapıları düzensizdir. İçeriğinde bulunan camsı yapılar feldspar minerallerinden oluşan silisyum oksit ve alüminyum oksitten oluşmaktadır (Anusavice ve ark 2012). Feldspatik, sentetik, cam infiltre seramikler olmak üzere üç ana gruba ayrılmaktadır.

Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramik grubu geleneksel seramik grubu olarak adlandırılmakta olup feldspar, kuartz ve kaolin içermektedir. Potasyum feldspar restorasyonun içsel gücünü artırarak seramiği metal alt yapıların kaplanması için uygun hale getiren lösit kristallerini (kristalin fazı) meydana getirmektedir (O'Brien 2008, Anusavice ve ark 2012, Sakaguchi ve Powers 2012). Feldsparın 1150-1530 °C arasında eritilmesiyle elde edilen lösit kristalleri, seramik içerisinde oluşabilecek çatlaklara karşı durdurucu etki göstererek restorasyonun dayanıklılığının artmasına yardımcı olmaktadır. Böylece seramiğin termal genleşme katsayısı metalin termal genleşme katsayısına yakın hale getirilmekte ve uygulanmasını kolaylaştırmaktadır. Seramik altyapılar ve metal alaşımlarda tabakalama porseleni olarak kullanılan feldspatik seramiklerin elastik modülü 60-70 MPa arasında değişmektedir (Rosenblum ve Schulman 1997, McLaren ve Giordano 2010). En estetik ve en translüsent seramik materyaller olarak

tanımlanan feldspatik seramiklerin cam içeriklerinin fazla olması sebebiyle kırılma dayanımı düşüktür. Feldspatik seramikler simantasyon öncesinde hidroflorik asit (HF) ile pürüzlendirildikten sonra adeziv olarak simante edilmektedir (Anusavice ve ark 2012, Sakaguchi ve Powers 2012). İnley, onley, laminate veneer, anterior kron restorasyonlarında kullanımları endikedir. Köprü restorasyonları ve endokronlarda kırılma dayanımları düşük olduğundan kullanılmaları önerilmemektedir (Şen ve Tuncelli 2017).

IPS Classic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Vitadur (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Vita VMK 68 (VITA Zahnfabrik), Vitablocs Mark I (VITA Zahnfabrik), Vitablocs Mark II (VITA Zahnfabrik), Vitablocs Triluxe (VITA Zahnfabrik), Vitablocs Triluxe Forte (VITA Zahnfabrik), Vitablocs Real Life (VITA Zahnfabrik) bu gruba örnek olarak gösterilebilir (Gracis ve ark 2015).

Sentetik Seramikler

Seramik endüstrisindeki ilerlemeler sayesinde kullanılan hammadde seçiminde doğal kaynaklara daha az bağımlı kalmak amacıyla sentetik malzemelerin kullanımı giderek artmaktadır. Cam seramiklerin yapılarına lösit ve lityum disilikat kristalleri eklenerek mekanik özellikleri ve dayanıklılıkları artırılmıştır (Gracis ve ark 2015). Yüksek oranda silisyum dioksit (SiO_2) içeren sentetik seramiklerin içerdikleri potas (K_2O), soda (Na_2O) ve Al_2O_3 miktarları üreticiler arasında farklılık göstermektedir (Gracis ve ark 2015).

Sentetik seramikler lösit bazlı, lityum disilikat ve türevlerini içeren, florapatit bazlı olmak üzere üç ana gruba ayrılmaktadırlar.

a) Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam seramiklere hacimce %17-25 oranında lösit ilavesi ile düşük ve orta dereceli lösit içerikli cam seramikler elde edilmiştir. Cam ve potasyum feldsparın reaksiyon ürünü olan lösit termal genleşme katsayısını modifiye ederek çatlak yayılımını engellemektedir (Kelly ve Benetti 2011). Bu seramikler metal ve seramik altyapılar için tabakalama porseleni olarak kullanılmasının yanı sıra kron, köprü,

inley, onley üretimlerinde de kullanılmaktadır (Rosenblum ve Schulman 1997, Guess ve ark 2011).

Cam seramiklere hacimce %35-55 oranında lösit ilavesi ile yüksek lösit içerikli cam seramikler üretilmektedir. Materyal homojen bir cam olarak başlar ve özel bir ısıtım işlemi sayesinde lösit kristalleri büyütülmektedir. Bu sayede kırılma direnci ve termal şok direnci gibi mekanik özellikler artırılmaktadır. Daha küçük yapılı ve cam içinde orantılı dağılıma sahip lösit kristallerinden meydana gelen materyaller daha az aşındırıcı ve daha dayanıklı materyallerdir. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler laminate veneer, inley, onley, parsiyel kron ve anterior kronlarda kullanılmaktadır (Dong ve ark 1992).

Lösit içerikli cam seramikler üç farklı üretim tekniğinde üretilmektedir. Birinci gruptaki seramikler yüksek sıcaklıkta preslenerek üretilmektedir. OPC (Jeneric/Pentron, Kaliforniya, ABD), IPS Empress (Ivoclar Vivadent), IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent), Finesse (Dentsply Sirona), Authentic (Jensen Dental, ABD), VITA PM9 (VITA Zahnfabrik) bu gruba örnek olarak verilebilir (McLaren ve Giordano 2010, Guess ve ark 2011). İkinci gruptaki lösit bazlı seramikler geleneksel seramik tabakalama için toz olarak üretilmektedir. OPC Plus (Jeneric/Pentron, ABD), Fortress (Mirage Dental Systems, Kansas City, ABD), VITA VMK68 (VITA Zahnfabrik) bu gruba örnek olarak verilebilir (McLaren ve Giordano 2010, Guess ve ark 2011). Üçüncü grupta bulunan lösit bazlı seramik örnekler CAD/CAM sistemleri için ince taneli işlenebilir bloklar halinde üretilen malzemeleri içermektedir. IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent), Paradigm (3M ESPE) bu gruba örnek olarak verilebilir (McLaren ve Giordano 2010, Guess ve ark 2011).

b) Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Yüksek dayanım göstermeleri, translusensi özelliklerinin iyi olması gibi nedenlerle lityum disilikat cam seramikler monolitik restorasyonlarda tek başlarına ya da tabakalama seramiklerde kor materyali olarak kullanılmaktadır (Elsaka ve Elnaghy 2016). Lityum disilikat ve türevlerine; 3G HS (Pentron Ceramics), IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent), IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) örnek olarak verilebilir. Lityum disilikat kristalleri kayıp mum/ ısı presleme tekniği (IPS Empress

2 ve IPS e.max Press) ve CAD/CAM teknolojisi (IPS e.max CAD) ile üretilmektedir. Söz konusu seramiklerde, l s t içerikli cam seramiklerden daha yüksek oranda (hacimce %70) kristal içeriği bulunmaktadır (McLaren ve Giordano 2010). IPS Empress 2, l s t bazlı IPS Empress'in iki katından daha fazla bükülme direnci göstermektedir. Böylelikle anterior ve premolar bölgede kron ve anterior bölgede köprü yapımında endikedir (McLaren ve Giordano 2010) IPS e.max Press ise IPS Empress 2'ye göre daha yüksek bükülme direncine ve translusensi özelliğine sahiptir.  nley, onley, posterior ve anterior kron, anterior köprü üretiminde kullanılmaktadır. Üstün estetik ve mekanik özellikler gösteren yeni materyallerin üretimi ile IPS Empress 2 günümüzde artık üretilmemektedir (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

Dijital di  hekimli inin ortaya  ıkı ı ve CAD/CAM destekli üretim yöntemlerindeki gelişmelerle birlikte, IPS e.max CAD  zellikle CAD/CAM kullanımı için hazırlanan lityum disilikat cam seramik olarak 2006 yılında piyasaya sunulmuştur (Li ve ark 2014). IPS e.max CAD seramik blokların kimyasal yapısını meydana getiren lityum disilikat kristalleri hacimsel kristalizasyonunu tamamlanmış olarak üretilmektedir. Kristalizasyon sistemi cam matriks içerisinde çekirdek oluşumu ve kristalizasyon odaklarının homojen dağılım göstermesi ile gerçekleştirilmektedir (Stappert ve ark 2006). Üretici tarafından camın çeşitli formülasyonları (SiO_2 , Li_2O , P_2O_5 , ZrO_2 , ZnO , K_2O , Al_2O_3 ve renklendirici ajanlar), basınçlı döküm prosedürü yoluyla cam teknolojisi kullanılarak birleştirilmektedir.  retimlerinin bu şekilde yapılması blokların kazıma ünitesinde kolay ve hızlı şekillendirilmesi ve frezeleme işlemi sırasında istenen fiziksel stabilitenin elde edilmesini sa lar. Parsiyel kristalize bloklar daha kolay frezelenmekte ve daha yüksek kenar stabilitesi göstermektedir (Fasbinder 2010, Li ve ark 2014). Parsiyel kristalize bloklar, hacimce %40 oranında ve 0,2-1 μm boyutlarında trombosit şekilli mavi renkte olan lityum metasilikat kristalleri içermektedir. Eğilme dayanımları 130 MPa'dır (Denry ve Holloway 2010, Li ve ark 2014). Frezeleme işlemi sonrasında lityum metasilikat içerikli bloklara 850 $^\circ\text{C}$ 'de ve 30 dk kristalizasyon fırınlaması işlemi gerçekleştirilmelidir. Lityum metasilikat kristalleri kristalizasyon işlemi sonrasında lityum disilikat kristallerine dönüşmektedir. Böylece IPS e.max CAD bloklarının kırılma dirençleri 360 MPa yükselir ve renkleri doğal di  rengine

döner. Bu dönüşüm sırasında %0,2 - %0,3 oranında gözardı edilebilir bir büzülme meydana geldiği belirtilmektedir (Giordano 2006, Höland ve ark 2006). Oluşan bu materyaller estetik, kimyasal ve mekanik olarak son derece stabildir (El-Meliegy ve van Noort 2012). Aynı zamanda kristalizasyonunu tamamlamış lityum disilikat oldukça serttir. Disilikat yapıda üretildiğinde frezeleme sırasında marjinlerde kırılma riski artmaktadır (El-Meliegy ve van Noort 2012). Kırılma dayanımını arttırmak için monolitik olarak üretilmektedirler.

IPS e.max CAD orta opak (MO), yüksek translusens (HT) ve düşük translusensi (LT) olmak üzere üç formda bulunmaktadır (Heffernan ve ark 2002, Vivadent 2011). Bu varyasyonlar mikro yapıda bulunan farklılıklar yoluyla gerçekleştirilmektedir. Her iki formülasyonda bulunan kristal miktarı aynı olup kristal boyutları farklılık göstermektedir. HT seramik camsı bir matriks içinde dağılmış 0.8-1.5 µm kristaller bulundurmaktayken, LT formunda yüksek yoğunluklu bir matriks içerisinde daha küçük boyutta 0.2-0.8 µm kristaller bulunmaktadır (Denry ve Holloway 2010). Hem HT hem LT formlarında IPS e.max CAD'in yarı translusensi özellikleri, restorasyonun kenarlarını etkin bir şekilde maskeleyerek komşu dişlerle devamlılık gösteren marjinlerin oluşturulmasını mümkün kılmaktadır (Culp ve McLaren 2010). IPS e.max CAD blokları translusensi özelliği ile estetik beklentilerin yüksek olduğu gülme hattını içerisine alan anterior bölgelerde yaygın olarak kullanılmaktadır (Heffernan ve ark 2002). Anterior tek dişler için kabul edilebilir uzun ömür ve aşınma özelliklerine sahip olduğu klinik olarak kanıtlanmıştır (Kelly ve Benetti 2011). İnley, onley laminate veneer, anterior ve posterior tek kron, ikinci premolar diş en distaldeki destek diş olmak koşuluyla üç üyeli köprü uygulamalarında endikedir (Giordano 2006, Conrad ve ark 2007, Elsaka ve Elnaghy 2016). Son yıllarda IPS e.max CAD'in implant üstü protetik restorasyonlarda da kullanımları giderek yaygınlaşmış ve bu amaçla delikli abutmentler geliştirilmiştir (Heffernan ve ark 2002). Kimyasal yapı olarak kristalize IPS e.max CAD ve IPS e.max Press aynı olmasına rağmen yapılarındaki lityum disilikat kristal büyüklükleri farklılık göstermektedir. IPS e.max Press daha büyük (7 µm), IPS e.max CAD ise daha küçük (1,5 µm) ince grenli ve iğne şekilli lityum disilikat kristalleri içermektedir (Höland ve ark 2008).

Amber Mill Rosetta SM (HASS, Kangneung, Kore), Obsidian (Glidewell Dental Laboratories, Irvine, ABD), Tessera Cerec (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre), Nice Blok (Straumann, Basel, İsviçre), GC İntial LiSi Block (GC, Tokyo, Japonya) bu grubun diğer örneklerindendir.

Lityum disilikat cam seramik blokların mekanik açıdan geliştirilmesiyle zirkonya infiltre lityum disilikat seramik bloklar üretilmiştir. Bu grupta bulunan Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik) ve Celtra Duo (Dentsply Sirona) bloklardaki lityum metasilikat cam içeriğine ağırlıkça %10 zirkonyum oksit (ZrO_2) ilave edilmiştir (Traini ve ark 2016). Bu blokların kullanım endikasyonları inley, onley, tam kronlar, implant üstü kronlardır (Elsaka ve Elnaghy 2016, Deniz D ve ark 2019).

c) **Florapatit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

Florapatit ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) florid içeren kalsiyum fosfattır. Cam seramiklerin hacimce %55 florapatit kristalleri ile güçlendirilmesiyle oluşan dökülebilir seramikler olarak tanımlanırlar (Anusavice ve ark 2012). Hem preslenebilen hem frezelenen lityum disilikat seramiklerle birlikte kullanılabilirler. Optik ve mekanik özelliklerinin iyi olmamasından dolayı günümüzde kullanımları azalmıştır. IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent), ZirPress (Ivoclar Vivadent) bu grupta bulunmaktadır (Gracis ve ark 2015).

Cam İnfiltre Sentetik Seramikler

Alümina, alümina ve magnezyum, alümina ve zirkonya olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır.

a) **Alümina Cam İnfiltre Seramikler**

In-Ceram Alümina 1989 yılında piyasaya sunulmuş olan ilk cam infiltre seramik materyalidir. Al_2O_3 (%82), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4,5), CaO (%0,8) ve eser miktarda diğer oksitlerden içeren In-Ceram Alümina (VITA, Bad Säckingen, Almanya), “slip-casting” yöntemi ile üretilmektedir. Lantan camları alümina partiküllerinin pöröz yapıdaki iskeletine infiltre edilerek dayanıklılığı artırılmaktadır. In-Ceram Alümina’nın bükülme direnci 600 MPa’dır (Sakaguchi ve Powers 2012, Gracis ve ark 2015). Anterior ve posterior tek kronlar ve üç üyeli

anterior köprü restorasyonları olarak kullanılan ilk tam seramik sistemidir (Conrad ve ark 2007, McLaren ve Giordano 2010).

b) Alümina Magnezyum Cam İnfiltre Seramikler

1994 yılında In-Ceram sisteminin bir modifikasyonu olarak In-Ceram Spinell üretilerek piyasa sunulmuştur. Alümina-magnezyumun, In-Ceram Alümina'ya göre ışık geçirgenliği iki kat daha fazladır. In-Ceram Spinell, In-Ceram materyalleri içinde en translusensi olanıdır. Bu nedenle anterior tek kronlarda kullanılması önerilmiştir. Bükülme direnci 350 MPa'dır (Conrad ve ark 2007, McLaren ve Giordano 2010, Kelly ve Benetti 2011).

c) Alümina Zirkonya Cam İnfiltre Seramikler

In-Ceram Zirconia (VITA, Bad Säckingen, Almanya), In-Ceram Alümina'nın güçlendirilmiş hali olup içeriğine stabilize zirkonya ilave edilerek elde edilmiştir. Işık geçirgenliği düşüktür. Bükülme direnci 600-800 MPa'dır (Raigrodski 2004). Yüksek opasite gösterdiğinden posterior tek kron ve köprülerde altyapı materyali olarak kullanılmaktadır.

1.3.2. Polikristalin Seramikler

Cam fazı içermeyen düzenli yapıda kristal içeren seramiklerdir. Kristal yapıları ince grenlidir. Kırılma dirençleri yüksek olup translusensi özellikleri azdır. Cam fazı bulunmadığından asitle pürüzlendirmeleri zordur. Yüksek ısıda uzun süreli asit uygulamasını gerektirirler (Thamrongananskul ve ark 2014). Alümina, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, alümina ile güçlendirilmiş zirkonya, stabilize zirkonya polikristalin seramikler grubunu oluşturmaktadır (Gracis ve ark 2015).

a) Alümina

1993'te Nobel Biocare tarafından piyasaya çıkartılan Procera Allceram yüksek miktarda (%99,5) Al_2O_3 içermektedir. Kor materyali olarak üretilmekte olup elastik modülü 17-25 GPa'dır. Bu durum kütleli kırıklar görülmesine neden olmaktadır (Kim ve ark 2007, Scherrer ve ark 2008, Guess ve ark 2011).

b) Stabilize Zirkonya

Zirkonyum atom numarası 40, atom ağırlığı 91,22 olan periyodik tabloda D grubunda bulunan bir geçiş metalidir (Piconi ve Maccauro 1999). Gri beyaz renkli zirkonyum metali doğada serbest metal olarak bulunmamaktadır. Genellikle zirkonyum oksit (ZrO_2) ve zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) formlarında bulunur (Piconi ve Maccauro 1999, Denry ve Kelly 2008). Zirkonyum oksit; zirkonya, zirkonyum dioksit ve badeleyit olarak da isimlendirilmektedir (Garvie ve Nicholson 1972, Piconi ve Maccauro 1999, Vagkopoulou ve ark 2009). Zirkonyum silikat ise zirkon olarak isimlendirilmektedir (Kuron 2007). Saf zirkonya oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar stabil olan monoklinik fazda bulunurken 1170°C ile 2370°C arasında ise tetragonal fazda bulunmaktadır. Sıcaklık 2370°C'den yüksek olduğunda ise kübik faza geçiş yapmaktadır (Garvie ve ark 1990, Green ve ark 2018). Kübik faza geçerken hacimsel olarak %3-5 arasında artış gösterir. Bu hacim artışına “dönüşüm sertleşmesi” (transformation toughening) denilmektedir. Bu durum materyalin çatlak direncini ve kırılma direncini arttırmaktadır. Faz dönüşümü kontrol altına alınamaz ise materyalin mekanik özellikleri olumsuz etkilenebilir (Denry ve Kelly 2014). Saf zirkonyaya CaO, MgO, Ce_2O_3 , Y_2O_3 gibi oksitler ilave edilerek tetragonal ya da kübik fazda stabilize olması sağlanmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonya seramikler mikro yapılarına göre tam stabilize edilmiş zirkonya (FSZ), parsiyel stabilize edilmiş zirkonya (PSZ), tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak sınıflandırılmaktadır. FSZ kübik formda bulunmakta olup %8 mol'den daha fazla yitriyum oksit (Y_2O_3) içermektedir. PSZ kübik bir matrikste tetragonal veya monoklinik partiküllerden oluşmaktadır. TZP'ler itriyum veya seryum ile tetragonal fazda stabilize edilen monoklinik materyallerdir (Chevalier ve ark 2009).

İlk üretilen monolitik zirkonyalar 3Y-TZP yapısında bulunmaktayken yeni nesil ve daha yüksek translusent özelliklere sahip olan zirkonyalar 4Y-TZP ve 5Y-TZP (%4-5mol Y_2O_3) yapısında bulunmakta olup içeriklerindeki alüminyum miktarının azaltılması daha yüksek translusent özellikler göstermelerini sağlamıştır (Camposilvan ve ark 2018). 5Y-TZP monolitik zirkonyalar ise %50 oranında kübik faz içerirler ve daha yüksek translusensi özelliğine sahiptirler. Kübik içeriğin artması stres kaynaklı dönüşümü azaltarak mekanik özelliklerin azalmasına sebep olmuştur.

Bu nedenden dolayı üreticiler tarafından anterior bölge restorasyonlarında kullanılmaları önerilmiştir (Camposilvan ve ark 2018, Mao ve ark 2018).

Zirkonya seramikler hem tabakalama seramiklere alt yapı materyali olarak hem de monolitik restorasyonların üretimlerinde kullanılmaktadır. Zirkonya kronlar sıklıkla sabit dental protezlerde, implant ve abutmentlarda, post-core restorasyonlarda kullanılmaktadır (Gracis ve ark 2015, Lee 2018, Schünemann ve ark 2019). Bu gruba NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare, Gothenburg, İsviçre), In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik), Katana Zirconia ML (Kurayay Noritake, Miyoshi, Japonya), Prettau Zirconia (Zirkonzahn, Gias, İtalya), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) örnek olarak verilebilir.

c) Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Alüminanın ortalama dayanıklılıkta olması ve zirkonyanın tetragonal fazda parsiyel stabilize olması nedenleriyle; mikro ve nano boyutlarda yapısında zirkonya ve alümina bulunan zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) bloklar üretilmiştir (Chevalier ve ark 2009). Genel olarak ZTA yapısında %50 oranında alümina, ATZ yapısında ise %50 oranında zirkonya bulunmaktadır (Gracis ve ark 2015). Parsiyel stabilize zirkonyalardaki zirkonyumda oluşan düşük ısı bozulması, tetragonal fazdan monoklinik faza yavaş bir dönüşüm gerçekleşmesiyle oluşur. Sinterlenmeden önce alümina partiküllerine nanopartikül ölçeklerinde zirkonya eklenmesiyle bu materyallerin Y-TZP'lere kıyasla kırılma dayanımlarının daha fazla ve düşük ısı bozunmasına karşı daha dirençli oldukları belirtilmektedir (Young ve Altschuler 1977, Fasbinder 2010, Ruse ve Sadoun 2014).

1.3.3.Rezin Matriks Seramikler

CAD/CAM ile ilgili son gelişmeler neticesinde yeni polimerizasyon teknikleriyle geliştirilen mikro yapıli seramik restorasyonların üretim ve kullanım alanları giderek genişlemektir (Coldea ve ark 2013, Elsaka 2014, Stawarczyk ve ark 2016). Protetik diş hekimliğı pratiğinde sıklıkla kullanılan seramik materyallerin optik ve mekanik özellikleri son derece iyi olmasına rağmen tamir işlemleri oldukça zordur. Diğer yandan kompozit restoratif materyallerin ise mekanik özellikleri

seramiklerden düşük olmasına rağmen ağız içerisindeki tamir ve modifikasyonları seramik restorasyonlara göre daha kolaydır. Seramik materyallerin elastik modülü mineye yakinken kompozit materyallerin elastik modülü ise dentine yakındır. Seramik restorasyonların final kalınlıklarının minimum 1,5-2 mm olması gerekmektedir. Bu sebeple diş preperasyonunun sonucunda yüksek miktarda diş dokusu kaybedilmektedir (Ryou ve ark 2011, Dirxen ve ark 2013). Bu gibi nedenler, üreticileri her iki gurubun avantajlı özelliklerini birleştirilerek yeni bir materyal grubu üretilmesi arayışına yönlendirmiştir (Della Bona ve ark 2014, Nguyen ve ark 2014).

Rezin matriks seramikler, seramik ile yüksek oranda infiltre edilmiş organik bir matrikse sahip olmaları nedeniyle geleneksel seramik sınıflandırılmasının dışında kalmaktadır (Powers ve Sakaguchi 2006). Seramikler 2013 yılında “ADA Code on Dental Procedures and Nomenclature” güncel tanımlamasında, büyük bölümü cam, seramik ya da cam seramik gibi yüksek ısıya dayanıklı inorganik yapılar içeren; preslenmiş, pişirilmiş, polisajlanmış veya millenmiş materyal grubu olarak tanımlanmıştır (Gracis ve ark 2015). Bu tanım dolayısıyla rezin matriks seramikler, organik faz içeriğine bakılmaksızın ağırlıkça %50’den fazla inorganik bileşenler içerdiği için seramik sınıflandırılmasına dahil edilmiştir. Polimer matriks yapısında ağırlıklı olarak inorganik yapı içeren bu materyallerin organik kısmında kompozit rezin matriks bulunurken, inorganik kısmında ise seramik doldurucular bulunmaktadır (Ryou ve ark 2011, Dirxen ve ark 2013).

Rezin matriks seramik bloklar standart parametreler altında yüksek sıcaklık ve basınçta üretilen hibrit, nano hibrit ve nano doldurucu içeren kompozit materyalleridir (Nguyen ve ark 2014). Hibrit yapıdaki bu materyaller seramik ve rezin esaslı materyallerin olumlu özelliklerini birleştirmektedir (Ceren ve ark 2016). Rezin seramik blokların seramiklere kıyasla daha yumuşak olmaları, üretim ve tamir işlemlerini kolaylaştırmaktadır. İndirekt rezin kompozitlerle karşılaştırıldıklarında; fiziksel ve optik özellikleri daha iyidir (Elsaka 2014). Seramikler ile karşılaştırıldıklarında elastik modülüsleri dentine daha yakındır ve kolay frezelenirler. Ağız içerisinde kompozitler ile tamirleri mümkündür (Petrini ve ark 2013). Bileşimlerindeki içerikler önemli ölçüde değişiklik göstermektedir. İçerdikleri inorganik bileşenlere göre; rezin nanoseramikler, rezin matriks içinde infiltre edilmiş

cam seramikler, rezin matriks içinde infiltre edilmiş zirkonya seramikler olarak gruplara ayrılmaktadır (Gracis ve ark 2015).

a) Rezin Nanoseramikler

Ağırlık olarak %80 oranda rezin matriks içerisine gömülen inorganik nanoseramik partiküller ile güçlendirilmiş yüksek sertliğe sahip materyallerdir. Bu doldurucular; geleneksel seramikler, polikristalin seramikler (zirkonya), seramik-zirkonya birleşimlerinden oluşmaktadır (Lambert ve ark 2017). Nanoseramiklerin göstermiş oldukları elastik modülü 10-20 GPa arasında olup dentinin elastik modülüne yakındır. Karşıt dişlerde cam seramiklere kıyasla daha az oranda aşınmaya neden olurlar. Kırılma dirençleri feldspatik, lösit ve kompozit içerikli bloklara göre daha yüksek değerler gösterirken; lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara yakın değerler göstermektedir (Magne ve ark 2011).

Lava ultimate (3M ESPE, Seefeld, ABD); 2012 yılında piyasaya rezin nanoseramik olarak sürülen CAD/CAM rezin matriks seramik bloğudur. İçeriğindeki silika nanopartiküllerinin çapı 20 nm ve zirkonya nanopartiküllerinin çapı 4-11 nm'dir. Zirkonya-silika nano kümeleri doldurucular arasındaki boşlukları azaltarak materyale yüksek nano seramik ağ içeriği kazandırmıştır (Gracis ve ark 2015). Organik matriksini; Bisfenol-A-glisidil dimetakrilat (Bis-GMA), diüretan dimetakrilat (UDMA), etoksillenmiş bisfenol-A-glikol dimetakrilat (Bis-EMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) oluşturmaktadır. Blokların üretimleri esnasında yapıya ilave edilen silan molekülü, rezin matriks ile inorganik nano yapı arasındaki kimyasal bağı oluşturmaktadır (Gueth ve ark 2013, Horvath 2016). Lava ultimate'in bükülme dayanımı 200 MPa iken, elastik modülü 29,8 GPa'dır (Lauvahutanon ve ark 2014). Elastik modülünün dentinin elastik modülüne yakın olması ve kuvvet absorbe edici özelliği ile posterior bölgede kron olarak kullanılması düşünülmüştür. Fakat yüksek oranda desimantasyon problemleri yaşanması sonucunda, üretici firma tarafından kalite standartlarını sağlamadığı belirtilerek kron endikasyonu kaldırılmıştır. İmplant üstü tek kronlarda kullanıldığında sahip olduğu esnek yapı nedeniyle, kronda oluşan stres birikiminin simana iletilerek desimantasyona neden olduğu düşünülmektedir. İnley, onley, veneer restorasyonlarda kullanılması endikedir (Koizumi ve ark 2015).

Üreticisi tarafından “esnek nanoseramik” olarak isimlendirilen Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) 2014 yılında piyasaya sürülen rezin içeren matriks yapısına sahip olan CAD/CAM seramik bloğudur. Yüksek oranda çapraz bağlı olarak rezin matriksi içerisine dağılmış çok ince cam partiküllerinden oluşmaktadır (Sideridou ve Karabela 2011). Tek tip ve 500 nm’den daha küçük boyutta doldurucu partiküller içermektedir. Ağırlıkça %71 oranında silika-baryum inorganik doldurucu partikül ve %29 oranında kompozit içermektedir. Bis-metakriloksietoksifenilpropan (Bis-MEPP), UDMA ve dimetakrilat (DMA) kompozit içeriğini oluşturmaktadır (Stawarczyk ve ark 2016). İçeriğinde bulunan silika partikülleri 20 nm boyutunda olup baryum cam partiküller 300 nm boyutundadır. Homojen dağılan nanoseramik ağ yapısı sayesinde absorbe edilen kuvvetler eşit olarak dağılabilmektedir (Tekçe ve ark 2016). Bükülme direnci 231 MPa ve esneme direnci ise 7,5 GPa’dır. Elastik modülü dentine yakın olduğundan yüksek kuvvetleri absorbe eder, kırılmaya ve aşınmaya karşı dayanıklıdır. Nanoseramiklerin elastik modül değerlerinin dentine yakın olmasının seramiğin ufalanmasını (chipping) engelleyerek restorasyonun ömrünün uzamasına katkı sağladığı belirtilmektedir. Restorasyonların minimum kalınlığının okluzal kuvvetlere karşı yeterli kırılma dayanımına sahip olması için en az 1 mm kalınlığa sahip olması gerekmektedir (Gueth ve ark 2013, Chen ve ark 2014). Yüksek translusens (HT) ve düşük translusens (LT) olmak üzere iki translusensi değerine sahiptir. Polisaj işlemi kolaydır. Glaze, sinterleme ve kristalizasyon gibi işlemler gerektirmez. Yüksek parlaklık göstermesinin nedeni nanoseramik matriksi ve homojen yapıya sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Ağız içinde kompozit ile tamiri kolaydır (Lee ve ark 2000, Lauvahutanon ve ark 2014). Cerasmart; inley, onley, veneer, tam kron ve implant üstü kron restorasyonlarında kullanılmaktadır. Restorasyonların adeziv simantasyon işlemi öncesinde Al_2O_3 ile kumlanması ve silan uygulanmasının birlikte yapılmasının bağlanma dayanım değerlerini arttırdığı belirtilmiştir (Kılınç ve ark 2018, Şişmanoğlu ve ark 2020).

2017 yılında piyasaya sürülen ve nano hibrit kompozit rezin olarak adlandırılan Grandio Blocs (VOCO, Cuxhaven, Almanya) yüksek doldurucu oranı (%86) içermektedir. İçerisinde bulunan nanopartikül doldurucuların matriks yapısında oluşturduğu ağ etkisi sayesinde abrazyon ve gerilme direncini arttırmaktadır. Elastik modülü 15-18 GPa ve bükülme dayanımı 250-290 MPa’dır

(Rosentritt ve ark 2020). Fırınlanma işlemi gerektirmez ve polisajı kolaydır. Ağız içinde tamiri yapılabilir. Bükülme direnci yüksektir. Dişe benzer şekilde aşınma direnci gösterir. Bu sebepten dolayı bruksizimli hastalarda okluzal veneer uygulamalarında tercih edilmektedir. Sahip olduğu nanohibrit yapısı sayesinde ince kenarlarda bile frezelenebilir. İnley, onley, implant üstü tek kron ve laminate veneer restorasyon uygulamalarında endikedir (Akarca ve ark 2022).

Güçlendirilmiş rezin içerikli nanoseramik CAD/CAM bloğu olan Brilliant Crios (Coltene Whaledent; Altstätten, İsviçre) inorganik kısmında ağırlıkça %70,7 oranında 20 nm'den küçük boyutlarda amorf silika (SiO_2) ve 1 μm boyutundan küçük boyuttaki cam partikülleri içermektedir. Ağırlıkça %29,3'ünü oluşturan polimer organik matriks yapısında ise Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA ve çapraz bağlı metakrilat molekülleri bulunmaktadır (Ritter 2017). Tam kron, inley, onley, veneer, implant destekli kronlar kullanım endikasyonlarıdır. Daimi tek diş eksikliklerinde ve estetik restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu materyal yüksek bükülme direncine ve diş dokusuna yakın esneklik katsayısına sahiptir. Elastik modülü 10 GPa'dır. Yüksek kompozit içeriğine sahip olmasından dolayı karşıt dişte düşük oranda aşınmaya neden olur. Fırınlama işlemi gerekmediğinden ağız içinde onarımı oldukça kolaydır. Frezeleme ünitesinde üretildikten sonra kompozit cilaları ya da polisaj patı kullanılarak intraoral ve ekstraoral uygulamalar ile polisajı yapılmaktadır (Lauvahutanon ve ark 2014).

b) Rezin İnfiltr Cam Seramikler

2013 yılında üretici firma tarafından “polimer infiltr hibrit seramik” (PIHC), “polimer infiltr seramik ağ” (PICN) gibi isimlendirilen Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) rezin matriks içerisine penetre olan cam seramiktir. Vita Enamic (hacimce %75, ağırlıkça %86) feldspatik seramik ağı ve (hacimce %25, ağırlıkça %14) polimer ağından oluşmaktadır (Kurtulmuş Yılmaz ve ark 2019). Organik yapısında büyük oranda lösit içerikli feldspar ve daha az oranda zirkonya bulunmaktadır. İnorganik kısmını ise UDMA ve TEGDMA oluşturmaktadır (Della Bona ve ark 2014, Fasbinder ve ark 2016). Polimer ağını ise yüzeyi modifiye edilmiş PMMA (polimetil metakrilat) oluşturmaktadır. Bu bloklar yapılarındaki seramik ağının polimer ağı ile güçlendirilmesiyle hem seramik hem kompozit

özellikleri göstermektedir. Vita Enamic'in bükülme direnci 150-210 MPa, elastik modülü 30 GPa, sertlik değeri 2,5 GPa'dır. Elastik modülünün dentine benzer olması okluzal kuvvetlerin geniş bir alana yayılmasına ve stres iletiminin azalmasına neden olur ve chippingi engeller (Ausiello ve ark 2004, Coldea ve ark 2013). Geleneksel seramiklere göre karşı dişte daha az aşınmaya neden olur ve sertlik değerleri düşük olduğu için geleneksel seramiklere göre daha fazla aşınır (Coldea ve ark 2013, Mörmann ve ark 2013, Nguyen ve ark 2014). Frezelenmeleri sonrasında sinterizasyon ve fırınlama işlemi gerekmemektedir (Homaei ve ark 2016). Tam seramiklerde görülen çatlak ilerlemesi sorunu bu materyalin yapısındaki polimer ağ yapısı sayesinde azalmıştır. Bu nedenle minimal preperasyona olanak sağlayacak şekilde çok ince kalınlıklarda (0,2-0,5 mm) hazırlanması mümkündür. Aşınma direnci yüksektir. Köprülerde ve bruksizimli hastalarda kullanımı üretici firma tarafından önerilmez. Endikasyonları inley, onley, laminate veneer, anterior ve posterior tek kron ve implant üstü tek kronlardır. Vita Enamic beş dakika %5'lik HF ile pürüzlendirildikten sonra adeziv yapıştırıcı sistemle simantasyon işlemi yapılmaktadır (Tinschert ve ark 2000).

c) **Rezin İnfiltrat Zirkonya-Silika Seramikler**

Ağırlıkça %60'tan fazla inorganik partikül içeren bu seramiklerin inorganik yapısını silika partikülleri oluştururken, organik yapısını Bis-GMA, TEGDMA oluşturmaktadır. Bu grupta üretilen ilk CAD/CAM kompozit esaslı blok Paradigm MZ100 (3M ESPE, Minnesota, ABD)'dür. Z100 restoratif materyalin fabrikada üretilmiş halidir (Fasbinder 2010, Schepke ve ark 2016). Organik yapısını TEGDMA ve Bis-GMA oluşturmaktadır. İnorganik yapısında küresel şekilde 0,6 µm boyutlarında zirkonya-silika parçacıkları bulunur (Lawson ve ark 2016, Mainjot ve ark 2016). Elastik modülü 15-20 GPa ve bükülme direnci 150 MPa'dır. Uzun süreli geçici restorasyon uygulamalarında kullanılmaktadırlar (Sevmez ve ark 2019). Bruksizimli hastalarda kullanıldığında okluzal kuvvetleri absorbe ederek karşıt arka daha az aşınmaya neden olurlar. Uzun süreli geçici yapımında, inley, onley, tek kronlarda kullanılır (Höland ve ark 2000).

Bu gruptaki bir diğer blok Shofu Block HC'dir. Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya), yeni nesil hibrit seramik materyal olup ağırlığının %61'inden

fazlasını inorganik komponentler oluşturmaktadır (Stawarczyk ve ark 2015). Doldurucu olarak silika tozu, zirkonyum silikat, mikro kümeli silika içermektedir (Gracis ve ark 2015, Stawarczyk ve ark 2016). Organik polimer yapısı UDMA ve TEGDMA'dan oluşturmaktadır (Horvath 2016). Shofu Block kromatik opak dentin tabakası ve translusent mine tabakası olmak üzere iki tabakalı bloklar olarak üretilmektedir. Bükülme dayanımı 190-200 MPa, elastik modülü ise 8-10 GPa arasındadır. Yüksek bükülme dayanımı ve düşük eğilme modülüne sahip olması nedeniyle kuvvet absorpsiyonları iyidir. Zirkonya seramiklere alternatif olabileceği belirtilmektedir. Mine benzeri translusensi özelliği göstermektedir. Translusensi özelliklerinin ve mekanik özelliklerinin iyi olması sebebiyle hem anterior hem posterior restorasyonlarda kullanılmaktadır. Ayrıca inley, onley, veneer kron ve implant destekli restorasyonlarda kullanılmaktadır (Gracis ve ark 2015, Sevmez ve ark 2019).

1.4. Ağız Gargaraları

Ağız gargaralarının ulaşılabilen en eski kaynaklarda M.Ö 2000'li Çin tıbbında ağız hastalıklarının tedavisi için kullanıldığı belirtilmiştir. Günümüzde ise antimikrobiyal ağız gargaralarının kullanımı 1960'lı yıllara dayanmaktadır (Barnett 2006). Ağız hijyenini optimum şekilde sağlamak, dişeti hastalıklarının ve diş çürüklerinin önlenmesi için oldukça önemlidir. Antibakteriyel gargaralar, dişeti tedavisinin idame edilmesinde de sık olarak kullanılmaktadır. Antibakteriyel ağız gargaraları diş hekimliğinde koruyucu ve tedavi edici özellikleriyle profilaktik ve terapötik amaçlarla yaygın olarak kullanılmaktadır (Pitten ve Kramer 1999). Ağız gargaraları mekanik olarak fırçalamayı destekleyerek dental plak oluşumunu kimyasal olarak engeller (Derafshi ve ark 2017). Dişeti hastalıklarının yanı sıra; protetik ve ortodontik tedavi gören hastalarda, implant ve periodontal cerrahi uygulamalardan sonra, kserostomi varlığında, oral kandidiazis ve oral mukozitin tedavisinde, immünsupresif ve bakteriyemi riski taşıyan hastalarda oral kavitedeki bakterilerin neden olacağı enfeksiyonların önlenmesi amacıyla ağız gargarası kullanımları önerilmektedir (Cannell 1981, Ciancio 1994, DeVore 1994).

1.4.1. Ağız Gargaralarının İçeriğinde Bulunan Bileşenler

Ağız gargaralarının içeriğinde genel olarak; katyonik organik moleküller, kuarterner amonyum bileşikleri, bitki alkoloidleri, metal iyonları, oksijenize edici ajanlar, fenolik bileşikler ve yüzey düzenleyiciler bulunmaktadır (Rosan ve ark 2000).

Bisbiguanidler (Biguanidler)

Bisbiguanidler farmasötik ürünlerde koruyucu olarak kullanılan ve aynı zamanda antiseptik özellik gösteren ajanlar olarak tanıtılmışlardır (Rose ve Swain 1956). Biguanidler grubunda bulunan klorheksidin, aleksidin ve oktenidin gibi antibakteriyeller ağız gargaralarının içeriklerinde yer almaktadır (Moshrefi 2002).

a) Klorheksidin

Düşük toksisitesiye sahip geniş spektrumlu bir antibakteriyel ajan olan klorheksidin, hem bakterisit hem bakteriostatik etki göstererek sporların gelişimini engellemektedir (DeVore 1994, de Araujo Nobre ve ark 2007, Gunsolley 2010, Van der Weijden ve Slot 2015, Wilder ve Bray 2016).

Kapalı formülü $C_{22}H_{30}Cl_2N_{10}$ olan klorheksidin; diglukonat, asetat ve hidroklorid olmak üzere 3 farklı formda bulunur. Hidroklorid formu suda dağınık bir yapı gösterirken diglukonat ve asetat formu suda çözünmektedir (Denton 1991). Antibakteriyel etkinliğini pH değeri 5,5-7 arasında göstermektedir. Düşük konsantrasyonlarda membran permeabilitesinde artışa neden olarak potasyumlu bileşiklerin hücre içinden hücre dışına sızmasına neden olup, hücrenin osmotik dengesini bozarak bakteriostatik etki göstermektedir. Yüksek konsantrasyonlarda hücrede sitoplazma presipitasyonuna neden olarak bakterisit etki göstermektedir (Grenier 1996). Ağız gargaralarındaki klorheksidin glukonat içeriği %0,20 ile %0,12 olarak değişmektedir (Soares ve ark 2008).

Klorheksidinin insanlarda plak ve dişeti iltihabını kontrol etmedeki etkinliği ilk olarak Harald Löe ve meslektaşları tarafından gösterilmiştir (Löe ve Rindom Schiøtt 1970). Antiplak etkisi ile gingivitis ve periodontal hastalıkların gelişimini önleyici etki gösterir. Bu nedenle diş hekimleri tarafından hastalara sıklıkla

önerilmektedir (Winkelhoff ve ark 1996). Klorheksidin plak oluşumunu engelleyici etkisi oral kaviteye tutunabilmesine ve uzun süre kavitede kalabilmesine bağlıdır (Addy 1986). Klorheksidin; mukoza, diş yüzeyleri, tükürük molekülleri ve pelikül tarafından absorbe edilip zaman içerisinde ağız ortamına geri salınarak diş yüzeylerine bakteri yerleşmesini engeller (Tsuchiya ve ark 1994). Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan gargara formunun yanı sıra; jel ve vernik gibi formları ile kavite dezenfeksiyonu ve kanal irrigasyonu sağlamak amacıyla da kullanılmaktadır (Soares ve ark 2008). Günde iki defa %0,20'lik klorheksidin diglukonat ile ağız gargarası yapılmasının plak oluşumunu önlediği gingivitis engellediği belirtilmektedir (Teles ve Teles 2009).

Klorheksidin diglukonat periodontal patojenleri azaltmak için ağız gargaralarında yaygın olarak kullanılmasına rağmen, klorheksidinli ağız gargaralarının kullanımı sonrası hastalarda yaygın olarak görüldüğü belirtilen bazı yan etkilere sahiptir (Timmerman ve Van der Weijden 2006, Chapple ve ark 2018). Bunlardan bazıları tat almada değişiklik, oral mukozada erozyon, supragingival diş taşı birikimi, parotis bezinde şişme ve dişler ile oral mukozada renklenme olarak sıralanabilir (Addy 1986, Eley 1999, Marinone ve Savoldi 2000, Van Strydonck ve ark 2012). En yaygın görülen yan etkisi dişlerde ve ağız dokularında, özellikle dilde kahverengi lekeler oluşturmaktır (Addy 1986). Bir hafta süreyle düzenli olarak klorheksidin gargara kullanımının oral kavitede bulunan restorasyonlar ve dişler üzerinde açık kahverengiden koyu kahverengiye kadar değişebilen renklemeler ortaya çıkartabildiği belirtilmektedir (Aktaş ve Giray 2010, Falkensammer ve ark 2013). Bu karakteristik boyamanın nedenini açıklamak için çeşitli teoriler öne sürülmüş, ancak çoğu kanıt, boyamanın anyonik diyet kromojenlerinin (çay, kahve, şarap gibi) adsorbe edilmiş klorheksidin katyonları üzerine çökeltilmesinin sonucu olduğu kararına varılmıştır (Addy ve ark 1985, Watts ve Addy 2001). Nadiren hastalarda ağız ve dudaklarda klorheksidin kullanımı sonrası tip 1 aşırı duyarlılık reaksiyonları görülebilmektedir (Pemberton ve Gibson 2012). Ancak periodontal sağlığı korumak için kullanılan klorheksidinli ağız gargaralarının kullanılmasının bir sonucu olarak anafilaksi gibi ciddi reaksiyonlar meydana gelmemiştir (James ve ark 2017).

Dişlerdeki inatçı dışsal renklenmeler ve diş taşı birikimi gibi olumsuz etkiler haricinde diğer etkiler klorheksidinli ağız gargarasının kullanımı kesildikten sonra ortadan kalkmaktadır (Greenstein ve ark 1986). Belirtilen lokalize yan etkiler sınırlandırılmıştır (Van der Weijden ve ark 2015). Bu gargaraların uzun süreli ve sürekli kullanılmaları önerilmemektedir (Ertaş ve ark 2006, Maiwald ve Chan 2012, Falkensammer ve ark 2013, James ve ark 2017).

b) Alexidin

Bir biguanid olan aleksidin, klorheksidinin aksine son gruplarında etilheksil içermektedir. Aleksidin ilk zamanlarda yaygın olarak ağız gargaralarında ve dezenfektanlarda katyonik deterjan olarak kullanılmıştır (Roberts ve Addy 1981, Eley 1999, Kayaalp 2009).

Fenolik Bileşikler

Fenolik bileşikler ilk olarak 1865 yılında Joseph Anster tarafından karbolik sprey şeklinde cerrahi antisepsisi için kullanılmıştır. Tek başlarına ya da kombine şekilde pastillerde ve gargaralarda kullanılmaktadır. Fenolik bileşiklerin antimikrobiyal özellikleriyle plak ve dişeti iltihabını azaltmada etkin olduğu kabul edilmiştir (Alshehri 2018). Fenoller bakterilerin hücre duvarını hasara uğratarak bazı bakteri enzimlerini etkisiz hale getirerek etki göstermektedir (Fortin ve Vargas 2000). Yüksek konsantrasyonlarda hücre duvarında lizis ile proteinlerin parçalanmasına, düşük konsantrasyonlarda esansiyel enzim inaktivasyonuna neden olmaktadır (Gordon ve ark 1985). Fenolik bileşikler içeren ağız gargarası kullanan hastalarda ilk zamanlarda acı tat ve yanma hissi gibi yan etkilerin ortaya çıktığı, kullanım devamlılığı sonrasında ise bu etkilerin azaldığı belirtilmektedir (Scheie 1989).

Kuarterner Amonyum Bileşikler

Bakterisit etkili ajanlar olup setilpridinyum klorit ve benzilkonyum klorit gibi katyonik antiseptik bileşiklerdir. Bakterilerde bulunan hücre zarındaki geçirgenliği arttırarak hücrede hasara sebep olurlar (de Albuquerque ve ark 2004). Gram pozitif ve gram negatif bakterilere etki gösterirler (Mukherjee ve ark 2017). Setilpridinyum

klorit diş eti hastalıklarının önlenmesi ve halitozisi geçici olarak ortadan kaldırıcı etkisi ile ağız gargaralarının içeriğine eklenmiştir (Charles ve ark 2015). Oral kavitede erken plak birikimini engelleyici etki gösterirler. Kloheksidine benzer düzeyde antibakteriyel etkinlik gösterirken, plak ve gingivitisi önlemede klorheksidin kadar etkili olmadıkları belirtilmiştir (de Albuquerque ve ark 2004). Klinik çalışmaların sonuçlarına göre plak akümülyasyonunu %14-35 arasında azalttığı belirtilmiştir (Barnes ve ark 1976, Ashley ve ark 1984). Dişlerde renklenme, ağız mukozasında irritasyon gibi bazı yan etkiler gösterdikleri belirtilmektedir.

Bitki Alkaloidleri

Günümüzde ağız gargaralarında ve diğerk ağız hijyen ürünlerinde birçok farklı bitkisel içerikli alkaloidler kullanılmaktadır. En çok kullanılan bitki alkaloidi olan sanguinarin “Sanguinaria canadensis” bitkisinin kök kısmından elde edilmekte olup antiplak etkinlik gösterdiği belirtilmiştir (Miller ve ark 1988). Sanguinarin diş macunlarında ve ağız gargaralarında sıklıkla kullanılmaktadır. Bazı çalışmalarda sanguinarinin çinko fosfatla birlikte kullanıldığında plak eliminasyonunu desteklediği belirtilmektedir (Dzink ve ark 1985, Wennström ve Lindhe 1985, Özcan ve ark 1990, O'Brien 2002). Sanguinarinin ağız içinde tükürükten çok plağa tutunduğı, bu yüzden uzun bir süre antiplak ve antibakteriyel etkinliğini gösterdiği bildirilmiştir (Southard ve ark 1984, Dzink ve ark 1985, Mandel 1988).

Schonfeld ve ark (1986) sanguarin içerikli diş macunlarının supragingival plak eliminasyonuna etkisini inceledikleri çalışmalarının sonucunda sanguarin içerikli diş macununun belirgin oranda antiplak etki göstermediğini belirtmişlerdir. Sanguinarin içerikli oral hijyen ürünlerinin antiplak etkinlik göstermesinin nedeninin bileşiğın yapısında bulunan çinko iyonundan kaynaklı olabileceğı düşünülmektedir (Etemadzadeh ve Ainamo 1987, Kökten 1990).

Metal İyonları

Çinko, bakır, kalay gibi bazı metal iyonlarının dental plakta bulunan bakterilerin asit üretimlerini engelleyerek glikolitik enzim inhibisyonu yaptığı ve bu sayede bakterilerin diş yüzeyine tutunmasını önleyerek plak birikimini azalttığı belirtilmektedir. İçeriğinde metal iyonu bulunduran ağız gargaralarının uzun

dönemde kullanımlarının dişlerde renklenmelere sebep olduğu düşünülmektedir (Adams ve Addy 1994). Çinko, diş minesinde, tükürükte ve plak içeriğinde bulunan bir elementtir. Plak ve diştışı oluşumunun önlenmesi, ağız kokusunun giderilmesi gibi amaçlarla ağız gargaralarına eklenmektedir (Bozkurt ve ark 2016). Çinko içeren ağız gargaraları ve diş macunlarının plak indekslerini ve gingivitis değerlerini düşürdüğü rapor edilmiştir (Saxton ve ark 1986).

Ağız sağlığının korunması amacı ile oral hijyen ürünleri içerisinde en sık kullanılan metal iyonları floridlerdir. Diş macunlarının içeriğine sıklıkla eklenen geniş spektrumlu bir antimikrobiyal ajan olan kalay florid bakteriyel plak gelişimini yavaşlatarak etki göstermektedir (Tinanoff 1990, Williams ve ark 1997). Amin floridler ve stannöz floridler antiplak özellik gösterirken amin florür ise antiglikolitik etki göstermektedir (Breitenmoser 1975). Stannöz florür yaygın olarak diş macunları içeriğinde bulunmaktadır (Beiswanger ve ark 1995). Florür içerikli ağız gargarası kullanımından sonra seramik yüzeylerinde bozunmalar ve renk değişimleri meydana geldiği belirtilmektedir (Artopoulou ve ark 2010, Vechiato Filho ve ark 2014).

Triklosan

Katyonik bir ajan olan triklosan, ağız içerisinde renk değişikliğine sebep olmayan, non-iyonik bir antiseptik ajandır. Çinko ile birlikte kullanıldığı zaman plak üzerinde inhibe edici etkiye sahiptir (Deasy ve ark 1991). Triklosan içeren diş macunları ve ağız gargaralarının antimikrobiyal, antiinflamatuvar ve analjezik etki gösterdiği belirtilmektedir (Skaare ve ark 1996).

Alkol

Alkol, gargara içerisinde bulunan diğer ajanları çözerek aktif içerikleri stabilize eder ve ağız gargaralarının raf ömürlerini uzatır. Genellikle ağız gargaralarının içeriğinde alkol olarak etanol kullanılmaktadır. Amerikan Diş Hekimliği Birliği'ne göre klorheksidin içerikli gargaralardaki alkol oranının en fazla %11,6 olması kabul edilmiştir (Penugonda ve ark 1994).

Okside Edici Ajanlar

Okside edici ajanlar hidrojen peroksit, sodyum peroksit, sodyum perkarbonat ve benzerleridir. Hidrojen peroksit, dezenfeksiyon amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. Bakterisidal etkili olup anaerobik bakteriler üzerinde etki gösterir. Akut nekrotizan ülseratif gingivitis (ANUG) ve periodontitis etkeni olan *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* üzerinde etkili olduğu belirtilmektedir. Perikoronitis ve ANUG tedavilerinde peroksit ve perboratlar yaygın olarak kullanılırlar. Yapılan çalışmalarda hidrojen peroksitin dental plağı ve gingivitisi belirgin oranlarda azalttığı bildirilmiştir (Hasturk ve ark 2004). Bir çalışmada karanlık alan mikroskobu değerlendirmesinde hidrojen peroksitin dental plağı %18 ile %50 oranında inhibe ettiği tespit edilmiştir (Wennström 1988). Aynı zamanda hidrojen peroksit farklı nedenlerle renk değişimine uğrayan doğal ya da yapay dişlerin beyazlatılarak estetik görünümünün iyileştirilmesinde de kullanılan bir ajandır. Hidrojen peroksitin yanı sıra karbamid peroksit ve sodyum perborat içeren diğer beyazlatıcı ürünler, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Jefferies 1998, García Godoy ve García Godoy 2002, Barutçugil ve ark 2014). Profesyonel olarak piyasada bulunan ürünlerin yanı sıra reçetesiz olarak satılan diş macunları, diş beyazlatma ürünleri, ağız gargaraları gibi ürünlerde bulunmaktadır (Lima ve ark 2012). Beyazlatıcı ağız gargaraları olarak piyasada bulunan gargaralar genellikle %1-2 konsantrasyonlarda hidrojen peroksit içermektedirler. Hidrojen peroksit dışında sodyum pirofosfat, sodyum heksametafosfat, sodyum sitrat ve benzeri kimyasal ajanları içeren beyazlatıcı etkili ağız gargaraları düşük maliyet ve uygulama kolaylığı ile piyasada yer almaktadır (Lima ve ark 2012).

1.5. Işık ve Renk Kavramı

Işık nanometreler ile ifade edilen dalga boylarından oluşan elektromanyetik bir enerji olarak tanımlanmıştır (Wee 2006). Farklı dalga boylarının karışımı görünür ışık olarak tanımlanmakta ve bu karışım beyaz ışık olarak adlandırılmaktadır (Chu 2002). Sir Isaac Newton'un 18. Yüzyılda yaptığı deneyler, bir prizmadan geçen beyaz ışığın spektrum adı verilen bir renk örtüsüne bölündüğünü göstermiş ve ışık olmadan rengin olmayacağını kanıtlamıştır (Basavanna ve ark 2013).

Işığın değişik dalga boylarının gözün retinasına ulaşması ile ortaya çıkan algılama renk olarak isimlendirilmektedir. Işık maddelere çarpıp uzaklaştıktan sonra bir kısmı madde tarafından soğurulurken bir kısmı da yansımaktadır. Bu nedenle algılamada çeşitlilik oluşmaktadır. Oluşan bu farklı algılanma ton olarak adlandırılmıştır (Strenk ve ark 2005).

Bir cisme çarpan ışık yansıyarak önce göze ve oradan beyinde bulunan görme merkezine gider (Sengez ve Dörter 2013). Renk algısı; ışık kaynağı, gözlemci ve nesne olmak üzere üç farklı değişen unsurun birleşimine bağlıdır (Burkinshaw 2004). Bu faktörler değiştiğinde renk algısı değişmektedir (Shillingburg ve ark 1997).

a) Işık Kaynağı

Renk uyumundaki en önemli unsurun ışık kaynağı olduğu belirtilmektedir (Afrashtehfar 2013). Diş kliniklerinde doğal, akkor ve floresan olmak üzere yaygın olarak bulunan üç ışık kaynağı bulunmaktadır (Shillingburg ve ark 2012). Gün ortasında oluşan doğal ışığın ideal ışık kaynağı olduğu bilinmektedir (Agrawal ve Kapoor 2013). Doğal güneş ışığı hava durumu ve günün değişen saatlerinde farklılık gösterir (Shillingburg ve ark 2012). Bu nedenle renk seçimi için ideal koşullar sağlanamadığında yapay aydınlatma kullanımına ihtiyaç duyulmaktadır (Agrawal ve Kapoor 2013). Kullanılan yapay ışık kaynakları eşit renk dağılımı yapamazlar. Akkor ışık kaynakları kırmızı-sarı renklidir, mavi renkten yoksundur (Shillingburg ve ark 2012). 5500 Kelvin (°K) renk sıcaklığı dental renk uyumu için önerilen bir standarttır (Afrashtehfar 2013).

b) Nesne

Nesnelerin kendilerine özgü renkleri bulunmaz (Shammas ve Alla 2011). Görüntülenen nesne ışık enerjisinin tamamını veya bir kısmını yansıtarak, soğurarak, ileterek ya da kırarak üzerine gelen ışığı değiştirir. Böylece rengin kalitesi oluşur (Shillingburg ve ark 2012). Beyaz nesneler ışığın tüm dalga boylarını yansıtırken siyah nesneler ışığın tüm dalga boylarını soğurmaktadır (Makhloota ve ark 2021).

c) Gözlemci

Göz, elektromanyetik radyasyondan elde edilen ışık dediğimiz görüntülerin alıcısı olan organdır. Bir nesneden yansıyan ışık retinadaki renk algısından sorumlu olan koni ve çubuk hücrelerini uyarır (Paravina 2018). Çubuk hücreleri skotopik (tek renkli, düşük ışık seviyesi) görüşten, koni hücreleri ise fotopik (orta, yüksek ışık seviyesi) görüşten sorumludur (Burkinshaw 2004).

1.6. Renk Sistemleri

Yirminci yüzyıldan günümüze renkleri matematiksel olarak ölçmek için tasarlanan birçok renk sistemi bulunmaktadır (Billmeyer ve Saltzman 1981, Paravina ve ark 2004). Rengi görsel olarak tanımlayıcı Munsell ve daha niceliksel olarak tanımlayan Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) renk sistemleri, geliştirme ilkeleri, deneyimsel teknik ve nitelikler açısından en çok vurgulanan sistemlerdir (Wee 2006).

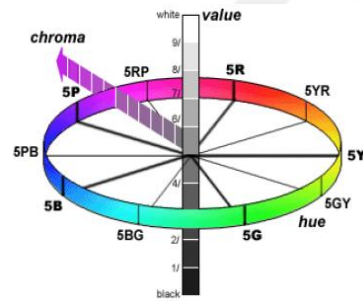
1.6.1. Munsell Renk Düzenleme Sistemi

Albert D. Munsell, 20. yüzyılın başında value, chroma ve hue değerlerini içeren bir renk sistemi sunmuştur (Chu ve ark 2004). Bu sistemde rengin üç özelliği; renk tonu (hue), renk yoğunluğu (chroma) ve renk parlaklık değeri (value) olarak isimlendirilmiştir (O'Brien 2002, Paravina ve Powers 2004, Wee 2006).

Her renk; ton için bir harf, yoğunluk için bir sayı ve parlaklık için bir sayı ile alfanümerik olarak etiketlenir. Bir değişkende iki Munsell renk örneği eşitse; diğer iki değişken farklı olsa bile öznel olarak aynı görüneceklerdir. Renk tonu (hue); bir rengi başka renklerden ayıran özelliktir (O'Brien 2002, Brewer ve ark 2004, Chu ve ark 2004, Wee 2006). Hue Munsell renk sistemindeki ilk boyuttur (Sproull 1973). Bu renk sisteminde hue beş ana renk (mor, mavi, yeşil, sarı, kırmızı) ve beş ara renge (mor-mavi, yeşil-sarı, sarı-kırmızı, kırmızı-mor) ayrılmıştır (Joiner 2004). Ton bir rengin ön adıdır (Shillingburg ve ark 2012).

Renk değeri (value); bir cismin parlaklık veya açıklık koyuluk derecesi olarak ifade edilmektedir (Wee 2006). Munsell'e göre değer, siyahtan beyaza gri tonlamalı olarak tanımlanmıştır (Vadher ve ark 2014).

Renk yoğunluğu (chroma); rengin saflığı, derinliği ve gücünü ifade etmektedir (Joiner 2004). Genellikle yoğunluk olarak tanımlanmaktadır (Brewer ve ark 2004). Renk yoğunluğu güçlü bir rengin zayıf bir renkten ayrılmasını sağlayan doygunluk derecesidir (Sproull 2001). Renk tonunun gücü, yoğunluğu ve doygunluğu olarak tanımlanır (Boksman 2007). Genellikle rengin en önemli boyutu rengin değeridir. Value ve kroma ters orantılıdır, value azaldıkça kroma artar (Afrashtehfar 2013, Agrawal ve Kapoor 2013). Munsell renk sistemi rengin psikolojik deneyimini doğru ve nicel olarak tanımlayan ilk sistemdir (Cochrane 2014).



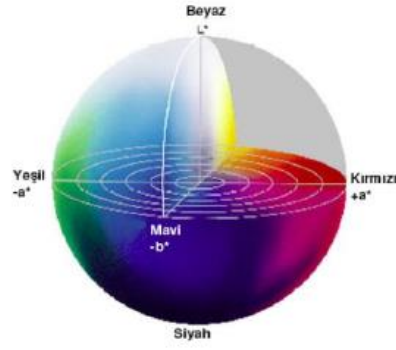
Şekil 1.2. Munsell renk sistemi (Anusavice 2003).

1.6.2. CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) $L^* a^* b^*$ Renk Sistemi

Commission Internationale de l'Eclairage (CIE), renk ve görünüş gibi alanlarda standardizasyonu sağlayan bir organizasyondur. 1931'de CIE renkleri tanımlamak için bir enstrümental renk ölçüm sistemi başlatmıştır (Burkinshaw 2004). Tanımlanan ilk renk uzaylarından biri CIE XYZ'dir. Bu modeller insanın görüşleri algılama yeteneği ve görselleştirme eşleştirmesi yardımıyla manuel olarak oluşturulur. Bu sisteme göre rengin üç farklı boyutu bulunmakta ve tüm renkler tritimus değerleri; kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavinin (Z) değişik miktarlarda karıştırılması ile elde edilmektedir (Seghi ve ark 1986, Paravina ve Powers 2004). Bu sistemde rengin değerlendirilmesi insan gözünün renk algısının fizyolojik özellikleri ile ilişkilendirilmiştir (Ibraheem ve ark 2012).

1976 yılında CIE L*a*b* renk modeli tanıtılırken ikinci uniform renk uzayı, beyaz bir referans noktası ile CIE XYZ uzayından türetilmiştir. CIE L*a*b* renk sistemi eşit algılanan renk farklılıklarına karşılık gelen eşit bir renk uzayını temsil eder. Bu üç boyutlu renk uzayı L*a*b* olmak üzere üç farklı eksenle tanımlanmaktadır. L*, a* ve b* değerleri her bir değer için artı ve eksi yönlü bir koordinat sistemine yerleştirilerek tarif edilmektedir (Joiner 2004, Ersoy 2011, Öngül ve ark 2012, Biçer ve ark 2014). L* eksenini açıklık, koyuluk, parlaklık veya siyah beyaz derecesini ve koordinatlarını belilemektedir. Saf beyaz 100 L* iken saf siyah 0 L* değerine sahiptir (O'Brien 2002, Brewer ve ark 2004, Wee 2006, Vadher ve ark 2014). L* değeri arttıkça objenin rengi açılmaktadır. a* ve b* eksenleri rengin kromatik özelliğini ifade etmektedir. a* değeri rengin kırmızılık-yeşillik oranını; (yeşillik negatif a*/ kırmızılık pozitif a*) b* değeri ise sarılık-mavilik oranını (mavilik negatif b*/ sarılık pozitif b*) göstermektedir. a* ekseninin değeri arttıkça renk kırmızıya, azaldıkça yeşile yaklaşır. b* ekseninin değeri arttıkça sarıya, azaldıkça maviye yaklaşır (Tung ve ark 2002). a* renk koordinatı -90 ile 70 arasındadır. b* renk koordinatı ise -80 ile 100 arasındadır (Paravina ve Powers 2004, Wee 2006) a* ve b* koordinatları beyaz ve gri nötral renklerde sıfıra yaklaşırken, daha yoğun ve doygun renkler için sıfırdan uzaklaşırlar (Joiner 2004, Vadher ve ark 2014). a* ve b* değerleri Munsell renk sistemindeki hue ve kroma ile tamamen örtüşmez (Brewer ve ark 2004).

CIE L*a*b* renk sistemi dış hekimliği renk araştırmaları için en çok kullanılan ve kabul gören renk sistemidir (Seghi ve ark 1986, Rosenstiel ve Johnston 1988, Seghi ve ark 1989, Okubo ve ark 1998, Joiner 2004, Paravina ve Powers 2004). CIE, renk farkı (ΔE) hesaplaması için CIE L*a*b* renk parametrelerinin kullanılmasını tavsiye etmiştir (CIE 2004). Önceki çalışmalarda renk farkının tespit edilmesinde $\Delta E^* = [(L_1^* - L_0^*)^2 + (a_1^* - a_0^*)^2 + (b_1^* - b_0^*)^2]^{1/2}$ formülü kullanılmaktaydı. ΔL , Δa , Δb örneklerin belirli bir işlem öncesinde ve sonrasında ölçülen L,a,b değerlerinin farklarıdır (Wozniak ve Moser 1981, Seghi ve ark 1986, Sakaguchi ve Powers 2012). CIE L*a*b* sisteminin en önemli avantajı, renk değişimlerini görsel algı ve klinik önemle ilişkilendirebilecek birimler olarak ifade edebilmesidir (O'Brien ve ark 1997, Vadher ve ark 2014).



Şekil 1.3. CIE L*a*b* renk sistemi
(Brewer ve ark 2004).

CIE, 2001 yılında CIE L*a*b* renk karakterizasyon sistemi formülünü geliştirerek yeni ve güncel bir formülasyon sistemi olan CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülünü sunmuştur (Luo ve ark 2001, Sharma ve ark 2005). Geliştirilmiş ve yeni bir formül olan ΔE_{00} diş hekimliğinde renk araştırmaları için giderek daha fazla kullanılmaktadır (Paravina 2018). ΔE_{00} formülü algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşikleri ile ilgili daha detaylı sonuçlar vermektedir (Ghinea ve ark 2010).

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

Renk çalışmalarında algılanabilirlik eşiği (Perceptibility Thresold = PT) ve kabul edilebilirlik eşiği (Acceptability Thresold = AT) olmak üzere iki temel eşik değeri bulunmaktadır. Algılanabilir eşik değeri insan gözü ile görsel olarak tespit edilebilen renk farkıdır. Gözlemcilerin %50'sinin algılayabildiği, %50'sinin algılayamadığı renk farkı %50-50 algılanabilirlik eşik değeridir (Paravina ve ark 2015, Chu ve ark 2017). Gözlemcilerin %50'si için kabul edilebilir renk farkı %50-50 kabul edilebilirlik eşik değerine karşılık gelmektedir. Restoratif materyallerdeki %50-50 PT değeri $\Delta E_{00}=0,81$ ve %50:50 AT değeri $\Delta E_{00}=1,77$ olarak belirtilmektedir (Paravina ve ark 2019).

1.7. Diş Hekimliğinde Renk ile İlgili Kavramlar

1.7.1. Opasite (Opaklık)

Bir nesnenin ışık geçirgenliğini önleme yeteneği olarak ifade edilmektedir (Powers ve Sakaguchi 2006). Opak cisimler ışık geçişine izin vermezler (Paravina ve ark 2004).

1.7.2. Opelesans

Doğal mine yapısı, ışığın kısa dalga boylarını (mavi renk) yansıtma, uzun dalga boylarını (sarı-turuncu) iletme ve orta uzunluktaki dalga boylarını (yeşil renk) absorbe etme yeteneğine sahiptir. Diş minesini iletilen ışığın altında turuncu/kahverengi, yansıyan ışık altında mavi tonlarında görünür. Bu durum opalesans olarak açıklanmaktadır (Chu ve ark 2017, Salas ve ark 2018). Opalesans parametresi; yansıyan ve iletilen renkler arasındaki sarı-mavi renk koordinatlarındaki ($CIE \Delta b^*$) ve kırmızı-yeşil renk koordinatlarındaki ($CIE \Delta a^*$) farkların hesaplanması ile bulunur (Cho ve ark 2009).

1.7.3. Translusensi (Yarı Saydamlık)

Translusensi ışığın bir cisim içerisinden geçerken dağılmadan saçılması olarak tanımlanmaktadır (Hunter ve Harold 1987). Materyal içerisindeki saçılma arttıkça translusensi değeri azalmaktadır (O'Brien 2002). Translusensi bir malzemenin ışığı iletebilme özelliği olarak belirtilmektedir (Paravina ve ark 2004, Powers ve Sakaguchi 2006). Translusens maddeler opak ile transparan arasında görülmektedirler (Rosenstiel ve Land 2015). Diş hekimliğinde kullanılan pek çok materyal doğal diş rengini ve yapısını yansıtabilmek için translusent özellik taşımaktadır (Ota ve ark 2012, Kahramanoğlu ve Özkan 2013). Estetik diş hekimliğinde en önemli parametrelerden biri olan translusensinin üç farklı ölçüm yöntemi bulunmaktadır. Bu parametreler kontrast oranı (contrast ratio), ışık geçirgenliği ölçümü ve translusensi parametresidir (Pekkan ve ark 2020).

Translusensi parametresi (TP) bir materyalin siyah ve beyaz arka plan üzerindeki renk ölçümleri arasındaki renk farkı olarak tanımlanmaktadır ((Pekkan ve ark 2020) Birçok çalışmada TP değeri hesaplanmasında CIELAB renk formülasyonu

kullanılmıştır (Salas ve ark 2018, Nikanjam ve ark 2021). Güncel çalışmalarda TP değeri CIEDE2000 renk formülü ile hesaplanmaktadır (Günel Abduljalil ve ark 2020, Öztürk ve ark 2020, Durand ve ark 2021).

1.7.4. Transparanlık (Şeffaflık)

Işık geçişine izin veren cisimler transparan olarak adlandırılır. Şeffaflık, cismin ışığı tamamen geçirebilmesi özelliğidir (Kahramanoğlu ve Özkan 2013).

1.7.5. Fosforesans

Fosforesans radyant enerji ile yükseltgenmiş elektronların enerjilerinin fazlasının saçılması sonucunda ortaya çıkan fotonların yeniden ışıldama özelliğidir. Fosfor içeren bileşenlerde görülmekte olup, dental materyallerde bu özellik genellikle bulunmaz (Chu ve ark 2010).

1.7.6. Floresans

Bir cismin üzerine gelen ışığın cisim tarafından emilerek daha uzun dalga boyundaki ışığın kendiliğinden yayılması durumuna floresans denir (Fondriest 2004). Genellikle mavi ışık ya da ultraviyole ışık altındaki elektronlar daha yüksek enerji seviyesine çıktığında eski enerji seviyesine inerken kazandıkları enerjilerini görünür spektrumunda floresans ışık olarak saçarlar. Materyal üzerindeki radyasyon ortadan kalktığı zaman floresans yayılımı sonlanır (Craig ve Powers 2002).

1.7.7. Metamerizm

Herhangi bir ışık kaynağı altında aynı renkte algılanan bir cismin farklı ışık kaynakları altında farklı renkte algılanması olgusuna metamerizm denir (Craig ve Powers 2002, Foster ve ark 2006). Işık kaynağı değiştirildiğinde metamerik renkler farklı görülürler (O'Brien 2002, Rosenstiel ve Land 2015).

Diş minesindeki spektral yansıma eğrilerinin farklı olması sebebiyle diş ile restoratif materyal arasındaki renk uyumu kullanılan ışık kaynağına göre değişiklik göstermektedir (Burkinshaw 2004, Kim ve ark 2007). Bu nedenle renk seçiminin biri gün ışığı olan iki ya da daha fazla farklı ışık kaynağının altında yapılması gerektiği belirtilmiştir (Anusavice ve ark 2012, Shillingburg ve ark 2012).

1.8. Dental Renk Ölçümü ve Sistemleri

Diş hekimliğinde renk ölçümü görsel ve enstrümental olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Görsel olarak değerlendirme subjektif bir yöntem olup bilgisayar destekli cihazlarla yapılan renk seçimleri daha objektif sonuçlar ortaya koymaktadır (Bayındır ve Wee 2006).

1.8.1. Görsel Renk Ölçümü

Görsel renk ölçümü, dişlerle renk skalaları arasında yapılan görsel karşılaştırmalardır (Paravina 2009, Chen ve ark 2012). Bireysel bir değerlendirmeye dayandığından subjektiftir. Rengin belirlenmesinde sıklıkla kullanılan bir yöntem olmasına rağmen güvenilir bir yöntem değildir ve bazı dezavantajları bulunmaktadır (Keyf ve ark 2009). Translüsensi, yüzey yapısı, aydınlatma koşulları ve kullanılan malzemenin optik karakteristikleri gibi birçok öznel farklı değişkenden etkilenmektedir (Lehmann ve ark 2011).

Renk skalasındaki mevcut renkler doğal diş renklerinin tamamını kapsamamaktadır. Görsel renk sistemi ile elde edilen sonuçları CIE renk sistemine dönüştürmek mümkün değildir. Diş hekimleri arasında ve aynı bireyde günün farklı saatlerinde seçilen renkte uyumsuzluklar oluşabilmekte ve standardizasyon elde edilememektedir (Agrawal ve Kapoor 2013, Ragain 2016). Görsel renk sistemi ölçümünde araştırmacının yorgunluğu, ölçüm yapılan ortamın aydınlatma şartları, materyal ve ışığın pozisyonu, metamerizm gibi bazı nedenler renk ölçümünü olumsuz şekilde etkilemektedir (Okubo ve ark 1998, Agrawal ve Kapoor 2013). Tüm bunlara rağmen görsel renk ölçüm yöntemi günümüzde hala en sık kullanılan renk ölçüm yöntemidir (Paravina ve ark 2015).

Görsel Renk Ölçümünde Kullanılan Renk Skalaları

Vita Classic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 1960'lerden beri sıklıkla kullanılan popüler bir renk sistemidir (Shammas ve Alla 2011). Vita Classic renk skalası A'dan D'ye olmak üzere dört grup renk tonuna göre oluşturulmuştur. A kırmızımsı kahverengidir (A1, A2, A3, A3.5, A4). B kırmızımsı sarıdır (B1, B2, B3, B4). C gridir (C1, C2, C3, C4). D kırmızımsı gridir (D2, D3, D4). Gruplar içerisindeki sıralamalar azalan value ve artan chromaya dayalıdır. "Value skalası" diş

beyazlatma takibi için altın standart olan alternatif bir sıralama düzenidir. Dental renk uyumu için “value skalası” birçok kişi tarafından (A’dan D’ye) düzenlemeye göre tercih edilir (Paravina 2018).

Vitapan 3D-Master (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), 3D-Master renk skalası, 1990’ların başında rengin üç bileşeni value, hue ve kromanın doğru bir şekilde değerlendirilmesi için tanıtılmıştır. 3D-Master diş rengi kılavuzlarının çoğunun aksine, dişin renginin üç boyutlu analizini sağlayarak klasik kılavuzdaki gibi rastgale değil, mantıksal ve sistematik olarak düzenlenmiştir (Shammas ve Alla 2011). Chromascop (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) Vita Classic ile aynı grup bölme ilkesine sahip tescilli bir renk skalası sistemidir (Paravina 2018). Bu sistemde renk tonunun ayırtedilmesi amacıyla beyaz için (100), sarı için (200), turuncu için (300), gri için (400) ve kahverengi için (500) gibi sayılar kullanılmaktadır (Shammas ve Alla 2011).

1.8.2.Dijital Renk Ölçümü Sistemleri

a) Kolorimetre

Kolorimetreler insan gözünün algıladığı rengi ölçmek için tasarlanmış olan ilk renk ölçüm cihazlarıdır (Burkinshaw 2004). Rengi tespit edilecek objedeki renk verilerini standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak analiz etmektedirler. Kolorimetre cihazının içinde insan gözünde bulunan koni tipi hücrelere benzeyen üç farklı sensör bulunmaktadır. Bu sensörler kolorimetre ile yapılan renk ölçümünün CIE L*a*b* sistemine yakın sonuç vermesini sağlarlar (Lee ve ark 2001, Paravina ve Powers 2004, Turgut ve Bağış 2011).

Kolorimetreler üç ana renkteki ışığın her birinin rengini; örnek üzerinde oluşan yansıma miktarını, yansıyan ışığa göre yüzde olarak ölçmektedir (Brewer ve ark 2004, Chu ve ark 2010). Işığı görünür ışığın kırmızı, yeşil ve mavi alanları içinde filtreleyerek tristimulus değerlerini ölçmektedirler (Chu ve ark 2010). Spektral yansımayı çözemedikleri için spektrofotometrelerden daha az duyarlı sonuç verirler (Kim-Pusateri ve ark 2009). Kolorimetre cihazları spektrofotometrelere göre daha ucuz ve kullanımlarının daha kolay olması sebebiyle tercih edilmektedir (Kim-Pusateri ve ark 2007, Ivan ve Rade 2009). Kolorimetre ile yapılan translusent

materyallerin renk ölçümünde ışığın kırılarak dağılmasından dolayı bazı problemler yaşandığı belirtilmiştir (Seghi ve ark 1986, Okubo ve ark 1998). Bu nedenden dolayı translusent materyallerin renk ölçümleri için standart arka plan kullanılmaktadır (Sakaguchi ve Powers 2012). Düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmış olmaları sebebiyle, bu cihazlar ile dış yüzeylerinden ölçüm yapmak son derece zordur. Rengi ölçülen cisimden çıkan ışığın dar açıklığa sahip kolorimetrelerde tam olarak geri dönmemesi sebebiyle edge-loss olarak isimlendirilen sınır kaybı sorunuyla karşılaşilmektedir (Tung ve ark 2002). Sınır kaybının önüne geçebilmek için kullanılan örnekler, renk ölçüm cihazının ölçüm yapan ucundan daha geniş olacak şekilde hazırlanmalıdır. ShadeEye (NCC chroma meter, Shofu, Kyoto, Japonya), ShadeVision (X-Rite, Grandville, Michigan, ABD) yaygın olarak kullanılan kolorimetrelerden bazılarıdır (Chu ve ark 2010, Agrawal ve Kapoor 2013).

b) Spektoradyometre

Spektral güç dağılımı ölçen cihazlar olup; optik, monokromatik, dedektör ve okuyucu olmak üzere dört ana bölümden oluşurlar (Hunt ve Pointer 2011). Parlaklık (irradiance) ve ışıyım gibi radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmışlardır (Paravina ve Powers 2004). Spektoradyometrik ölçüm yöntemleri; cisimlerin renk, doku, parlaklık ve görünüş gibi özellikleri oluşturan kimyasal yapısının kendine özgü ışıyım değerlerinin olmasından kaynaklanır (Turgut ve Bağış 2012). Düz yüzeyi bulunmayan ve translusensi özellik gösteren cisimlerin rengini ölçebildiğinden dolayı diş hekimliğinde kullanımları yaygındır (Hunt ve Pointer 2011). Ölçüm açısındaki küçük farklılıklar büyük sapmalara neden olmaktadır. Bu nedenle kullanımı yüksek oranda hassasiyet gerektirir (Paravina ve ark 2004).

c) Spektrofotometre

Spektrofotometre, 380-780 nm görsel ışık spektrumu boyunca 1-25 nm aralıklar ile bir nesnenin yüzeyinden yansıyan ya da iletilen ışık enerjisinin miktarını ölçen bir renk ölçüm cihazıdır. Diş hekimliği pratiğinde renk uyumunun tespiti için en uygun cihaz olduğu düşünülmektedir (Ragain 2016).

Spektrofotometre; optik bir radyasyon kaynağı, bir dedektör, bir ışık dağıtma aracı ile elde edilen ışığı analiz edebilir sinyale dönüştürücü araç ve bir optik sistem içerir (Chu ve ark 2010). Spektrofotometre sisteminde CIE $L^*a^*b^*$ ΔE değeri iki parçanın algılanan renk farkının derecesini gösteren sayısal değerdir (Greenwall 2001). Spektrofotometreler, bir obje tarafından yansıtılan ya da iletilen görünür enerjinin miktarını, her seferinde bir dalga boyu olacak şekilde value, chroma ve hue için ayrı ayrı ölçüp kaydeder (Paul ve ark 2002). Spektrofotometrelerde spektrometrelerden farklı olarak sabit bir ışık kaynağı bulunmaktadır (Brewer ve ark 2004). Spektrofotometreler, kolorimetrelerden daha uzun kullanım ömrüne sahiptir ve metamerizmden etkilenmezler (Paravina ve Powers 2004, Kim-Pusateri ve ark 2007). Ağız içinde yaygın olarak kullanılan spektrofotometreler mevcuttur (Ivan ve Rade 2009).

Piyasaya 2002 yılında sürülen Vita Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) spektrofotometre cihazı fiberoptik bir kablo ile ana üniteye bağlanır (Lagouvardos ve ark 2009). Dış yüzeyi ile temasta olan probun uzunluğu 5 mm'dir. Ölçüm sırasında probun çevresindeki halojen lamba ile dış yüzeyi dairesel 0 derece açı ile aydınlatılmaktadır. Ölçüm sonuçları Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalaları ile değerlendirilmektedir (Paravina ve Powers 2004).

Vita Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik), VITAPAN 3D-Master ve VITAPAN'a dayalı renk ölçümü sağlayan, portatif, pille çalışan, küçük kontakt tipte, uygun maliyetli bir kablosuz renk eşleştirme cihazıdır (Chu ve ark 2010, Goldstep ve Freedman 2012). Vita Easyshade'in ikinci jenerasyonu olarak 2008 yılında piyasaya sürülmüştür. Dış yüzeyleri LED (light emitting diode) ışık kaynağı ile aydınlatılır. Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master ile uyumlu ölçüm sonuçları verir.

Vita Easyshade Advance 4.0, 2013 yılında piyasaya sürülmüştür. Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master, Linerguide 3D-Master skalalarına göre renk ölçümü yapabilir. Piyasaya en son çıkan Vita Easyshade V'ta bluetooth özelliği bulunmaktadır. Bu özellik klinikte ölçüm yapıldıktan sonra ölçümlerin hızlı bir şekilde teknisyene iletilmesine olanak sağlamıştır. EasyShade Advance ve EasyShade V'in karşılaştırıldığı çalışmada spektrofotometreler arası güvenilirlik ve tekraranabilirlik değerlerinin yüksek olduğu belirtilmiştir (Kim 2018, Klotz ve ark

2022). SpektroShade (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre) ve Crystale (Olympus, Tokyo, Japonya) cihazları da dijital görüntülemeye olanak sağlayan spektrofotometrik görüntüleme cihazlarıdır (Chu ve ark 2010, Agrawal ve Kapoor 2013). Güvenilirlik yüzdelerinin Spectro Shade için %96,9 ve Vita Easysshade için %96,4 olduğu belirtilmiştir (Basavanna ve ark 2013).

d) Dijital Kameralar

Diş hekimliğinde dijital kameraların kullanımları son yıllarda yaygınlaşmıştır. Tarayıcılar ve dijital kameralar renk bilgilerini kaydeder ve diş düzeylerinin detaylı görüntüsünün elde edilmesini sağlar (Paravina 2018). Dijital kameralar ile tüm cismin renk görünümü imaj halinde elde edilebilir (Paravina ve Powers 2004). RGB (red, green, blue) cihazları kırmızı, yeşil ve mavi ışık sinyallerini renkli görüntü oluşturmak amacıyla kullanır (Blaes 2002). Dijital kamera kullanımının avantajı dişin tek bir noktasının rengi dışında bütün renk görünümünün imaj olarak elde edilip değerlendirilmesidir (Chu ve ark 2010). Dijital kamera ile cismin görüntüsü kameranın bağlı olduğu bilgisayara CIE L*a*b* sistemi ile aktarılmaktadır (Wee ve ark 2006).

Dijital kamera kullanımı ile dişin morfolojik özellikleri ve renk özelliklerinin yanı sıra; yüzey dokusu, renk dağılımı gibi özelliklerinin de aktarımı sağlanmaktadır. Böylece diş hekimleri ve diş teknisyenleri arasında dijital görüntüler paylaşarak iletişimde yaşanabilecek olumsuzluklar minimal düzeye indirilebilir (Chu ve ark 2010, Tam ve Lee 2012). Dijital bir kamera aracılığıyla sağlanan görüntülerin parçalarından veya tamamından renk değerlerinin toplanmasını ve analizini sağlayan uygun yazılımlar mevcuttur. Bununla birlikte CAD/CAM sistemlerinde de kullanılan dijital tarayıcılarda diş rengi eşleştirme özelliği geliştirilmektedir (Jarad ve ark 2005, Ragain 2016). CleraMatch (Smart Technology, Hood River, OR) yüksek çözünürlüklü görüntüleri kullanan ve tüm diş rengi üzerinde rengi karşılaştıran bir yazılım sistemidir. Sistem rengi kalibre etmek ve belirlemek için üç temel renk referansı (siyah, beyaz ve gri) kullanır (Ivan ve Rade 2009).

Tüm bu bilgiler ışığında cihazlar yardımıyla yapılan ölçümlerinin daha güvenilir ve tekrarlanabilir olduğu bildirilmiştir (Liberman ve ark 1995, Joiner

2004). Görsel ve enstrümental yöntemlerin birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Bu yöntemlerin birarada kullanılması birbirini tamamlayarak daha estetik ve güvenilir sonuçların ortaya çıkmasını sağlar (Yoshida ve ark 2010, Paravina 2018).

1.9. Yüzey Pürüzlülüğü Ve Ölçüm Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğü materyalin üretim yöntemine ve materyalin sahip olduğu özelliklere bağlı olarak materyal yüzeyinde bulunan ince düzensizlikleri ifade etmektedir (Paravina ve Powers 2004). Materyal yüzeyinde bulunan moleküler boyutlardaki girinti ve çıkıntılar yüzey üzerindeki pürüzlü yapıdan sorumlu tutulmaktadır (Itinoche ve ark 2006). Restorasyonların yüzeyindeki ince düzensizlikler ağız ortamıyla direkt etkileşim halinde olduğundan klinik başarı için büyük önem taşımaktadır (Senawongse ve Pongprueksa 2007). Yetersiz bitirme ve polisaj işlemleri yüzey pürüzlülüğü ile doğrudan ilişkilidir ve plak akümülyasyonunda önemli rol oynamaktadır (Tağtekin ve ark 2004). Düzgün ve parlak yüzeylerdeki düşük sürtünme katsayısına bağlı olarak materyalin aşınma miktarı da azalmaktadır (Kakaboura ve ark 2007). Pürüzlülüğün birimi mikrometre (μm)'dir (Linkevicius ve ark 2020). Yaklaşık 0,20 μm ve altındaki yüzey pürüzlülüğü kabul edilebilir yüzey pürüzlülük değeri olarak belirtilmiştir. Bu değerin altındaki değerlerde restorasyonun yüzeyinde bakteri birikimi ve tutulumu azalır (Antonson ve ark 2011). Önceden belirlenmiş mesafe aralıklarında yüzeyin taranarak çeşitli parametreler elde edilmesi sonucunda pürüzlülük belirlenir. Bu amaçla en çok kullanılan parametre R_a 'dır. Polisajı yapılmış yüzeylerin düzensizliğinin bir ölçütü olan R_a değeri μm olarak hesaplanmaktadır (Paravina ve Powers 2004).

Yüzey pürüzlülüğü analizi mekanik veya optik sensörü bulunan cihazlarla yapılmaktadır. Kantitatif yöntemlerde yüzey profili analizleri kontakt profilometreler (mekanik profilometreler, optik profilometreler, lazer profilometreler, atomik kuvvet mikroskobu) ile kalitatif yöntemlerde ise taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile ölçülmektedir (Weitman ve Eames 1975, Erefej ve ark 2012).

1.9.1. Profilometre Çeşitleri

Profilometreler kantitatif ölçüm yapan cihazlardır. Optik ve mekanik olmak üzere ikiye ayrılırlar. Yüzeyi tarayan sensörün tarama süresi boyunca yüzeyle temas ettiği profilometreler mekanik, yüzeyle temasının bulunmadığı profilometreler optik profilometre olarak tanımlanmaktadır (Albers 2002).

a) Mekanik Profilometre

Mekanik profilometreler, boyutları belirli bir elmas ucun örnek yüzeyine dik şekilde temas ederken yüzeyi tarayarak yüzey pürüzlülüğünü iki boyutlu olarak ölçen cihazlardır. Cihazın kaydedici ucunun belirli bir hızda örnek yüzeyine temas ederken yüzeydeki pürüzlülükler nedeniyle yaptığı dikey hareketler elektriksel akım farkına neden olur ve yüzey profilini kaydeder. Yüzey topografisi ile ilgili değerler grafiksel ve rakamsal olarak ifade edilmektedir (Joniot ve ark 2006, Mehmet ve Öztaş 2013). İn vitro çalışmalarda sıklıkla mekanik profilometreler kullanılmaktadır. Mekanik profilometrede bulunan sensör X-ekseni boyunca hareket ederek yüzeyden 20-50 µm çözünürlükte tarama yapar ve dikey eksenindeki yükseklik farklarını hesaplar. Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde kullanılan R_a , R_z , R_{pm} gibi çeşitli parametreler bulunmaktadır. R_a ; yüzeyin ortalama pürüzlülüğünün aritmetik ortalaması olarak tanımlanmaktadır. Bu değer yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde en sık kullanılan değerdir (Whitehead ve ark 1995, Zhang ve ark 2000, Neme ve ark 2002, Yap ve Mok 2002, Duschner ve ark 2004, Turkun ve Turkun 2004). R_z ; art arda gelen beş parçada en yüksek beş tepe ve en düşük beş çukurun ortalama yükseklik farkı olarak ifade edilmektedir. Maksimum pürüzlülük derinliği ölçümü olarak adlandırılır. Yüzeyde ölçülen pik noktaların ortalamasıdır (Çehreli ve ark 2008, Ayad ve ark 2009). R_t ; yüzeydeki en derin noktaların ortalamaları olup total yüzey pürüzlülüğünü verir. R_{pm} ; art arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır ve profil şekli hakkında bilgi verir. $R_{pm}:R_z$ oranı; profil şekli hakkında önemli bilgi veren orandır. Bu oran 0,5'ten büyük ise keskin kenarlı profil, küçük ise yuvarlak kenarlı profil oluşmaktadır (Whitehead ve ark 1995, Martínez-Gomis ve ark 2003, Steiner ve ark 2015, Türel 2015).

b) Optik Profilometre

Bu yöntemde örnek yüzeyi ile mekanik bir temas olmadan optik ışınla yüzey üzerinde belirlenmiş referans noktaları arasındaki mesafe taranarak ölçüm yapılır. Bu profilometre yöntemi ışığın salınımı (light scattering), odağın tespit edilmesi (focus detection), interferometre gibi birtakım optik prensiplere dayanmaktadır. Optik profilometrelerde optik ışınlarla örnek yüzeyleri taranarak yüzey topografisi üç boyutlu şekilde aktarılır ve yüzey morfolojisi tespit edilir (Duschner ve ark 2004, Joniot ve ark 2006). Cihazda bulunan optik parçalar 100 μm ' lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlayabilmektedir. Bu yöntemde örnek yüzeyine temas edilmeden ölçüm yapıldığı için incelenen örneklerde tahribat oluşmaz. Yinelene ölçümler ile kalibrasyon gerekmez ve detaylı görüntüler elde edilir (Reisner ve ark 1997, Chalas ve ark 2009, Ren ve ark 2009). Tarama sırasında yapılan ölçümler prob geometrisi ve boyutlarından etkilenmezken tüm yüzeyin hızlıca incelenebilmesine olanak sağlar (Ayad ve ark 2009). Optik profilometreler mekanik profilometrelerle kıyaslandığında daha yüksek çözünürlüğe ve daha fazla ölçüm genişliğine sahiptir. Pürüzlülük değerlerinin az olduğu durumlarda daha çok optik profilometreler tercih edilmektedir (Jung ve ark 2003).

c) Lazer uçlu profilometre

Yaklaşık 2 μm çapta olan ve küçük bir odak noktası bulunan profilometrelerdir. Lazer uçlu profilometrelerle yapılan tarama sonucunda elde edilen değerlerden R_a ortalama yüzey pürüzlülüğünü, LR ise doğru profil uzunluğu oranını belirtir. LR boyutsal bir parametre olup ideal pürüzsüz bir yüzeyde LR değerinin 1 olması gerektiği belirtilmiştir (Jung 2002).

1.9.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

1930'lu yıllarda Manfred Von Ardenne tarafından geliştirilmiştir. Bu mikroskopik ölçümde yüksek voltaj ile hızlandırılan elektronlar yüzeye yayılarak örnek yüzeyini tarar ve görüntü oluşumunu gerçekleştirir (Bancroft ve Gamble 2008). Ölçüm yapılacak örnekler kakodilat buffer solüsyonunda %2,5 gluteraldehit ve yüksek konsantrasyonlu etanol içerisinde dehidrate edilerek kurutulur. Elektron akışının sürekli olarak sağlanabilmesi için incelenen örnekler tarama işlemi

öncesinde 20-1000 nm kalınlıkta altın (Au) ve palladyum (Pd) ile kaplanmaktadır (Bona ve ark 2002, Van Meerbeek ve ark 2003). Taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını mercekler ile değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesine olanak sağlar. SEM ile sıvı halde bulunmayan, iletken olan ve olmayan bütün örnekler incelenebilir. Ölçüm yapılacak örneklerin katı fazda olmalarının gerekmesi, gaz fazındaki maddelerin algılanamaması, görüntülerin yalnızca vakumlu ortamda elde edilmesi ve ölçüm öncesi örneklerin yüzeylerinin kaplanmasının gerekmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (Bona ve ark 2002).

1.10. Yüzey Sertliği ve Ölçüm Yöntemleri

Bir kütlenin başka bir kütle ile aynı zamanda aynı alanda olma çabasına gösterdiği direnç sertlik olarak tanımlanır. Aynı zamanda sertlik materyallerin plastik deformasyona karşı sergilediği dirençtir (Attar 2007). Bir materyalin yüzey sertliği ise penetrasyonlar karşısında gösterdiği direnç olarak ifade edilmektedir (Deliktaş ve Ulusoy).

Yüzey sertlik testleri, Amerikan Dental Association (ADA) ve International Organization For Standardization (ISO) tarafından geliştirilen standartlara göre üretilen restorasyonlar için kullanılmaktadır (Powers ve Sakaguchi 2006). Yüzey sertliğinin değerlendirilmesi standardize edilmiş ve deformasyon göstermeyen çizici bir ucun materyale batırılmasıyla meydana gelen direncin ölçülmesi prensibine dayanmaktadır (Attar 2007). Mikrosertlik ölçüm yönteminde belirli bir zaman boyunca belirli bir yük altında durağan bir mikro elmas uç, test edilecek örnek yüzeyinde iz oluşturur. Uygulanan kuvvet kaldırıldıktan sonra elmas ucun bıraktığı izin izdüşüm uzunluğu cihazda bulunan mikroskop ile ölçülür. Bu ölçüm yöntemi oldukça hassastır ve tekrarlanabilir ölçümlere olanak verir (Arends 1988, Poskus ve ark 2004, Powers ve Sakaguchi 2006). İnce ve küçük örneklerin sertliklerinin ölçümleri için kullanılan mikrosertlik yöntemleri “Vickers” ve “Knoop” mikrosertlik yöntemleridir. Bu iki yöntem arasındaki farklılık cihazların iz oluşturmak için kullanılan uçların biçimlerinin farklı olmasıdır (Caughman ve Rueggeberg 2002).

1.10.1 Vickers Cihazı ile Yüzey Sertliği Ölçümü

Vickers mikrosertlik test cihazı 1925 yılında İngiltere’de geliştirilmiştir (Callister 2000). Bu ölçüm yönteminde materyalin yüzeyine tepe açısı 136 derece ve taban kısmı kare şeklinde olan elmas uçlar belirli bir yük uygulanarak piramit şeklinde bir iz oluştur. Uygulanan yük kaldırıldıktan sonra materyal yüzeyinde oluşturulan izin köşegenleri ölçülür (Wassell ve ark 1992). Ölçüm işlemi yapılırken cihazdaki mikroskop üzerindeki hareketli ve birbirine paralel iki cetvel materyalin yüzeyindeki piramidin köşelerine teğet olacak şekilde ayarlanır. Köşegenlerin uzunlukları ayrı ayrı ölçülür ve verilerin ortalaması alınarak “Vickers yüzey sertlik değeri” (VHN) elde edilir (Callister 2000, Poskus ve ark 2004).

Vickers sertlik değeri kg olarak ifade edilen deney yükünün mm^2 olarak ifade edilen iz alanına bölünmesidir ve $HV=1.845 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$ formülü kullanılarak hesaplanır. Oluşan iz alanının küçük olması vickers sertlik değerinin yüksek ve materyalin sert olduğunu gösterir (O'Brien 2002, Phillips 2013). Vickers sertlik testi ile bir örneğin üst yüzeyi, merkezi ve alt yüzeyi gibi seçilmiş alanlarının ölçümleri yapılmaktadır (Dietschi ve ark 2003). Bu test yöntemi sert malzemelerin yüzey sertliğini ölçmek için kullanışlı ve güvenilir bir test yöntemidir (Craig 1997, Lucey ve ark 2010, Marghalani 2010). Bu nedenle diş hekimliğinde kullanılan çok fazlı malzemelerin yüzey sertliğinin tespit edilmesinde genellikle vickers testi uygulanmaktadır (Chang ve ark 2013). Örnek yüzeyine batırılan ucun örneğin diğer yüzünde iz oluşturmamasını engellemek için örneklerin yüzeyleri düz olarak hazırlanmalıdır (Attin ve ark 2003).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez projesinin Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu’nun 18.02.2021 tarihinde yaptığı 2021/03 sayılı toplantısında bilimsel etik açısından uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir (Bkz. EK-A).

Bu in vitro çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Laboratuvarı ve Imicryl A.Ş. Dental Ar-Ge laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan cihazlar Çizelge 2.1.’de belirtilmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller içerikleri ve lot numaraları Çizelge 2.2.’de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan cihaz listesi, üretici firmalar ve cihazın kullanıldığı yer.

Cihaz Listesi	Üretici Firma ve marka	Kullanıldığı yer
Zımpara ve Parlatma Cihazı	BrightWAY MT S2, MTC Metalurji, Türkiye	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Konya
Düşük Hızlı Hassas Kesme Cihazı	Isomet 1000 Precision Saw, Buehler Lake Bluff, IL USA	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Konya
Seramik Fırını	Programat P310, Ivoclar Vivadent	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Konya
Etüv Cihazı	Nüve inkübatör EN 120	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Konya
Renk ve Translusensi Ölçüm Cihazı	Easyshade V, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD, Konya
Yüzey pürüzlülüğü cihazı	Mitutoyo Surf test SJ-210, Japonya	Imicryl Dental A.Ş., Konya
Mikrosertlik cihazı	Hardway MHVS 1000 AD, Çin	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD, Konya
SEM Cihazı	Carl Zeiss Evo LS10/ Almanya	Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi

SEM: Taramalı elektron mikroskobu.

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmaları, lot numaraları ve içerikleri.

Materyalin adı	Materyalin Tipi	Üretici Firma	Lot Numarası	İçeriği
Brilliant Crios	Güçlendirilmiş CAD/CAM kompozit blok	Coltene/ Whaledent, Langenau, Almanya	J02758	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, %71 baryum cam ve silika partikülleri, amorf silika, çapraz bağlı metakrilatlar
Cerasmart	Rezin Matriks Seramik	GC Europe, Leuven, Belçika	2012141	Ağırlıkça %71 silika baryum cam partiküller (SiO ₂ , ZrO ₂) ağırlıkça %29 polimer UDMA, DMA, Bis-MEPP
Grandio Blocs	Nano hibrit kompozit rezin	Voco GmbH, Cuxhaven, Almanya	2027298	Bis-GMA, TEGDMA, Baryum boron alümina silikat, silika, ağırlıkça %86 nanohibrit doldurucu
Shofu Block HC	Rezin Matriks Seramik	Shofu, Kyto, Japonya	0418034	UDMA, TEGDMA, ağırlıkça %61 silika tozu, mikro doldurucu silika, zirkonyum silikat
IPS e.max CAD	Lityum disilikat Cam Seramik	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn	Z00FTN	%57-80 SiO ₂ , %11-19 Li ₂ O, %0-13 K ₂ O, %0-11 P ₂ O ₅ , % 0-8 ZrO ₂ , %0-8 ZnO, %0-12 diğer oksitler
Diapolisher Paste	Elmas pasta	GC, Tokyo, Japonya	2103111	1 µm elmas partikül
OptraGloss	Polisaj lastiği	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	ZL00DS	

Bis-EMA: Bisfenol A-glisidil metakrilat, Bis-GMA: Bisfenol A-etoksilenmiş metakrilat, UDMA: Üretan dimetakrilat, TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat.



Şekil 2.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklar.

2.1. Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada 5 farklı CAD/CAM bloğu (IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Brilliant Crios (Coltene/Whaledent, Langenau, Almanya), Cerasmart (GC Europe, Leuven, Belçika), Grandio Blocs (Voco GmbH, Cuxhaven, Almanya) ve Shofu Block HC (Shofu, Kyto, Japonya)) kullanıldı. Standardizasyonu sağlamak amacı ile tüm bloklar Vitapan 3D Master renk skalasındaki (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 2M2 rengine ve yüksek translusens (HT) seçildi.

Bu tez çalışması için yapılan power analizi sonuçlarına göre %95 güven ($1-\alpha$), %95 test gücü ($1-\beta$) ve $f=0,4$ etki büyüklüğü ile her bir grupta minimum 9 olmak üzere toplamda 270 örnek kullanılması gerektiği belirtilmiştir.

Bloklar, düşük hızda su soğutması altında çalışan hassas kesit alma cihazında (Isomet 1000 Precision Saw, Buehler Lake Bluff, IL, ABD) (Şekil 2.2, Şekil 2.3) bir elmas separe (DIMOS ø125 mm, Metkon, Türkiye) kullanılarak kesildi. Bloklardan final kalınlıkları $1,2 \pm 0,1$ mm olacak şekilde 300 adet örnek elde edildi.



Şekil 2.2. Düşük hızlı kesit alma cihazı.



Şekil 2.3. IPS e.max CAD blokların Isomet cihazında kesilmesi.

Tüm örneklerin yüzeyleri sırasıyla 600, 800, 1000, 1200, 1500 ve 2000 gritlik silikon karbit aşındırıcı kağıtlar (3M Wetordry, TriMite, Minnesota, ABD) kullanılarak zımpara ve parlatma cihazı (BrightWAY, MTC Metalurji, Türkiye) kullanılarak aynı araştırmacı tarafından su altında zımparalandı ve kalınlıklar dijital bir kumpas (Mitutoyo 500-182-30, Kawasaki, Japonya) ile kontrol edildi (Şekil 2.4.).



Şekil 2.4. Zımpara ve parlatma cihazı.

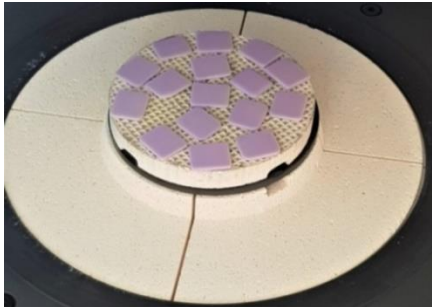
IPS e.max CAD örneklerinin üretici firmanın talimatları doğrultusunda (Çizelge 2.3.) Programat P310 (Ivoclar Vivadent) fırını kullanılarak kristalizasyon işlemi gerçekleştirildi (Şekil 2.5-2.7).

Çizelge 2.3. IPS e.max CAD örneklerinin kristalizasyon sıcaklıkları (°C) ve bekleme zamanı (dk).

Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Başlangıç Sıcaklığında Bekleme (dk)	Sıcaklık artışı (°C/dk)	Kristalizasyon sıcaklığı (°C)	Bekleme zamanı (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum Bitişi (°C)	Bitim Sıcaklığı (°C)
403	6:00	90	820	7:00	55	850	700



Şekil 2.5. IPS e.max CAD örneklerinin Programat P310 fırınında kristalizasyon işleminin gerçekleştirilmesi.



Şekil 2.6. IPS e.max CAD örneklerin kristalizasyon öncesi görünümü



Şekil 2.7. IPS e.max CAD örneklerin kristalizasyon sonrası görünümü.

Örneklerin belirlenen yüzeylerine 1 µm elmas partikül içeren polisaj patı Diapolisher paste (GC, Tokyo, Japonya) uygulandı (Şekil 2.8). Ardından OptraGloss polisaj lastiği seti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile polisaj uygulamasına geçildi (Şekil 2.9). Optragloss polisaj lastiği seti, hem kompozit hem seramik sistemler için geliştirilmiş iki aşamalı bitirme ve parlatma setidir. Birinci aşama parlatma için koyu mavi bir elmas parlaticı ve yüksek parlatma için açık mavi bir elmas parlaticı içerir. Polisaj sistemi “kupa” “alev” ve “spiral” şeklinde bulunmaktadır.

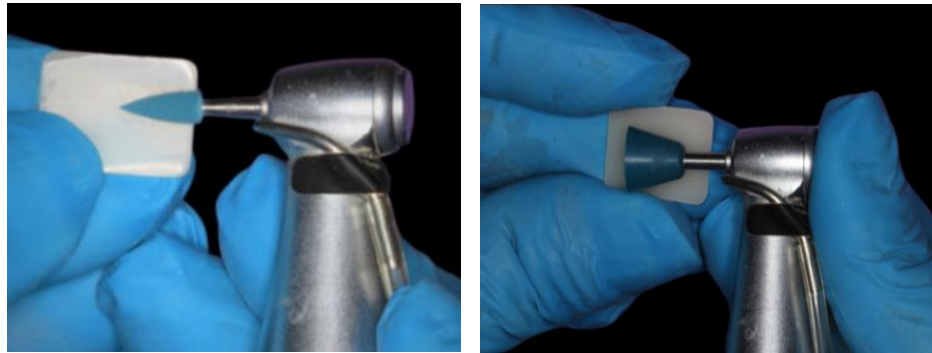


Şekil 2.8. Polisaj pastası.



Şekil 2.9. Polisaj lastiği seti.

Örneklerin polisaj işlemleri su soğutması altında 30 sn süre ile sırasıyla önce koyu mavi ardından açık mavi polisaj sistemleriyle düşük devirli mikromotor (AM 25 BC, W&H, Bürmoos, Avusturya) ve anguldruva (WE 56 E, W&H, Bürmoos, Avusturya) kullanılarak 1000 rpm devirde tamamlandı (Şekil 2.10).

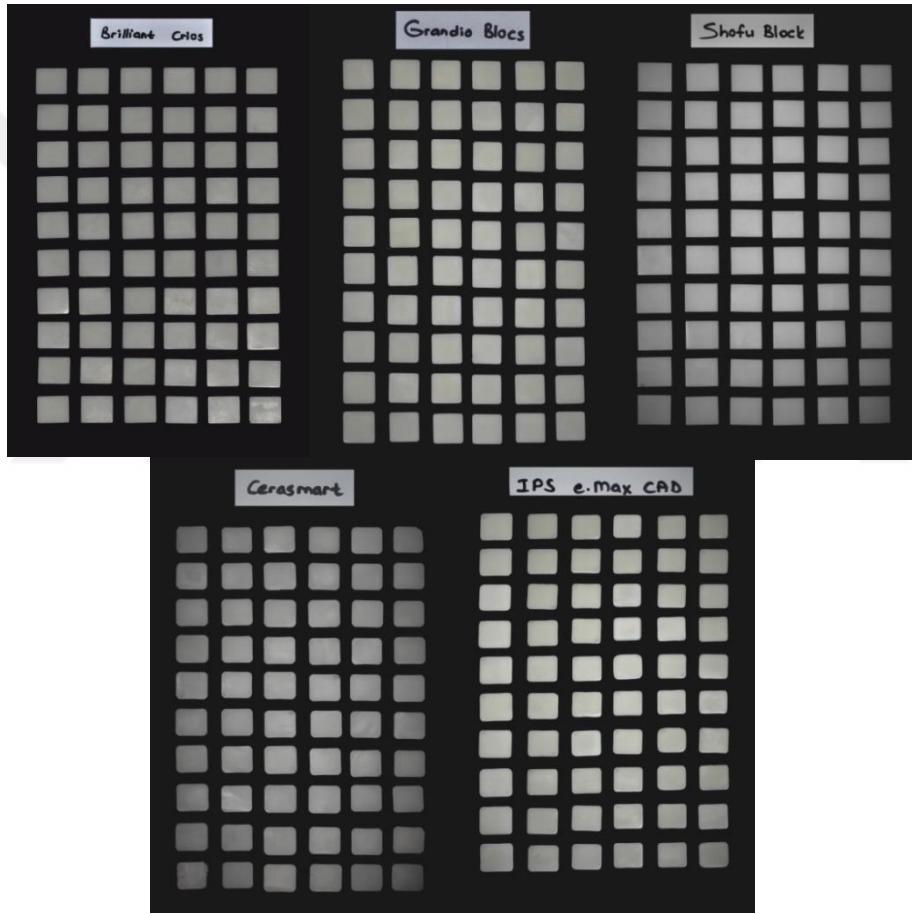


Şekil 2.10. Örneklere polisaj lastiği uygulanması.

Örnekler dijital kumpas (Mitutoyo 500-182-30, Kawasaki, Japonya) kullanılarak final kalınlıkları $1,20 \pm 0,01$ mm olarak ölçüldü (Şekil 2.11). Polisaj işlemi ardından bütün örnekler 10 dk süre ile ultrasonik temizleyici içerisinde distile suda temizlendi.



Şekil 2.11. Örneklerin final kalınlıklarının dijital kumpas ile ölçülmesi.



Şekil 2.12. Polisajı tamamlanmış örnekler.

Polisajı tamamlanmış örnekler Şekil 2.12’de gösterilmiştir. Örnekler kullanılan materyale göre Brilliant Crios (BR), Cerasmart (CS), Grandio Block (GR), Shofu Block (HC) ve IPS e.max CAD (EM) olmak üzere 5 ana gruba ayrıldı.

Tüm örnekler ölçümlerden önce reaksiyona girmeyen bileşenlerin eliminasyonu ve yüzey standardizasyonu sağlamak amacıyla etüv cihazında (Şekil 2.13) 37°C’de 24 saat distile su içerisinde bekletildi (Şekil 2.14).



Şekil 2.13. Etüv Cihazı



Şekil 2.14. Örneklerin standardizasyonunu sağlamak için distile suda bekletilmesi

2.2. Örneklerin Renk ve Translusensi Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin renk ölçümleri Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı’nda gerçekleştirilmiştir. Renk ölçümü için her numunenin renk koordinatları (CIE L*a*b*), daha önce yüksek yeniden üretilebilirlik ve yüksek sınıf içi korelasyon katsayısı gösterdiği rapor edilen (Kim 2018) bir spektrofotometre olan EasyShade V (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ile gerçekleştirildi (Şekil 2.15.).



Şekil 2.15. Vita EasyShade V (Vita Zahnfabrik)

Örneklerin renk ölçümleri nötral gri standart bir arka plan üzerinde örneğin merkeze yakın üç farklı noktasından üçer kez yapıldı. (Şekil 2.16.). Ölçümler ISO/TR28642 standartlarına uygun D65 standart aydınlatma altında yapıldı. Ölçümlerde spektrofotometre cihazının fiber optik ucunun örnek yüzeylerine dik ve yere paralel olacak şekilde konumlandırılması sağlandı. Her örneğin renk ölçümü öncesinde spektrofotometre üreticinin talimatları doğrultusunda göre kalibre edildi. Bütün ölçümler günün aynı saatlerinde, aynı ışık altında ve aynı araştırmacı tarafından kaydedildi. Gri arka planda renk ölçümünden elde edilen CIE L*, a* ve b* renk koordinatları, örneklerin renk bileşenlerini analiz etmek ve CIEDE2000 renk farkı formülü renk değişimini (ΔE_{00}) hesaplamak için kullanıldı (Pecho ve ark 2016, Paravina 2018).

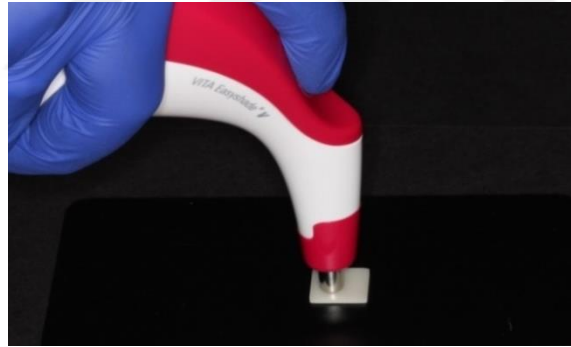
$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{1/2}$$

ΔE_{00} formülünde $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ sırasıyla 2 farklı ölçüm arasındaki aydınlık (lightness), renk yoğunluğu (chroma) ve renk tonu (hue) farklarını belirtmektedir. S_L , S_C ve S_H renk yoğunluğu ve renk tonuna ait ağırlık fonksiyonlarıdır. R_T ; CIE L*a*b renk sistemindeki mavi alandaki renk yoğunluğu ve renk tonu farklılıkları arasındaki etkileşim miktarını gösteren devir fonksiyonudur. K_L , K_C ve K_H ise aydınlık, renk yoğunluğu ve renk tonu için hesaplanan parametrik faktörler olup değerleri “1” olarak alınmıştır (Sharma ve ark 2005, Ghinea ve ark 2010, Harorlı ve ark 2014).

Örneklerin translusensi ölçümleri siyah ve beyaz standart arka planlar üzerinde, örneğin merkeze yakın üç farklı noktasından ve üçer kez yapıldı (Şekil 2.17, Şekil 2.18). CIEDE2000 renk farkı formülü ile translusensi farkının hesaplanmasında (TP_{00}) siyah ve beyaz arka planda yapılan ölçümler kullanıldı (Johnston ve ark 1995, CIE 2004, Church 2016). Örneklerin hesaplanan ΔE_{00} ve TP_{00} değerleri istatistiksel analizde kullanılmak üzere kaydedildi.



Şekil 2.16. Örneklerin gri arka planda renk ve translusensi değerlerinin ölçülmesi.



Şekil 2.17. Örneklerin siyah arka planda renk ve translusensi değerlerinin ölçülmesi.



Şekil 2.18. Örneklerin beyaz arka fonda renk ve translusensi değerlerinin ölçülmesi.

2.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Bu çalışmada yüzey pürüzlülüğü analizi, Imicryl Dental Ar-Ge laboratuvarında bulunan hassas ölçüm yapan bir kontakt profilometre cihazı (Surftest SJ-210, Mitutoyo Corp, Kanagawa, Japonya) kullanılarak yapıldı (Şekil 2.19).



Şekil 2.19. Profilometre Cihazı (Mitutoyo Surftest SJ-210).

Örnekler cihazın standart ölçüm tablası üzerine yerleştirildi. Cihazda bulunan 5 μm yarıçapa sahip elmas uç örnek yüzeylerinden $\lambda_c=0,25$ mm kesme değeri ile, 0,5 mm/s sabit hızla 360 μm ölçüm aralığında dikey yönde hareketle oluşan elektriksel akım farkları sonucunda yüzey pürüzlülüğü kaydedilerek pürüzlülük profil değeri oluşturuldu (Şekil 2.20). Her örneğin merkeze yakın üç farklı bölgesinden üç ayrı yönde ölçüm yapıldı. Ölçümler örnek yüzeyinin orta noktasından birbirinden en az 0,5 mm uzakta yapıldı. Ölçüm değerleri μm cinsinden kaydedildi. Yapılan ölçümlerin Ra değerlerinin ortalaması alınarak elde edilen veriler istatistiksel analize tabii tutulmak üzere kaydedildi (Şahin ve ark 2016).

Cihazın kalibrasyonu üretici firmanın talimatları doğrultusunda kalibrasyon plakası aracılığıyla her 10 ölçümden sonra yapıldı. Kalibrasyon sonrasında profilometrenin okuyucu ve örnek yüzeyi arasındaki değme açısı 90° olacak şekilde ayarlandı (Şekil 2.21).



Şekil 2.20. Profilometre cihazı ile örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi.



Şekil 2.21. Profilometre cihazının kalibrasyon plakası ile kalibre edilmesi.

2.4. Mikrosertlik Testi Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin mikrosertlik testi ölçümleri Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan vickers mikrosertlik test cihazı (Hardway-MHVS 1000 AD, Çin) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 2.22).



Şekil 2.22. Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı.

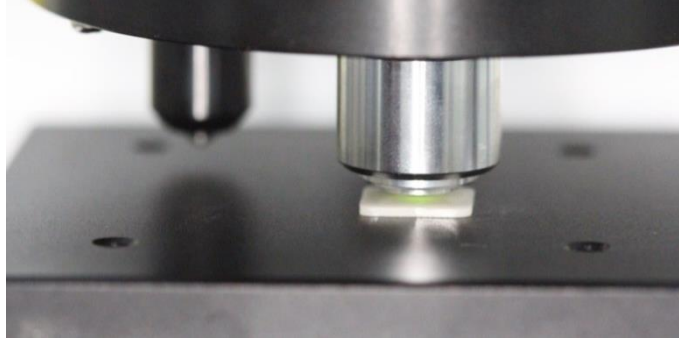
Örnekler cihazdaki ölçüm tablası üzerine düz olacak şekilde yerleştirildi. Cihazda bulunan 40 büyütmeli mikroskop ile örnek yüzeyi taranarak ölçüm için alan seçildi (Şekil 2.23). Cihazda bulunan tepe açısı 136° olan kare tabana sahip piramit şeklindeki elmas batıcı uç örnek üzerindeki seçilen bölge üzerinde 0,015 mm/sn hız ile 15 sn boyunca 9,8 N (1 kgf) kuvvet uyguladı (ASTM Standart C1327). Örnek yüzeyinde diagonal bir çentik oluşturuldu (Şekil 2.24.).

Oluşturulan çentiğin yatay ve dikey köşegen ortalama uzunlukları (d_1 , d_2) cihazda bulunan $40\times$ büyütmeli mikroskop ile tespit edildi. Örneklerin Vickers Hardness Number (VHN) değerleri, cihazın (Hardway-MHVS 1000 AD, Çin) ekranındaki dijital ölçümlerden elde edildi. Yüzey sertliği değerleri köşegendeki uzunluk verileri kullanılarak cihaz tarafından aşağıdaki formül ile otomatik olarak hesaplanarak VHN değerleri elde edildi. Formülde bulunan L, kg cinsinden materyale uygulanan yük, d_1 ve d_2 materyalde oluşturulan çentiğin ana çaplarıdır (Lawson ve ark 2016).

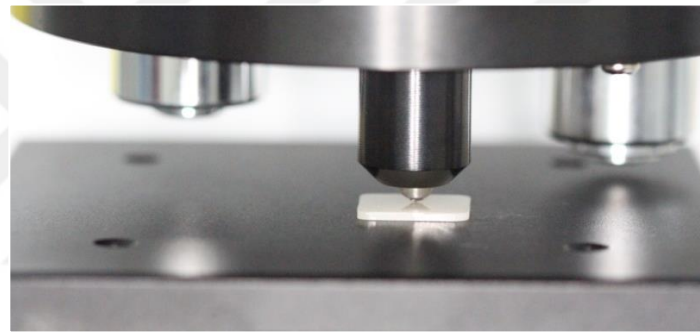
$$HV = 1.854 \times L / (d_1 \times d_2)$$

Her örneğin gargara öncesi ve sonrasında olmak üzere üç kez mikrosertlik ölçümü gerçekleştirildi. Ölçümler birbirinden 0,5 mm'den uzaklıkta ve 15 sn bekleme süresiyle gerçekleştirildi. Yapılan ölçüm değerlerinin ortalamaları alınarak istatistiksel analize tabii tutulmak üzere kaydedildi. Mikrosertlik test cihazı önceden

test edilmiş standart bir örneğin yüzey sertliği test edilerek her üç örnekten sonra kalibre edildi.



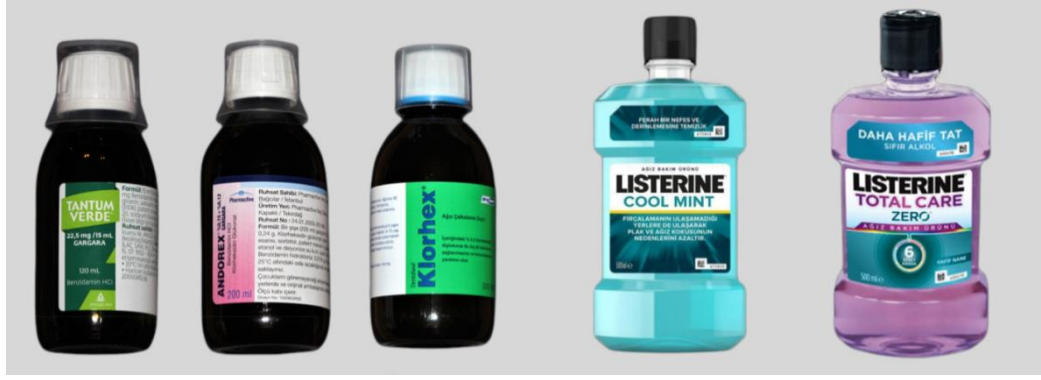
Şekil 2.23. Cihazda bulunan 40× büyütmeli mikroskop ile örnek yüzeyinde ölçüm alanının belirlenmesi.



Şekil 2.24. Örnek yüzeyinde belirlenen bölgenin batıcı uç ile işaretlenmesi.

2.5. Örneklerin Ağız Gargaralarında Bekletilmesi

Çalışmada kullanılan ağız gargaraları Şekil 2.25 ve içerikleri Çizelge 2.4’te gösterilmiştir. Çalışmada 5 farklı ağız gargarası; Andorex (Pharmactive İlaç San. ve Tic. A.Ş), Klorhex (Drogsan İlaç San. ve Tic. A.Ş), Tantum Verde (Angelini İlaç San. ve Tic. A.Ş), Listerine Cool Mint (Johnson & Johnson Sıhhi Malzeme San. ve Tic. Ltd Şirketi), Listerine Total Care Zero (Johnson & Johnson Sıhhi Malzeme San. ve Tic. Ltd Şirketi) ve distile su (kontrol grubu) kullanıldı.



Şekil 2.25. Çalışmada kullanılan ağız gargaraları.

Çizelge 2.4. Çalışmada kullanılan ağız gargaraları, içerikleri, üretici firmaları.

SOLÜSYONUN ADI	SOLÜSYONUN TİPİ	SOLÜSYONUN İÇERİĞİ	ÜRETİCİ FİRMA
Tantum Verde	Ağız gargarası	%0,15 Benzidamin hidroklorür, gliserin, %95 etanol, metil paraben (E218), sakkarin, kinolin sarısı (E104), patent mavisi (E131), distile su	Angelini İlaç San. ve Tic. A.Ş
Klorhex	Ağız gargarası	%0,20 Klorheksidin glukonat, gliserin, limon esansı, nane esansı	Drogsan İlaç San. ve Tic. A.Ş
Andorex	Ağız gargarası	%0,12 Klorheksidin diglukonat, %0,15 benzidamin hidroklorür, nane aroması, sorbitol (E420), patent mavisi V, gliserol, polisorbat 20, tartrazin (E102), etanol, distile su	Phamactive İlaç San. ve Tic. A.Ş
Listerine Cool Mint	Ağız gargarası	%0,064 Timol, %0,092 ökaliptol, %0,060 metil salisilat, %0,042 mentol, sorbitol, benzoik asit, sodyum sakkarin, sodyum benzoat, su, %21,6 alkol	Johnson & Johnson Sıhhi Malzeme San. ve Tic. Ltd Şirketi
Listerine Total Care Zero	Ağız gargarası	%0,02 sodyum florid, %0,01 W/V florid iyonu, aroma, benzoik asit, metil salisilat, poloksamer 407, propilen glikol, sodyum benzoat, sodyum lauril sülfat, sodyum sakkarin, sorbitol, sukraloz, su, ökaliptus yağı	Johnson & Johnson Sıhhi Malzeme San. ve Tic. Ltd Şirketi

Hazırlanan örnekler materyal ve ağız gargaralarına göre Çizelge 2.5'te belirtilen şekilde 30 gruba ayrıldı (n=10).

Çizelge 2.5. Deney gruplarının oluşturulması.

Materyal	Ağız gargaraları	Gargara grupları	Örnek sayısı	Toplam Örnek Sayısı
IPS e.max	Andorex	EM Andorex	10	60
	Klorhex	EM Klorhex	10	
	Tantum Verde	EM Tantum Verde	10	
	Listerine Cool Mint	EM Cool Mint	10	
	Listerine Total Care	EM Total Care Zero	10	
	Distile Su	EM Distile su	10	
Brilliant Crios	Andorex	BR Andorex	10	60
	Klorhex	BR Klorhex	10	
	Tantum Verde	BR Tantum Verde	10	
	Listerine Cool Mint	BR Cool Mint	10	
	Listerine Total Care	BR Total Care Zero	10	
	Distile Su	BR Distile su	10	
Cerasmart	Andorex	CS Andorex	10	60
	Klorhex	CS Klorhex	10	
	Tantum Verde	CS Tantum Verde	10	
	Listerine Cool Mint	CS Cool Mint	10	
	Listerine Total Care	CS Total Care Zero	10	
	Distile Su	CS Distile su	10	
Grandio Block	Andorex	GR Andorex	10	60
	Klorhex	GR Klorhex	10	
	Tantum Verde	GR Tantum Verde	10	
	Listerine Cool Mint	GR Cool Mint	10	
	Listerine Total Care	GR Total Care Zero	10	
	Distile Su	GR Distile su	10	
Shofu Block	Andorex	HC Andorex	10	60
	Klorhex	HC Klorhex	10	
	Tantum Verde	HC Tantum Verde	10	
	Listerine Cool Mint	HC Cool Mint	10	
	Listerine Total Care	HC Total Care Zero	10	
	Distile Su	HC Distile su	10	



Şekil 2.26. Örneklerin ağız gargaralarında bekletilmesi.

Literatürde günde iki defa birer dakika ağız gargarası kullanımının bir yılda 12 saate denk geldiği bildirilmiştir (Gürdal ve ark 2002). Örnekler ölçekli cam beherlere yerleştirildi ve her örnek için 20 ml gargara solüsyonu eklendi. Bu çalışmada örnekler 15 yıllık ağız gargarası kullanımına denk gelecek şekilde 5 farklı ağız gargarasında 180 saat sürede 37°C’de etüv içerisinde bekletildi (Şekil 2.26.). Gargara solüsyonları 12 saat aralıklarla düzenli olarak değiştirildi ve 180 saat sonra örnekler gargara solüsyonlarından çıkartıldı. Distile su ile yıkandıktan sonra yağsız basınçlı hava spreyi ve filtre kağıdı ile kurulandı. Tüm örneklerin renk, pürüzlülük ve vickers ölçümleri, ölçüm yapılan örnek yüzeylerinden gargara işlemi sonrasında da aynı parametreler kullanılarak sırasıyla tekrar gerçekleştirildi.

2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntülerinin Alınması

Örneklerin yüzeylerindeki topografik değişiklikleri incelemek için her gruptan rastgele seçilen bir örnek taramalı elektron mikroskobu (EVO LS-10, Carl Zeiss, Cambridge, UK) ile Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi’nde analiz edildi. Örneklerin 500× ve 5.000× büyütmelemlerle görüntüleri elde edildi.



Şekil 2.30. Taramalı elektron mikroskobu.

2.7. İstatiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatiksel analizi R Project programı ile yapıldı. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Normal dağılım göstermeyen pürüzlülük, TP_{00} , vickers değerlerinin çoklu karşılaştırma testlerinde WRS2 paketi kullanılarak üç yönlü Robust ANOVA testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılmasında WRS2 paketi kullanılarak iki yönlü Robust ANOVA testi kullanıldı. Çoklu karşılaştırma testleri WRS2 paketi içerisinde bulunan Lincon testi ile yapıldı. Analiz sonuçları ortalama $\pm$ standart sapma şeklinde sunuldu. Sonuçlar $P < 0,05$ düzeyinde anlamlı kabul edildi.

3. BULGULAR

3.1. Renk Analizi Bulguları

Tüm gruplardaki örneklerin renk ölçümleri gargara işlemi öncesi ve sonrasında gri arka plan üzerinde her örneğin merkeze yakın üç farklı noktasından üçer adet ölçüm yapılarak CIE L* a* b* cinsinden kaydedildi. Bir örnekten 18 ölçüm ve tüm örneklerden toplamda 5400 adet L*a*b* değeri elde edildi. L*,a*,b* değerlerinin ortalamaları alınarak renk değişimi değeri ΔE_{00} formülü ile hesaplandı.

3.1.1 Renk değişimi (ΔE_{00}) değerlerinin karşılaştırılması

Materyal ve gargara etkileşimine göre ΔE_{00} değerlerine ait tamamlayıcı ve istatistik sonuçları Çizelge 3.1’de, materyal ve gargara etkileşimine ait ana etkiler ve çoklu karşılaştırma sonuçları Çizelge 3.2. ve Çizelge 3.3’te gösterilmiştir.

İki yönlü Robust ANOVA testi sonucuna göre gargara ve zaman etkisinden bağımsız olarak materyal gruplarının ΔE_{00} değerlerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$) (Çizelge 3.1). Grupların ΔE_{00} değerleri BR; $\Delta E_{00}=1,19 \pm 0,61$, CS; $\Delta E_{00}=1,51 \pm 0,90$, GR; $\Delta E_{00}=2,58 \pm 1,02$, HC; $\Delta E_{00}=1,26 \pm 0,60$, EM; $\Delta E_{00}=0,42 \pm 0,25$ bulunmuştur. En yüksek ΔE_{00} değeri GR grubunda, en düşük ΔE_{00} değeri EM grubunda tespit edilmiştir. GR gruplarının ΔE_{00} değerlerinin kabul edilebilir eşik değerin üzerindedir ($\Delta E_{00}>1,77$). EM grupları hariç tüm grupların ΔE_{00} değerleri algılanabilirlik eşik değerinin üzerindedir ($\Delta E_{00}>0,81$) (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.1. Materyal ve gargaralara göre ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması

	Test istatistiği	P
Materyal	647,7864	0,001
Gargara	153,1469	0,001
Materyal × Gargara	376,4748	0,001

*İki yönlü Robust ANOVA

İki yönlü Robust ANOVA analizine göre materyal etkisinden bağımsız olarak gargara materyallerin renk değişimi üzerine olan etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$) (Çizelge 3.1). Gargara gruplarının ΔE_{00} değerleri; Andorex; $\Delta E_{00}=1,83 \pm 1,36$, Klorhex; $\Delta E_{00}=1,33 \pm 0,65$, Tantum Verde; $\Delta E_{00}=1,52 \pm 0,82$, Listerine Cool Mint; $\Delta E_{00}=0,82 \pm 0,48$, Listerine Total Care Zero; $\Delta E_{00}=1,66 \pm 1,13$ ve kontrol grubu (distile su) $\Delta E_{00}=1,20 \pm 1,02$ olarak bulunmuştur. En yüksek ΔE_{00} değeri Andorex gargara grubundan, en düşük ΔE_{00} değeri Listerine Cool Mint gargara grubundan elde edilmiştir. Bütün gargara gruplarından elde edilen ΔE_{00} değerleri görsel olarak algılanabilir eşik değerinin üzerindedir ($\Delta E_{00}>0,81$). Andorex grupları dışındaki tüm gargara gruplarında renk değişim değerleri klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin altındadır ($\Delta E_{00}<1,77$). Andorex gruplarının ΔE_{00} değerleri klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin üzerindedir ($\Delta E_{00}>1,77$) (Çizelge 3.2).

İki yönlü Robust ANOVA analizine ΔE_{00} değerleri için göre materyal ve gargara ikili etkileşimi (materyal $\times$ gargara) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). En yüksek ΔE_{00} değeri GR Andorex grubundan ($\Delta E_{00}=3,97 \pm 0,87$) elde edilmişken en düşük ΔE_{00} değeri EM distile su (kontrol) ($\Delta E_{00}=0,30 \pm 0,18$) grubundan elde edilmiştir (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Materyal ve gargara etkileşimine göre ΔE_{00} değerlerine ait tamamlayıcı etkiler ve ana etkilere ait çoklu karşılaştırma sonuçları

Gargara	Materyal					Total
	BR	CS	GR	HC	EM	
DİSTİLE SU (KONTROL)	$1,03 \pm 0,81^{A(a)}$	$0,54 \pm 0,10^{AB(a)}$	$2,54 \pm 0,58^{A(a)}$	$1,60 \pm 1,00^{AB(a)}$	$0,30 \pm 0,18^{A(a)}$	$1,20 \pm 1,02^{ab}$
KLORHEX	$1,35 \pm 0,30^{A(a)}$	$0,96 \pm 0,24^{AB(a)}$	$2,21 \pm 0,69^{A(a)}$	$1,46 \pm 0,23^{AC(a)}$	$0,68 \pm 0,33^{A(a)}$	$1,33 \pm 0,65^a$
ANDOREX	$0,69 \pm 0,37^{A(a)}$	$2,26 \pm 0,72^{AB(ab)}$	$3,97 \pm 0,87^{A(c)}$	$1,67 \pm 0,22^{A(b)}$	$0,54 \pm 0,13^{A(a)}$	$1,83 \pm 1,36^a$
TANTUM VERDE	$1,31 \pm 0,32^{A(a)}$	$1,91 \pm 0,50^{AB(ab)}$	$2,52 \pm 0,62^{A(ab)}$	$1,46 \pm 0,19^{AC(a)}$	$0,37 \pm 0,16^{A(a)}$	$1,52 \pm 0,82^a$
LİSTERİNE COOL MİNT	$0,85 \pm 0,32^{A(a)}$	$0,88 \pm 0,46^{A(a)}$	$1,28 \pm 0,56^{A(a)}$	$0,77 \pm 0,21^{BC(a)}$	$0,30 \pm 0,18^{A(a)}$	$0,82 \pm 0,48^b$
LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	$1,91 \pm 0,55^{A(ab)}$	$2,50 \pm 0,73^{B(b)}$	$2,94 \pm 0,51^{A(b)}$	$0,61 \pm 0,19^{B(a)}$	$0,34 \pm 0,23^{A(a)}$	$1,66 \pm 1,13^a$
TOTAL	$1,19 \pm 0,61^a$	$1,51 \pm 0,90^a$	$2,58 \pm 1,02^b$	$1,26 \pm 0,60^a$	$0,42 \pm 0,30^c$	$1,39 \pm 1,00$

a-c: Aynı harfe sahip ana/alt gruplar arasında bir fark yoktur, A-C: Her bir sütun içerisinde aynı harfe sahip gargaralar arasında bir fark yoktur, (a-b): Her bir satır içerisinde aynı harfe sahip ana gruplar arasında bir fark yoktur.

Çizelge 3.3. Materyal ve gargara etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları

Çoklu Karşılaştırma	
BR ANDOREX	ABCDE
BR DİSTİLE SU	ABCDEFG
BR KLORHEX	AFGHİ
BR TANTUM VERDE	ABFGHİJ
BR LİSTERİNE COOL MİNT	ABCDEF
BR LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	ABCDEFGHİJK
CS ANDOREX	ABCDFGHİJK
CS DİSTİLE SU	BCDEJ
CS KLORHEX	ABCFHJ
CS TANTUM VERDE	ABCDFGHİJK
CS LİSTERİNE COOL MİNT	ABCDEF
CS LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	HİJKL
GR ANDOREX	L
GR DİSTİLE SU	ABCDEFGHİJKL
GR KLORHEX	ABCDEFGHİJKL
GR TANTUM VERDE	ABCDEFGHİJKL
GR LİSTERİNE COOL MİNT	ABCDEFGHİJK
GR LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	KL
HC ANDOREX	GİK
HC DİSTİLE SU	ABCDEFGHİJK
HC KLORHEX	FGHİK
HC TANTUM VERDE	FGHİK
HC LİSTERİNE COOL MİNT	ABCDEF
HC LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	BCDE
EM ANDOREX	BCDE
EM DİSTİLE SU	DE
EM KLORHEX	ABCDEFG
EM TANTUM VERDE	CDE
EM LİSTERİNE COOL MİNT	E
EM LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	DE

A-L: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında bir fark yoktur.

3.2. Translusens Parametresi (TP₀₀) Bulguları

Tüm gruptaki örneklerin translusensi ölçümler örnekler gargarada bekletilmeden önce ve gargarada bekletildikten sonra siyah ve beyaz arka planda kaydedilen CIE L*,a*,b* ölçümlerinin ortalamaları alınarak TP₀₀ formülü ile hesaplanmıştır. Siyah ve beyaz arka planlarda her örneğin üç farklı noktasından üçer adet ölçüm yapılarak toplam 10800 adet ölçüm yapıldı.

3.2.1. TP₀₀ değerlerinin karşılaştırılması

Materyaller, gargaralar ve zamana göre TP₀₀ değerlerinin karşılaştırılması Çizelge 3.4'te, tamamlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları Çizelge 3.5 ve Çizelge 3.6'da verilmiştir.

Üç yönlü Robust ANOVA analizine göre gargara ve zamanın etkisinden bağımsız olarak materyal gruplarının TP₀₀ değerlerine etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (P<0,001) (Çizelge 3.4). Materyal gruplarının TP₀₀ değerleri BR=10,49 ± 0,57, CS=11,62 ± 0,72, GR=11,77 ± 0,83 HC=11,46 ± 0,58, EM=10,61 ± 0,84 olarak elde edilmiştir. En yüksek TP₀₀ değerleri GR grubundan, en düşük translusensi değerleri BR grubundan elde edilmiştir (Çizelge 3.5).

Çizelge 3.4. Materyaller, gargaralar ve zaman göre TP₀₀ değerlerinin karşılaştırılması

	Test istatistiği	P
Materyal	802,748	<0,001
Gargara	84,073	<0,001
Zaman	9,941	0,002
Materyal × Gargara	82,561	0,001
Materyal × Zaman	2,905	0,588
Gargara × Zaman	61,911	0,001
Materyal × Gargara × Zaman	89,335	0,001

*Üç yönlü Robust ANOVA

Üç yönlü Robust ANOVA analizine göre materyal ve zamanın etkisinden bağımsız olarak gargara gruplarının TP₀₀ değerleri istatistiksel olarak anlamlıdır

($P<0,001$) (Çizelge 3.4). TP_{00} değerleri; Andorex gruplarında $11,14 \pm 1,02$, Klorhex gruplarında $11,49 \pm 0,77$, Tantum Verde gruplarında $11,15 \pm 0,85$, Listerine Cool Mint gruplarında $11,16 \pm 0,79$, Listerine Total Care Zero gruplarında $10,85 \pm 0,87$ ve distile su (kontrol) grubunda $11,26 \pm 0,89$ olarak elde edilmiştir. En yüksek TP_{00} değeri Klorhex gruplarından, en düşük TP_{00} değeri Listerine Total Care Zero gruplarından elde edilmiştir (Çizelge 3.5).

Üç yönlü Robust ANOVA analizine göre zamandan bağımsız olarak materyal ve gargara gruplarının etkileşimleri (materyal $\times$ gargara) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$) (Çizelge 3.4). En yüksek TP_{00} değeri GR Klorhex grubundan ($12,12 \pm 0,80$) elde edilmişken en düşük TP_{00} değeri ise BR Tantum Verde grubundan ($10,21 \pm 0,50$) elde edilmiştir. Materyal ve gargara etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları Çizelge 3.7’de verilmiştir.

Üç yönlü Robust ANOVA analizi bulgularına göre gargaradan bağımsız olarak materyal ve zaman etkileşimi (materyal $\times$ zaman) TP_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($P=0,806$) (Çizelge 3.4).

Üç yönlü Robust ANOVA analizine göre materyalden bağımsız olarak gargara ve zaman etkileşiminin (gargara $\times$ zaman) TP_{00} değerlerine etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($P=0,001$) (Çizelge 3.4). En yüksek ortalama değer $11,63 \pm 0,83$ olarak Klorhex gargara grubundan elde edilmişken en düşük ortalama değer $10,56 \pm 0,85$ olarak Listerine Total Care Zero gargara grubundan elde edilmiştir. Gargara ve zaman etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları Çizelge 3.8’de verilmiştir.

Üç yönlü Robust ANOVA analizinde materyal, gargara ve zaman üçlü etkileşimine göre (materyal $\times$ gargara $\times$ zaman) TP_{00} değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($P=0,001$) (Çizelge 3.4). En yüksek TP_{00} GR Klorhex grubundan ($12,57 \pm 0,79$) elde edilmişken en düşük TP_{00} GR Listerine Total Care Zero grubunda ($10,11 \pm 0,37$) elde edilmiştir (Çizelge 3.5, Çizelge 3.6).

Çizelge 3.5. Materyal, gargara ve zaman etkileşimine göre TP₀₀ değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve ana etkilere ait çoklu karşılaştırma sonuçları

Gargara	Zaman	Materyal					Total
		BR	CS	GR	HC	EM	
DİSTİLE SU (KONTROL)	Gargara öncesi	10,62 ± 0,67	11,70 ± 0,40	11,52 ± 0,66	11,42 ± 0,15	10,43 ± 0,20	11,14 ± 0,69 ^{AB}
	Gargara sonrası	10,30 ± 0,69	11,95 ± 0,66	12,02 ± 0,50	12,09 ± 1,12	10,50 ± 0,20	11,37 ± 1,05 ^{AB}
	Total	10,46 ± 0,68 ^{ABCD}	11,83 ± 0,54 ^{GHI}	11,77 ± 0,63 ^{GHI}	11,76 ± 0,85 ^{GHI}	10,47 ± 0,20 ^{ABC}	11,26 ± 0,89 ^{ac}
ANDOREX	Gargara öncesi	10,66 ± 0,37	11,67 ± 0,46	11,74 ± 0,62	11,60 ± 0,34	11,66 ± 2,59	11,47 ± 1,25 ^{AB}
	Gargara sonrası	10,43 ± 0,57	11,15 ± 0,60	10,93 ± 0,77	11,02 ± 0,46	10,56 ± 0,21	10,82 ± 0,59 ^{AC}
	Total	10,54 ± 0,48 ^{ABC}	11,41 ± 0,58 ^{EGHI}	11,34 ± 0,77 ^{DEFGHI}	11,31 ± 0,49 ^{DEFGHI}	11,11 ± 1,87 ^{AC}	11,14 ± 1,02 ^{ab}
KLORHEX	Gargara öncesi	10,73 ± 0,37	11,97 ± 0,39	11,67 ± 0,55	11,68 ± 0,36	10,72 ± 0,46	11,35 ± 0,67 ^B
	Gargara sonrası	11,11 ± 0,33	12,09 ± 0,65	12,57 ± 0,79	11,63 ± 0,37	10,74 ± 0,29	11,63 ± 0,83 ^B
	Total	10,92 ± 0,39 ^{ADEF}	12,03 ± 0,52 ^G	12,12 ± 0,80 ^{GHI}	11,65 ± 0,36 ^{GHI}	10,73 ± 0,38 ^{ABCD}	11,49 ± 0,77 ^c
TANTUM VERDE	Gargara öncesi	10,29 ± 0,23	11,97 ± 0,83	11,88 ± 0,23	11,37 ± 0,19	10,66 ± 0,47	11,23 ± 0,80 ^{AB}
	Gargara sonrası	10,12 ± 0,67	11,58 ± 0,38	12,14 ± 0,80	10,99 ± 0,31	10,48 ± 0,35	11,06 ± 0,90 ^{AB}
	Total	10,21 ± 0,50 ^{BC}	11,77 ± 0,66 ^{GHI}	12,01 ± 0,59 ^{GH}	11,18 ± 0,31 ^{DEFI}	10,57 ± 0,41 ^{ABC}	11,15 ± 0,85 ^{abc}
LİSTERİNE COOL	Gargara öncesi	10,57 ± 0,39	11,34 ± 0,86	11,98 ± 0,50	11,29 ± 0,54	10,38 ± 0,26	11,11 ± 0,78 ^{AB}
	Gargara sonrası	10,49 ± 0,31	11,62 ± 0,83	11,90 ± 0,74	11,52 ± 0,28	10,51 ± 0,26	11,21 ± 0,79 ^{AB}
	Total	10,53 ± 0,34 ^{ABC}	11,48 ± 0,83 ^{EGHI}	11,94 ± 0,61 ^{GH}	11,40 ± 0,43 ^{EHI}	10,45 ± 0,26 ^{ABC}	11,16 ± 0,79 ^{abc}
LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	Gargara öncesi	10,27 ± 0,39	11,71 ± 0,54	11,96 ± 0,35	11,35 ± 0,32	10,40 ± 0,31	11,14 ± 0,79 ^{AB}
	Gargara sonrası	10,25 ± 0,92	10,65 ± 0,75	10,11 ± 0,37	11,53 ± 0,92	10,26 ± 0,32	10,56 ± 0,85 ^C
	Total	10,26 ± 0,69 ^B	11,18 ± 0,84 ^{ACDEFGHI}	11,04 ± 1,01 ^{ACDEFGHI}	11,44 ± 0,68 ^{DEFGHI}	10,33 ± 0,32 ^{BC}	10,85 ± 0,87 ^b
Total	Gargara öncesi	10,52 ± 0,44	11,73 ± 0,62	11,79 ± 0,51	11,45 ± 0,35	10,71 ± 1,15	11,24 ± 0,85
	Gargara sonrası	10,45 ± 0,67	11,51 ± 0,80	11,61 ± 1,06	11,46 ± 0,74	10,51 ± 0,30	11,11 ± 0,91
	Total	10,49 ± 0,57 ^a	11,62 ± 0,72 ^b	11,70 ± 0,83 ^b	11,46 ± 0,58 ^c	10,61 ± 0,84 ^a	11,17 ± 0,88

a-c: Aynı harfe sahip ana gruplar/alt gruplar arasında bir fark yoktur. A-İ: Her bir sütun içerisinde aynı harfe sahip gargaralar arasında bir fark yoktur.

Çizelge 3.6. Materyal, gargara ve zaman etkileşimine göre TP₀₀ değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Gargara	Zaman	Materyal				
		BR	CS	GR	HC	EM
Distile Su (Kontrol)	Gargara öncesi	10,62 ± 0,67 ^{A(ab)}	11,70 ± 0,40 ^{A(b)}	11,52 ± 0,66 ^{AB(ab)}	11,42 ± 0,15 ^{A(b)}	10,43 ± 0,20 ^{A(a)}
	Gargara sonrası	10,30 ± 0,69 ^{A(ab)}	11,95 ± 0,66 ^{A(ab)}	12,02 ± 0,50 ^{A(a)}	12,09 ± 1,12 ^{A(ab)}	10,50 ± 0,20 ^{A(b)}
Klorhex	Gargara öncesi	10,73 ± 0,37 ^{A(a)}	11,97 ± 0,39 ^{A(a)}	11,67 ± 0,55 ^{A(a)}	11,68 ± 0,36 ^{A(a)}	10,72 ± 0,46 ^{A(a)}
	Gargara sonrası	11,11 ± 0,33 ^{A(a)}	12,09 ± 0,65 ^{A(a)}	12,57 ± 0,79 ^{AB(a)}	11,63 ± 0,37 ^{A(a)}	10,74 ± 0,29 ^{A(a)}
Andorex	Gargara öncesi	10,66 ± 0,37 ^{A(a)}	11,67 ± 0,46 ^{A(ab)}	11,74 ± 0,62 ^{AB(ab)}	11,60 ± 0,34 ^{A(b)}	11,66 ± 2,59 ^{A(ab)}
	Gargara sonrası	10,43 ± 0,57 ^{A(a)}	11,15 ± 0,60 ^{A(a)}	10,93 ± 0,71 ^{AB(a)}	11,02 ± 0,46 ^{A(a)}	10,56 ± 0,21 ^{A(a)}
Tantum Verde	Gargara öncesi	10,29 ± 0,23 ^{A(c)}	11,97 ± 0,83 ^{A(abc)}	11,88 ± 0,23 ^{A(b)}	11,37 ± 0,19 ^{A(ab)}	10,66 ± 0,47 ^{A(ac)}
	Gargara sonrası	10,12 ± 0,67 ^{A(a)}	11,58 ± 0,38 ^{A(a)}	12,14 ± 0,80 ^{AB(a)}	10,99 ± 0,31 ^{A(a)}	10,48 ± 0,35 ^{A(a)}
Mint Cool Listerine	Gargara öncesi	10,57 ± 0,39 ^{A(a)}	11,34 ± 0,86 ^{A(b)}	11,98 ± 0,50 ^{A(b)}	11,29 ± 0,54 ^{A(ab)}	10,38 ± 0,26 ^{A(a)}
	Gargara sonrası	10,49 ± 0,31 ^{A(ab)}	11,62 ± 0,83 ^{A(ab)}	11,90 ± 0,74 ^{AB(ab)}	11,52 ± 0,28 ^{A(a)}	10,51 ± 0,26 ^{A(b)}
ListerineZ Total Care zero	Gargara öncesi	10,27 ± 0,39 ^{A(a)}	11,71 ± 0,54 ^{A(ab)}	11,96 ± 0,35 ^{A(b)}	11,35 ± 0,32 ^{A(ab)}	10,40 ± 0,31 ^{A(ab)}
	Gargara sonrası	10,25 ± 0,92 ^{A(b)}	10,65 ± 0,75 ^{A(ab)}	10,11 ± 0,37 ^{B(ab)}	11,53 ± 0,92 ^{A(a)}	10,26 ± 0,32 ^{A(ab)}

a-c: Aynı harfe sahip ana gruplar/alt gruplar arasında bir fark yoktur, A-B: Her bir sütun içerisinde aynı harfe sahip gargaralar arasında bir fark yoktur, (a-c): Her bir satır içerisinde aynı harfe sahip ana gruplar arasında bir fark yoktur

Çizelge 3.7. Materyal ve gargara etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları

	Çoklu Karşılaştırma
BR ANDOREX	ABC
BR DİSTİLE SU	ABCD
BR KLOORHEX	ADEF
BR TANTUM VERDE	BC
BR LİSTERİNE COOL MİNT	ABC
BR LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	B
CS ANDOREX	EGHİ
CS DİSTİLE SU	GHİ
CS KLOORHEX	G
CS TANTUM VERDE	GHİ
CS LİSTERİNE COOL MİNT	EFGHİ
CS LİSTERİNE TOTALCARE ZERO	ACDEFGHİ
GR ANDOREX	EGHİ
GR DİSTİLE SU	GHİ
GR KLOORHEX	GHİ
GR TANTUM VERDE	GH
GR LİSTERİNE COOL MİNT	GH
GR LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	ABCDEFGHİ
HC ANDOREX	DEFGHİ
HC DİSTİLE SU	GHİ
HC KLOORHEX	GHİ
HC TANTUM VERDE	DEFİ
HC LİSTERİNE COOL MİNT	EHİ
HC LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	DEFHİ
EM ANDOREX	AC
EM DİSTİLE SU	ABC
EM KLOORHEX	ABCDF
EM TANTUM VERDE	ABC
EM LİSTERİNE COOL MİNT	ABC
EM LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	BC

A-İ: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında bir fark yoktur.

Çizelge 3.8. Gargara ve zaman etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları

Çoklu Karşılaştırma	
ANDOREX Gargara öncesi	AB
ANDOREX Gargara sonrası	AC
DİSTİLE SU Gargara öncesi	AB
DİSTİLE SU Gargara sonrası	AB
KLORHEX Gargara öncesi	AB
KLORHEX Gargara sonrası	B
TANTUM VERDE Gargara öncesi	AB
TANTUM VERDE Gargara sonrası	AB
LİSTERİNE COOL MİNT Gargara öncesi	AB
LİSTERİNE COOL MİNT Gargara sonrası	AB
LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara öncesi	AB
LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara sonrası	C

A-C: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında bir fark yoktur.

Çizelge 3.9. Materyal, gargara ve zaman etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları

	Çoklu Karşılaştırma
BR ANDOREX Gargara öncesi	ABCDEFGHİJKLMN
BR ANDOREX Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
BR DİSTİLE SU Gargara öncesi	ABCDEFGHİJKLMNOPS
BR DİSTİLE SU Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
BR KLORHEX Gargara öncesi	ABCDEFGHİJKLMNO
BR KLORHEX Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
BR TANTUM VERDE Gargara öncesi	ABCDJLM
BR TANTUM VERDE Gargara sonrası	ABEFHJKLOQ
BR LİSTERİNE COOL Gargara öncesi	ABCDEGHİJLM
BR LİSTERİNE COOL Gargara sonrası	ABCDHİJLM
BR LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara öncesi	ABCDJLM
BR LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara sonrası	AC
CS ANDOREX Gargara öncesi	ABCDEFGHİJKLMNOPS
CS ANDOREX Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
CS DİSTİLE SU Gargara öncesi	OPQRS
CS DİSTİLE SU Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
CS KLORHEX Gargara öncesi	PRS
CS KLORHEX Gargara sonrası	CDGİMNPRS
CS TANTUM VERDE Gargara öncesi	BDEFGHİLMNOPQRS
CS TANTUM VERDE Gargara sonrası	EFGNOPQRS
CS LİSTERİNE COOL Gargara öncesi	FKNOPQRS
CS LİSTERİNE COOL Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
CS LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara öncesi	ABCDEFGHİJKLMNOPS
CS LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
GR ANDOREX Gargara öncesi	ABCDEFGHİJKLMNOPS
GR ANDOREX Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
GR DİSTİLE SU Gargara öncesi	ABCDEFGHİJKLMNOPS
GR DİSTİLE SU Gargara sonrası	RS
GR KLORHEX Gargara öncesi	EFGNOPQRS
GR KLORHEX Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
GR TANTUM VERDE Gargara öncesi	QR
GR TANTUM VERDE Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
GR LİSTERİNE COOL MİNT Gargara öncesi	R
GR LİSTERİNE COOL MİNT Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
GR LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara öncesi	QR
GR LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara sonrası	AJK

Çizelge 3.9 (Devam). Materyal, gargara ve zaman etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları.

	Çoklu Karşılaştırma
GR DİSTİLE SU Gargara öncesi	ABCDEFGHİJKLMNOPS
GR DİSTİLE SU Gargara sonrası	RS
GR KLORHEX Gargara öncesi	EFGNOPQRS
GR KLORHEX Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
GR TANTUM VERDE Gargara öncesi	QR
GR TANTUM VERDE Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
GR LİSTERİNE COOL MİNT Gargara öncesi	R
GR LİSTERİNE COOL MİNT Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
GR LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara öncesi	QR
GR LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara sonrası	AJK
HC ANDOREX Gargara öncesi	OPQRS
HC ANDOREX Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
HC DİSTİLE SU Gargara öncesi	FKNOPQRS
HC DİSTİLE SU Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
HC KLORHEX Gargara öncesi	BDEFGHİNOPQRS
HC KLORHEX Gargara sonrası	OPQRS
HC TANTUM VERDE Gargara öncesi	FKNOPQRS
HC TANTUM VERDE Gargara sonrası	BDEFGHİJKLMNOPS
HC LİSTERİNE COOL MİNT Gargara öncesi	BDEFGHİJKLMNOPS
HC LİSTERİNE COOL MİNT Gargara sonrası	EFGHİNOPQRS
HC LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara öncesi	ABCDEFGHİJKLMNOPS
HC LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara sonrası	BDEFGHİJKLMNOPS
EM ANDOREX Gargara öncesi	ABCDEFGHİJKLMNOPS
EM ANDOREX Gargara sonrası	ABCDEGHİJLM
EM DİSTİLE SU Gargara öncesi	ABCDHİJLM
EM DİSTİLE SU Gargara sonrası	ABCDJLM
EM KLORHEX Gargara öncesi	ABCDEFGHİJKLMNOPS
EM KLORHEX Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMNOPS
EM TANTUM VERDE Gargara öncesi	ABCDEFGHİJKLMN
EM TANTUM VERDE Gargara sonrası	ABCDEFGHİJKLMN
EM LİSTERİNE COOL MİNT Gargara öncesi	ABCDJLM
EM LİSTERİNE COOL MİNT Gargara sonrası	ABCDJLM
EM LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara öncesi	ABCDHİJLM
EM LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO Gargara sonrası	ACJLM

A-S: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında bir fark yoktur.

3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Bulguları

Materyal, gargara ve zamana göre pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması ve pürüzlülük değerlerine ait tamamlayıcı istatistikler Çizelge 3.10 ve Çizelge 3.11’de verilmiştir. Materyal ve gargara etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları Çizelge 3.12’de, materyal ve zaman etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları Çizelge 3.13’de verilmiştir.

Çizelge 3.10. Materyal, gargara ve zamana göre pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması.

	Test istatistiği	P
Materyal	227,208	<0,001
Gargara	3,475	0,650
Zaman	47,314	0,001
Materyal × Gargara	44,818	0,023
Materyal × Zaman	41,761	0,001
Gargara × Zaman	6,530	0,295
Materyal × Gargara × Zaman	35,475	0,102

*Üç yönlü Robust ANOVA

Üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçlarına göre zaman ve gargaradan bağımsız olarak materyal gruplarının Ra değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık göstermektedir ($P<0,001$) (Çizelge 3.10). Materyal gruplarının Ra değerleri BR; $0,25 \pm 0,80$, CS; $0,27 \pm 0,10$, GR; $0,37 \pm 0,12$, HC; $0,37 \pm 0,13$, EM; $0,23 \pm 0,09$ olarak elde edilmiştir. Ra değerleri en düşük EM gruplarında bulunurken GR ve HC gruplarının Ra değerleri arasında ve BR, CS ve EM gruplarının Ra değerleri arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

Üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçlarına göre materyal ve zaman etkisinden bağımsız olarak gargara gruplarının Ra değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($P=0,650$) (Çizelge 3.10).

Üç yönlü Robust ANOVA testi bulgularına göre materyal ve gargara etkisinden bağımsız olarak zamanın grupların Ra değerlerine etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($P=0,001$) (Çizelge 3.10).

Üç yönlü Robust ANOVA testine göre zamandan bağımsız olarak materyal ve gargara grupları arasındaki ikili etkileşime göre (materyal $\times$ gargara) Ra değerlerine etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($P=0,023$) (Çizelge 3.10). En yüksek Ra değeri GR Andorex ($0,41 \pm 0,16$) grubundan elde edilmişken en düşük Ra değeri EM Klorhex ($0,21 \pm 0,10$) grubundan elde edilmiştir (Çizelge 3.11).

Üç yönlü Robust ANOVA analizine göre gargaradan bağımsız olarak materyal ve zaman ikili etkileşimine göre (materyal $\times$ zaman) Ra değerleri anlamlı derecede farklılık göstermektedir ($P=0,001$). En yüksek Ra değeri gargara sonrası HC gruplarından ($0,44 \pm 0,15$) elde edilmişken en düşük Ra değeri gargara öncesinde EM ($0,22 \pm 0,07$) gruplarından elde edilmiştir.

Üç yönlü Robust ANOVA analizine göre materyalden bağımsız olarak gargara ve zaman etkileşimine göre (gargara $\times$ zaman) Ra değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($P=0,295$) (Çizelge 3.10). Materyal, gargara ve zaman üçlü etkileşiminin (materyal $\times$ gargara $\times$ zaman) grupların Ra değerleri üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P=0,102$) (Çizelge 3.10).

Çizelge 3.11. Materyal, gargara ve zamana göre pürüzlülük değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve ana etkilere ait çoklu karşılaştırma sonuçları

Gargara	Zaman	Materyal					
		BR	CS	GR	HC	EM	Total
DİSTİLE SU (KONTROL)	Gargara öncesi	0,24 ± 0,04	0,23 ± 0,06	0,26 ± 0,04	0,36 ± 0,04	0,20 ± 0,07	0,26 ± 0,07
	Gargara sonrası	0,33 ± 0,08	0,28 ± 0,08	0,43 ± 0,12	0,46 ± 0,13	0,22 ± 0,13	0,34 ± 0,14
	Total	0,28 ± 0,08 ^{ABCEFGHIJ}	0,26 ± 0,07 ^{ABCDE}	0,34 ± 0,12 ^{ABCEFGHIJ}	0,41 ± 0,10 ^{HJ}	0,21 ± 0,10 ^{ABCEFGI}	0,30 ± 0,12
KLORHEX	Gargara öncesi	0,29 ± 0,06	0,25 ± 0,05	0,29 ± 0,04	0,29 ± 0,07	0,19 ± 0,09	0,26 ± 0,07
	Gargara sonrası	0,26 ± 0,19	0,28 ± 0,09	0,40 ± 0,10	0,47 ± 0,18	0,23 ± 0,12	0,33 ± 0,16
	Total	0,28 ± 0,14 ^{ABCEFGHIJ}	0,27 ± 0,07 ^{ABCEFGHIJ}	0,34 ± 0,1 ^{DEFGHIJ}	0,38 ± 0,16 ^{ABCEFGHIJ}	0,21 ± 0,10 ^{ABEG}	0,30 ± 0,13
ANDOREX	Gargara öncesi	0,24 ± 0,04	0,27 ± 0,01	0,32 ± 0,06	0,28 ± 0,06	0,21 ± 0,07	0,26 ± 0,07
	Gargara sonrası	0,26 ± 0,09	0,28 ± 0,10	0,51 ± 0,16	0,49 ± 0,16	0,25 ± 0,15	0,36 ± 0,18
	Total	0,25 ± 0,07 ^{ABCDE}	0,28 ± 0,1 ^{ABCEFGHIJ}	0,41 ± 0,16 ^{CDFHIJ}	0,38 ± 0,16 ^{ABCEFGHIJ}	0,23 ± 0,12 ^{ABE}	0,31 ± 0,14
TANTUM VERDE	Gargara öncesi	0,25 ± 0,05	0,23 ± 0,06	0,30 ± 0,05	0,30 ± 0,04	0,22 ± 0,06	0,26 ± 0,06
	Gargara sonrası	0,22 ± 0,05	0,28 ± 0,08	0,50 ± 0,17	0,40 ± 0,14	0,25 ± 0,1	0,33 ± 0,15
	Total	0,23 ± 0,05 ^{AB}	0,26 ± 0,07 ^{ABCDE}	0,40 ± 0,16 ^{ABCEFGHIJ}	0,34 ± 0,12 ^{ABCEFGHIJ}	0,24 ± 0,08 ^{ABCEFG}	0,30 ± 0,12
LİSTERİNE COOL MİNT	Gargara öncesi	0,22 ± 0,05	0,24 ± 0,04	0,33 ± 0,05	0,31 ± 0,04	0,29 ± 0,04	0,28 ± 0,06
	Gargara sonrası	0,22 ± 0,05	0,29 ± 0,14	0,36 ± 0,13	0,40 ± 0,13	0,27 ± 0,08	0,31 ± 0,12
	Total	0,22 ± 0,05 ^A	0,26 ± 0,10 ^{ABCEFG}	0,34 ± 0,10 ^{BCDEFGHIJ}	0,36 ± 0,10 ^{BCDEFGHIJ}	0,28 ± 0,06 ^{ABCEFGJ}	0,29 ± 0,10
LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	Gargara öncesi	0,24 ± 0,06	0,20 ± 0,08	0,32 ± 0,06	0,31 ± 0,04	0,20 ± 0,07	0,25 ± 0,08
	Gargara sonrası	0,24 ± 0,04	0,36 ± 0,16	0,37 ± 0,06	0,42 ± 0,15	0,23 ± 0,09	0,32 ± 0,13
	Total	0,24 ± 0,05 ^{ABC}	0,28 ± 0,15 ^{ABCEFGHIJ}	0,35 ± 0,06 ^{HI}	0,36 ± 0,12 ^{FGHIJ}	0,22 ± 0,08 ^A	0,29 ± 0,11

a-b: Aynı harfe sahip ana gruplar arasında bir fark yoktur. A-J: Her bir sütun içerisinde aynı harfe sahip gargaralar arasında bir fark yoktur.

Çizelge 3.12. Materyal ve gargara etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları

	Çoklu Karşılaştırma
BR ANDOREX	ABCDE
BR DİSTİLE SU	ABCDEFGHİJ
BR KLOORHEX	ABCDEFGHİJ
BR TANTUM VERDE	AB
BR LİSTERİNE COOL MİNT	A
BR LİSTERİNE TOTALCARE ZERO	ABC
CS ANDOREX	ABCDEFGHİJ
CS DİSTİLE SU	ABCDE
CS KLOORHEX	ABCDEFGHİJ
CS TANTUM VERDE	ABCDE
CS LİSTERİNE COOL MİNT	ABCDEFG
CS LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	ABCDEFGHİJ
GR ANDOREX	CDFHİJ
GR DİSTİLE SU	ABCDEFGHİJ
GR KLOORHEX	DEFGHİJ
GR TANTUM VERDE	ABCDEFGHİJ
GR LİSTERİNE COOL MİNT	BCDEFGHİJ
GR LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	Hİ
HC ANDOREX	ABCDEFGHİJ
HC DİSTİLE SU	HJ
HC KLOORHEX	ABCDEFGHİJ
HC TANTUM VERDE	ABCDEFGHİJ
HC LİSTERİNE COOL MİNT	BCDEFGHİJ
HC LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	FGHİJ
EM ANDOREX	ABE
EM DİSTİLE SU	ABCDEFGİ
EM KLOORHEX	ABEG
EM TANTUM VERDE	ABCDEFG
EM LİSTERİNE COOL MİNT	ABCDEFGJ
EM LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	A

A-J: Aynı harfe sahip ana grup ve alt grup etkileşimleri arasında bir fark yoktur.

Çizelge 3.13. Materyal ve zaman etkileşime ait çoklu karşılaştırma sonuçları

Çoklu Karşılaştırma	
BR Gargara öncesi	A
BR Gargara sonrası	A
CS Gargara öncesi	A
CS Gargara sonrası	AB
GR Gargara öncesi	B
GR Gargara sonrası	C
HC Gargara öncesi	B
HC Gargara sonrası	C
EM Gargara öncesi	A
EM Gargara sonrası	A

A-C: Aynı harfe sahip ana grup ve zaman etkileşimleri arasında bir fark yoktur.

3.4. Vickers Mikrosertlik Testi Bulguları

Materyal, gargara ve zamana göre vickers değerlerinin karşılaştırılması ve tamamlayıcı istatistikler Çizelge 3.14 ile Çizelge 3.15'te, materyal ve zaman etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları Çizelge 3.16'da verilmiştir. Bu çalışmada tüm örneklerin gargara öncesi ve sonrasında ölçülen vickers mikrosertlik değerlerinin ortalamaları alınarak VHN değerleri hesaplanmıştır.

Üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçlarına göre gargara ve zaman etkisinden bağımsız olarak materyal gruplarının VHN değerleri farklılık göstermektedir. ($P<0,001$) (Çizelge 3.14). Materyal gruplarının VHN değerleri sırasıyla BR= $79,97 \pm 4,95$, CS= $97,37 \pm 9,15$, GR= $128,75 \pm 10,30$, HC= $92,83 \pm 16,75$ ve EM= $604,31 \pm 29,96$ olarak elde edilmiştir. En yüksek vickers değerleri EM gruplarından, en düşük vickers değerleri BR gruplarından elde edilmiştir (Çizelge 3.15).

Üç yönlü Robust ANOVA analizi sonuçlarına göre materyal ve zaman etkisinden bağımsız olarak gargara gruplarının VHN değerleri istatistiksel olarak farklılık göstermemektedir ($P=0,051$) (Çizelge 3.14). Materyal ve gargara etkisinden bağımsız olarak zamana göre VHN değerleri istatistiksel olarak farklılık göstermemektedir ($P=0,115$) (Çizelge 3.14). Zamandan bağımsız olarak materyal ve gargara (materyal $\times$ gargara) etkileşimine göre VHN değerleri istatistiksel olarak farklılık göstermemektedir ($P=0,226$) (Çizelge 3.14).

Çizelge 3.14. Materyal, gargara ve zamana göre vickers değerlerinin karşılaştırılması

	Test istatistiği	P
Materyal	29587,288	<0,001
Gargara	46,784	0,051
Zaman	2,656	0,115
Materyal × Gargara	39,733	0,226
Materyal × Zaman	34,190	0,001
Gargara × Zaman	6,408	0,389
Materyal × Gargara × Zaman	42,191	0,182

*Üç yönlü Robust ANOVA

Üç yönlü Robust ANOVA analizi sonuçlarına göre gargaradan bağımsız olarak materyal ve zaman ikili etkileşimine göre (materyal × zaman) VHN değerleri istatistiksel olarak anlamlı derece farklılık göstermektedir (P=0,001) (Çizelge 3.14). EM, CS, GR gruplarının gargara sonrasında VHN değerleri istatistiksel olarak anlamlıdır. En yüksek değer gargara öncesinde EM gruplarından ($614,04 \pm 31,34$) elde edilmişken en düşük değer gargara öncesinde BR gruplarından ($78,84 \pm 4,90$) elde edilmiştir. Materyal ve zaman etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları Çizelge 3.16’da verilmiştir.

Üç yönlü Robust ANOVA analizine göre materyaldedn bağımsız olarak gargara ve zaman ikili etkileşimine (gargara × zaman) göre VHN değerleri istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (P=0,389) (Çizelge 3.14). Materyal, gargara ve zaman üçlü etkileşimine göre (materyal × gargara × zaman) VHN değerleri istatistiksel olarak farklılık göstermemektedir (P=0,182) (Çizelge 3.14).

Çizelge 3.15. Materyal, gargara ve zamana göre vickers değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve ana etkilere ait çoklu karşılaştırma sonuçları

Gargara	Zaman	Materyal					Total
		BR	CS	GR	HC	EM	
DİSTİLE SU (KONTROL)	Gargara öncesi	79,45 ± 2,75	96,32 ± 5,82	121,72 ± 12,61	95,77 ± 11,73	619,82 ± 17,32	202,62 ± 213,60
	Gargara sonrası	82,75 ± 1,90	100,37 ± 3,55	134,99 ± 6,62	86,31 ± 5,27	631,78 ± 21,65	207,24 ± 217,68
	Total	81,10 ± 2,83	98,35 ± 5,02	128,36 ± 11,79	91,04 ± 9,92	625,80 ± 19,53	204,93 ± 213,45
KLORHEX	Gargara öncesi	79,11 ± 11,05	94,46 ± 10,56	128,90 ± 9,54	124,56 ± 28,47	601,42 ± 57,55	205,69 ± 204,65
	Gargara sonrası	82,47 ± 10,37	105,53 ± 8,15	138,96 ± 4,54	86,90 ± 6,76	591,58 ± 32,69	201,09 ± 200,85
	Total	81,10 ± 2,83	98,35 ± 5,02	128,36 ± 11,79	91,04 ± 9,92	625,80 ± 19,53	204,93 ± 213,45
ANDOREX	Gargara öncesi	79,96 ± 1,51	94,59 ± 7,56	123,99 ± 18,08	102,91 ± 21,84	633,63 ± 25,17	207,02 ± 218,76
	Gargara sonrası	81,27 ± 4,07	100,72 ± 7,18	131,97 ± 11,69	93,56 ± 13,87	597,12 ± 12,43	200,93 ± 203,13
	Total	80,61 ± 2,98	97,65 ± 7,66	127,98 ± 14,96	98,23 ± 17,94	615,38 ± 26,84	203,97 ± 208,95
TANTUM VERDE	Gargara öncesi	80,11 ± 1,02	93,11 ± 10,00	133,45 ± 9,03	99,38 ± 10,97	611,75 ± 39,68	203,56 ± 209,82
	Gargara sonrası	80,47 ± 2,68	101,45 ± 15,57	131,44 ± 6,06	85,31 ± 5,20	594,69 ± 4,29	198,67 ± 203,04
	Total	80,29 ± 1,92	97,28 ± 13,10	132,45 ± 7,33	92,35 ± 10,98	603,22 ± 28,09	201,12 ± 204,36
LİSTERİNE COOL MİNT	Gargara öncesi	77,23 ± 4,17	92,91 ± 4,11	121,94 ± 7,80	89,59 ± 13,15	603,52 ± 16,34	197,04 ± 208,18
	Gargara sonrası	79,89 ± 3,05	103,89 ± 8,35	133,57 ± 4,83	81,99 ± 6,49	577,61 ± 17,00	195,39 ± 196,23
	Total	78,56 ± 3,72	98,40 ± 8,48	127,75 ± 8,66	85,79 ± 10,57	590,57 ± 20,82	196,21 ± 200,22
LİSTERİNE TOTAL CARE ZERO	Gargara öncesi	77,18 ± 3,61	87,48 ± 7,48	124,23 ± 5,75	82,59 ± 8,42	614,10 ± 13,02	197,12 ± 213,59
	Gargara sonrası	79,71 ± 3,65	97,63 ± 6,42	119,81 ± 4,49	85,09 ± 5,58	574,66 ± 9,54	191,38 ± 196,18
	Total	78,44 ± 3,67	92,56 ± 8,47	122,02 ± 5,39	83,84 ± 6,86	594,38 ± 23,41	194,25 ± 202,99
Total	Gargara öncesi	78,84 ± 4,90 ^A	93,14 ± 7,73 ^B	125,71 ± 11,04 ^D	99,13 ± 20,63 ^{BCF}	614,04 ± 31,34 ^G	202,17 ± 207,94
	Gargara sonrası	81,09 ± 4,81 ^A	101,60 ± 8,57 ^C	131,79 ± 8,65 ^E	86,53 ± 7,95 ^F	594,57 ± 25,45 ^H	199,12 ± 199,61
	Total	79,97 ± 4,95 ^a	97,37 ± 9,14 ^b	128,75 ± 10,30 ^c	92,83 ± 16,75 ^d	604,31 ± 29,96 ^e	200,64 ± 203,48

a-e: Aynı harfe sahip ana gruplar arasında bir fark yoktur, A-H: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında bir fark yoktur.

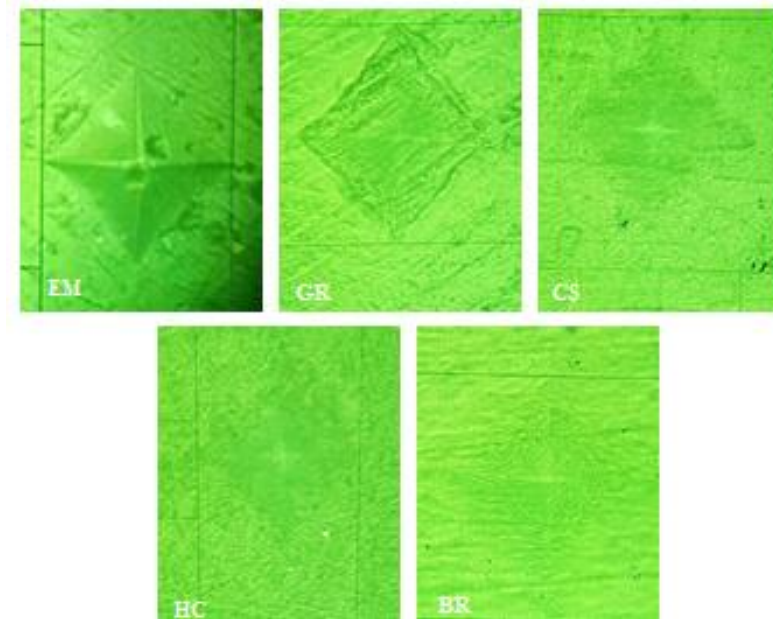
Çizelge 3.16. Materyal ve zaman etkileşimine ait çoklu karşılaştırma sonuçları

Çoklu Karşılaştırma	
BR Gargara öncesi	A
BR Gargara sonrası	A
CS Gargara öncesi	B
CS Gargara sonrası	C
GR Gargara öncesi	D
GR Gargara sonrası	E
HC Gargara öncesi	BCF
HC Gargara sonrası	F
EM Gargara öncesi	G
EM Gargara sonrası	H

A-H: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında bir fark yoktur

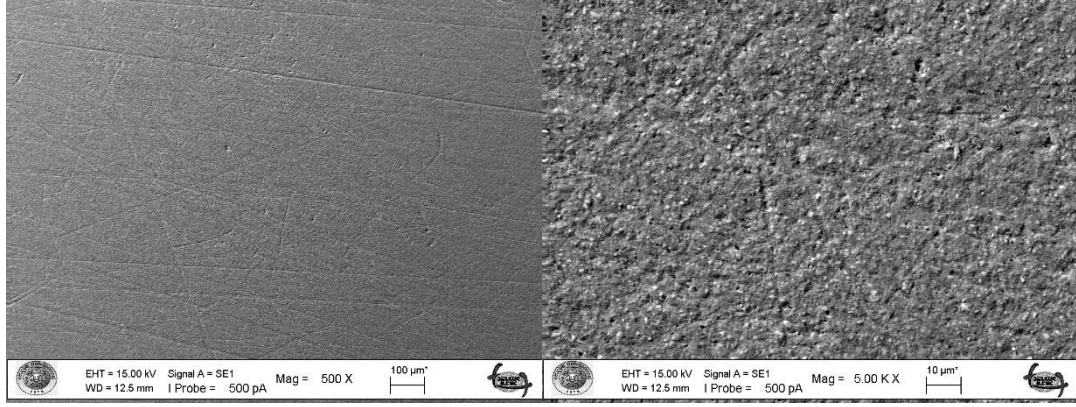
3.4.1. Vickers Mikrosertlik Test Cihazı Mikroskobu Bulguları

Distile suda (kontrol) bekletilen EM, GR, CS, HC, BR örneklerinin vickers mikrosertlik cihazı çizici ucunun oluşturduğu iz alanlarının cihazda bulunan mikroskop ile 40× büyütmede elde edilen görüntüleri sırasıyla Şekil 3.1’de verilmiştir.

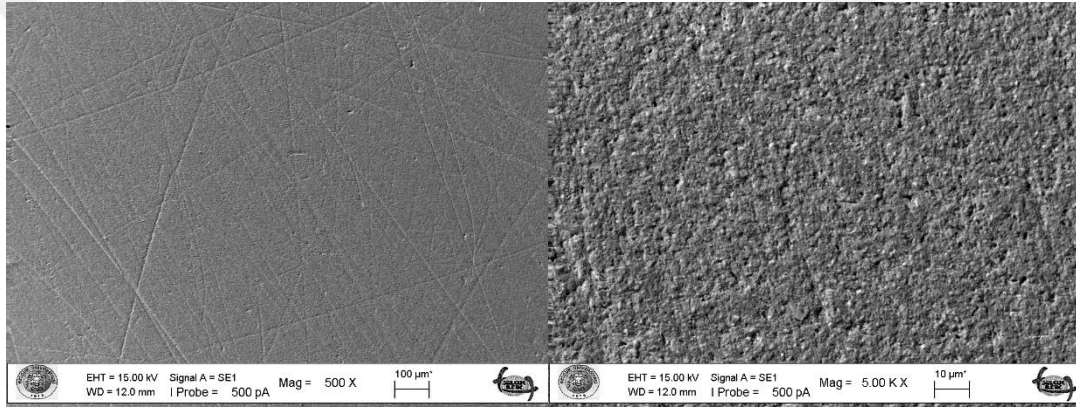


Şekil 3.1. Materyallerin vickers testi sonrası iz alanlarının görünümü. EM, IPS e.max CAD; GR, Grandio Blocks; CS, Cerasmart; HC, Shofu Blocks; BR, Brilliant Crios.

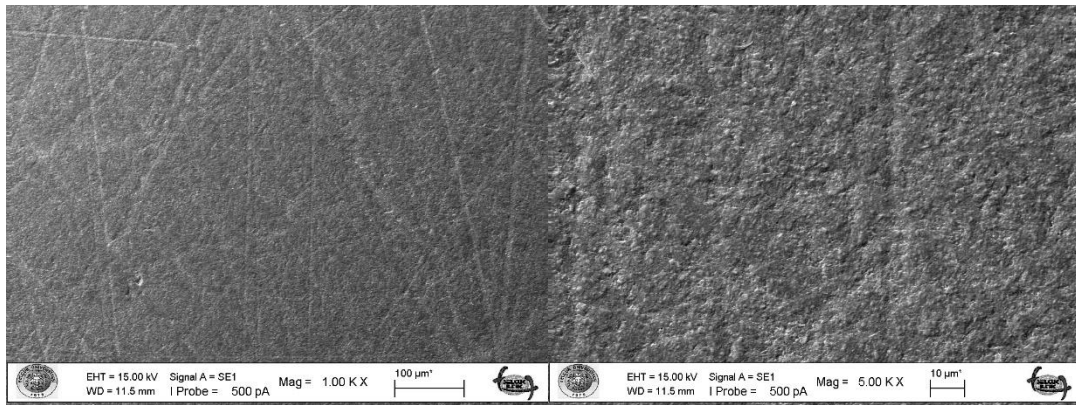
3.5. SEM Görüntü Bulguları



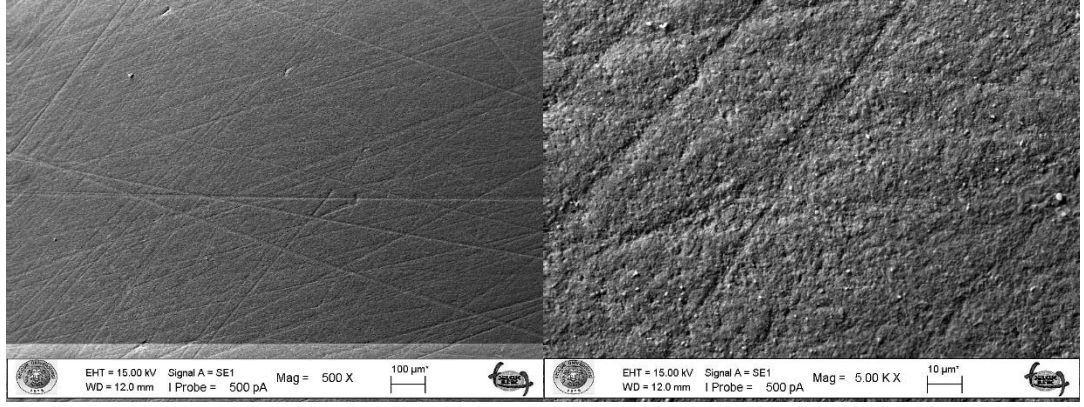
Şekil 3.2. BR Kontrol grubu (Distile su) örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



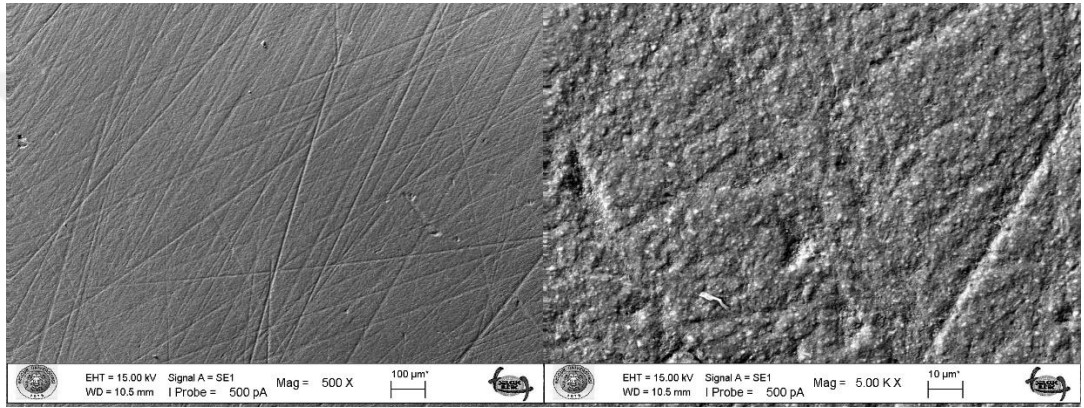
Şekil 3.3. BR Klorhex grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



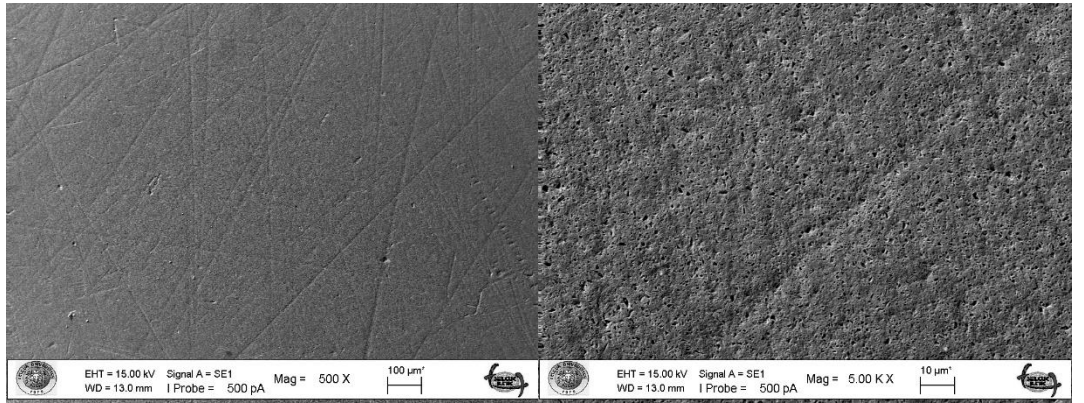
Şekil 3.4. BR Andorex grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



Şekil 3.5. BR Tantom Verde grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

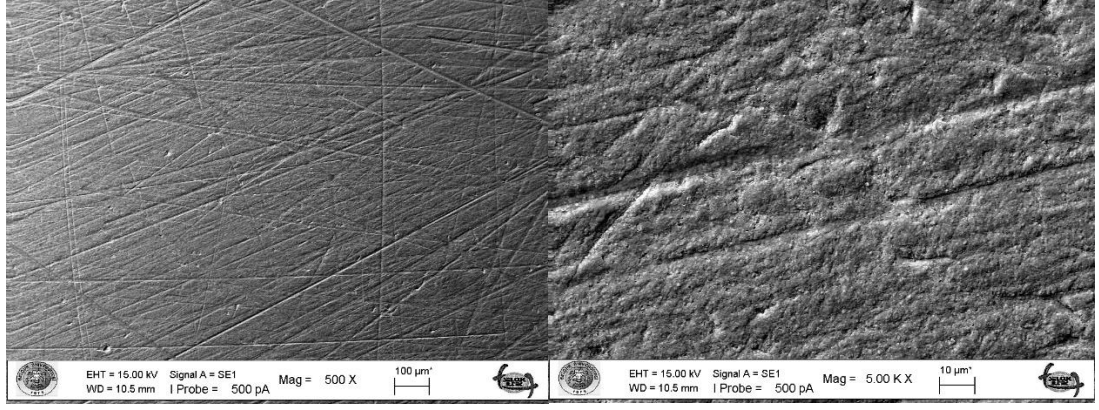


Şekil 3.6. BR Listerine Cool Mint grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

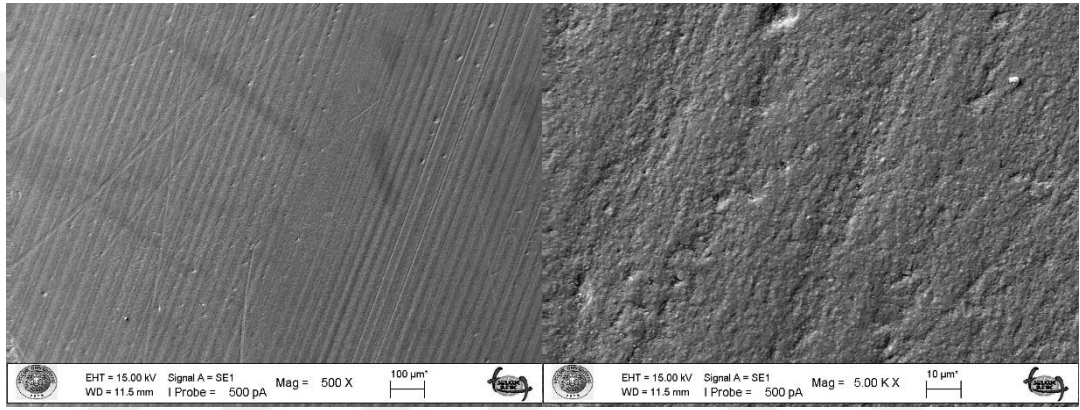


Şekil 3.7. BR Listerine Total Care Zero grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

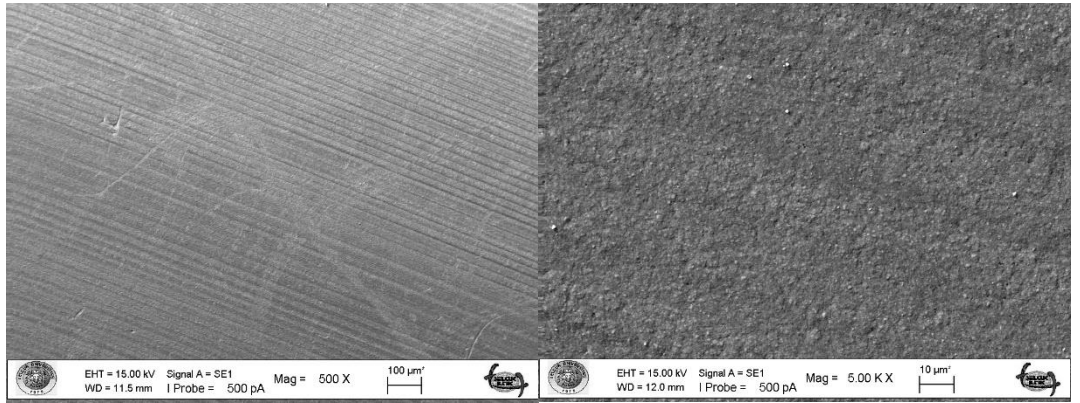
BR gruplarının SEM görüntüleri incelendiğinde polisaja bağlı izler görülmektedir. EM gruplarından sonra en düşük pürüzlülük değeri BR gruplarında bulunmuştur.



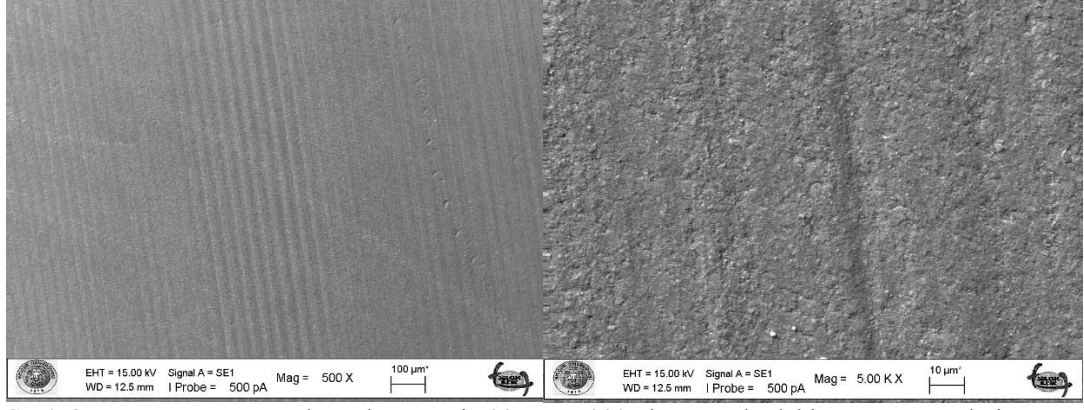
Şekil 3.8. CS Kontrol grubu (Distile su) örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



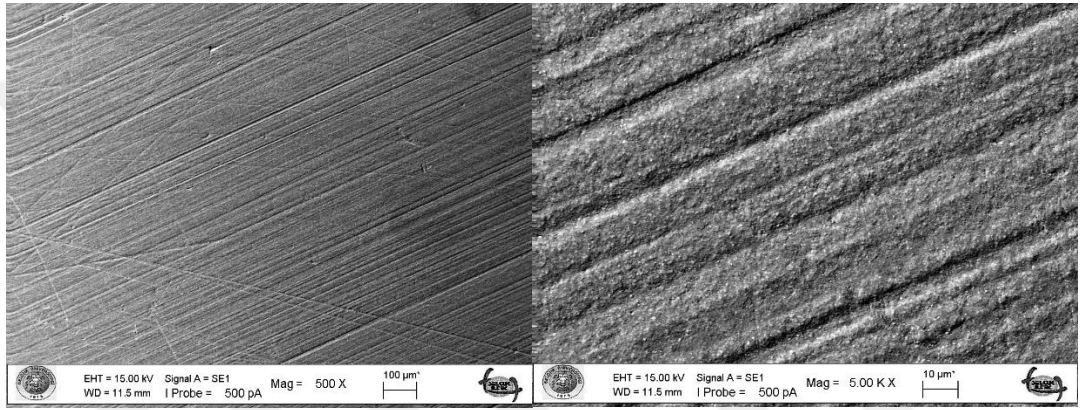
Şekil 3.9. CS Klohex grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



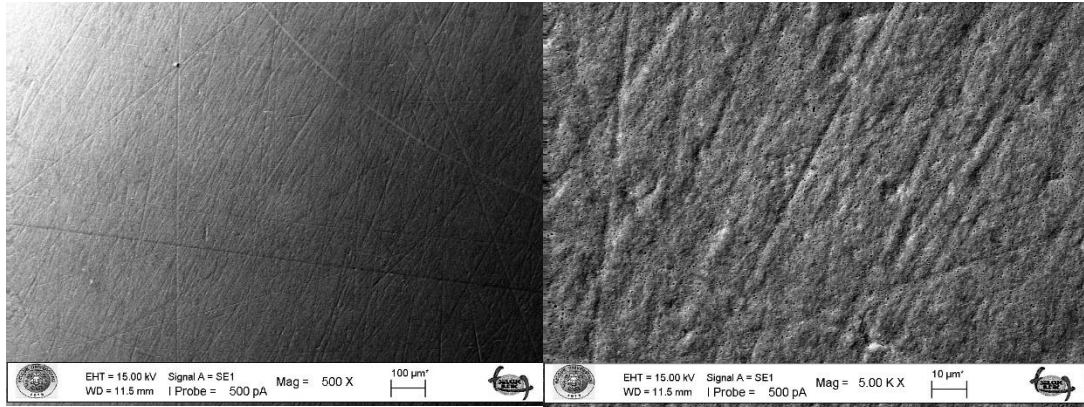
Şekil 3.10. CS Andorex grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



Şekil 3.11. CS Tantum Verde grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

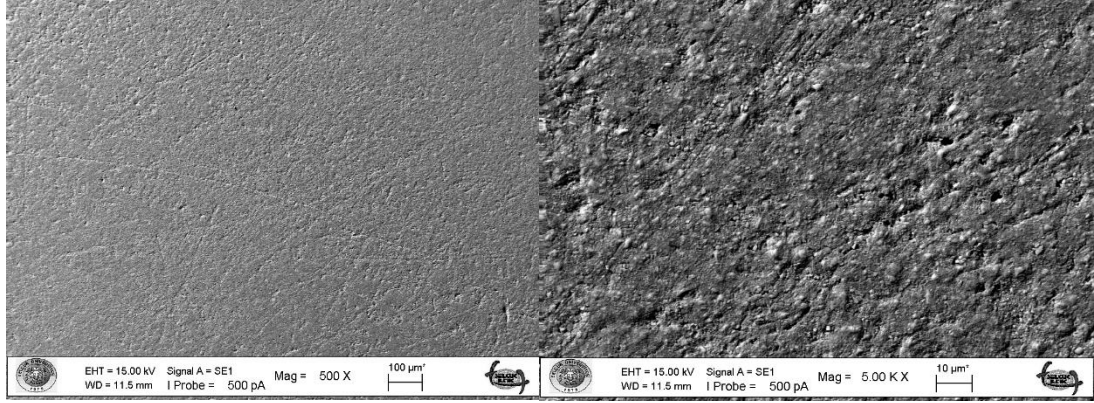


Şekil 3.12. CS Listerine Cool Mint grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

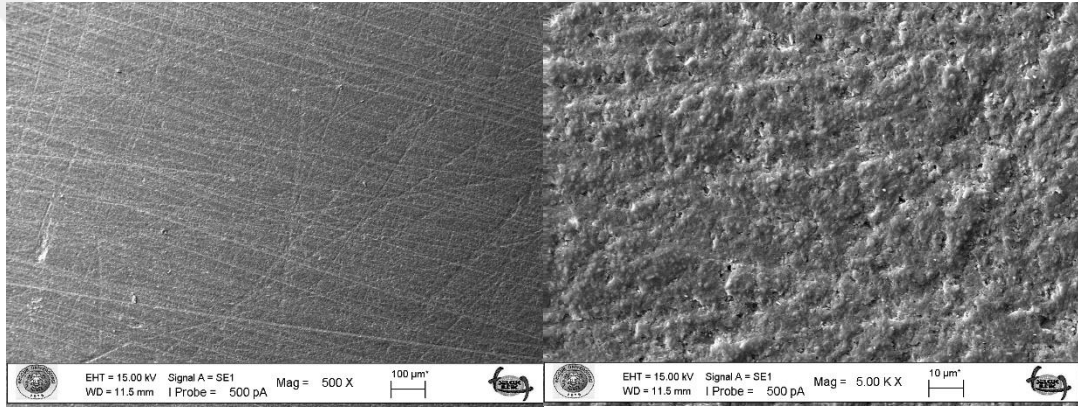


Şekil 3.13. CS Listerine Total Care Zero grubu örneğinin 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

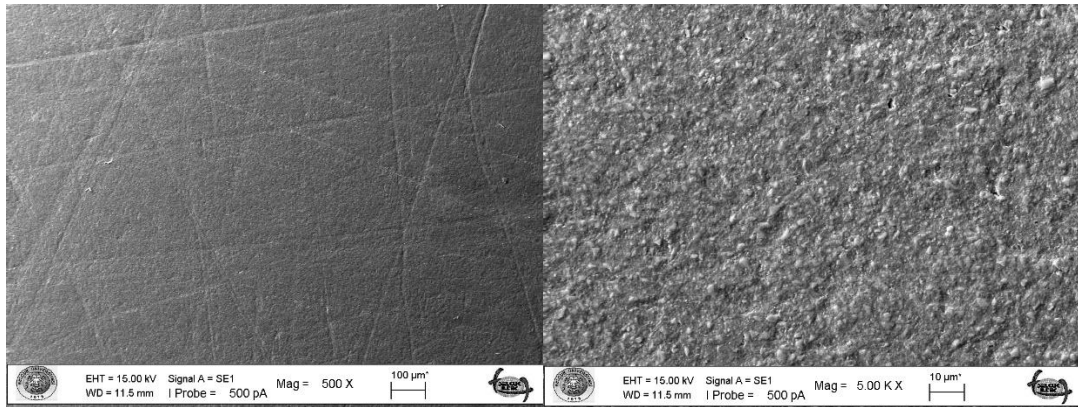
CS gruplarının SEM görüntüleri incelendiğinde BR grubuna benzer şekilde polisaj ve elmas separe izleri görülmektedir. EM ve BR gruplarından sonra en düşük Ra değerleri bu grupta görülmüştür.



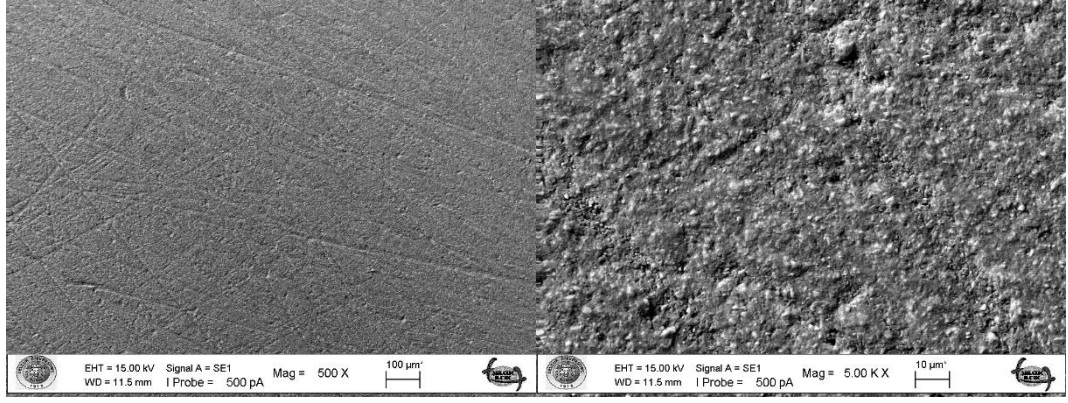
Şekil 3.14. GR Kontrol grubu (Distile su) örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



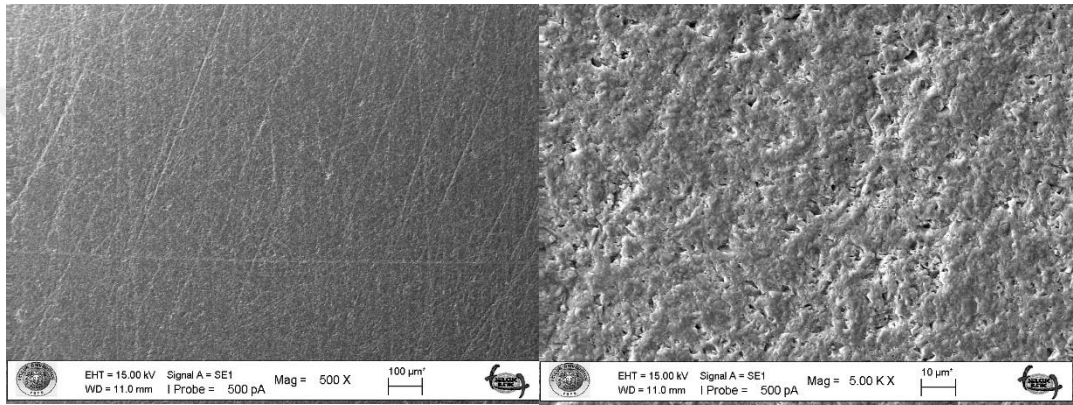
Şekil 3.15. GR Klorhex grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



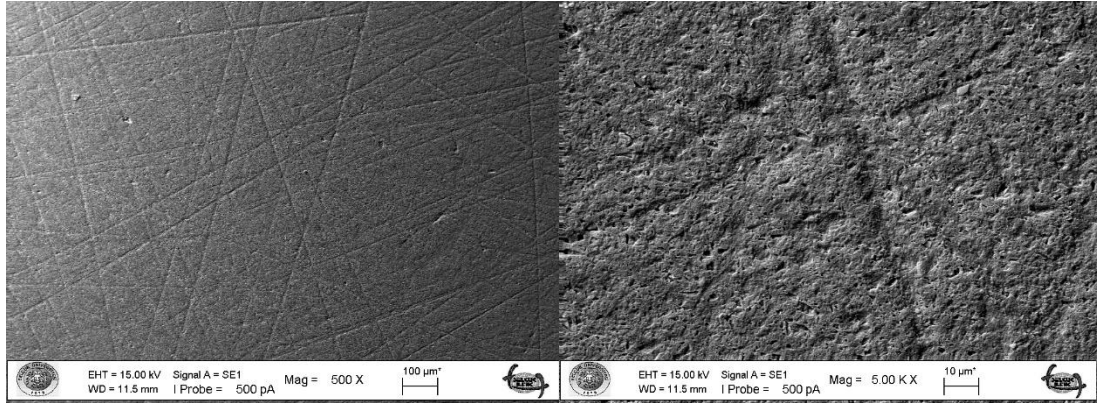
Şekil 3.16. GR Andorex grubu örneğinin 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



Şekil 3.17. GR Tantom Verde grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

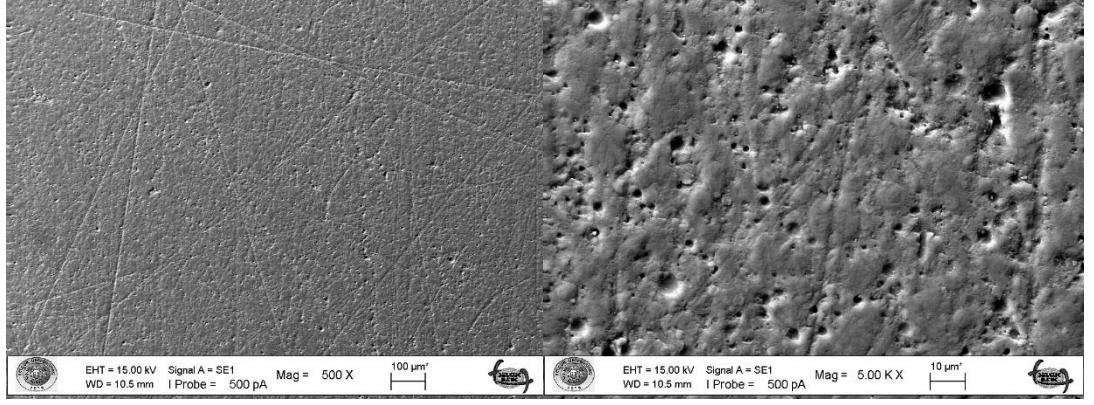


Şekil 3.18. GR Listerine Cool Mint grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

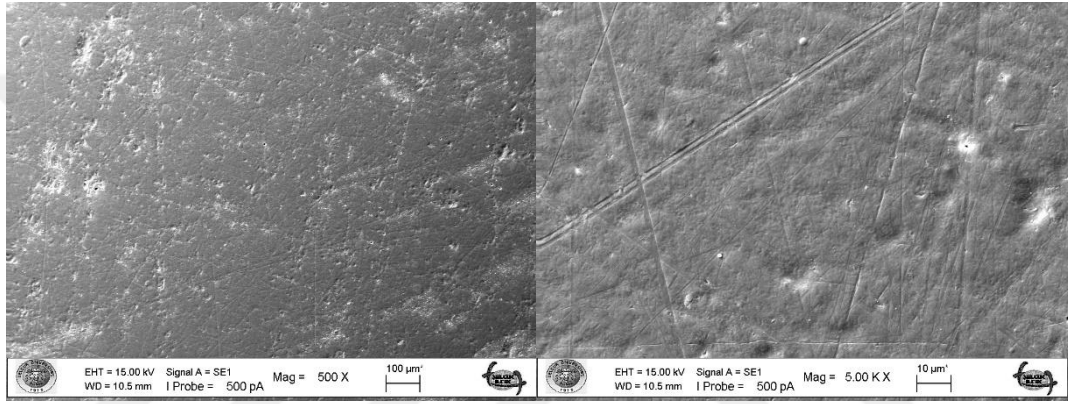


Şekil 3.19. GR Listerine Total Care Zero grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

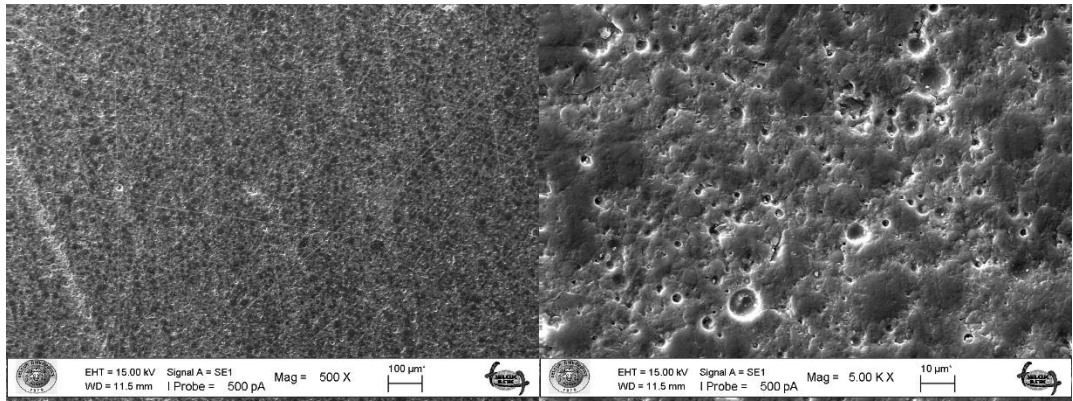
GR gruplarının gargara işlemi sonrası SEM görüntülerinde mikroporların olduğu tespit edilmiştir. Tüm gruplar arasında tespit edilen en yüksek Ra değeri GR Andorex grubundadır.



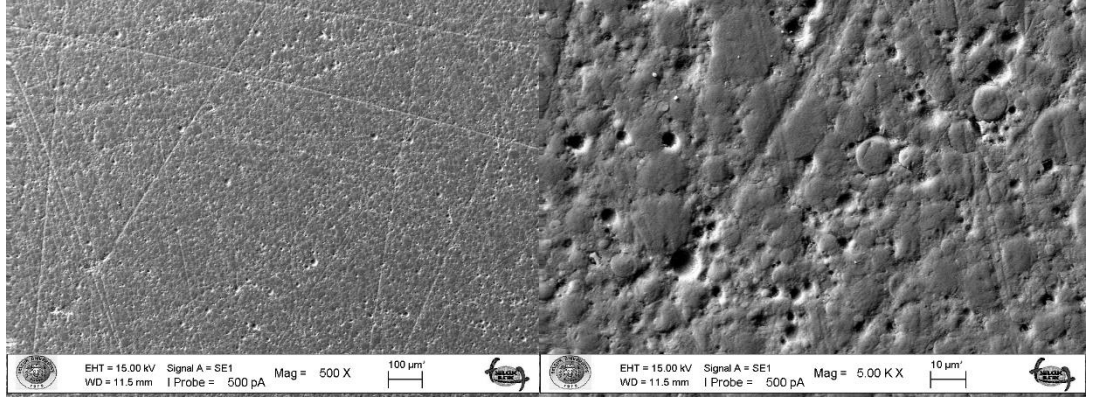
Şekil 3.20. HC Kontrol grubu (Distile su) örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



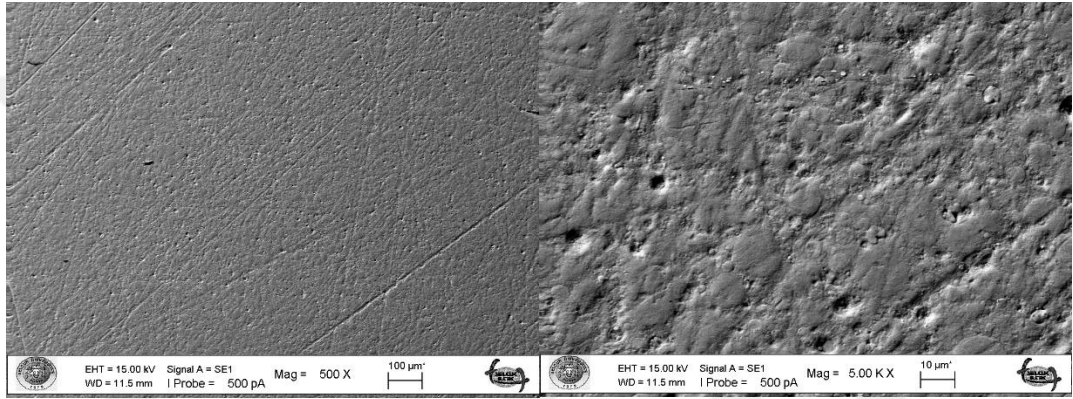
Şekil 3.21. HC Klorhex grubu örneği 500× ve 5.00× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



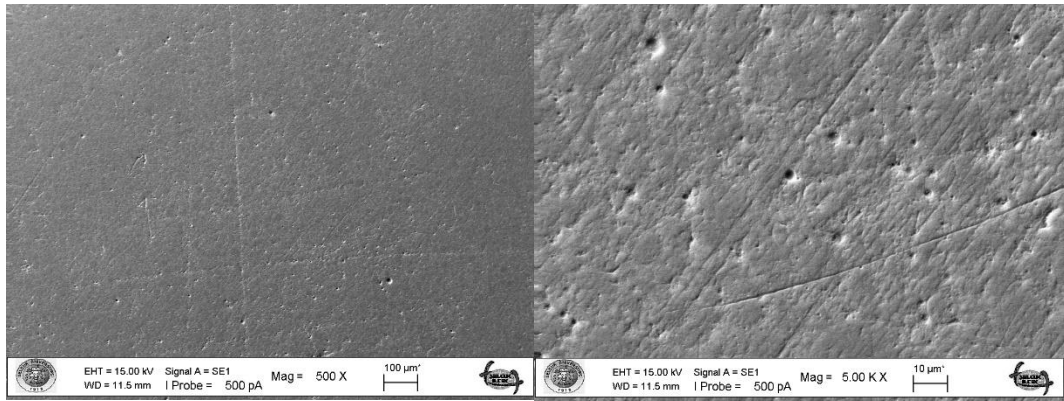
Şekil 3.22. HC Andorex grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



Şekil 3.23. HC Tantum Verde grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

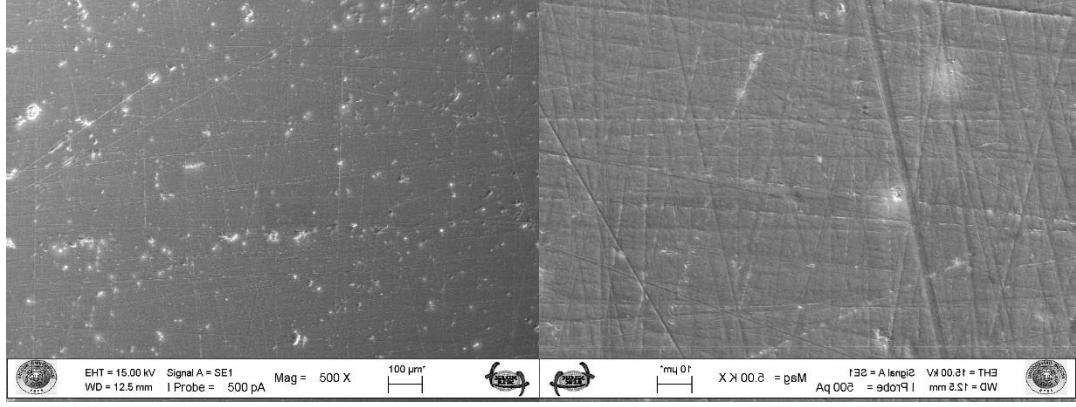


Şekil 3.24. HC Listerine Cool Mint grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

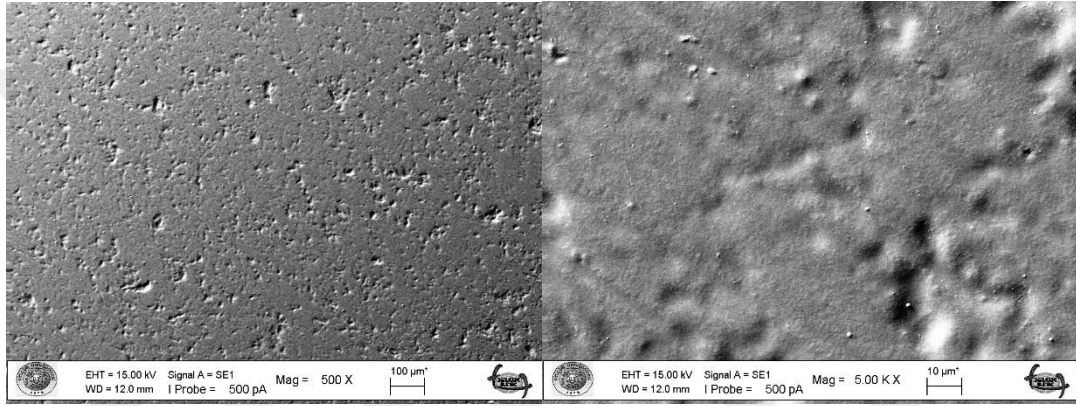


Şekil 3.25. HC Listerine Total Care grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

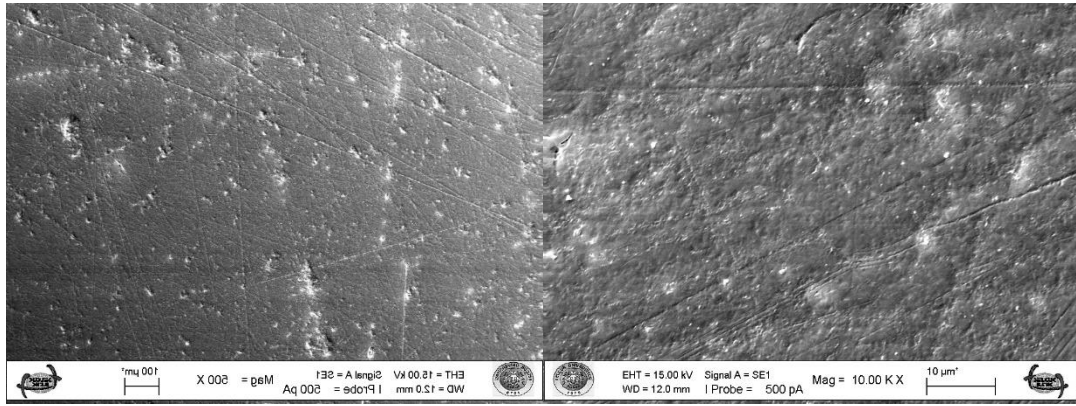
Gargara işlemi sonrası HC gruplarının SEM görüntüleri incelendiğinde pöröz, porlu ve düzensiz yapılar olduğu görülmektedir.



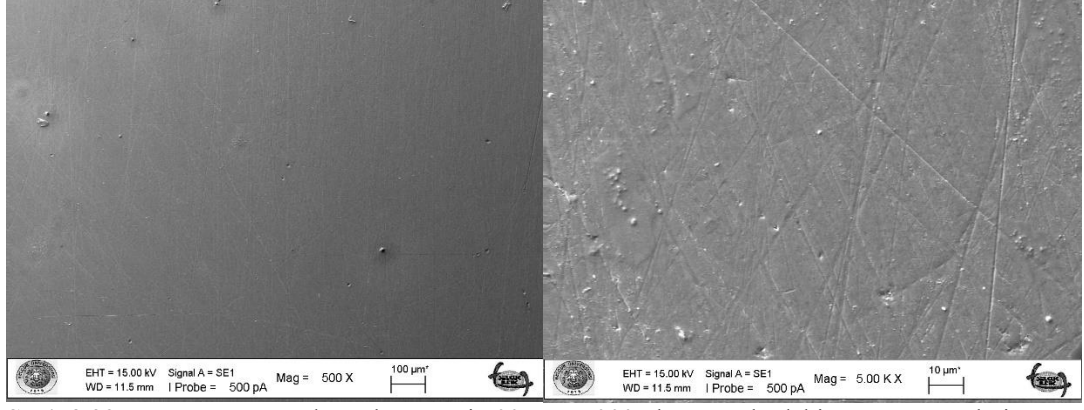
Şekil 3.26. EM Kontrol grubu (Distile su) örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



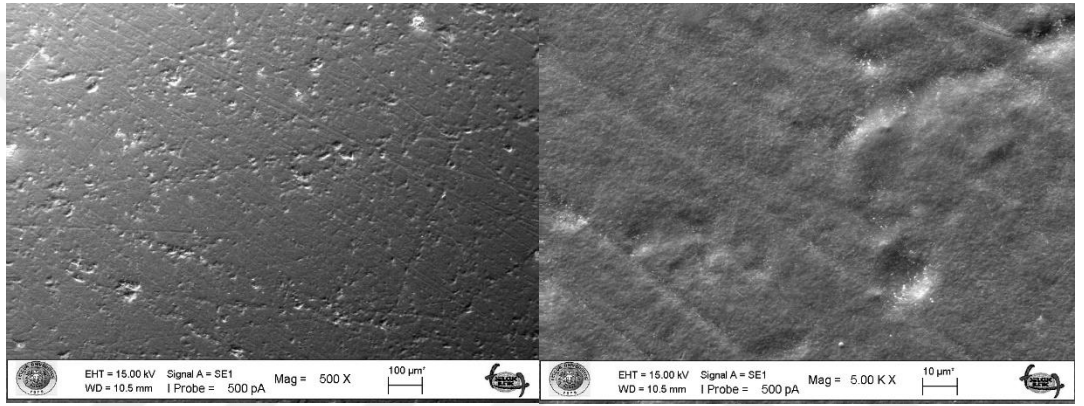
Şekil 3.27. EM Klorhex grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



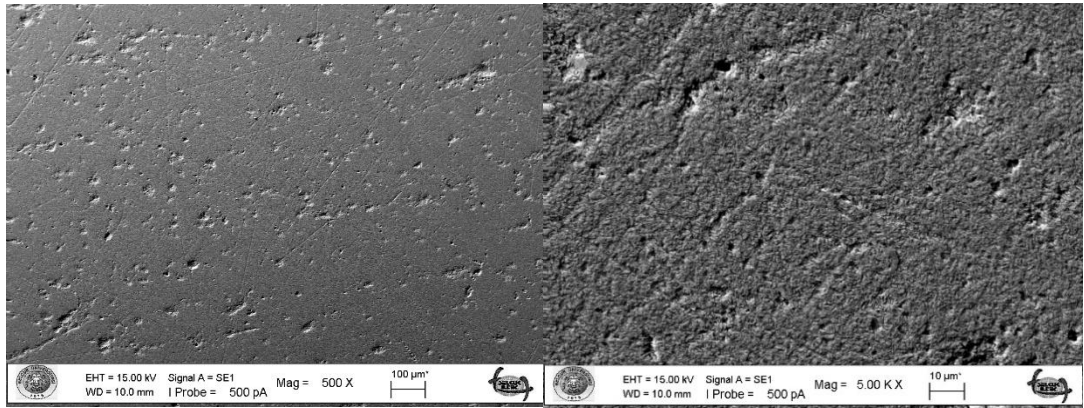
Şekil 3.28. EM Andorex grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



Şekil 3.29. EM Tantum Verde grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



Şekil 3.30. EM Listerine Cool Mint grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.



Şekil 3.31. EM Listerine Total Care Zero grubu örneği 500× ve 5.000× büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

EM grubu örneklerinin SEM görüntüleri incelendiğinde polisaja bağlı çiziklerinin olduğu ancak diğer gruplara kıyasla daha düz yüzeyler izlenmektedir. Tüm grupların Ra değerleri değerlendirildiğinde en düşük pürüzlülük değerleri EM gruplarında tespit edilmiştir.

4. TARTIŞMA

Farklı ağız gargaralarının beş farklı CAD/CAM materyalinin renk, translusensi, pürüzlülük ve mikrosertlik değişimleri üzerindeki etkilerinin in vitro olarak değerlendirildiği bu çalışmanın bulgularına göre; kullanılan materyallerin renk farkı değerleri ve translusensi parametreleri istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık göstermiştir. Bu nedenle sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir. Materyal, gargara ve zaman etkileşimine göre yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değişim değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı olmamasından dolayı sıfır hipotezi kısmen kabul edilmiştir.

Günümüzde hastaların ve hekimlerin estetik beklentilerinin giderek artması ve gelişen teknoloji ile her geçen gün daha üstün estetik ve mekanik özelliklere sahip materyaller üretilmektedir (Della Bona ve ark 2014, Lauvahutanon ve ark 2014, Ruse ve Sadoun 2014). Dişhekimliğinin iki ana materyal grubunu oluşturan seramik ve kompozitlerin birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır (Mainjot ve ark 2016, Rohr ve ark 2017). Genel olarak seramik esaslı materyallerin mekanik özellikleri kompozit içerikli materyallerden daha güçlüdür (Seghi ve ark 1995, Ferracane 2011, Sedda ve ark 2015). Ancak geleneksel seramikler kısmen camsı malzemeler olduğundan kırılma özellikleri göstermektedir. Yeterli dayanıma sahip olmayan geleneksel seramiklerin aşırı yük altında bulunan molar dişlerin restorasyonlarında uygun olmayacakları düşünülmektedir (Miyazaki ve ark 2013). Bu nedenle feldspatik seramiklere lösit ve lityum disilikat ilave edilerek daha güçlü ve dayanıklı materyaller üretilmiştir. Lityum disilikat seramiklerin sertliklerinin yüksek olması nedeniyle pre-sinterize olarak frezelenmeleri ve daha sonra fırınlanmaları gerekmektedir. Tekrarlanan fırınlamalar sırasında gelişebilecek hatalar final restorasyonun kalitesinin düşmesine neden olabilirler (Guess ve ark 2013). Ayrıca seramiklerin sertlik değerlerinin yüksek olması sebebiyle karşıt dişlerde fazla miktarda aşınmalara neden olabilirler (Heintze ve ark 2008). Zirkonya ve polikristalin seramiklerin elastik modülleri de dentinin elastik modülünden oldukça yüksektir. Karşıt dişlerde fazla miktarda aşındırıcı etki göstermeleri nedeniyle bu materyal gruplarının yerine kompozitlerin kullanılması gündeme gelmişse de geleneksel kompozitlerin polimerizasyon büzülmelerinin fazla olması, mekanik özelliklerinin yetersiz olması gibi nedenlerle uzun dönemde bazı sorunlarla karşılaşmıştır (He ve Swain 2011). Tüm bu sebepler CAD/CAM teknolojisi ile

üretilebilen, dentinin elastik modülüne yakın olan, fırınlanmaya gerek duyulmayan, ağız içerisinde uyumlanmaları ve tamir işlemleri kolay olan rezin matriks seramiklerin geliştirilmesini sağlamıştır (Gracis ve ark 2015). Resin matriks seramiklerin kırılma dayanımı, elastik modülleri, sertlik ve rijitide gibi mekanik özelliklerinin seramikler ile kompozitler arasında olduğu bildirilmektedir (He ve Swain 2011). He ve ark (2011) resin matriks seramiklerin mekanik özelliklerini değerlendikleri çalışmalarında doğal dentine mekanik açıdan benzer olduklarını belirtmişlerdir. Tüm bu nedenlerle bu çalışmada güncel CAD/CAM teknikleriyle üretilebilen, resin matriks seramikler sınıfında bulunan ve fırınlanmaları gerekmeyen Brilliant Crios, Cerasmart, Grandio Blocs, Shofu Blocs ve kontrol grubu olarak lityum disilikat cam seramik IPS e.max CAD bloklar kullanılmıştır.

Restoratif materyallerin renk seçimleri yapılırken doğal dişlerle uyumlu olmaları ve renk stabilitelerini korumaları estetik açıdan oldukça önemlidir (Öngül ve ark 2012). Çalışmalar restorasyonların değiştirilmesinin en önemli klinik nedenlerinden birinin görsel veya dijital ölçüm cihazları ile kaydedilen renk değişikliği olduğunu göstermektedir (Villalta ve ark 2006, Samra ve ark 2008, Topçu ve ark 2009). Restorasyonların yüzeylerinde meydana gelen aşınmalar sonucunda sıvı emiliminin gerçekleşmesi ile renk stabilitelerinin zayıfladığı bildirilmektedir (Douglas 2000, Della Bona ve ark 2003, Dhawan ve ark 2003). Kullanılan materyallerin iç ve dış kaynaklı renklenme direncinin hastaların ağız hijyeni ve renklendirici içerikli yiyecek ve içeceklerin tüketim sıklığı gibi çeşitli faktörlere bağlı olduğu bildirilmiştir (Topçu ve ark 2009). Oral hijyen yetersizliği nedeniyle oluşan dental plak, restorasyonların yüzey ve yüzey altındaki bozunmaları sonucunda renklendirici ajanların penetrasyonları ile dış kaynaklı renklenmelere ya da restorasyonun kendi içerisinde fizikokimyasal reaksiyonlar sonrası gelişen iç kaynaklı renklenmelere neden olmaktadır (Schroeder ve ark 2019, Kang ve ark 2020). Hastaların mevcut beslenme alışkanlıkları, restoratif materyalin su emilim miktarı, ağız içerisinde meydana gelen kimyasal reaksiyonlar, ağız hijyeni alışkanlığı gibi pek çok faktör renk değişiminin yanı sıra restorasyonların yüzey özelliklerini de etkilemektedir (da Rosa Kaizer ve ark 2012).

Dental plak, diş eti ve ağız hastalıklarının başlangıcı ve ilerlemesinden sorumlu tutulan birincil faktördür (Sbordone ve Bortolaia 2003). Dişlerde ve komşu dişeti

yüzeylerinde plak birikiminin engellenmesi günlük ağız hijyeninin devamlılığı ile sağlanmaktadır. Mekanik temizlik diş fırçalama ve diş ipi kullanımı ile gerçekleştirilir (Choo ve ark 2001, Berchier ve ark 2008, Claydon 2008). Tek başına düzenli mekanik temizlikle elde edilen plak kontrolü seviyesi, periodontal hastalıkların başlamasını engellemede ya da hastalığın tekrarlanmasını önlenmede yeterli olmayabilir (Serrano ve ark 2015). Mikrobiyal biyofilmin tek başına mekanik yöntemlerle yeterli şekilde uzaklaştırılması ve etkili bir plak kontrolü sağlanabilmesinin birçok kişi için zorlayıcı olduğu belirtilmiştir (Marsh 1992, Van der Weijden ve Hioe 2005, Van Leeuwen ve ark 2011, Slot ve ark 2012, Sälzer ve ark 2015, Van der Weijden ve Slot 2015). Oral biyofilmler yavaş büyüme oranları sergileyerek planktonik bakterilere kıyasla çok daha öldürücü olma eğiliminde olduğundan konak savunmasına karşı daha az duyarlı, antibiyotiklere karşı daha dirençlidir (Costerton ve ark 1999). Bu nedenle mikrobiyal biyofilm tabakasının uzaklaştırılmasında antimikrobiyal ağız gargaraları gibi kimyasal yöntemlerin mekanik temizliğe ek olarak kullanılması tavsiye edilmektedir (James ve ark 2017). Düzenli kullanılan ağız gargaraları, plaktaki bakterilerin çoğalma hızını düşürerek bakterilerin diş yüzeylerine yapışmasını engellemektedir. Bu sayede plak birikiminin gelişmesi önlenerek ağız sağlığı iyileştirilmektedir (Netuschil ve ark 1995).

Hekimler ve hastalar tarafından kolaylıkla ulaşılabilen ağız gargaraları kolay uygulanabilir olmaları nedeniyle koruyucu tedavinin önemli bir bölümünü oluşturmaktadır (Watts ve Addy 2001, Plotino ve ark 2008). Koruyucu ve tedavi edici ağız gargaralarının içeriğinde klorheksidin, benzidamin hidroklorür, fenolik bileşikler, esansiyel yağlar ve florür gibi birçok farklı etken madde bulunmaktadır. Antimikrobiyal ağız gargaraları diş yüzeylerinde bulunan fosfoproteinlerle etkileşime girerek hidroksiapatit kristallerinde renk ve pH değişimlerine neden olmaktadır (Çevik ve Zor 2018). Ağız gargaraları antimikrobiyal ajanlar, tuzlar, koruyucu maddeler, renklendiriciler ve alkol içerdiğinden restoratif materyallerin renk, translusensi, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değerlerini etkileyebilecek bileşenlere sahiptir. Günümüzde hekim kontrolü olmadan reçetesiz de satın alınabilen ağız gargaraları market, eczane ve internet ortamından kolaylıkla temin edilebilmektedir. Ağız gargaralarının hastalar tarafından uzun süreli ve bilinçsiz kullanımları restoratif materyallerin renk stabilitelerini ve yüzey özelliklerini değiştirmektedir (Çarıkçıoğlu 2021).

Literatürde ağız gargaralarının renk değişimine olan etkisini inceleyen çalışmalar bulunsa da rezin matriks seramik materyallerinin translusensi, pürüzlülük ve mikrosertlik ve renk değişimini birlikte değerlendiren çalışma sayısı oldukça azdır. Bu nedenle bu çalışmada dental plak kontrolü ve dişeti sağlığını olumlu yönde etkilediği bilinen beş farklı ağız gargarası (Klorhex, Andorex, Tantum Verde, Listerine Cool Mint, Listerine Total Care Zero) kullanılarak bu gargaraların CAD/CAM rezin matriks seramiklerin uzun dönemde renk ve translusensi, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değişimine olan etkileri incelenmiştir.

Renk ölçümlerinde kullanılan materyallerin renklerinin açık ya da koyu olmasının renk değişimleri üzerinde etkisi olduğu belirtilmiştir. Çalışmalarda açık renk tonuna sahip materyallerin renk değişimlerinin daha belirgin olduğu bildirilmiştir (Eldiwany ve ark 1995, Uchida ve ark 1998). Restoratif materyallerin optik özelliklerinin incelendiği çalışmalarda genellikle A2 renk tonu kullanılmıştır (Ahn ve Lee 2008, Luo ve ark 2010, Wang ve ark 2011, Nogueira ve Della Bona 2013, Kim ve Kim 2014, Lee ve ark 2014). Bu çalışmada standardizasyonu sağlamak için bu tüm CAD/CAM seramik blokların A2 renk tonu (2M2) kullanılmıştır.

Rezin matriks seramiklerin ve lityum disilikat cam seramik blokların kullanıldığı in vitro çalışmalarda CAD/CAM bloklar su soğutması altında elmas separe kullanılarak kesilmiştir (Alnasser ve ark 2019, Kurtulmuş Yılmaz ve ark 2019, Reymus ve ark 2019, Niizuma ve ark 2020). Örnek yüzeylerine standardizasyonu sağlamak amacıyla çalışmalarda 600, 800, 1000, 1200, 1500 ve 2000 grenli silikon karbid zımpara kağıtları kullanılmıştır (Bagheri ve ark 2005, Derafshi ve ark 2017, Colombo ve ark 2019, Günal Abduljalil ve ark 2021, Önöral ve ark 2021). Bu nedenle bu çalışmada örnekler elmas separe ile su soğutması altında kesilmiş ve standardizasyon için silikon karbid zımpara kağıtları ile zımparalanmıştır.

Tam seramik restorasyonlar için önerilen diş preparasyonu miktarı 1,5 mm'dir (Rosenstiel ve Land 2015). Çalışmalarda molar kronlar için önerilen minimum kalınlığın 1 mm olduğu belirtilmiştir (Zhang 2014, Sasany ve ark 2021). Rezin matriks seramiklerin renk ve translusensi özelliklerinin değerlendirildiği çok sayıdaki çalışmada örnek kalınlıklarının 1,2 mm olduğu tespit edilmiştir (Cho ve ark 2015, Sarıkaya ve ark 2018, Şen ve Us 2018, Hampe ve ark 2019, Kurtulmuş Yılmaz

ve ark 2019, Lee ve ark 2020, Sayan ve ark 2020, Alnafaiy ve ark 2021). Stawarczyk ve ark (2015) Lava Ultimate, Cerasmart, Shofu Blok, Vita Enamic, IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD bloklarının renk değişimi ve translusensi özelliklerini inceledikleri çalışmalarında örneklerin kalınlıklarını 1,2 mm olarak belirlemişlerdir. Bu nedenle bu çalışmada örnek kalınlıkları $1,2 \pm 0,1$ mm olarak hazırlanmıştır.

Mekanik polisaj işlemi ve glaze uygulaması seramik malzemeler için uygulanan yüzey bitirme yöntemleridir. Ancak rezin matriks seramikler yüksek oranda rezin içermeleri sebebiyle yüksek sıcaklıklarda gerçekleştirilen glaze prosedürleri için uygun değildir. Tam seramiklerdeki glaze işleminin karşılığı olarak rezin içerikli CAD/CAM materyallerde bitirme işlemi için polisaj yapılması önerilmiştir (Sağsöz ve Polat Sağsöz 2019). Yapılan çalışmalarda örneklerle uygulanan polisaj pastalarının restorasyonların optik özellikleri ve renk stabilitelerini etkileyebildiği belirtilmiştir (Lauvahutanon ve ark 2017, Sarıkaya ve ark 2018, Barutcuğil ve ark 2019, AlMawash ve ark 2020). Rezin içerikli restorasyonların bitirme prosedürlerinin etkili sonuç vermesi için aşındırıcı partikül sertliğinin inorganik matriks yapısından daha sert olması gerektiği, bu sayede materyalin monomerden zengin yüzey tabakası uzaklaştırılarak yüzey pürüzlülüğün giderildiği belirtilmektedir (Wassell ve ark 1994, Koh ve ark 2008). Rezin içerikli materyallerde yapılan çalışmalarda bitirme ve polisaj işlemleri uygulaması sonrasında yüzeyden inorganik doldurucu uzaklaşmasıyla pürüzlülük değerlerinin farklılık gösterdiği belirtilmiştir (Bozkurt ve ark 2012, Erdemir ve ark 2013, Kılınç ve Turgut 2018). Bu çalışmada kullanılan rezin matriks seramik örneklerin ölçüm yapılacak yüzeylerine süper ince elmas partikülleri (1 μ m) içeren polisaj patı (Diapolisher paste) ve iki aşamalı polisaj lastiği seti (Optragloss) kullanılarak mekanik polisaj işlemi uygulanmıştır.

Rezin matriks seramiklerin kullanıldığı renk değişimi ve yüzey özelliğini inceleyen çalışmalarda kontrol grubu olarak genellikle distile su kullanılmıştır (Sarıkaya ve ark 2018, Atala ve ark 2019, Liebermann ve ark 2019). Distile suyun oral kavitenin kimyasal özelliklerini yansıtmadığı düşünülerek bazı çalışmalarda kontrol grubu olarak yapay tükürük kullanılmıştır (Fernandez ve ark 2014, Pelino ve ark 2018). Ancak yapay tükürüğün içeriğinde ağız ortamında mevcut olan proteinler ve enzimatik yapılar bulunmamaktadır. Bu nedenden dolayı yapay tükürük çözeltisi

ağız ortamını birebir yansıtmamaktadır (Li ve ark 1985, Ferracane ve Condon 1990, Lee ve ark 2000, Musanje ve Darvell 2003, Lee ve ark 2005). Yapılan çalışmalarla bu çalışmayı karşılaştırılabilmek ve standardizasyonu sağlamak amacı ile kontrol grubu olarak distile su kullanılmıştır.

Renk ölçümü öncesinde üretim sırasında reaksiyona girmemiş olan bileşenlerin 37°C distile suda 24 saat bekletilerek materyallerden uzaklaştırılması gerekmektedir (Ferracane ve Condon 1990, Gürdal ve ark 2002). Bu bileşenlerin materyalden ayrılmasının polimer tipi, doldurucu yüzey yapısı ve çözücü tipi ile ilgili olduğu belirtilmiştir. Yapılan çalışmalarda rezin içerikli materyallerin üç saat distile suda bekletilmesi ile reaksiyona girmemiş olan bileşenlerin %50 oranında uzaklaştığı, 24 saat sonunda ise %100 oranında materyalden uzaklaştığı bildirilmiştir (Ferracane ve Condon 1990, Köksal ve Dikbaş 2008). Ağız içi sıcaklığı ortalama 37°C olduğundan araştırmacılar örnekleri bu sıcaklıkta bekletmişlerdir (Chan ve ark 1980, Kolbeck ve ark 2006, Wongkhantee ve ark 2006, İmirzalioglu ve ark 2010). Bu çalışmada tüm gruptaki örnekler renk, translusensi, pürüzlülük ve vickers ölçümleri öncesinde 37°C distile suda 24 saat bekletilmiştir.

Ağız gargaralarının restoratif materyallerin yüzey özelliklerine etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda örneklerin solüsyonlara maruz bırakılma süreleri farklılık göstermektedir (Çelik ve ark 2017, de Moraes Sampaio ve ark 2021). El-Badeawy ve ark (1993) yaptıkları bir çalışmada örnekleri çözeltiye 2 yıllık süreye eşdeğer olan 24 saat boyunca bekletmişlerdir. Yapılan önceki çalışmalarda örneklerin 12 saat boyunca ağız gargarasına kesintisiz maruz bırakılmasının hastaların günde iki defa bir dakika süreyle bir yıllık gargara kullanımlarına eşdeğer olduğu bildirilmiştir (Gürgen ve ark 1997, Gürdal ve ark 2002, Cavalcanti ve ark 2005, Soygun ve ark 2017, Lee ve ark 2020).

Ağız gargaralarının klinik kullanımları genellikle bir hafta ile on gün arasında değişmektedir. Ancak gargaraların daha uzun süreli kullanımlarını gerektiren klinik durumlar bulunmaktadır. Radyoterapi, kemoterapi gören ve ağız stomatiti gelişen bazı hastalarda, osteomyelit tedavisinde, osteonekroz ve osteoradyonekroz varlığında, zihinsel ya da bedensel engel dolayısıyla ağız hijyeninin mekanik temizlik ile sağlanması mümkün olmadığında hastaların ağız gargaralarını kullanma süreleri uzamaktadır (Çevik ve Zor 2018). Yapılan bir çalışmada kullanılan

antibiyotikler ve antimikrobiyal ilaçların dişlerde görülen dış kaynaklı renklenmelerin %85'ini oluşturduğunu bildirmiştir (Tredwin ve ark 2005). Bu yan etkiler genellikle uzun süreli kullanımlar sonrasında ortaya çıkmaktadır (Ciancio 2000). Bu çalışmada, Lee ve ark (2020) çalışmalarında olduğu gibi tüm örnekler 37°C'de 180 saat ağız gargalarında bekletilerek 15 yıl düzenli ağız gargarası kullanımı simüle edilmiştir. Böylece uzun dönem ağız gargarası kullanımı sonrası rezin matriks seramiklerin renk değişimi, translusensi değişimi, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değişimleri incelenerek klinisyenlere fikir verilmesi ve literatüre katkı sağlanması amaçlanmıştır.

Bu çalışmada CAD/CAM seramik örnekler ağız gargalarında bekletilirken üretici firmaların tavsiye ettiği günlük kullanım süreleri göz önünde bulundurulmuştur. Ağız gargaları prospektüsta bulunan öneriler doğrultusunda genellikle günde iki kez birer dakika kullanılmaktadır. Bazı çalışmalarda hastaların günlük gargara kullanımını simüle etmesi için örnekler kesintili sürelerde ağız gargalarında bekletilmiştir (Trauth ve ark 2012, Turgut ve ark 2013). Birçok çalışmada ise örnekler ağız gargaları içerisinde kesintisiz olarak bekletilmiştir (Cal ve ark 2007, Cengiz ve ark 2015, Lee ve ark 2020).

Restoratif materyallerin renk değişiminin incelendiği bazı çalışmalarda görsel renk ölçüm yöntemi kullanılmıştır (Johnston ve Kao 1989, Douglas ve Brewer 1998, Joiner 2004). Ancak görsel ölçüm yönteminde sonuçlar subjektif gözlemlere dayanmaktadır. Restoratif malzemelerdeki renk değişiminin görsel olarak ölçülmesinde rengin algılanmasını etkileyen çok sayıda faktör bulunmaktadır. Bunlar ışık şiddetinin yanı sıra hekimin cinsiyeti, yaşı, mesleki tecrübesi, kullandığı ilaçlar, renk reseptörlerinin yoğunluğu ve duygu durumu gibi faktörlerdir (Chu ve ark 2004). Bu nedenlerle renk analizi yapılan çalışmalarda görsel ölçüm yöntemi yerine objektif ölçümler sunan renk cihazlarının kullanımı tercih edilmelidir (Denli ve ark 1996, Johnston 2009, Chu ve ark 2010, Karaman ve ark 2018). Sayısal olarak veri elde edilebilmesi, objektif, hızlı ve tekrarlanabilir sonuç vermesi gibi özellikleri sebebiyle spektrofotometre ve kolorimetre gibi dijital renk ölçüm cihazları ile yapılan renk ölçümlerinin sonuçlarının daha güvenilir olduğu belirtilmiştir (Okubo ve ark 1998, Kolbeck ve ark 2006, Judeh ve Al-Wahadni 2009, Doğan ve Derg 2011).

Spektrofotometreler CIE $L^*a^*b^*$ sistemi ile ölçüm yaptıklarından matematiksel analiz ile farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırabilmektedir (Güler ve ark 2013). Spektrofotometrelerin kullanıldığı çok sayıdaki çalışma, spektrofotometrelerin güvenilir olduğunu ve spektrofotometre kullanımı ile görsel renk seçiminden kaynaklanabilecek hataların önüne geçildiğini bildirmiştir (Johnston ve Kao 1989, Paul ve ark 2002, Brook ve ark 2007, Judeh ve Al-Wahadni 2009, Kahramanoğlu ve Özkan 2013, Bahannan 2014, Müdüroğlu ve ark 2018). Kim Pusateri ve ark (2009) farklı renk ölçüm cihazlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında spektrofotometre cihazlarının güvenilir ve kesin sonuç verdiğini bildirmiştir.

Bu çalışmada kullanılan EasyShade V (Vita Easyshade® V, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) taşınabilir yeni nesil bir spektrofotometredir ve renk bilgilerinin VITA 3D-Master ve VITA Classic sisteminde, VITABLOCS renklerinde yorumlanmasına izin vermektedir (Kim 2018). Yapılan çalışmalarda EasyShade (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) birçok spektrofotometre arasında tekrarlanan renk ölçümlerinde elde edilen verilerin uyumluluğu ile güvenilir bir cihazdır (Derdilopoulou ve ark 2007, Dozić ve ark 2007, Yu ve ark 2009, Yuan ve ark 2012, Knezovic Zlataric ve ark 2016). Kanawati ve Richards (2009) EasyShade'in in vivo kullanımda %85'lik doğruluk oranı ortaya koyduğunu belirterek benzer sonuca varmışlardır. Judeh ve ark (2009) EasyShade ile yaptıkları renk ölçümlerinin Vita Classic skalası ile yapılan görsel ölçümlerden beş kat daha başarılı bulmuşlar; daha güvenilir sonuçların enstrümantal ve görsel yöntemlerin birlikte kullanılmasıyla elde edileceğini belirtmişlerdir. AlSaleh ve ark (2012) Vita Classic skalası ile EasyShade'i karşılaştırdıkları çalışmalarında spektrofotometrik renk analizinin daha doğru sonuçlar verdiğini; Knezović Zlatarić ve ark (2016) spektrofotometrelerin diş hekimliğinde renk ölçümlerinde en kullanışlı cihazlar olduğunu bildirmişlerdir. Easyshade V cihazının temel renk modu sadece doğal dişlerde temel diş rengini belirlemektir. CIE koordinat sisteminde $L^*a^*b^*$ değerleri yerine VITABLOCS (VITA Zahnfabrik, Almanya) modunda yalnızca klasik VITA A1-D4 renklerini göstermesi bu spektrofotometrenin dezavantajlarından (Canyurt ve ark 2022). Bu çalışmada örneklerin renk ve translusensi ölçümlerini sayısallaştırabilen, hızlı ve objektif sonuçlar veren EasyShade V cihazının temel renk modu kullanılarak yapıldı. Ölçümlerden elde edilen veriler CIE $L^*a^*b^*$ değeri olarak kaydedilmiştir.

EasyShade'in D65 aydınlatması bulunmakta olup ölçüm alanı 5 mm'tir (Nunes ve ark 2015). Renk ölçümü yapılan materyalin yüzey özellikleri, cihazın materyal yüzeyine yaklaşım açısı, ışığın materyalden yansıma açısı, materyalin ışık Emilimi, arka plan rengi gibi faktörler spektrofotometre cihazları kullanılarak yapılan renk ölçümlerinin hassasiyetini etkilemektedir (Douglas ve Przybylska 1999, Sham ve ark 2004). Bu nedenle bu çalışmada renk ölçümleri; hassasiyetle aktarılacak hata payının azaltılması için renk ölçümleri; gün ışığının yansıma açısının eşit olduğu aynı saat dilimlerinde, aynı ortamda, aynı ışık altında ve aynı araştırmacı tarafından yapılmıştır.

Renk ölçümlerinin gerçekleştirildiği arka plan renginin renk değerlerini belirlemede etkili olduğu bildirilmiştir (Migliau ve ark 2016). Ardu ve ark (2008), diş renginin ölçülmesinde arka plan renginin etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında siyah ve gri arka plan renginin ağız koşullarını daha iyi yansıttığını belirtmiştir. Yüksek translusens örneklerin renk ölçümleri siyah arka planda gerçekleştirildiğinde ışık yansıma miktarının beyaz arka plana göre daha az olduğu gözlenmektedir. Renk ölçümünde kullanılan arka plan renginin renk ölçümüne olası etkisi değerlendirildiğinde, arka plan olarak nötr gri rengin kullanılmasının daha az ışık yansımasına neden olacağı ve daha doğru ölçümlerin elde edileceği belirtilmiştir (Sandusky ve Heath 1996). Birçok çalışmada örneklerin renk ölçümlerinde nötr gri arka plan kullanılmıştır (Ebeid ve ark 2014, Turgut ve ark 2014, Arif ve ark 2019, Öztürk ve Çelik 2020, Önöral ve ark 2021, Yılmaz Savaş ve Akın 2022). Bu çalışmada renk değişimi ölçümlerinin değerlendirilmesinde gri arka plan, translusensi ölçümlerinin değerlendirilmesinde siyah ve beyaz arka planlar kullanılmıştır.

Dental materyallerin renk değişiminin değerlendirildiği bazı çalışmalarda CIE $L^*a^*b^*$ formülülasyonunun kullanıldığı görülmüştür (Öngül ve ark 2012, Cengiz ve ark 2015). CIE, 2001 yılında tüm değişkenlerin eşit değerlendirildiği CIE $L^*a^*b^*$ sisteminin eksikliklerini gidermek için kabul edilebilir ve algılanabilir renk değişimin doğru bir şekilde belirtildiği CIEDE2000 formülünü geliştirmiştir (Herrera ve ark 2010). Ghinea ve ark (2010) bu güncel renk formülasyonunun dental materyallerdeki renk değişimlerinin değerlendirilmesinde CIE $L^*a^*b^*$ formülünden daha uyumlu olduğunu belirtmişlerdir. Gómez Polo ve ark (2016) CIEDE2000 formülünün insan

gözünün algıladığı renk değişimlerini CIE L*a*b* formülünden daha iyi yansıttığını belirtmişlerdir. Birçok çalışmada CIEDE2000 formülünün renk farklılığını belirlemede oldukça hassas ve güvenilir olduğu belirtmiş ve bu formülün kullanılması önerilmiştir (Ghinea ve ark 2010, Gómez-Polo ve ark 2016, Kim ve Kim 2016, Kılınç ve Turgut 2018). Rezin matriks seramiklerle yapılan güncel renk çalışmalarda bu formül kullanılmıştır (Arif ve ark 2019, Barutcuğil ve ark 2019, Öztürk ve ark 2020, Günal Abduljalil ve ark 2021). Bu nedenle bu çalışmada renk farkı hesaplanması için güncel literatür bilgisi ile uyumlu olan CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülü kullanılmıştır.

Diş hekimliğinde dental materyallerin renk değişiminin algılanabilirliği ve kabul edilebilirliğini değerlendiren çok sayıda çalışma yapılmıştır (Lindsey ve Wee 2007, Ishikawa-Nagai ve ark 2009, Paravina ve ark 2015, Paravina ve ark 2019). Bazı çalışmalarda ΔE_{00} formülü kullanılarak hesaplanan görsel olarak algılanabilir ve klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi değerlerinin $1,30 < \Delta E_{00} < 2,25$ olduğu belirtilmiştir (Ghinea ve ark 2010, Dede ve ark 2016, Köroğlu ve ark 2016, Şahin ve ark 2016). Paravina ve ark (2015) renk değişimi çalışmalarında algılanabilirlik renk değişim değerini $\Delta E_{00} < 0,81$, kabul edilebilirlik renk değişim değerini $\Delta E_{00} < 1,77$ olarak belirlemişlerdir. CIEDE2000 formülünün kullanıldığı çalışmalarda Paravina ve ark çalışmalarındaki renk değişim değerleri referans alınmıştır (Güenal Abduljalil ve ark 2020, Öztürk ve ark 2020, Yılmaz Savaş ve Akın 2022). Bu çalışmada CIEDE2000 formülünde ISO/TR 28642: 2016 standardı kabul edilen algılanabilir renk değişim değeri $\Delta E_{00} < 0,81$, kabul edilebilirlik renk değişim değeri $\Delta E_{00} < 1,77$ olarak belirlenmiştir (Paravina ve ark 2019).

Rezin içerikli restoratif materyallerde doldurucu miktarının azalmasıyla su emilimi artar ve zamanla hidrolitik bozulma meydana gelir. Bu bozulma sonucunda materyal yapısından uzaklaşan maddeler materyalin mekanik, fiziksel ve optik özelliklerini değiştirebilmektedir (e Silva ve ark 2014). Çok sayıda çalışma, kompozit içerikli materyallerin renklenmesinin rezin içerikli yapısından kaynaklandığını tespit etmiştir (Janda ve ark 2004, Türkün ve Türkün 2004, Bagheri ve ark 2005).

Bis-GMA ve TEGDMA yüksek su emilim değerleri gösteren hidrofilik yapıli bileşenlerdir (Bagheri ve ark 2005). Ayrıca TEGDMA'nın renklendirici pigment

içerisine kolay penetre olabilmesi nedeniyle yüksek oranda sıvı absorpsiyonuna sebep olduğu belirtilmiştir (Vasudeva 2009). Bis-GMA monomeri ise su molekülü ile hidrojen bağı kurabilen OH grupları içermektedir (Chu ve ark 2010, Cornelio ve ark 2014). Rezin matriks yapısında bulunan Bis-GMA'nın su emilimini %3-6 arası arttırmaktayken hidrofilik TEGDMA'nın su emilimini %0-1 oranında arttırmaktadır (Bagheri ve ark 2005). Gajewski ve ark (2012) Bis-GMA'nın UDMA ve TEGDMA'ya göre daha fazla su emilimine neden olduğunu belirtirken, Musanje ve ark (2003) ise organik matriksteki su emilimine bağlı hacim artışını monomer içeriğine göre TEGDMA>Bis-GMA>UDMA>Bis-EMA olarak sıralamışlardır. Bis-GMA/TEGDMA kopolimeri UDMA/Bis-EMA'ya göre suda daha fazla çözünmektedir (Sideridou ve ark 2003). UDMA üretan gruplarının varlığı nedeniyle daha az sıvı emilimine neden olmaktadır (Anfe ve ark 2011). Bis-EMA hariç diğer tüm moleküllerin (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA) su emilimini arttırıcı etki gösteren hidroksil (OH) gruplarına sahip olduğu belirtilmiştir (Fernandez ve ark 2014).

Bu çalışmada en yüksek renk değişimi GR grubunda ($\Delta E_{00}=2,58$) görülmüştür. Bu değer klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir eşik değerinin üzerindedir ($\Delta E_{00} > 1,77$). Grandio Blocs %86 nanohibrit doldurucu içerir ve matriksi yalnızca Bis-GMA ve TEGDMA'dan oluşmaktadır. GR gruplarında klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir değerlerinin üzerinde renk değişimi görülmesinin nedeninin yüksek oranda su emilimi ve renk değişimine neden olan Bis-GMA ve TEGDMA içermesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. UDMA ve TEGDMA'nın Bis-GMA'ya göre renk değişimine karşı daha dirençli olduğu belirtilmiştir (Barutcugil ve ark 2012). Bu çalışmada da Baysal Canyurt ve ark (2022) çalışmalarında olduğu gibi Bis-GMA ve TEGDMA içeren BR grupları, Bis-GMA ve TEGDMA içeren GR gruplarından daha az miktarda renk değişimi göstermiştir. Bu durum Brilliant Crios'un Grandio Blocs'a göre daha az oranda doldurucu içermesinden kaynaklanmış olabilir.

Cerasmart'ın %71 oranında inorganik doldurucu Bis-MEPP, UDMA ve DMA monomerleri içeren ve yüksek sıvı absorpsiyon özelliğine sahip bir rezin matriks yapısı içerdiği belirtilmektedir (Lauvahutanon ve ark 2014, Awada ve Nathanson 2015, Stawarczyk ve ark 2015). Bu çalışmada CS grupları içeriğinde

bulunan monomerlerin yüksek sıvı absorpsiyonu göstermesine bağlı olarak GR gruplarından sonra en fazla renk değişimi bu gruplarda gözlenmiştir.

Organik yapısında UDMA, Bis-MEPP, DMA bulunan ve %71 inorganik doldurucu içeren Cerasmart; %61 inorganik doldurucu içeren ve yapısında UDMA ve TEGDMA bulunduran Shofu Block materyalinden daha fazla renk değişimi göstermiş olmasına rağmen Cerasmart, Shofu Block ve Brilliant Crios materyallerinin renk değişimleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Bu çalışmada EM gruplarından sonra klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir renk değişimi en az %71 inorganik amorf silika doldurucu içeren BR gruplarında görülmüştür. Brilliant Crios materyalinin inorganik doldurucu içeriğinde bulunan çapraz bağlı metakrilat yapısının yanı sıra 300 nm baryum cam ve 20 nm boyutlarında silikat varlığı nedeniyle renk değişimine karşı diğer rezin matriks seramiklerden daha dirençli olduğu düşünülmektedir.

Lityum disilikat cam seramik IPS e.max CAD (Ivolar Vivadent, Lihtenştayn) protetik diş hekimliğinin çok yönlü, biyouyumlu, yüksek mekanik ve estetik özellikler gösteren materyalidir (Myers ve ark 1994, Kelly ve ark 1996, Pröbster ve ark 1997, Chai ve ark 2000). Acar ve ark (2016) farklı kalınlıklardaki (0,5 – 0,7 – 1 – 1,2 mm) IPS e.max CAD, Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik örneklerin termal siklus sonrası kahvede bekletilerek renk değişimini inceledikleri çalışmalarında IPS e.max CAD örneklerin herhangi bir kalınlıkta diğer materyallerden daha fazla renk değişikliği göstermediğini ve bu gruplardaki renk değişikliğinin klinik olarak algılanabilir seviyeden düşük olduğunu belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada IPS e.max CAD'in farklı ağız gargaralarında Cerasmart'a göre daha az renk değişimi gösterdiği rapor edilmiştir (Stawarczyk ve ark 2016). Bu çalışmada EM grupları diğer tüm rezin matriks seramik materyal gruplarından daha düşük renk değişim değeri göstermiştir. ($\Delta E_{00} = 0,42$). Bu değer hem klinik olarak algılanabilir hem de kabul edilebilir değerlerin altındadır. ($\Delta E_{00} < 0,8$).

Literatürde klorheksidin glukonat içeren ağız gargaralarının renklendirici etkisi olduğunu bildiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır (Lee ve ark 2000, Azarpazhooh ve Limeback 2008, Bağış ve ark 2011, Lamba ve ark 2012, Ardu ve ark 2017, Soygun ve ark 2017, Yamaner 2020). Derafshi ve ark (2017) %0,20'lik klorheksidinli ağız gargarası ve Listerine gargaralarının monolitik zirkonya ve

feldspatik seramiklerin renk değişimine olan etkisini inceledikleri çalışmalarında örnekleri günde 2 dakika boyunca 7 gün gargaralarda bekletmişlerdir. Çalışmanın sonucunda %0,20'lik klorheksidin içeren ağız gargarasının alkol içeren Listerine ve distile su (kontrol) grubuna göre daha fazla renk değişimine neden olduğu bildirilmiştir. Bu alışmada Derafshi ve ark (2017) alışmalarına benzer şekilde %0,20'lik klorheksidin içeren Klorhex gruplarında distile su (kontrol) ve alkol içeren Listerine Cool Mint gruplarına kıyasla daha yüksek renk değişimi olduğu tespit edilmiştir.

arıkcıoğlu (2021) Klorhex, Tantum Verde, Listerine Cool Mint ağız gargaralarının rezin bazlı restoratif materyallerde renk stabilitesi ve beyazlatıcı etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında %0,20 klorhekdisidin glukonat içeren Klorhex gargarasının rezin bazlı restoratif materyallerde renk değişimi artışına neden olmadığı ve distile su grubu (kontrol) ile benzer düzeyde renk değişimine neden olmasının alkol ve renklendirici pigment içermemesinin kaynaklandığını bildirmiştir.

Çevik ve Zor (2018) ekilmiş yirmi yaş dişlerinde farklı ağız gargaralarının renk değişimine olan etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında izotonik sodyum klorür ile klorheksidin glukonat grubu arasında renk değişimi açısından anlamlı bir fark bulamamışlardır. Çalışmanın sonucunda %0,20'lik klorhekdisidin glukonat içeren ağız gargarasının renklendirici pigment içermediğinden uzun dönemde klorheksidin gargaraların renklenmeye neden olmayacağı sonucuna ulaşmışlardır.

Benzer şekilde bu çalışmada, arıkcıoğlu (2021) ve evik ve Zor (2018) alışmalarına %0,20'lik klorheksidin glukonat içeren ve renklendirici pigment içermeyen Klorhex gruplarında renk değişimi distile su (kontrol) gruplarından daha fazla görülmesine rağmen klinik olarak kabul edilebilirdir. Ulusoy (2018) ve ark %0,20 klorheksidin glukonat içerikli Klorhex ve %0,12 klorheksidin glukonat içerikli Kloroben ağız gargarası kullandıkları çalışmalarında bu gruplardaki renk değişiminin fark edilebilir olsa da diğer gruplardan anlamlı olarak farklı olmadığını bildirmiştir. Bu çalışmada ise %0,20 klorhekdisidin glukonat içeren Klorhex ve %0,12 klorheksidin diğlukonat içeren Andorex grupları arasında renk farkı değerleri anlamlı bulunmuştur.

Alkol içeren ağız gargaralarının mine ve hidroksiapatit üzerinde yaptığı kimyasal değişiklikler nedeniyle ağız gargaralarının günlük kullanımları güvenlik ve estetik açıdan önemlidir (LeGeros ve ark 2003). Yapılan çalışmalarda alkol içeriği yüksek ağız gargaraları kullanımları sonrasında gargarada bulunan alkolün restorasyondaki rezin matriksini yumuşatıcı etki göstererek renklenmeyi kolaylaştırdığı belirtilmiştir (Patel ve ark 2004, Topçu ve ark 2009, Moreira ve ark 2013, Swain 2014). Ancak içeriğindeki alkol oranı %7 veya daha az olan ağız gargaralarının metil metakrilat içeren kompozitler üzerinde alkolsüz ağız gargaralarıyla benzer etkiler gösterdiği bildirilmiştir (Jyothi ve ark 2012). Ayrıca alkol içeriğinin yanı sıra gargaralarda bulunan sitrik asit ve fosforik asit gibi asitlerin de rezin polimer matriks yapısını bozduğu belirtilmiştir (De Oliveira ve ark 2014, Khosravi ve ark 2016).

Bazı ağız gargaralarında antibakteriyel etkinliği nedeniyle yüksek konsantrasyonlarda etanol bulunmaktadır (Vlachojannis ve ark 2015). Etanol, materyalde bulunan polimer ağların yapısını bozarak polimer yapının genişlemesine neden olmaktadır. Böylece reaksiyona girmemiş artık monomerler salınarak lineer polimerler zincirleri çözülmüş olur. Etanol rezin yüzeyinin yumuşamasına neden olarak materyalin fiziksel özelliklerini ve aşınma direncini azaltmaktadır (McKinney ve Wu 1985, Schmitt ve ark 2011). Bu nedenle etanol içeren ağız gargaralarının rezin içeriğine sahip kompozit materyaller üzerinde yumuşatıcı etki gösterdiği bildirilmiştir (Gürdal ve ark 2002). Ayrıca etanolün hacimsel değişiklikler ile oksidasyon ve hidrolize yol açarak renk değişimine neden olduğu belirtilmektedir (Schmitt ve ark 2011, Leal ve ark 2017, Soygun ve ark 2017).

Çarıkçıoğlu ve ark (2021) rezin bazlı restoratif materyaller üzerinde ağız gargaralarının etkilerini inceledikleri çalışmalarında, alkol oranı en yüksek olan (%21,6) Listerine Cool Mint gruplarına kıyasla Tantum Verde gruplarında daha fazla oranda renk değişimi görüldüğünü belirtmiştir. Bu çalışmada Tantum Verde gruplarında daha fazla renk değişimi görülmesinin nedeni gargarada yüksek oranda bulunan renklendirici pigmentler ve yüksek etanol (%95) varlığından kaynaklanmış olabilir.

Klorheksidin ve benzidamin hidroklorürü birlikte içeren ağız gargaraları hibrit ağız gargarası olarak tanımlanmıştır (Cal ve ark 2007). Andorex ağız gargarası

hem klorheksidin diglukonat (%0,12) hem benzidamin hidroklorür (%0,15) içeren hibrit bir gargara. Bu iki etken maddenin yanı sıra Andorex gargarasının prospektüsünde her dozda 100 mg'den daha az (0,02 ml) etanol bulunduğu belirtilmektedir. Ayrıca Andorex gargarası içeriğinde bulunan renklendirici pigment sayısı oldukça fazladır. Çevik ve Zor (2018), çekilmiş yirmi yaş dişleri üzerinde gargaraların renklendirici etkileri üzerinde farklı beyazlatma teknikleri uyguladıkları çalışmalarında en fazla renk değişimi gösteren grubun benzidamin hidroklorür ve klorheksidin glukonat içeren Andorex gruplarında görüldüğünü belirtmişlerdir. Bu çalışmada tüm gargara grupları arasında en yüksek renk değişimi Andorex gargara gruplarında görülmüştür. En yüksek renk değişimi değeri Grandio Blocs Andorex (3,97) grubunda görülmüştür. Bu değer klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir renk değerlerinin üzerindedir. ($\Delta E_{00} > 1,77$)

Soygun ve ark (2017) çalışmalarında IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent), IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent), Lava Ultimate (3M ESPE) örneklerde farklı ağız gargaralarının (Listerine, Tantum Verde, Klorhex, distile su) yüzey özellikleri ve renk değişimine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarının sonucunda ağız gargaralarına en dayanıklı materyalin IPS e.max CAD olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmada yüzeyi en fazla etkileyen ağız gargarasının en yüksek alkol içeriğine sahip Tantum Verde olduğu bildirilmiştir. Farklı oranda alkol içeriğine sahip ağız gargaraları kullandıkları çalışmalarında etanol ve benzidamin hidroklorür içeren Tantum Verde'nin hem renk değişimi hem yüzey pürüzlülüğünde diğer gruplara göre en yüksek değişime neden olduğunu bildirilmiştir. Bu çalışmada Tantum Verde ağız gargarası gruplarının Klorhex gruplarından daha yüksek renk değişimi gösterdiği tespit edilmiştir. Bunun nedeninin çok yüksek oranda etanol ve renklendirici pigment içermesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Düşük pH değerlerinin restorasyonların optik ve yüzey özelliklerini etkilediği belirtilmektedir (Sulaiman ve ark 2015, Dos Santos ve ark 2017, Kulkarni ve ark 2020). Hipolito ve ark (2013) örneklerin bekletildiği solüsyonların pH değerlerinin renk değişimini etkilediğini belirtmişlerdir. Ancak gargaralarının yüksek alkol ve düşük pH değerlerinin yanı sıra içeriklerinde bulunan renklendirici ve koruyucu bileşenlerin materyal yüzeyi ile etkileşimi sonrasında yüzey pürüzlülüğünü artırarak

sekonder renklenmelere neden olduğu belirtilmektedir (ElEmbaby 2014, Cengiz ve ark 2015, Lopes ve ark 2018).

Kuzu ve Karataş (2021) farklı kompozit rezinler üzerinde farklı gargaların renk stabilitesine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında Listerine grubu örneklerinin ΔE değerlerinin diğer gargara ve antiseptik gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunduğu belirtmişlerdir. Çarıkçıoğlu ve ark (2021) yüksek alkol oranı ve düşük pH değerine rağmen rezin bazlı kompozit gruplarında Listerine Cool Mint gargarasının renk değişimi kabul edilebilir renk değişimi değerlerinin altında kaldığı belirtilmiştir.

Çelik ve ark (2008) üç farklı ağız gargarasının (Listerine, alkol içermeyen Oral-B, Klorhex) dört farklı rezin bazlı restoratif materyallerde renk stabilitesi üzerine etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında kompozit örnekleri alkol içermeyen ağız gargalarında 24 saat bekletmişler ve örneklerdeki renk değişiminin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu; ancak alkol içeren Listerine gargarası ile kontrol grupları (distile su) arasında anlamlı fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Cengiz ve ark (2015) ağız gargalarının renk değişimi üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında Listerine ağız gargarasının çalışmadaki diğer gargarlardan daha fazla alkol ve florür içeriğine sahip olması nedeniyle kontrol grubuna (yapay tükürük) kıyasla daha fazla renk değişimi gösterdiğini bildirmişlerdir. Çelik (2008), Kuzu ve Karataş (2021) ve Çarıkçıoğlu (2021) çalışmalarında olduğu gibi bu çalışmada Listerine Cool Mint gargara gruplarının renk değişim değeri klinik olarak algılanabilir olsa da diğer gargara gruplarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur. (ΔE_{00} :0,82). Bu durum Listerine Cool Mint gargarasında bulunan renklendirici pigment miktarının çalışmada kullanılan diğer ağız gargalarına kıyasla daha az miktar ve yoğunlukta olmasından kaynaklanmış olabilir.

ElEmbaby (2014) alkol içermeyen ağız gargalarının da rezin içerikli kompozitler üzerinde algılanabilir renk değişikliklerine neden olduğunu belirtmiştir. Listerine gargarasının alkol içermeyen bir versiyonu olan Listerine Total Care Zero, çözücü suya ek olarak yardımcı çözücüler; sorbitol, propilen glikol, sodyum lauril sülfat (SLS), benzoik asit, sodyum benzoat, poloksomer 407, sodyum sakkarin, sukraloz, aroma ve sodyum florür içermektedir (Sun ve ark 2014).

Yapılan bir çalışmada rezin kompozitlerin renk değişimi üzerinde florür içeriğinin az da olsa etki gösterdiği belirtilmiştir (Autio-Gold ve Barrett 2004). Glaze uygulanmış farklı dental seramik materyallerinde topikal florür uygulanmasının materyallerde renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olduğu bildirilmiştir (Ural ve ark 2014, Pires-de-Souza ve ark 2016, Özdoğan ve ark 2019). Ayrıca remineralizasyon etkisi sebebiyle ağız gargaralarına ilave edilen florürün rezin kompozitlerde renk değişimine etkisi olduğu bildirilmiştir (Özdoğan ve ark 2019).

Lee ve ark (2020) çalışmalarında feldspatik seramik (Vitabloks Mark 2) ve zirkonya (Rainbow Shine) örnekler üzerinde sodyum florür içeren Listerine gargaraların klinik olarak algılanabilirlik eşiğinin üzerinde renk değişimine neden olduğunu belirtmişlerdir.

Atala ve ark (2019) farklı CAD/CAM seramiklerde (IPS e.max CAD, Vitabloks Mark 2, Initial LRF Block, Vita Enamic ve Cerasmart) farklı içeriklerdeki ağız gargaralarının (Parodontax, Kloroben, Oral B Pro-Expert) ve distile suyun renk değişimine olan etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında örnekleri günde 2 dakika süreyle 20 ml gargaralarda bekleterek renk değişimlerini değerlendirmişlerdir. Çalışmada 21. gün sonunda yapılan renk ölçümleri sonuçlarına göre alkol içermeyen Listerine Zero ağız gargarasının IPS e.max CAD hariç tüm gruplarda en belirgin renk değişimine neden olduğu bildirilmiştir.

Diker ve Elter (2021) alkol içermeyen gargaraların geçici restoratif materyallerin renk değişimine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında örnekleri 12 saat Listerine Total Care Zero ağız gargarasında beklettikten sonra ölçülen renk değişiminin kontrol grubu (distile su) ve Klorhex ağız gargarası gruplarına göre anlamlı derecede yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Ağız gargaralarında bulunan etken maddelerin yanı sıra tat ve koku veren bitkisel özler ve renklendirici etki gösteren pigmentler bulunmaktadır (Gürkan 2008, Pan ve ark 2010, Ajami ve ark 2012). Gargaralardaki koruyucu ve renk verici amaçlarla bulunan bu pigmentlerin yoğunluğu, akışkanlığı, yapışabilirlik ve ıslanabilirlik gibi özelliklerinin farklı olması dolayısıyla restoratif materyallerin renk

değişimine olan etkilerini farklı oranlarda etkileyebileceği belirtilmektedir (Lee ve ark 2000).

Bu çalışmada Andorex gargara gruplarından sonra en yüksek renk değişimi Listerine Total Care Zero gruplarında görülmüştür. Listerine Total Care Zero gruplarındaki renk değişimi değeri Klorhex, Tantum Verde, Listerine Cool Mint ve distile su (kontrol) gruplarından daha yüksek bulunmuştur. Bu durum Listerine Total Care Zero içeriğinde bulunan sodyum florür ve pembe renkli pigmentlerden kaynaklanabilir.

Bagheri ve ark (2005) distile su ve etanolün rezin bazlı kompozitlerde renk değişimine olan etkilerini araştırdıkları çalışmalarında renk farkı değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Klorheksidin ve benzydamin hidroklorürün geçici akrilik materyali üzerindeki renk değişimine olan etkisinin incelendiği başka bir çalışmada klorheksidin gargara grubu ile kontrol grubu (distile su) arasında anlamlı bir fark göstermediği belirtilmiştir (Cal ve ark 2007). Soygun ve ark (2017) klorheksidin içereklili Klorhex gargara grubundaki renk değişiminin distile su grubundan istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Gürdal ve ark (2002) ağız gargaralarının restoratif materyaller üzerindeki renk stabilitesini değerlendirdikleri çalışmalarında kullandıkları distile su (kontrol) gruplarının gargara gruplarına benzer oranda renk değişimi gösterdiğini belirtmişlerdir.

Geurtsen ve ark (1999) çalışmalarında ağız gargaralarının distile su ile benzer oranda renk değişimine neden olduğunu ve bunun nedeninin ağız gargaraları içeriğindeki distile su ile ilişkili olabileceğini bildirmiştir. Diker ve ark (2021) alkol içermeyen ağız gargaralarının geçici restorasyonların renk değişimine olan etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında Klorhex grupları ile distile su grupları arasında anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir.

Bazı çalışmalarda materyallerin ağız gargaralarına maruz bırakılma süresi arttıkça gargara içeriğine bağlı olmaksızın materyallerde istatistiksel olarak anlamlı şekilde renklenme görüldüğü belirtilmektedir (Trauth ve ark 2012, Cengiz ve ark 2015). Resin içerikli materyallerin sıvılarda uzun süre bekletilmeleri geri dönüşümü olmayan renk değişikliklerine neden olabilmektedir (Um ve Ruyter 1991). Ayrıca TEGDMA içeriği yüksek olan materyallerin daha fazla renk değişikliği

göstermesinden dolayı TEGDMA içeren materyallerin distile su gruplarının da diğer gruplara kıyasla daha fazla renk değişimi göstermesine neden olduğu düşünülmektedir (Bozoğulları ve Yücel 2021). Bu çalışmada distile su (kontrol) gruplarında bekletilen rezin matriks seramiklerin renk değişimi değerlerinin yüksek olmasının nedeni materyallerin yüksek oranlarda rezin içermesinden kaynaklanabilir.

Bir restoratif materyalin translusensi değeri estetik görünümünü etkileyen en önemli özelliklerindendir. Dental materyallerin sahip olduğu translusensi değeri özellikle estetik bölgedeki materyal seçimlerinde doğal dişlerle uyumlarının sağlanması için belirleyici olmaktadır (Sasany ve ark 2021). Uygun translusensi seçiminin yapılmış olması restorasyonun biyomimetik uyumunu etkilemektedir (Kelly ve Benetti 2011). Doğala yakın restorasyonlar için optimal translusensiye sahip restorasyonlar gerekmektedir (Heffernan ve ark 2002, Lee 2007, Vichi ve ark 2014). Ayrıca materyal seçiminde restorasyonu yapılacak mevcut diş rengi de değerlendirilmelidir.

Restoratif materyaller birçok farklı translüsensilerde üretilmektedir. Düşük translusensi gösteren bloklar daha küçük kristalize yapılar içerirken, yüksek translusensi özelliği gösteren blokların içerisinde büyük metakrilat kristalleri daha önceden kristalize edilmiş şekilde bulunmaktadır (Al Ben Ali ve ark 2014). Yüksek translusensiye sahip materyaller daha fazla ışık geçirgenliği göstermektedirler. Bu çalışmadaki tüm CAD/CAM bloklar yüksek translusens özellikte seçilmiştir.

Restoratif materyallerin sahip olduğu kalınlık derecesi ışık emilim ve saçılım miktarını etkileyerek ışık iletiminin azalmasına neden olur ve translusensiye etkiler (Azzopardi ve ark 2009, Sasany ve ark 2021). Dental seramiklerin translusensi özelliğini materyalin kalınlığının yanı sıra matriks bileşimi, doldurucu partikül boyutu, kristal ve gözenek yapısı, opaklaştırıcı türü ve miktarı gibi etkenler belirlemektedir (Heffernan ve ark 2002, Lee 2007, 2008, Azzopardi ve ark 2009, Arimoto ve ark 2010, Vichi ve ark 2014). Restorasyon kalınlığı 1 mm olduğunda alttaki rengin insan gözü tarafından algılanabildiği belirtilmektedir (Vichi ve ark 2000). Bu çalışmada tüm örnekler yüksek translusens (HT) ve 1,2 mm kalınlık değerlerine sahiptir.

Yüzey dokusu restoratif materyallerin üzerinde önemli bir etkiye sahiptir ve algılanan translusensi miktarını değiştirebilmektedir (Villarroel ve ark 2011). Translusensiye etkileyen en önemli faktörlerden birinin yüzey pürüzlülüğü olduğu ve pürüzsüz yüzeylerin daha yüksek translusensi değerleri gösterdiği belirtilmektedir (Yıldırım ve Recen 2021). Bitirme ve polisaj uygulamaları sadece restorasyonun yüzeyini pürüzsüz ve parlak hale getirmekle kalmaz, aynı zamanda restorasyonun ışık yansımalarını da değiştirir. Pürüzsüz yüzeye çarpan ışık aynı açıyla yansımakta iken yüzey pürüzlü olduğunda dağınık yansıma meydana gelmektedir. Buna aynasal veya düzgün yansıma denir (Awad ve ark 2015).

Yapılan çalışmalarda translucent materyallerin renginin arka plan renginden etkilendiği belirtilmektedir (Lee ve ark 2007, Chaiyabutr ve ark 2011, Al Ben Ali ve ark 2014). Translusensi parametresi siyah ve beyaz arka plan ölçümleri arasındaki renk farkından elde edilmektedir (Johnston 2014, Yıldırım ve ark 2021). TP değerinin yüksek değerlerde olması materyalin translusensi değerinin yüksek olması anlamına gelmektedir (Johnston ve ark 1995). Salas ve ark (2018) CIEDE2000 formülü ile değerlendirilen TP parametrelerinin CIE $L^*a^*b^*$ formülünden daha iyi uyum sağladığını belirtmişlerdir. Resin matriks seramiklerin translusensi özelliklerinin değerlendirildiği çalışmalarda da TP₀₀ formül kullanılmıştır (Arif ve ark 2019, Günel Abduljalil ve ark 2020, Öztürk ve ark 2020, Yılmaz Savaş ve Akın 2022). Bu çalışmada tüm gruplardaki örneklerin translusensi parametreleri siyah ve beyaz arka planda plan renk ölçümlerinin ortalamaları alınarak güncel literatür bilgisine uygun olacak şekilde TP₀₀ formülü ile hesaplanmıştır.

Materyallerin ölçülen TP değerleri ne kadar büyükse materyalin translusensi değeri o kadar fazladır. Materyalin TP değeri 0 olduğunda materyal tam opak olarak belirtilirken, TP değeri 100 olan materyal tamamen şeffaf olarak değerlendirilmektedir (Yu ve Lee 2008, Pérez ve ark 2010, Şen ve Us 2018).

Awad ve ark (2015) Celtra Duo (Dentsply Sirona), IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) seramik bloklarının translusensi özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında örnek kalınlıklarını 1 mm ve 2 mm olarak gruplandırmışlardır. Uygulanan yüzey işleminden bağımsız olarak kalınlık artışının translusensi değerlerinde azalmaya neden olduğunu belirtmişlerdir. Ek olarak materyal kalınlığının yanında cilalı olmayan pürüzlü yüzeylerin de

sonuçları etkileyeceğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan farklı içeriklere sahip seramik materyallerin TP₀₀ değerleri istatistiksel olarak farklıdır. En yüksek TP₀₀ değerleri GR gruplarından elde edilmişken en düşük TP₀₀ değerleri BR gruplarından elde edilmiştir.

Yüzey işlemlerinin rezin matris seramiklerin translusensi özelliği üzerine etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda örneklerin yüksek translusensi değerleri gösterdiği ve bunu lityum disilikat cam seramiklerin izlediği belirtilmiştir (Stawarczyk ve ark 2015, Kurtulmuş Yılmaz ve ark 2019). Genellikle küçük doldurucu boyutuna sahip materyaller daha yüksek translusensi değerleri göstermektedir (Lee ve ark 2005, Janus ve ark 2010). Brilliant Crios doldurucu içeriğinde %71 oranında 300 nm'den küçük boyutlarda baryum cam, 20 nm'den küçük boyutlarda SiO₂ ve çapraz bağlı metakrilat içermektedir. Günel ve ark (2018) farklı CAD/CAM materyallerinin TP değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Cerasmart gruplarında daha yüksek TP değerlerinin nedenin materyal yapısında zirkonya silika inorganik doldurucu nanokümleri içermemesinden kaynaklı olduğunu bildirmişlerdir. IPS e.max CAD ve Brilliant Crios materyallerinin translusensi değerlerinin daha düşük olması içeriklerinde yüksek oranda bulunan SiO₂'den kaynaklanabilir.

Şen ve ark (2018) çalışmalarında 1,2 mm kalınlıkta Vita Suprinity, Lava Ultimate, IPS e.max CAD ve Vita Enamic materyallerinin translusensilerini değerlendirdikleri çalışmalarında en düşük translusensi değerlerinin IPS e.max CAD ve Vita Enamic materyallerinde olduğunu bildirmişlerdir.

Çelik ve ark (2019) Cerasmart (GC), Lava Ultimate (3M ESPE) ve Vita Enamic (VITA Zahnfabrik) materyallerinin translusensilerini değerlendirdikleri çalışmalarının sonuçlarında en yüksek TP değerinin 0,5 mm ve 1 mm Cerasmart gruplarında olduğunu belirtmişlerdir. Stawarczyk ve ark (2012) Cerasmart'ın lösitle güçlendirilmiş cam seramik olan IPS Empress CAD'den istatistiksel olarak daha yüksek TP değerlerine sahip olduğunu belirtmiştir. Günel ve Ulusoy (2018) Vita Enamic (VITA Zahnfabrik), Cerasmart (GC), Lava Ultimate (3M ESPE) materyallerinin 0,5 mm kalınlıklarında TP değerlerini sırasıyla 24,95; 31,16; 29,84; 1 mm kalınlıklardaki TP değerlerini ise sırasıyla 14,15; 18,64; 17,93 olarak tespit etmişlerdir.

Önceki bir çalışmada kontrast oranı (CR) ile hesaplanan TP değerleri 1 mm kalınlıktaki dentin için 16,40 ve 1 mm mine için 18,70 olduğu belirtilmiştir (Yu ve ark 2009). TP ve CR değerleri yüksek düzeyde koordineli olup her iki formülde de herhangi bir kalınlıkta renk farkı verileri ile translusensi değerleri hesaplanabilir (Yu ve ark 2009, Johnston 2014). Yapılan başka çalışmalarda CIELAB formülü ile hesaplanan TP değerlerinin 1 mm mine için değerlerinin 15-19 arasında değiştiği belirtilmiştir (Church 2016, Lee 2016). TP'deki farklılıkların görsel algılanabilirlik eşiği veya gözlemci tarafından tespit edilebilecek minimum renk farkı ile ilişkili olabileceği göz önüne alındığında bu çalışmada bu çalışmada TP₀₀ değerleri CIEDE2000 formülasyonu ile hesaplanmıştır. Bu çalışmada 1,2 mm kalınlığa sahip CAD/CAM rezin matriks seramik ve lityum disilikat seramik örneklerin CIEDE2000 formülü ile hesaplanan TP₀₀ değerleri mine ve dentin TP₀₀ değerlerinin altında kalmıştır.

Bu çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal birleşimlerindeki kristal içeriği ve boyutu, mikroyapısal farklılıkları TP₀₀ değerleri arasındaki farklılıklardan sorumlu tutulabilir. Bu çalışmada en yüksek TP₀₀ değerleri GR gruplarında görülmüştür. Daha sonra sırasıyla CS, HC, EM ve en düşük translusensi değeri BR gruplarında görülmüştür. Bununla birlikte çalışmalarda kullanılan materyal kalınlıkları, uygulanan polisaj tekniği, kullanılan arka plan rengi, bekletme ortamları gibi farklılıklar ve tutarsızlıklar sonuçların karşılaştırılarak değerlendirilmesini sınırlamaktadır.

Materyallerin uzun süreli estetiğinin sağlanması için renk stabilitesinin yanı sıra yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik gibi özellikleri de göz önünde bulundurulmalıdır. Restorasyon yüzeylerinin renklenmesini engellemek için yüzeylerinin düzgün olması gerekmektedir (AlMawash ve ark 2020). Yapılan bir çalışmada pürüzlü yüzeylere sahip restoratif materyallerin karşıt arkta bulunan doğal dişlere zarar verdiği ve dişlerdeki renklenme miktarını arttırdıkları belirtmişlerdir (Tholt ve ark 2006). Materyallerin yüzey pürüzlülüğünün artması ile yüzey alanını arttırmakta, yüzey alanının artması pürüzlü yüzeylerde bakteri adezyonuna yol açarak plak birikimine neden olmaktadır. Bu birikim zamanla dişlerde ve restorasyon yüzeylerinde renk değişiminde de artışa yol açmaktadır. Ayrıca pürüzlü yüzeyler

daha mat görünüme sahip olduklarından estetik açıdan da dezavantaja neden olmaktadır (Silva ve ark 2006). Bu nedenlerden dolayı estetik ve fonksiyonel açıdan kabul edilebilir bir restorasyon elde edilmesi ve klinik olarak uzun dönem başarısının sağlanmasında restorasyonların yüzey pürüzlülüğünün minimum olması büyük önem taşımaktadır (Mota ve ark 2017).

Restorasyonlara uygulanan polisaj işlemi yüzeylerin düzgün olmasını sağlayarak sürtünme katsayısını ve aşınma miktarını azaltarak materyalin klinik performansını arttırmaktadır (Race ve ark 2002, Yöndem ve ark 2011). Polisaj için kullanılan esnek disklerin restorasyonların iç bükey ve lingual yüzlerinde kullanımları sınırlı olduğundan; polisaj lastikleri ile polisaj işleminin, posterior dişlerde okluzal ve anterior dişlerde lingual yüzeyler için daha uygun olduğu belirtilmiştir (Northeast ve Van Noort 1988). Bu çalışmada mekanik polisaj işlemi 1 µm elmas partikül içeriğine sahip polisaj pastası (Diapolisher Paste, GC) ve yüksek parlatma sağlayan polisaj lastiği seti (OptraGloss, Ivoclar Vivadent) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğünün iki boyutlu ölçümünde profilometre cihazı kullanılmaktadır (Kakaboura ve ark 2007, Wan Bakar ve McIntyre 2008, Tekçe ve ark 2018). Profilometre cihazı kullanım kolaylığı sebebiyle birçok çalışmada yüzey pürüzlülüğünü değerlendirme yöntemi olarak tercih edilmiştir (Abu-Bakr ve ark 2001, Tekçe ve ark 2018, Aydın ve ark 2021, Çelik ve ark 2021). Profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılan çalışmalarda genellikle ölçüm değerlerinin aritmetik ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra) kullanılmaktadır (Yap ve ark 1997, Turkun ve Turkun 2004, Lawson ve ark 2016, Yin ve ark 2019, Yılmaz Savaş ve Akın 2021). Ra, standartlarla karşılaştırmayı kolaylaştıran bir değer sağlayan yüzey topografyasının yardımcı bir klavuzudur (Yin ve ark 2019). Bu çalışmada tüm gruplarda bulunan örneklerin gargara öncesi ve sonrasında yüzey pürüzlülüğü değerleri profilometre cihazı (Mitutoyo SurfTest SJ-210) ile ölçülmüştür. Yapılan ölçümlerin aritmetik ortalamaları olan Ra değerleri kaydedilmiştir.

Profilometrik ölçümler örnek yüzeyinde bulunan belirli bir alan üzerinden yapılmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü değerlendirilirken elde edilen verilerin atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) gibi yöntemlerle desteklenmesi ile daha detaylı yüzey bilgisi elde edilebileceği belirtilmektedir

(Kakaboura ve ark 2007). Bu çalışmada tüm gruplardaki örneklerin yüzey pürüzlülüğü profilometre ile ölçüldükten sonra her gruptan rastgele seçilen birer örnek gargara maruziyeti öncesi ve sonrasında SEM ile görüntülenerek örneklerin yüzey topografyaları değerlendirilmiştir. Lazer teknolojilerinin ve bilgisayar analiz programlarının gelişmesi ile materyallerin yüzey pürüzlülüğü temassız lazer profilometre gibi yüksek çözünürlüklü yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazları ile üç boyutlu şekilde analiz edilebilmektedir. Bu yöntemde lazer kaynağı tarafından indüklenen beyaz ışık örnek yüzeyine yansıtılarak ölçüm gerçekleştirilmektedir (Tekçe ve ark 2018). Ayrıca bu yöntemde optik pürüzlülük ölçümü ile yüzey yansıması da değerlendirilerek daha küçük alanlardan örnekler çizilmeden tekrarlanan pürüzlülük ölçümlerine imkan tanınmaktadır (Strasser ve ark 2018). Bu çalışmada yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin kontakt profilometre cihazı ile yapılmış ve lazer profilometre cihazı kullanılmamıştır.

Bollen ve ark (1996) çalışmalarında 0,20 μm 'lik Ra değerinin bakteri tutulumu için kritik eşik değeri olduğunu belirtmişlerdir. Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin 0.20 μm 'den fazla olduğu restorasyonlarda renklemelerin görüldüğünü ve dişlerde plak birikimi üzerine olumsuz etki gösterdiği bildirilmiştir (Bollenl ve ark 1997). Özkan ve ark (2013) çalışmalarında diş minesinin Ra değerinin 0,45-0,65 μm arasında olduğunu belirtmişlerdir. Jones ve ark (2004) 0,20 ile 0,35 μm arasında ölçülen Ra değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu, 0,50 μm 'den daha yüksek pürüzlülük değerlerinin hasta tarafından algılandığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada bütün grupların Ra değerleri 0,50 μm 'den küçüktür.

Materyallerin pürüzlülük değerleri materyaldeki inorganik doldurucu oranı, dolgu maddelerinin boyutu, tipi ve dağılımından ve rezin matriks yapısının etkilediği belirtilmektedir (Başeren 2004, Ergücü ve Türkün 2007). Bu çalışmada en yüksek Ra değerleri HC ve GR gruplarında, en düşük Ra değerleri EM, CS ve BR gruplarında bulunmuştur. HC ve GR materyal gruplarının Ra değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. BR, CS ve EM gruplarının Ra değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

Koizumi ve ark (2015) fırçalamanın yüzey pürüzlülüğüne etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, Shofu Block gruplarında ölçülen Ra değerlerinin diğer gruplardan daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Sugiyama ve ark (2017)

profesyonel dental profilaksi sonrası yüzey parlaklığını ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri çalışmalarında Shofu Block HC gruplarında daha düşük yüzey parlaklığı ve daha yüksek yüzey pürüzlülüğü olduğunu tespit etmişlerdir. Farklı yüzey işlemleri uygulamalarının rezin matriks seramiklerin yüzey karakteristiğine olan etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada HF asit uygulanması sonrasında Shofu Block gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerinin diğer gruplara kıyasla (Brilliant Crios, Vita Enamic, Lava Ultimate) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Çalışmada HF asit uygulanması sonrası Shofu Block grubunun SEM görüntüleri değerlendirildiğinde yüzeyde oluşan geniş porların materyalin göreceli olarak düşük doldurucu oranı (%61) içermesinden ve üretim yönteminden kaynaklı önceden var olan boşluklardan kaynaklı olabileceği belirtilmiştir (Papadopoulos ve ark 2020). Shofu Block gruplarının yüzey pürüzlülük parametrelerinin diğer gruplardan daha yüksek olmasının nedeni doldurucu kütlesinin düşük olmasının yanı sıra doldurucu partiküllerin rezin matriks ile olan bağlantılarının gevşek olmasından kolayca ayrılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (Yoshihara ve ark 2017). Bu çalışmada da Shofu Block gruplarının yüksek pürüzlülüğe sahip olmalarının bu nedenlerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Cerasmart materyali kristalin olmayan rezin ve cam matriks içermektedir (Yoshihara ve ark 2017). Materyalin doldurucu içeriğinde ve mikrosertlik değerlerindeki farklılıklar nedeniyle mekanik pürüzlenmeye daha duyarlı olabileceği düşünülmektedir (Lise ve ark 2017). Bu çalışmada CS grubunun Ra değeri BR ve EM gruplarından daha yüksek bulunmasına rağmen gruplar arasında farklılık yoktur.

İnorganik doldurucular rezin matriks yapıdan koparak materyal yüzeyinde geniş boşluklar açılmasına neden olur ve yüzey pürüzlülüğünü artırabilir (Lu ve ark 2005). Bu çalışmada Shofu Block materyalinden sonra en pürüzlü materyal grubunun Grandio Blocs olmasının nedeni Grandio Blocs'un en yüksek doldurucu (%86) oranına sahip rezin matriks seramik olmasından kaynaklanabilir. Ayrıca materyallerin içeriğinde bulunan inorganik ve organik bileşenlerin içerik ve oranlarının şirket gizlilik politikaları gereği net olarak belirtilmemesi nedeniyle materyal bileşenlerine göre yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi güçtür (Kara ve ark 2021). Bu çalışmada en yüksek Ra değeri GR Andorex grubunda tespit edilmiştir.

Asidik içeceklerin rezin içerikli materyallerde yüzey bozulmalarına neden olarak pürüzlülük artışına yol açtığı bildirilmiştir (Poggio ve ark 2012, Dos Santos ve ark 2017). Dental seramikler kimyasal olarak inert materyaller olarak kabul edilmektedir. Bununla birlikte aşındırıcı etki gösteren asidik maddelere maruz bırakılan seramiklerin fiziksel stabilite ve dayanıklılığı azalmaktadır. Ağız gargaralarının içeriğinde bulunan asidik içeriklerin seramik materyallerde korozyona sebep olduğu, oluşan bu korozyonun da yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine sebep olduğu bildirilmiştir (Ji ve ark 2015). Alkol içeren ağız gargaraları materyalin polimer ağına nüfuz ederek polimer yapısının genişlemesine neden olmakta böylece lineer polimer zincir yapısı bozularak restorasyonların yüzey altı ve yüzey özelliklerinin bozulmasına yol açan artık monomerler salınmaktadır (Yap ve ark 2003, Ferracane 2006, Leal ve ark 2017). Gargaralarda bulunan etanol içeriğinin materyallerdeki Bis-GMA'yı çözücü etkiye sahip olabileceği belirtilmektedir (Wu ve McKinney 1982, McKinney ve Wu 1985). Bu çalışmada tüm grupların Ra değerleri ağız gargarası işlemi sonrasında artmıştır. Andorex gargarası içeriğindeki etanol ve renklendirici pigmentlerin aşındırıcı etkiler göstererek yüzey pürüzlülüğünü arttırmış olabilir.

Festuccia ve ark (2012) gargaraların kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne etkilerini inceledikleri çalışmalarında, yüksek alkol içeriğine sahip Listerine ağız gargarasının alkol içermeyen gargaraya göre yüzey pürüzlülüğünü anlamlı derecede arttırdığını tespit etmişlerdir. Sadaghiani ve ark (2007) ağız gargaralarının restoratif materyallerinin yüzey pürüzlülüğüne olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında Listerine ağız gargarasının, restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü istatistiksel olarak anlamlı olmasa da arttırdığını bildirilmişlerdir. Miranda ve ark (2011) alkol içeren ağız gargaralarını kullandıkları çalışmalarında bu gargaraların rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünün arttırdığını belirtmişlerdir.

Gehlot ve ark (2022) çalışmalarında alkol ve esansiyel yağları içeren ağız gargarasının maksimum düzeyde yüzey pürüzlülüğüne neden olduğunu belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada ise alkol ve esansiyel yağlar içeren ağız gargaralarına maruz kalan nanohibrit kompozitlerin yüzey pürüzlülük değerlerinin yüksek pürüzlülük değerleri gösterdiği rapor edilmiştir (Yılmaz ve Müjdecı 2021).

Bu çalışmada istatistiksel olarak anlamlı olmasa da alkol ve esansiyel yağ içeren Listerine Cool Mint gruplarının Ra değerleri artmıştır.

Cilli ve ark (2012) değişen pH aralıklarında bulunan (1 – 6,9) farklı sıvıların üç farklı kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, düşük ve yüksek pH'lı sıvılar arasında anlamlı bir fark bulunamadığı ve yüksek pH'a sahip sıvıların da yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı belirtilmiştir. Bu çalışmada pH değerleri 3,7 ile 5,8 arasında değişen farklı gargara grupları ve kontrol grubu (distile su) arasında pürüzlülük değerleri arasında bir fark bulunamamıştır.

Alsilani ve ark (2022) IPS e.max CAD, Vita Enamic ve PEEK materyallerini kahve ve kolada bekleterek yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri çalışmalarında en düşük pürüzlülük değerinin IPS e.max CAD gruplarında olduğunu tespit etmiştir. Soygun ve ark (2017) çalışmalarında en düşük Ra değerini IPS e.max CAD distile su (kontrol) grubunda bulunmuştur. Bu sonuç IPS e.max CAD içeriğinde bulunan yüksek cam matriks ve lityum disilikat yapısından kaynaklanabilir. Bu çalışmada ise en düşük Ra değeri EM Klorhex grubunda tespit edilmiştir.

Bazı çalışmalarda IPS e.max CAD gruplarındaki yüzey pürüzlülük değerlerinin düşük olmasının nedeninin glaze işleminden kaynaklandığı belirtilmiştir (Maciel ve ark 2019, Aldosari ve ark 2021). Bu çalışmada EM gruplarının pürüzlülük değerleri en düşük olmasına rağmen, BR ve CS grupları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Bazı çalışmalarda profilometre ölçümleri ve sonrasında yapılan SEM analizlerinin birbirleriyle benzerlik gösterdiği belirtilmiştir (Goldstein ve ark 1991, Reddy ve ark 2007). Bu çalışmada rezin matriks CAD/CAM seramik örneklerden alınan SEM görüntüleri gargara maruziyeti sonrası örnek yüzeylerindeki aşınma ve yapısal değişiklikleri göstermektedir. Bu çalışmadaki pürüzlülük sonuçları ve örneklerden alınan SEM görüntüleri tutarlıdır.

Oral kavitede bulunan restoratif materyallerin yüksek dayanım göstermeleri yüzey penetrasyonlarına karşı göstermiş oldukları dirence bağlıdır (Okada ve ark 2001). Materyallerin aşınmaya karşı gelişen dirençlerini belirleyen basınç dayanım özelliği mikrosertlik olarak tanımlanmaktadır (Mandikos ve ark 2001, Ang ve ark

2009, Somayaji ve ark 2016). Dental materyallerin sertlik değerlerini belirlemek için yapılan bazı çalışmalar, sertlik değerlerinin aşınma direnci ile yakından ilişkili olduğunu ve aşınma direncini belirlemek için de kullanılabileceğini öne sürmüştür (Mandikos ve ark 2001, Murakami 2009, Lien ve Vandewalle 2010).

Vickers mikrosertlik ölçümü testi, uygulanmasının kolay ve maliyetinin düşük olması nedeniyle dental materyallerin sertliklerinin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan bir test yöntemidir (Khoubrouypak ve ark 2021). Vickers mikrosertlik ölçüm testinde düşük kuvvet uygulandığında batıcı ucun bıraktığı iz alanının net olmaması, ölçüm yapılan alanın tespit edilmesi sırasında problemlere neden olabilmektedir. Örnek yüzeyine uygulanan kuvvet yüksek olduğunda örnek yüzeyinde çatlak gelişmesi ya da örneğin parçalanması gibi durumlarla karşılaşılmaktadır. Örnek yüzeyine uygulanan kuvvet miktarının artması ile materyalin ölçülen sertlik değerlerinin azaldığı belirtilmektedir (Quinn 1998). Bu çalışmada örneklerin yüzey mikrosertlik değerleri vickers mikrosertlik test cihazı (Hardway-MHVS 1000 AD) kullanılarak belirlenmiştir. Rezin matris seramik CAD/CAM örneklerin ve cam seramiklerin mikrosertlik değerlerinin ölçüldüğü birçok çalışmada 15 saniye süre ile 1 kg yük uygulanmıştır (Lawson ve ark 2016, Saba ve ark 2017, Colombo ve ark 2019, Yin ve ark 2019, akmak ve ark 2021). Bu çalışmada da ASTM C1327 tavsiyelerine uygun olacak şekilde 1 kg yük ve 15 s bekleme süresi ile vickers mikrosertlik ölçümleri gerçekleştirilmiştir (C1327-15. 2015). Birçok çalışmada vickers mikrosertlik ölçümünde örnek yüzeyinde bulunan üç farklı alandan ölçüm yapılarak ölçümlerin ortalama sertlik değerleri (VHN) hesaplanmıştır (Charlton ve ark 2008, Nguyen ve ark 2012, AlHarbi ve ark 2017, Saba ve ark 2017). Bu çalışmada da tüm gruplardaki örneklerin gargara öncesi ve sonrasında belirlenen yüzeylerinde üç farklı bölgeden mikrosertlik ölçümü yapılarak ölçümlerin ortalama değerleri (VHN) hesaplanmıştır.

Bu çalışmanın bulgularına göre farklı içeriklere sahip rezin matris seramik ve lityum disilikat seramik örneklerin yüzey mikrosertlik ölçümü ortalama değerleri farklılık göstermiştir. En yüksek vickers mikrosertlik değeri EM grubunda tespit edilmişken en düşük vickers mikrosertlik değeri BR gruplarında bulunmuştur. Bu farklılığın nedeninin materyallerdeki doldurucu içeriği ve oranlarının farklı miktarlarda olmasından kaynaklanmaktadır. IPS e.max CAD, 0,8 ile 1,5 µm

boyutunda değişen lityum disilikat kristalleri bulunan cam matriks yapısı içermektedir (Mokhtarpour ve ark 2017). Ayrıca IPS e.max CAD'in üç fazlı Li-Si-K-O ve zirkonyum oksit içeren yapısı ile asit erozyonlarına daha dirençli olduğu belirtilmiştir (Soygun ve ark 2017). IPS e.max CAD materyalinin içeriğinde bulunan yüksek inorganik cam yapısı ve lityum disilikat kristallerinin varlığı da EM gruplarının yüksek mikrosertlik değerlerine sahip olmasını açıklayabilir.

Kompozit içerikli materyallerin mikrosertlik değerleri ile inorganik doldurucu miktarı arasında pozitif ilişki olduğu rapor edilmiştir (Boyer ve ark 1982). Bu çalışmada CS gruplarının HC gruplarından daha yüksek sertlik değeri göstermesinin nedeni inorganik doldurucu oranının daha yüksek olmasından kaynaklanabilir. Ancak vickers mikrosertlik testi sonuçları sadece materyallerin içeriğinde bulunan inorganik doldurucu miktarının yanı sıra üretim yöntemi ve polimerizasyon tekniğinden de etkilenmektedir (Yin ve ark 2019). Bu çalışmada BR ve CS gruplarındaki inorganik doldurucu içeriği benzer olmasına rağmen vickers değerlerinde farklılık olması bu nedenden kaynaklanabilir.

Grzebieluch ve ark (2021)'nın çalışmalarında olduğu gibi bu çalışmada Grandio Blocs örneklerinin vickers mikrosertlik değerleri Cerasmart, Brilliant Crios, Shofu Block materyallerinin vickers mikrosertlik değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Zaim ve ark (2021) farklı CAD/CAM materyallerinin sürtünme ve aşınma dirençlerine etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında en düşük vickers mikrosertlik değeri Brilliant Crios gruplarında ve en yüksek vickers mikrosertlik değeri Vita Suprinity gruplarında tespit etmişlerdir.

İnsan dişlerinde yapılan çalışmalarda mine sertlik değerlerinin 270-360 VHN, dentin sertlik değerinin 50-60 VHN arasında değiştii belirtilmiştir (Gutiérrez-Salazar ve Reyes-Gasga 2003, Alamoush RA ve ark 2018). Bu çalışmadaki tüm gruplardaki mikrosertlik değerleri dentin vickers değerlerinden yüksek çıkarken EM grupları dışında tüm grupların vickers değerlerinin mine sertlik değerlerinin altında olduğu bulunmuştur.

Rezin matriks seramiklerin mikrosertlik değerinin materyallerin aşınmasının göstergesi olmadığına dikkat edilmesi gerekmektedir (Grzebieluch ve ark 2021). Ayrıca rezin matriks seramiklerin vickers mikrosertlik değerlerinin çok yüksek

olmaması frezeleme işlemlerinin hızlı ve kolay olmasını sağlamaktadır (Ruse ve Sadoun 2014).

Restorasyonların yüzey mikrosertlik değerlerinin su emiliminden ve sıcaklık derecesinden etkilendiği belirtilmektedir (Hansen 1983, Wongkhantee ve ark 2006). Bu çalışmada mikrosertlik değerleri ölçümü öncesinde tüm örnekler 37°C’de etüvde bekletilmiştir. Mayworm ve ark (2008) yapay tükürük içerisinde bekletilen kompozit örneklerin mikrosertlik değerlerinin anlamlı derecede farklılık gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu sonuç materyallerin bileşenlerini farklı oranlarda absorbe etmesi ile açıklanabilir. Bu çalışmada tüm grupların gargara maruziyeti sonrası vickers mikrosertlik değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık göstermiştir. Yüksek polimer ve rezin içeren kompozit materyaller kahve, çay gibi yüksek asidik ve düşük pH değerlerine sahip içeceklerde uzun süre bekletildiğinde rezin matriks içerisinde bulunan ester bağlarının parçalanarak polimer yapıda yumuşamaya neden olduğu belirtilmiştir (Turssi ve ark 2003, Horvath 2016). Materyalde meydana gelen yumuşama ve yorgunluk ile aşınma direnci düşerek başarısızlıklar görülmektedir (Erdemir ve ark 2013, Gharatkar ve ark 2014). Ağız gargaralarının pH değerleri mine, dentin ve restoratif materyallerin yüzey mikrosertlik değerlerini etkileyebilecek bir faktördür. Mine ve dentinin kritik pH değerinden daha düşük pH’a sahip olan ağız gargaralarının mine ve dentin üzerinde de aşındırıcı etkiler gösterdiği bildirilmiştir (Delgado ve ark 2018). Farklı ağız gargaralarının kullanıldığı çalışmalarda materyallerin mikrosertlik değerlerinin azalması, rezin matriksin yumuşaması ve yüzey bozulmasına gargaraların sahip olduğu düşük pH değerlerinin neden olduğu bildirilmektedir (Örtengren ve ark 2001, Yap ve ark 2003, Tanthanuch ve ark 2018, Prado ve ark 2020, Gehlot ve ark 2022). Bu çalışmada kullanılan ağız gargaraları 3,7 ile 5,8 arasında değişen asidik pH değerlerine sahiptir.

Yapılan bir çalışmada aside maruz kalmanın, maddelerin çözünmesi nedeniyle seramiklerin mikrosertlik değerlerinde azalmalara yol açtığı gösterilmiştir (Kukiattrakoon ve ark 2010). Bir çalışmada IPS e.max CAD’in mikrosertlik değerleri sodyum florür (NaF) ve asidik çözeltiye daldırıldıktan sonra yapılan ölçümlerde mikrosertlik değerinin azaldığı tespit edilmiştir. NaF sulu çözeltilerde sodyum (Na+) ve florür (F-) iyonlarına ayrışır. Sodyum iyonları, silikon dioksit içindeki silikon ve oksijen arasındaki bağı zayıflatır. Böylece florid iyonları tarafından bağ kırılmasına

karşı daha duyarlı hale gelir. Bu durum cam fazı çoğunlukla silikon dioksitten oluşan cam seramiklerde tetrafluorosilan (SiF_4) oluşumuna yol açmaktadır. Oluşan SiF_4 , seramik materyaldeki azalmış mikrosertlik değerlerinden sorumlu tutulmaktadır (Vechiato-Filho ve ark 2015). Silika, alüminyum, potasyum gibi temel bileşenler asidik ortamda cam faz tarafından salınmaktadır. Bu çözünme rezin kompozitler ve fiber takviyeli kompozitler gibi konservatif diş hekimliğinde kullanılan diğer dental materyallerde de rapor edilmiştir (Chen 2010, Scribante ve ark 2018). Colombo ve ark (2019) seramik materyallerin mikrosertlik değerlerinin asidik çözeltilerden daha az etkilenme nedeninin rezin kompozit içeren materyallere kıyasla daha yüksek inorganik bileşenlere sahip olmalarından kaynaklandığını belirtmiştir.

Alkol içeren ağız gargaralarındaki alkol içeriğinin kompozit materyaldeki rezin yapı tarafından emilerek yumuşatıcı etki gösterdiği belirtilmektedir (Penugonda ve ark 1994). Materyallerin mikrosertlik değerlerindeki düşüş gargara içeriğindeki alkol miktarı ile doğru orantılıdır. Stadtler ve Pabst (1991) alkol içeriğinin kompozit yüzeylerinde bozulmalara neden olduğunu bildirmiştir. Alkol içeriğinin yüksek, pH değeri düşük ağız gargaralarının etkinliğini değerlendiren araştırmacılar bu iki faktörün mikrosertlik değerlerini anlamlı şekilde azalttığını ve bu durumun düşük pH'da bileşenlerin polimerik matrikste plastizer rol oynayarak maddenin sünebilir hale gelmesinden kaynaklı olabileceğini belirtmektedir (Sarrett ve ark 2000, Villalta ve ark 2006, Trauth ve ark 2012). Ağız gargaralarında yaygın olarak kullanılan antimikrobiyal etkinlik gösteren etanol içeriğinin de yüksek konsantrasyonlarda olmasının materyallerin yüzey mikrosertliğini düşürdüğü ancak ikinci haftadan sonra materyaldeki yüzey sertliğinin plato seviyesinde kaldığı belirtilmiştir (Indrani ve ark 2009). Bazı çalışmalarda hem alkol içeren hem alkol içermeyen ağız gargaralarının restoratif materyallerin mikrosertlik değerlerini azalttığı bildirilmiştir (Gürkan ve ark 1997, Fernandez ve ark 2014).

Bu çalışmada kullanılan ağız gargaralarının materyallerin vickers mikrosertlik değişim değerlerine olan etkisi anlamlı bulunamamıştır. Gargarada bekletildikten sonra materyallerin mikrosertlik değişimi değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı olmamasının nedeni ağız gargaralarının pH değerleri ve alkol içeriğinin yanı sıra titrasyon asiditesine bakılmamış olmasından kaynaklanabilir. Titrasyon asiditesi ile gargara bulunan toplam asit miktarı ölçülerek gargaranın eroziv potansiyelinin

gösterilmesi ile daha doğru sonuçlara ulaşılabileceği düşünülmektedir (Cairns ve ark 2002).

Oral kavite günlük olarak yiyecek ve içecekler gibi etkenler tarafından değiştirilebilen karmaşık ve sulu bir ortamdır. Yiyecek ve içecekler tükürüğün pH değerlerini değiştirebilmektedir. Böylece ağız içerisinde bulunan dişler ve restoratif materyallerinin fiziksel ve mekanik özellikleri değişen pH değerlerinden etkilenmektedir (Mair ve ark 1996, Erdemir ve ark 2013). Restorasyonlar ağız ortamında ısı, ışık, çiğneme kuvveti, diş fırçalama, besin maddeleri ile yaşlanmaya maruz kalmaktadır (Hashimoto ve ark 2000). Ağız ortamındaki ani ısı değişiklikleri, mikroorganizmaların varlığı, fizyolojik tükürük yapısı, çiğnemeye bağlı gelişen stresler ve oral hijyen alışkanlıkları gibi faktörler restorasyonların ömrünü etkileyen klinik parametrelerdir (Bernardo ve ark 2007). İn vitro yöntemler ağız boşluğunun belirli özellikleri ve ağız gargarasının uygulanma şekli nedeniyle bir antiseptik gargaranın klinik etkinliğinin tahmin edilmesine izin vermez (Pitten ve Kramer 1999). Ağızda oluşan plak ve pelikül tabakası, tükürüğün tamponlanma kapasitesi, remineralizasyona katkısı gibi etkilerin in vitro olarak tespit edilmesi güçtür. Bu nedenlerle bu çalışmanın sonuçlarının ileride yapılacak klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir. Ayrıca klinisyenler günlük olarak kullanılan ağız gargaralarının restoratif materyaller üzerinde optik ve mekanik etkileri göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu çalışmada bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Hazırlanan örnekler düz yüzeylere ve eşit kalınlıklara sahiptir. Ancak klinik koşullar altında restorasyonun farklı bölgelerindeki restorasyon kalınlıkları farklılık göstermektedir. Doğal dişlerde fissür, fossa, tüberküller ve anatomik varyasyonlar değişen derecelerdeki translusensi miktarları renk ölçümlerini etkileyen faktörlerdendir. Çalışmada kullanılan bütün bloklar yüksek translusensi özellik göstermektedir. Yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değişimi ölçümleri ile materyallerin sadece dış yüzeyleri incelenmiş ve daha derin bölgelerdeki değişimler incelenememiştir. Örneklerin renk ve translusensi ölçümleri için örnek yüzeyinin tümünü tarayarak ölçüm yapabilen laminar tip spektrofotometre kullanılmaması, yüzey pürüzlülüğünü temassız ölçebilen bir profilometre kullanılmamış olması çalışmanın limitasyonlarından. Örnekler ağız ortamını taklit etmek amacıyla 37°C’de 180 saat sabit bir şekilde bekletilmiş, ağız

ortamındaki çalkalanma ve tükürüğün yıkayıcı etkisi simüle edilememiştir. Bu çalışmada uzun süreli ve kesintisiz gargara kullanımının restoratif materyallere etkisi değerlendirilmiş, kısa süreli ve kesintili gargara kullanımının etkisi değerlendirilememiştir. Kontrol grubu olarak distile su kullanılmış, insan tükürüğü tam olarak taklit edilememiştir. Oral kavitedeki nem, mikroorganizma varlığı, tükürüğün fizyolojik yapısının materyallerdeki renk değişimlerine olan etkileri incelenememiştir. Günlük ağız gargarası kullanımı sonrasında ağız içerisinde tükürüğün yıkayıcı etkisi renk değişimini azaltabilir. Bu parametrelerin dahil edildiği ve farklı özelliklerde ve farklı kalınlıklarda restoratif materyallerin kullanıldığı in-vitro ve in-vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmada farklı içerik ve özelliklerdeki ağız gargaralarının uzun süreli kullanımlarının rezin matriks seramiklerin renk, translusensi parametresi, pürüzlülük ve mikrosertlik değişimi üzerindeki etkisi araştırılmış ve çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar ulaşılmıştır:

1. Materyal gruplarının ΔE_{00} değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). ΔE_{00} değerleri sırasıyla $GR > CS > HC > BR > EM$ olarak elde edilmiştir. Renk değişimi en fazla Grandio Blocs materyalinde görülürken en az renk değişimi ise IPS e.max CAD materyalinde görülmüştür.
2. Çalışmada kullanılan ağız gargaralarının renk değişimine etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır. ($P=0,001$). Tüm ağız gargaraları rezin matriks seramik örnekler üzerinde klinik olarak algılanabilir renk değişikliklerine neden olmuştur ($\Delta E_{00} > 0,81$). Gargaralara göre ΔE_{00} değerleri Andorex > Listerine Total Care Zero > Tantum Verde > Klorhex > Distile su > Listerine Cool Mint olarak bulunmuştur. Listerine Cool Mint distile suya kıyasla daha az renk değişimine neden olmuştur.
3. Andorex ağız gargarası, klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir renk farkı değerinden yüksek oranda renk değişimine neden olmuştur ($\Delta E_{00}=1,83$). En yüksek renk değişimi GR Andorex grubunda görülmüştür ($\Delta E_{00}=3,97$). En az renk değişimine Listerine Cool Mint ağız gargarası neden olmuştur ($\Delta E_{00}=0,82$).
4. Materyal gruplarının translusensi parametreleri anlamlı derecede farklılık göstermiştir ($P<0,001$). TP_{00} değerleri $GR > CS > HC > EM > BR$ 'dir. En yüksek translusensi parametresi ($TP_{00}=11,77$) Grandio Blocs materyalinde görülmüştür. En düşük translusensi parametresi ($TP_{00}=10,49$) Brilliant Crios materyalinde görülmüştür. Grandio Blocs, Cerasmart ve Shofu Block materyallerinin translusensi parametresi IPS e.max CAD materyaline kıyasla yüksek bulunmuştur. BR ve EM materyal gruplarının, CS ve GR materyal gruplarının translusensi parametreleri arasında istatistiksel olarak fark bulunamamıştır.
5. Ağız gargaraları materyallerin translusens parametrelerini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilemiştir ($P<0,05$). En yüksek TP_{00} değeri GR Klorhex grubunda ($12,12\pm 0,80$) elde edilirken, en düşük TP_{00} değeri GR Listerine Total Care Zero grubunda ($10,11\pm 0,50$) elde edilmiştir. Translusensi parametresini en fazla Klorhex gargarası değiştirmiştir. Klorhex dışındaki diğer ağız gargaraları distile suya kıyasla daha düşük translusensi değerleri göstermiştir.

6. En yüksek pürüzlülük değeri Shofu Block materyal gruplarında görülmüştür. Shofu Block ve Grandio Blocs gruplarının pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. En düşük Ra değeri IPS e.max CAD materyal grubunda görülmüştür. Pürüzlülük değerleri CS>BR>EM olmasına rağmen bu materyal gruplarının pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.
7. Tüm materyal gruplarının gargara işlemi sonrası pürüzlülük değerleri anlamlı derecede artmıştır ($P=0,001$). En yüksek Ra değerleri gargara işlemi sonrası HC gruplarından ($0,44 \pm 0,15$), en düşük Ra değeri gargara işlemi öncesi EM gruplarından ($0,22 \pm 0,07$) elde edilmiştir.
8. Materyallerin vickers değerleri istatistiksel olarak anlamlı derece farklılık göstermiştir ($P<0,001$). Materyal gruplarının vickers değerleri EM> GR> CS> HC> BR'dir. Rezin matriks seramikler lityum disilikat cam seramikten daha düşük vickers mikrosertlik değerleri göstermiştir. IPS e.max CAD lityum disilikat cam seramik gargara işlemi öncesinde ve sonrasında en yüksek vickers mikrosertlik değerlerine sahiptir. Gargara işlemi öncesinde ve sonrasında en yüksek vickers mikrosertlik değeri IPS e.max CAD materyalinde, en düşük vickers mikrosertlik değeri Brilliant Crios materyalinde görülmüştür.
9. Rezin matriks seramikler, IPS e.max CAD materyaline kıyasla daha düşük vickers sertlik değeri, daha fazla pürüzlülük ve renk değişim değerleri göstermiştir. Brilliant Crios dışında diğer materyal grupları IPS e.max CAD'e kıyasla daha yüksek translusensi parametresi göstermiştir.
10. Ağız gargaralarının kullanım sıklığı ve süresi rezin matriks seramiklerin; renk, translusens parametresi, mikrosertlik ve pürüzlülük değişimine etkisi açısından önemlidir. Gargaralarının pH değerleri ve alkol oranlarının yanı sıra içerdiği renklendirici pigmentlerin, iyonların ve akışkanlık özelliklerinin birlikte değerlendirilerek doğru endikasyon altında ve üretici talimatlarına uygun sürelerde kullanılmaları gerekmektedir. Yüksek alkol, klorheksidin glukonat ve renklendirici pigment içeren Andorex ve renklendirici pigmentler ile sodyum florürür içeren Listerine Total Care Zero gargaralarının kullanımları önerilirken dikkatli olunmalıdır. Renklendirici pigment içeriği ve yoğunluğu daha az olan gargaraların kullanımları önerilebilir. Rezin matriks seramik restorasyonların varlığında uzun süreli ağız gargarası kullanımı sonrası restorasyonların optik, yüzey ve mikrosertlik özelliklerinde değişim olabileceği klinisyenler tarafından göz önünde bulundurulmalıdır.

6. KAYNAKLAR

- Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M, 2001. Evaluation of the surface roughness of compomer by laser scanning microscopy. *Dent Mater*, 20, 2, 172-80.
- Acar Ö, Yılmaz B, Altıntaş SH, Chandrasekaran I, Johnston WM, 2016. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent*, 115, 1, 71-5.
- Adams D, Addy M, 1994. Mouthrinses. *Advances in dental research*, 8, 2, 291-301.
- Addy M, 1986. Chlorhexidine compared with other locally delivered antimicrobials: a short review. *Journal of clinical periodontology*, 13, 10, 957-64.
- Addy M, Langeroudi M, Hassan H, 1985. The development and clinical use of acrylic strips containing anti-microbial agents in the management of chronic periodontitis. *International dental journal*, 35, 2, 124-32.
- Afrashtehfar KI, 2013. Increased predictability in tooth shade matching. 15, 25, 26.
- Agrawal V, Kapoor S, 2013. Color and shade management in esthetic dentistry. *Univers Res J Dent*, 3, 3, 120-7.
- Ajami AA, Bahari M, Oskoe SS, Kimyai S, Kahnamoui MA, Rikhtegaran S, Ghaffarian R, 2012. Effect of three different mouthrinses on microleakage of composite resin restorations with two adhesive systems after bleaching with 10% carbamide peroxide. *The journal of contemporary dental practice*, 13, 1, 16-22.
- Akarca EM, Şahin D, Canay RŞ, 2022. Rezin matriks seramikler-Derleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32, 1, 114-8.
- Aktaş A, Giray B, 2010. Diş hekimliğinde klorheksidin: özellikleri ve güncel kullanım alanları/Chlorhexidine Rinse in Dentistry: Characteristics and Actual Usage. *Türkiye Klin Dişhek Bil Derg*, 16, 1, 51.
- Al Ben Ali A KK, Finkelman MD, Zandparsa R, H H, 2014. The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 23, 3, 213-20.
- Alamouh RA, Silikas N NA, Nesreen AS, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD, 2018. Effect of the composition of CAD/CAM composite blocks on mechanical properties. *BioMed Research International*, 2018.
- Albers HF, 2002. Tooth colored restoratives: principles and techniques, PMPH-USA, p.
- Aldosari LI, Alshadidi AA, Porwal A, Al Ahmari NM, Al Moaleem MM, Suhluli AM, Shariff M, Shami AOJBOH, 2021. Surface roughness and color measurements of glazed or polished hybrid, feldspathic, and Zirconia CAD/CAM restorative materials after hot and cold coffee immersion. 21, 1, 1-13.
- AlHarbi FA, Ayad NM, ArRejaie AS, Bahgat HA, Baba NZ, 2017. Effect of aging regimens on resin nanoceramic chairside CAD/CAM material. *Journal of Prosthodontics*, 26, 5, 432-9.
- Ali Zaimoğlu, 2004. Sabit Protezler, Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, p.
- AlMawash A, Alyabis N, Alzaaqui, 2020. An in vitro evaluation of the effect of polishing on the stainability of different CAD/CAM ceramic materials. *The Saudi Dental Journal*, 32, 3, 135-41.
- Alnafaiy SM, Labban N, Maawadh A, Al Shehri HA, Aljamhan AS, Al Ghamdi W, 2021. Biaxial flexural strength and hardness of resin-matrix ceramic CAD/CAM materials. *Ceramics-Silikaty*, 65, 3, 285-94.
- Alnasser M, Finkelman M, Papathanasiou A, Suzuki M, Ghaffari R, Ali A, 2019. Effect of acidic pH on surface roughness of esthetic dental materials. *J Prosthet Dent*, 122, 6, 567. e1-. e8.
- AlSaleh S, Labban M, AlHariri M, Tashkandi E, 2012. Evaluation of self shade matching ability of dental students using visual and instrumental means. *J Dent*, 40, 82-7.
- Alshehri FA, 2018. The use of mouthwash containing essential oils (LISTERINE®) to improve oral health: A systematic review. *The Saudi dental journal*, 30, 1, 2-6.
- Alsilani RS, Sherif RM, Elkhodary NA, 2022. Evaluation of colour stability and surface roughness of three CAD/CAM materials (IPS e. max, Vita Enamic, and PEEK) after immersion in two beverage solutions: An in vitro study. *Interantional Journal of Applied Dental Sciences* 8, 1, 439-49.
- Anfe TA, Agra C, Vieira G, 2011. Sorption and solubility of commercial composite resins in ethanol solution submitted to two different photoactivation techniques. *Journal of Biodentistry Biomaterials*, 1, 61-7.
- Ang SF, Scholz T, Klocke A, Schneider GA, 2009. Determination of the elastic/plastic transition of human enamel by nanoindentation. *Dent Mater*, 25, 11, 1403-10.

- Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC, 2011. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent*, 39, e9-e17.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, 2012. *Phillips' science of dental materials*, Elsevier Health Sciences, p.
- Ardu S, Duc O, Di Bella E, Krejci I, 2017. Color stability of recent composite resins. *J Odontology*, 105, 1, 29-35.
- Ardu S, Feilzer AJ, Devigus A, Krejci I, 2008. Quantitative clinical evaluation of esthetic properties of incisors. *Dent Mater*, 24, 3, 333-40.
- Arends J, 1988. Fluoride-releasing from a composite resin. *Quintessence Int*, 19, 513-4.
- Arif R, Yılmaz B, Johnston WM, 2019. In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. *J Prosthet Dent*, 122, 2, 160-6.
- Arimoto A, Nakajima M, Hosaka K, Nishimura K, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J, 2010. Translucency, opalescence and light transmission characteristics of light-cured resin composites. *Dent Mater*, 26, 11, 1090-7.
- Artopoulou LL, Powers JM, Chambers MS, 2010. In vitro staining effects of stannous fluoride and sodium fluoride on ceramic material. *J Prosthet Dent*, 103, 3, 163-9.
- Ashley F, Skinner A, Jackson P, Woods A, Wilson RJ, Br Dent J, 1984. The effect of a 0.1% cetylpyridinium chloride mouthrinse on plaque and gingivitis in adult subjects. *Br Dent J*, 157, 6, 191-6.
- Atala MH, Yeğin E, Atala N, Senlen E, Bağlar SJ, 2019. Effects of mouthrinses on discoloration of CAD-CAM manufactured restorative materials. *American Journal of Dentistry*, 32, 6, 293-2298.
- Attar N, 2007. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *J Contemp Dent Pract*, 8, 1, 27-35.
- Attin T, Kocabiyik M, Buchalla W, Hannig C, Becker K, 2003. Susceptibility of enamel surfaces to demineralization after application of fluoridated carbamide peroxide gels. *Caries Research*, 37, 2, 93-9.
- Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC, 2004. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater*, 20, 9, 862-72.
- Autio-Gold JT, Barrett AA, 2004. Effect of fluoride varnishes on color stability of esthetic restorative materials. *Oper Dent*, 29, 6, 636-41.
- Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N, 2015. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*, 113, 6, 534-40.
- Awada A, Nathanson D, 2015. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, 114, 4, 587-93.
- Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF, 2009. Influence of dental rotary instruments on the roughness and wettability of human dentin surfaces. *J Prosthet Dent* 102, 2, 81-8.
- Aydın N, Karaoğlu S, Oktay EA, Ersöz B, 2021. İlave Polisaj Uygulamasının Kompozit Rezinlerin Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Değişimine Etkisinin İncelenmesi. *Türkiye Klin Dişhek Bil Derg*, 27, 3, 462-9.
- Azarpazhooh A, Limeback H, 2008. The application of ozone in dentistry: a systematic review of literature. *J Dent*, 36, 2, 104-16.
- Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, Martin N, van Noort R, Dent Mater, 2009. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater*, 25, 12, 1564-8.
- Bagheri R, Burrow MF, Tyas M, 2005. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent*, 33, 5, 389-98.
- Bağış B, Baltacıoğlu E, Özcan M, Ustaömer S, 2011. Evaluation of chlorhexidine gluconate mouthrinse-induced staining using a digital colorimeter: an in vivo study. *Quintessence Int*, 42, 3.
- Bahannan SA, 2014. Shade matching quality among dental students using visual and instrumental methods. *J Dent*, 42, 1, 48-52.
- Bancroft JD, Gamble M, 2008. *Theory and practice of histological techniques*, Elsevier health sciences, p.
- Barnes GP, Roberts DW, Katz RV, Woolridge Jr ED, 1976. Effects of two cetylpyridinium chloride-containing mouthwashes on bacterial plaque. *Journal of Periodontology*, 47, 7, 419-22.

- Barnett ML, 2006. The rationale for the daily use of an antimicrobial mouthrinse. *J Am Dent Assoc*, 137, 16-21.
- Barutcuğil Ç, Kürklü D, Barutcuğil K, Harorlı O, 2014. Beyazlatıcı ağız gargaralarının kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerinin incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24, 1, 33-8.
- Barutcuğil Ç, Bilgili D, Barutcuğil K, Dünder A, Büyükkaplan UŞ, Yılmaz, 2019. Discoloration and translucency changes of CAD-CAM materials after exposure to beverages. *J Prosthet Dent*, 122, 3, 325-31.
- Barutcuğil Ç, Harorlı OT, Seven N, 2012. Bazı geleneksel içeceklerin mikrohibrit kompozit rezinde meydana getirdiği renk değişikliklerinin incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012, 2, 114-9.
- Barutcuğil K., Dünder A, Batmaz SG, Yıldırım K, Barutcuğil Ç, 2021. Do resin-based composite CAD/CAM blocks release monomers? *Clinical oral investigations*, 25, 1, 329-336.
- Basavanna RS, Gohil C, Shivanna V, 2013. Shade selection. *International Journal of Oral Health Sciences*, 3, 1, 26.
- Başeren M, 2004. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures, *J Biomater Appl*, 19, 2, 121-34.
- Bayındır F, Wee AG, 2006. The use of computer aided systems in tooth shade-matching. , *J Dent Fac Atatürk Üni*, 30, 3, 40-6.
- Baysal Canyurt M, Oktay EA, Aydın N, Karaoğlanoğlu S, 2022. Ağız gargaralarının rezin bazlı CAD/CAM blokların renk stabilitesine etkisinin in vitro incelenmesi. *Türkiye Klin Dişhek Bil Derg*, 28, 1, 181-7.
- Beiswanger B, Doyle P, Jackson R, Mallatt M, Mau M, Bollmer B, Crisanti M, Guay C, Lanzalaco A, Lukacovic MF, 1995. The clinical effect of dentifrices containing stabilized stannous fluoride on plaque formation and gingivitis--a six-month study with ad libitum brushing. *The Journal of clinical dentistry*, 6, 46-53.
- Berchier CE, Slot DE, Haps S, Van der Weijden GA, 2008. The efficacy of dental floss in addition to a toothbrush on plaque and parameters of gingival inflammation: a systematic review. 6, 4, 265-79.
- Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitão J, DeRouen TA, 2007. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc*, 138, 6, 775-83.
- Biçer AZY, Karakış D, Doğan A, 2014. Termal siklusun indirekt kompozit rezin materyallerinin renk stabilitesi üzerine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 31, 1, 13-7.
- Billmeyer FW, Saltzman M, 1981. Principles of color technology, p.
- Blaes J, 2002. Today's technology improves the shade-matching problems of yesterday. *J Indian Dental Assoc*, 81, 4, 17-9.
- Boksman L, 2007. Shade selection: accuracy and reproducibility. *Ontario Dentistry*, 84, 4, 24.
- Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, Van Steenberghe D, 1996. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *JCoir*, 7, 3, 201-11.
- Bollenl CM, Lambrechts P, Quirynen M, 1997. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*, 13, 4, 258-69.
- Bona AD, Anusavice KJ, Hood JA, 2002. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Journal of Prosthodontics*, 15, 3.
- Boyer DB, Chalkley Y, Chan KC , 1982. Correlation between strength of bonding to enamel and mechanical properties of dental composites. *Journal of biomedical materials research*, 16, 6, 775-83.
- Bozkurt FÖ, Akalın TT, Gencay G, Ceyhan YK, 2016. The effect of mouthrinses on color stability of sonicfill and a nanohybrid composite. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 50, 2, 17-23.
- Bozkurt M, Atıcı D, Levent Ö, 2012. Farklı bitirme/polisaj sistemlerinin poliasit-modifiye kompozit rezinin (kompomer) yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29, 3, 157-64.
- Bozoğulları HN, Yücel Çıtır HÇ, 2021. Effect of Mouthwashes on Color Stability of Artificial Gingival Materials Used in Implant Retained Hybrid Prostheses. *Selçuk Dental Journal*, 8, 2, 538-44.

- Breitenmoser T, 1975. The antiglycolytic action on dental plaque of amine chlorides. *Helvetica odontologica acta*, 19, 1, 13-7.
- Brewer JD, Wee A, Seghi R, 2004. Advances in color matching. *J Dent Clin*, 48, 2, 341-58.
- Brook AH, Smith RN, Lath DJ, 2007. The clinical measurement of tooth colour and stain. *Int Dent J*, 57, 5, 324-30.
- Burkinshaw SM, 2004. Colour in relation to dentistry. *Fundamentals of colour science*. Br Den J, 196, 1, 33-41.
- C1327-15, 2015. Standard test method for Vickers indentation hardness of advanced ceramics. J A. International, West Conshohocken, USA.
- Cairns AM, Watson M, Creanor SL, Foye RH, 2002. The pH and titratable acidity of a range of diluting drinks and their potential effect on dental erosion. *J Dent*, 30, 7-8, 313-7.
- Cal E, Güneri P, Köse T, 2007. Digital analysis of mouthrinses' staining characteristics on provisional acrylic resins. *J Oral Rehabil*, 34, 4, 297-303.
- Callister WD, 2000. *Fundamentals of materials science and engineering*, Wiley London, p.
- Composilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, Chevalier J, 2018. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Den Mater*, 34, 6, 879-90.
- Cannell JS, 1981. The use of antimicrobials in the mouth. *Journal of International Medical Research*, 9, 4, 277-82.
- Caughman WF, Rueggeberg FA, 2002. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*, 27, 6, 636-8.
- Cavalcanti AN, Mitsui F, Ambrosano G, Mathias P, Marchi GM, 2005. Effect of different mouthrinses on Knoop hardness of a restorative composite. *American journal of dentistry*, 18, 6, 338-40.
- Celik C, Yuzugüllü B, Erkut S, Yamanel KJ, 2008. Effects of mouth rinses on color stability of resin composites. *European journal of dentistry*, 2, 04, 247-53.
- Cengiz S, Yüzbaşıoğlu E, Cengiz MI, Velioğlu N, Sevimli G, Dentistry R, 2015. J Esthet Restor Dent, Color stability and surface roughness of a laboratory-processed composite resin as a function of mouthrinse. 27, 5, 314-21.
- Ceren N, Volkan T, Faruk E, Akgüngör G, Ayyıldız S, Deniz Ş, 2016. Nanoceramics and hybrid materials used in CAD/CAM systems. *Aydın Dental Journal*, 2, 3, 55-61.
- Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K-h, Lautenschlager EP, 2000. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J of Prosthodont*, 13, 5.
- Chaiyabutr Y, Kois JC, LeBeau D, Nunokawa G, 2011. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent*, 105, 2, 83-90.
- Chalas R, Bachanek T, Kuczumow A, Nowak J, Lekki JJCR, 2009. Non-contact optical profilometry for detection of surface changes of hydroxyapatite discs during acid attack. *Caries Res*, 43, 179-244.
- Chan KC, Fuller JL, Hormati AA, 1980. The ability of foods to stain two composite resins. *J Prosthet Dent*, 43, 5, 542-5.
- Chang M, Dennison J, Yaman P, 2013. Physical property evaluation of four composite materials. *Operative dentistry*, 38, 5, 144-53.
- Chapple IL, Mealey BL, Van Dyke TE, Bartold PM, Dommisch H, Eickholz P, Geisinger ML, Genco RJ, Glogauer M, Goldstein M, 2018. Periodontal health and gingival diseases and conditions on an intact and a reduced periodontium: Consensus report of workgroup 1 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *Journal of periodontology*, 89, S74-S84.
- Charles CA, Cortelli JR, Aquino D, Revankar R, Wu MMJAjod, 2015. Gingival health benefits of essential oil, 0.075% cetylpyridinium chloride and control mouthrinses: A 4-week randomized clinical study. *American journal of dentistry*, 28, 4, 197-202.
- Charlton DG, Roberts HW, Tiba A, 2008. Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence Int* 39, 7.
- Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, 2014. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*, 30, 9, 954-62.
- Chen H, Huang J, Dong X, Qian J, He J, Qu X, Lu E, 2012. A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence Int*, 43, 8.
- Chen MH, 2010. Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89, 6, 549-60.

- Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G, 2009. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 30, 29, 5279-82.
- Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR, 2009. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 92, 9, 1901-20.
- Cho MS, Yu B, Lee YK, 2009. Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dent Mater*, 25, 6, 695-702.
- Cho SH, Lopez A, Berzins DW, Prasad S, Ahn KW, 2015. Effect of different thicknesses of pressable ceramic veneers on polymerization of light-cured and dual-cured resin cements. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 16, 5, 347.
- Choo A, Delac DM, Messer LB, 2001. Oral hygiene measures and promotion: review and considerations. *Aust Dent J*, 46, 3, 166-73.
- Chu S, Devigus A, Mieleszko A, 2004. *Fundamentals of Color: Shade Matching and Communication in Esthetic Dentistry*, Quintessence Publishing, p. 14-85.
- Chu SJ, Devigus A, Mieleszko AJ, 2004. *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*, Quintessence Publishing Company Illinois, p.
- Chu SJ, Paravina RD, Sailer I, Mieleszko AJ, 2017. *Color in dentistry: a clinical guide to predictable esthetics*, Quintessence Publishing Hanover Park (IL), p.
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD, 2010. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent*, 38, e2-e16.
- Chu S, 2002. Precision shade technology: contemporary strategies in shade selection. 14, 1, 79-83; quiz 4.
- Church T, 2016. Translucency and strength of high translucency monolithic zirconium oxide materials, 81 Medical Group San Antonio United States.
- Ciancio SG, 2000. Antiseptics and antibiotics as chemotherapeutic agents for periodontitis management. *Compend Contin Educ Dent*, 21, 1, 59-62, 4, 6 passim; quiz 78.
- Ciancio S, 1994. Expanded and future uses of mouthrinses. *The Journal of the American Dental Association*, 125, 8, 29S-32S.
- CIE, 2004. *Colorimetry-technical report*, Vienna: Bureau Central de la CIE, CIE Pub, p. 18. CIE Pub, 18.
- Cilli R, Pereira JC, Prakki A, 2012. Properties of dental resins submitted to pH catalysed hydrolysis. *J Dent*, 40, 12, 1144-50.
- Claydon NC, 2008. Current concepts in toothbrushing and interdental cleaning. *Periodontology*, 48, 1, 10-22.
- Cochrane SJSiH, 2014. The Munsell Color System: A scientific compromise from the world of art. *Studies in History Philosophy of Science Part A*, 47, 26-41.
- Coldea A, Swain MV, Thiel N, 2013. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*, 29, 4, 419-26.
- Colombo M, Poggio C, Lasagna A, Chiesa M, Scribante A, 2019. Vickers micro-hardness of new restorative CAD/CAM dental materials: evaluation and comparison after exposure to acidic drink. *Materials*, 12, 8, 1246.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ, 2007. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98, 5, 389-404.
- Cornelio RB, Wikant A, Mjøsund H, Kopperud HM, Haasum J, Gedde UW, Örtengren UT, 2014. The influence of bis-EMA vs bis GMA on the degree of conversion and water susceptibility of experimental composite materials. *Acta Odontol Scand*, 72, 6, 440-7.
- Costerton JW, Stewart PS, Greenberg EP, 1999. Bacterial biofilms: a common cause of persistent infections. *Science*, 284, 5418, 1318-22.
- Coşkun A, Yaluğ S, 2002. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 97-102.
- Craig RG, Powers JM, 2002. Restorative dental materials. St. 480, 552-3.
- Culp L, McLaren EA, 2010. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent*, 31, 9, 716-20, 22, 24-5.
- Çakmak G, Subaşı MG, Yılmaz B, 2021. Effect of thermocycling on the surface properties of resin-matrix CAD-CAM ceramics after different surface treatments. 117, 104401.
- Çarıkçıoğlu B, 2021. Influence of various mouthrinses on color stability and whiteness of resin-based restorative materials. *J Color Research*, 46, 5, 1142-50.

- Çehrelî ZC, Lakshmipathy M, Yazıcı R, 2008. Effect of different splint removal techniques on the surface roughness of human enamel: a three-dimensional optical profilometry analysis. 24, 2, 177-82.
- Çekiç Nagaş I, Eğilmez F, Ergün G, 2012. Comparison of light transmittance in different thicknesses of zirconia under various light curing units. J Adv Prosthodont, 4, 2, 93.
- Çelik AT, Çoban E, Ülker H, 2021. Nigerian Journal of Clinical Practice, el. 24, 4, 555-.
- Çelik E, Göktepe B, 2019. Optical Properties of Novel Resin Matrix Ceramic Systems at Different Thicknesses. Cumhuriyet Dental Journal, 22, 2, 176-84.
- Çelik N, Sağsöz Ö, Gündoğdu M, 2017. Farklı içeceklerin posterior kompozitlerin renk değişikliği ve yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisinin değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 27, 1, 27-33.
- Çevik P, Zor ZF, 2018. Antibakteriyel gargara kullanımına bağlı diş renklenmesinin farklı beyazlatma teknikleri ile giderilmesi. Selçuk Dental Journal, 5, 3, 218-24.
- da Rosa Kaizer M, Diesel PG, Mallmann A, Jacques LB, 2012. Ageing of silorane-based and methacrylate-based composite resins: effects on translucency. J Dent, 40, 64-71.
- de Albuquerque RF, Jr., Head TW, Mian H, Rodrigo A, Müller K, Sanches K, Ito IY, 2004. Reduction of salivary S. aureus and mutans group streptococci by a preprocedural chlorhexidine rinse and maximal inhibitory dilutions of chlorhexidine and cetylpyridinium. Quintessence Int (Berlin, Germany : 1985), 35, 8, 635-40.
- de Araujo Nobre M, Cintra N, Maló P, 2007. Peri-implant maintenance of immediate function implants: a pilot study comparing hyaluronic acid and chlorhexidine. International journal of dental hygiene, 5, 2, 87-94.
- de Moraes Sampaio GA, Peixoto LR, de Vasconcelos Neves G, do Nascimento Barbosa D, 2021. Effect of mouthwashes on color stability of composite resins: A systematic review. J Prosthet Dent, 126, 3, 386-92.
- De Oliveira AL, Botta AC, Campos J, Garcia PP, 2014. Influence of light curing units and fluoride mouthrinse on morphological surface and color stability of a nanofilled composite resin. Microsc Res Tech, 77, 11, 941-6.
- Deasy MJ, Singh SM, Rustogi KN, Petrone DM, Battista G, Petrone ME, Volpe AR, 1991. Effect of a dentifrice containing triclosan and a copolymer on plaque formation and gingivitis. Clin Prev Dent, 13, 6, 12-9.
- Dede DÖ, Şahin O, Koroglu A, Yilmaz B, 2016. Effect of sealant agents on the color stability and surface roughness of nanohybrid composite resins. J Prosthet Dent, 116, 1, 119-28.
- Delgado AJ, Ribeiro APD, Quesada A, Rodríguez LE, Hernández R, Wynkoop B, Dilbone DA, 2018. Potential erosive effect of mouthrinses on enamel and dentin. Gen Dent, 66, 3, 75-9.
- Deliktaş DY, Ulusoy NTD, Farklı ışık cihazlarıyla polimerize edilen iki kompozit rezinin yüzey sertlikleri üzerine çeşitli likitlerin etkisi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi
- Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky Jr, John J, 2003. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. Dent Mater, 19, 8, 693-9.
- Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y, 2014. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. Dent Mater, 30, 5, 564-9.
- Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE, 2014. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. J Dent, 42, 9, 1202-9.
- Deniz D, Aktaş G, Güncü B, Canay RŞ, 2019. CAD/CAM yüksek dayanımlı cam seramikler CAD/CAM high strength glass ceramics. Yeditepe J Dent, 15, 2, 224-30.
- Denli N, Uludag B, Kılıçarslan M, Özkan Y, 1996. Resistance of artificial acrylic resin teeth to staining. Türkiye Klin Dişhek Bil Derg, 2, 38-42.
- Denry I, Holloway JA, 2010. Ceramics for dental applications: a review. Materials, 3, 1, 351-68.
- Denry I, Kelly JR, 2014. Emerging ceramic-based materials for dentistry. Journal of dental research, 93, 12, 1235-42.
- Denry I, Kelly JR, 2008. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater, 24, 3, 299-307.
- Denton GW, 1991. Dis-infection, sterilization and preservative. Chlorhexidine
- Derafshi R, Khorshidi H, Kalantari M, Ghaffarlou I, 2017. Effect of mouthrinses on color stability of monolithic zirconia and feldspathic ceramic: an in vitro study. BMC oral health, 17, 1, 1-8.
- Derdilopoulou FV, Zantner C, Neumann K, Kielbassa AM, 2007. Evaluation of visual and spectrophotometric shade analyses: a clinical comparison of 3,758 teeth. Int J Prosthodont, 20, 4, 414.

- DeVore LR, 1994. Antimicrobial mouthrinses: impact on dental hygiene. *J Am Dent Assoc*, 125 Suppl 2, 23s-8s.
- Dhawan P, Prakash H, Shah N, 2003. Clinical and scanning electron microscopic assessments of porcelain and ceromer resin veneers. *Indian Society for Dental Research*, 14, 4, 264-78.
- Dietschi D, Marret N, Krejci I, 2003. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater*, 19, 6, 493-500.
- Diker B, Elter B, 2021. Alkol içermeyen iki farklı ağız gargarasının geçici restorasyon materyallerinin renk değişimine etkisi. *7tepe Klinik Dergisi*, 17, 3, 177-82.
- Dikicier S, Ayyildiz S, Ozen J, Sipahi C, 2014. Effect of varying core thicknesses and artificial aging on the color difference of different all-ceramic materials. *Acta Odontol Scand*, 72, 8, 623-9.
- Dirxen C, Blunck U, Preissner S, 2013. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal*, 7, 118.
- Doğan A, 2011. Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 4, 65-72.
- Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P, 1992. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*, 5, 1.
- Dos Santos DM, da Silva EVF, Watanabe D, Bitencourt SB, Guiotti AM, Goiato M, 2017. Effect of different acidic solutions on the optical behavior of lithium disilicate ceramics. *J Prosthet Dent*, 118, 3, 430-6.
- Douglas RD, Brewer JD, 1998. Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 79, 3, 254-60.
- Douglas RD, Przybylska M, 1999. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent*, 82, 2, 143-9.
- Douglas RD, 2000. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent*, 83, 2, 166-70.
- Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G, 2007. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics*, 16, 2, 93-100.
- Duschner H, Götz H, White DJ, Kozak KM, Zoladz JR, 2004. Effects of hydrogen peroxide bleaching strip gels on dental restorative materials in vitro: Surface microhardness and surface morphology. 15, 4, 105-11.
- Dzink JL, Socransky SS, chemotherapy, 1985. Comparative in vitro activity of sanguinarine against oral microbial isolates. *Antimicrobial agents*, 27, 4, 663-5.
- e Silva MLdA, da Cunha Medeiros FDS, Meireles SS, Duarte RM, Andrade AKM, 2014. The effect of drinks on color stability and surface roughness of nanocomposites. *European journal of dentistry*, 8, 03, 330-6.
- Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M, 2014. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater*, 30, 12, e419-e24.
- El-Badrawy W, McComb D, Wood RE, 1993. Effect of home-use fluoride gels on glass ionomer and composite restorations. *Dent Mater*, 9, 1, 63-7.
- El-Meliigy E, van Noort R, 2012. Formulation of medical glasses. In: *Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications*. Eds: Springer, p. 57-78.
- Eldiwany M, Friedl K, Powers JM, 1995. Color stability of light-cured and post-cured composites. *American Journal of Dentistry*, 8, 4, 179-81.
- ElEmbaby AES, 2014. The effects of mouth rinses on the color stability of resin-based restorative materials. *J Esthet Restor Dent*, 26, 4, 264-71.
- Eley BM, 1999. Antibacterial agents in the control of supragingival plaque—a review. *Br Dent J*, 186, 6, 286-96.
- Elsaka SE, Elnaghy AM, 2016. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*, 32, 7, 908-14.
- Elsaka SE, 2014. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent*, 16, 6, 531-40.
- Erdemir U, Yıldız E, Eren MM, 2012. Effects of sports drinks on color stability of nanofilled and microhybrid composites after long-term immersion. *J Dent*, 40, 2, 55-63.
- Erdemir U, Yıldız E, Eren MM, Özsoy A, Topcu FT, 2013. Effects of polishing systems on the surface roughness of tooth-colored materials. *Journal of Dental Sciences*, 8, 2, 160-9.
- Erdemir U, Yıldız E, Eren MM, Özel S, 2013. Surface hardness evaluation of different composite resin materials: influence of sports and energy drinks immersion after a short-term period. *Journal of Applied Oral Science*, 21, 124-31.

- Ereifej N, Oweis Y, Eliades G, 2012. The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Oper Dent*, 38, 1, 9-20.
- Ergücü Z, Türkün LS, 2007. Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Oper Dent*, 32, 2, 185-92.
- Ersoy NM, 2011. Hızlandırılmış yaşlandırma sonrası farklı porselen laminate veneerlerin renk değişimine kompozit rezin simanların etkisi. *Selçuk Dental Journal*, 20, 165-72.
- Ersöz B, Karaoğlu S, Oktay EA, Aydın N, 2021. Color stability and surface roughness of resin based direct and indirect restorative materials. *European Annals of Dental Sciences*, 48, 1.
- Ertaş E, Güler AU, Yücel AC, Köprülü H, Güler E, 2006. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater*, 25, 2, 371-6.
- Etemadzadeh H, Ainamo J, 1987. Lacking anti-plaque efficacy of 2 sanguinarine mouth rinses. *Journal of clinical periodontology*, 14, 3, 176-80.
- Falkensammer F, Arnetzl GV, Wildburger A, Freudenthaler J, 2013. Color stability of different composite resin materials. *J Prosthet Dent*, 109, 6, 378-83.
- Fasbinder DJ, Neiva G, 2016. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *J Esthet Restor Dent*, 28, 1, 56-66.
- Fasbinder DJ, 2010. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31, 9, 702-4.
- Fernandez RAA, El Araby M, Siblini M, Al-Shehri A, 2014. The effect of different types of oral mouth rinses on the hardness of Silorane-based and Nano-hybrid composites. *Saudi Journal of Oral Sciences*, 1, 2, 105.
- Ferracane J, Condon JR, 1990. Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater*, 6, 4, 282-7.
- Ferracane JL, 2006. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*, 22, 3, 211-22.
- Ferracane JLJDM, 2011. Resin composite state of the art. 27, 1, 29-38.
- Festuccia MSCC, Garcia LDFR, Cruvinel DR, Pires-De-Souza FDCP, 2012. Journal of Applied Oral Science, Color stability, surface roughness and microhardness of composites submitted to mouthrinsing action. 20, 2, 200-5.
- Fondriest J, 2004. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *J Prosthet Dent*, 91, 6, 553.
- Fortin D, Vargas MA, 2000. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc* (1939), 131, 26-30.
- Foster DH, Amano K, Nascimento SM, Foster MJ, 2006. Frequency of metamerism in natural scenes. *Journal of the Optical Society of America A*, 23, 10, 2359-72.
- Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RRJBdj, 2012. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian dental journal*, 23, 508-14.
- García-Godoy F, García-Godoy A, 2002. Effect of bleaching gels on the surface roughness, hardness, and micromorphology of composites. *General Dentistry*, 50, 3, 247-50.
- Garvie RC, Hannink R, Pascoe R, 1990. Ceramic steel? In: *Sintering Key Papers*. Eds: Springer, p. 253-7.
- Garvie RC, Nicholson P, 1972. Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *Journal of the American Ceramic Society*, 55, 3, 152-7.
- Geçkinli AE, 1991. İleri teknoloji malzemeleri, İstanbul Teknik Üniversitesi, p.
- Gehlot PM, Sudeep P, Manjunath V, Annapoorna B, Prasada LK, Nandlal B, 2022. Influence of Various Desensitizing Mouthrinses and Simulated Toothbrushing on Surface Roughness and Microhardness of Tetric N-Ceram Bulk-Fill Resin Composite: An In Vitro Study and Scanning Electron Microscope Analysis, *European Journal of Dentistry*,
- Geiballa GH, Abubakr NH, Ibrahim YE, 2016. Patients' satisfaction and maintenance of fixed partial denture. *European journal of dentistry*, 10, 02, 250-3.
- Geurtsen W, Leyhausen G, Garcia-Godoy F, 1999. Effect of storage media on the fluoride release and surface microhardness of four polyacid-modified composite resins ("compomers"). *Dent Mater*, 15, 3, 196-201.
- Gharatkar AA, Irani R, Shiraguppi V, Hegde V, Research O, 2014. Effect of cola, orange juice, and wine on surface micro-hardness of nano-composites: an in vitro study. *Journal of Dental Orofacial Research*, 10, 1, 16-20.
- Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD, 2010. Color difference thresholds in dental ceramics. *J Dent*, 38, 57-64.

- Giordano R, 2006. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137, 14-21.
- Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B, 1991. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent*, 65, 5, 627-34.
- Goldstep F, Freedman G, 2012. Color and Shade. 1st edition, Elsevier Mosby, p. 135-67.
- Gómez-Polo C, Muñoz MP, Luengo MCL, Vicente P, Galindo P, Casado AMM, 2016. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *J Prosthet Dent*, 115, 1, 65-70.
- Gordon JM, Lamster IB, Seiger MC, 1985. Efficacy of Listerine antiseptic in inhibiting the development of plaque and gingivitis. *Journal of clinical periodontology*, 12, 8, 697-704.
- Gönülol N, Yılmaz F, 2012. The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *J Dent*, 40, 2, 64-70.
- Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA, 2015. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 28, 3, 227-35.
- Green DJ, Hannink RH, Swain MV, 2018. Transformation toughening of ceramics, CRC press, p.
- Greenstein G, Berman C, Jaffin RJop, 1986. Chlorhexidine: an adjunct to periodontal therapy. *Journal of periodontology*, 57, 6, 370-7.
- Greenwall L, 2001. Bleaching techniques in restorative dentistry: An illustrated guide, CRC Press, p.
- Grenier DJ, 1996. Effect of chlorhexidine on the adherence properties of *Porphyromonas gingivalis*. *Journal of clinical periodontology*, 23, 2, 140-2.
- Grzebieluch W, Mikulewicz M, Kaczmarek U, 2021. Resin composite materials for chairside CAD/CAM restorations: a comparison of selected mechanical properties. *Journal of Healthcare Engineering*,
- Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRJDC, 2011. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *J Dental clinics*, 55, 2, 333-52.
- Guess PC, Selz CF, Steinhart Y-N, Stampf S, Strub JR, 2013. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *Int J Prosthodont*, 26, 1.
- Gueth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff DJ 2013. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater*, 32, 6, 865-71.
- Guignone BC, Silva LK, Soares RV, Akaki E, Goiato MC, Pithon MM, Oliveira DD, 2015. Color stability of ceramic brackets immersed in potentially staining solutions. 20, 32-8.
- Gunsolley JC, 2010. Clinical efficacy of antimicrobial mouthrinses. *Dental press journal of orthodontics*, 38, S6-S10.
- Gutiérrez-Salazar MP, Reyes-Gasga J, 2003. Microhardness and chemical composition of human tooth. *Materials Research*, 6, 3, 367-73.
- Güler E, Gönülol N, Yücel AÇ, Yılmaz F, Ersöz E, 2013. Farklı içeceklerde bekletilen kompozit rezinlerin renk stabiliteilerinin karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 23, 1, 24-9.
- Günel Abduljalil B, Ongun S, Önöral Ö, 2020. How will surface conditioning methods influence the translucency and color properties of CAD-CAM resin-matrix ceramics with different thicknesses? *J Esthet Restor Dent*, 33, 6, 925-34.
- Günel Abduljalil B, Ongun S, Önöral Ö, Dentistry R, 2021. How will surface conditioning methods influence the translucency and color properties of CAD-CAM resin-matrix ceramics with different thicknesses. *J Esthet Restor Dent*, 33, 6, 925-34.
- Günel B, Ulusoy MM, 2018. Optical properties of contemporary monolithic CAD-CAM restorative materials at different thicknesses. *J Esthet Restor Dent*, 30, 5, 434-41.
- Gürdal P, Akdeniz BG, Hakan Sen B, 2002. The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil*, 29, 9, 895-901.
- Gürgen S, 2008. The effect of three different mouthrinses on the surface hardness, gloss and colour change of bleached nano composite resins. *The European journal of prosthodontics restorative dentistry*, 16, 3, 104-8.
- Gürgen S, Önen A, Köprülü H, 1997. In vitro effects of alcohol-containing and alcohol-free mouthrinses on microhardness of some restorative materials. *J Oral Rehabil*, 24, 3, 244-6.
- Hahnel S, Schultz S, Trempler C, Ach B, Handel G, Rosentritt M, 2011. Two-body wear of dental restorative materials. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4, 3, 237-44.
- Hampe R, Theelke B, Lümke N, Eichberger M, Stawarczyk B, 2019. Fracture Toughness Analysis of Ceramic and Resin Composite CAD/CAM Material. *Oper Dent*, 44, 4, 190-201.

- Hansen EK, 1983. After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. *European Journal of Oral Sciences*, 91, 5, 406-10.
- Harorlı OT, Barutçigil Ç, 2014. Color recovery effect of commercial mouth rinses on a discolored composite. *J Esthet Restor Dent*, 26, 4, 256-63.
- Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H, 2000. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*, 79, 6, 1385-91.
- Hasturk H, Nunn M, Warbington M, Van Dyke, 2004. Efficacy of a fluoridated hydrogen peroxide-based mouthrinse for the treatment of gingivitis: a randomized clinical trial. *Journal of periodontology*, 75, 1, 57-65.
- He L-H, Purton D, Swain M, 2011. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 22, 7, 1639-43.
- He L-H, Swain M, 2011. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent, Mater*, 27, 6, 527-34.
- 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. *J Prosthet Dent*, 88, 1, 4-9.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA, 2002. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. 88, 1, 10-5.
- Heintze S, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V, 2008. Wear of ceramic and antagonist—A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater*, 24, 4, 433-49.
- Herrera LJ, Pulgar R, Santana J, Cardona JC, Guillén A, Rojas I, del Mar Pérez M, 2010. Prediction of color change after tooth bleaching using fuzzy logic for Vita Classical shades identification. *J Applied Optics*, 49, 3, 422-9.
- Hipólito AC, Barão VA, Faverani LP, Ferreira MB, Assunção WG, 2013. Color degradation of acrylic resin denture teeth as a function of liquid diet: ultraviolet-visible reflection analysis. *Journal of biomedical optics*, 18, 10, 105005.
- Ho DK, Ghinea R, Herrera LJ, Angelov N, Paravina RD, 2015. Color range and color distribution of healthy human gingiva: a prospective clinical study. *J Scientific reports*, 5, 1, 1-7.
- Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN, 2016. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 59, 304-13.
- Horvath SD, 2016. Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compendium of continuing education in dentistry* 37, 9, 638-43.
- Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C, Höland M, Dommann A, Obrecht M, Mauth C, Graf-Hausner UJ, 2006. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. 17, 11, 1037-42.
- Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V, The Japanese Society for Biomaterials, Biomaterials TASf, Biomaterials tKSf, 2000. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53, 4, 297-303.
- Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H, 2008. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert review of medical devices*, 5, 6, 729-45.
- Hunt RWG, Pointer MR, 2011. *Measuring colour*, John Wiley & Sons, p.
- Hunter RS, Harold RW, 1987. *The measurement of appearance*, John Wiley & Sons, p.
- Ibraheem NA, Hasan MM, Khan RZ, Mishra PKJA, Jos, technology, 2012. Understanding color models: a review. *Journal of science technology*, 2, 3, 265-75.
- İmirzalioglu P, Karacaer O, Yılmaz B, Ozmen I, Esthetic, 2010. Color stability of denture acrylic resins and a soft lining material against tea, coffee, and nicotine. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic Reconstructive Dentistry*, 19, 2, 118-24.
- Indrani DJ, Triaminingsih S, Nurvanita N, Andhesti A, Noviana N, 2009. Effect of ethanol in mouthwashes on the surface hardness of a dental resin composite material. *Padjadjaran Journal of Dentistry*, 21, 1.
- Itinoche KM, Özcan M, Bottino MA, Oyafuso D, 2006. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater*, 22, 11, 1029-34.
- Ivan R, Rade P 2009. Color measuring instruments. *Acta Stomatologica Naissi*, 25, 60.
- James P, Worthington HV, Parnell C, Harding M, Lamont T, Cheung A, Whelton H, Riley P, 2017. Chlorhexidine mouthrinse as an adjunctive treatment for gingival health. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 3.

- Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M, 2004. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *Eur J of Oral Sci*, 112, 3, 280-5.
- Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O, 2010. Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dent Mater*, 26, 5, 416-25.
- Jarad F, Russell M, Moss BW, 2005. The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *Br Dent J*, 199, 1, 43-9.
- Jefferies SR, 1998. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42, 4, 613-27.
- Ji B, Tang P, Yan K, Sun G, 2015. Catalytic actions of alkaline salts in reactions between 1, 2, 3, 4-butanetetracarboxylic acid and cellulose: II. Esterification. *Carbohydrate Polymers*, 132, 228-36.
- Johnston WM, Kao EC, 1989. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of dental research*, 68, 5, 819-22.
- Johnston WM, Ma T, Kienle BH, 1995. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont*, 8, 1.
- Johnston WM, 2009. Color measurement in dentistry. *J Dent*, 37, 2-6.
- Johnston WM, Dentistry R, 2014. Review of translucency determinations and applications to dental materials. *J Esthet Restor Dent*, 26, 4, 217-23.
- Joiner A, 2004. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*, 32, 1, 3-12.
- Jones C, Billington R, Pearson GJ, 2004. The in vivo perception of roughness of restorations. 196, 1, 42-5.
- Jones DW, 1985. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 29, 4, 621-44.
- Joniot S, Salomon JP, Dejoui J, Grégoire G, 2006. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*, 31, 1, 39-46.
- Judeh A, Al-Wahadni A, 2009. A comparison between conventional visual and spectrophotometric methods for shade selection. *Quintessence Int*, 40, 9, 69-79.
- Jung M, Bruegger H, Klimek J, 2003. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after polishing. *Operative*, 28, 6, 816-24.
- Jung M, 2002. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent*, 27, 2, 175-83.
- Jyothi KN, Crasta S, Venugopal P, 2012. Effect of five commercial mouth rinses on the microhardness of a nanofilled resin composite restorative material: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry*, 15, 3, 214.
- Kahramanoğlu E, Özkan YK, 2013. Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16, 4, 339-47.
- Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N, 2007. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. 18, 1, 155-63.
- Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA, 1996. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int*, 27, 10.
- Kanawati A, Richards M, 2009. Repeatability of a dental shade-matching instrument when compared to traditional visual methods of shade evaluation. *General dentistry*, 57, 4, 323-7.
- Kanchanasavita W, Triwatana P, Suputtamongkol K, Thanapitak A, Chatchaiganan M, 2014. Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 23, 6, 456-61.
- Kang YA, Lee HA, Chang J, Moon W, Chung SH, Lim B-SJM, 2020. Color Stability of Dental Reinforced CAD/CAM Hybrid Composite Blocks Compared to Regular Blocks. *Materials*, 13, 21, 4722.
- Kara D, Tekçe N, Fidan S, Demirci M, Tuncer S, Balcı S, 2021. The effects of various polishing procedures on surface topography of CAD/CAM resin restoratives. *Journal of Prosthodontics*, 30, 6, 481-9.
- Karaman T, Altıntaş E, Yıldırım TT, Bozoğlu A, 2018. Yaş ve cinsiyete göre maksiller santral diş rengi dağılımının spektrofotometre ile ölçülmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, 28, 3, 358-64.
- Kayaalp O, Ankara, 2009. Antiseptikler ve dezenfektanlar. *Rasyonel tedavi yönünden tıbbi farmakoloji*, 1, 307-14.
- Kelly JR, Benetti P, 2011. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 56, 84-96.

- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD, 1996. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. 75, 1, 18-32.
- Keyf F, Uzun G, Altunsoy S, 2009. Diş hekimliğinde renk seçimi. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 33, 4, 52-8.
- Khosravi M, Esmaeili B, Nikzad F, Khafri S, 2016. Color stability of nanofilled and microhybrid resin-based composites following exposure to chlorhexidine mouthrinses: An in vitro study. J Dent, 13, 2, 116.
- Khoubrouypak Z, Abbasi M, Ahmadi E, Rafeie N, Behroozibakhsh M, 2021. Effect of Cold Atmospheric Pressure Plasma Coupled with Resin-Containing and Xylitol-Containing Fluoride Varnishes on Enamel Erosion. J Dent.
- Kılınç H, Turgut S, Ayaz EA, Bağış B, 2018. Güncel nanoseramik ve hibrit CAD/CAM materyalleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 28, 4, 592-8.
- Kılınç H, Turgut S, 2018. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. J Prosthet Dent, 120, 1, 107-13.
- Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG, 2009. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. J Prosthet Dent, 101, 3, 193-9.
- Kim-Pusateri S, Brewer JD, Dunford RG, Wee AG, 2007. In vitro model to evaluate reliability and accuracy of a dental shade-matching instrument. J Prosthet Dent, 98, 5, 353-8.
- Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V, 2007. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. Journal Dent Res, 86, 2, 142-6.
- Kim HK, Kim S-H, 2016. Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. J Dent, 55, 75-81.
- Kim HK, 2018. Evaluation of the repeatability and matching accuracy between two identical intraoral spectrophotometers: an in vivo and in vitro study. The Journal of Advanced Prosthodontics, 10, 3, 252-8.
- Kim S-H, Lee Y-K, Lim B-S, Rhee S-H, Yang H-C, 2007. Metameric effect between dental porcelain and porcelain repairing resin composite. Dent Mater, 23, 3, 374-9.
- Knezovic Zlataric D, Illeš D, Alajbeg IŽ, Žagar M, 2016. In vivo evaluations of inter-observer reliability using VITA Easyshade® Advance 4.0 Dental Shade-Matching Device. Acta Stomatologica Croatica, 50, 1, 34-9.
- Koh R, Neiva G, Dennison J, Yaman P, 2008. Finishing systems on the final surface roughness of composites. Contemp Dent Pract, 9, 2, 138-45.
- 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. Dent Mater, 34, 6, 881-7.
- Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Handel G, 2006. Discoloration of facing and restorative composites by UV-irradiation and staining food. Dent Mater, 22, 1, 63-8.
- Köksal T, Dikbaş I, 2008. Color stability of different denture teeth materials against various staining agents. Dent Mater, 27, 1, 139-44.
- Kökten E, 1990. Bakteri plağı ve gingivitisin önlenmesi amacıyla kullanılan kimyasal ajanlar. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 7, 2, 285-94.
- Köroğlu A, Sahin O, Dede DÖ, Yılmaz B, 2016. Effect of different surface treatment methods on the surface roughness and color stability of interim prosthodontic materials. J Prosthet Dent, 115, 4, 447-55.
- Kukiattrakoon B, Hengtrakool C, Kedjarune-Leggat U, 2010. Chemical durability and microhardness of dental ceramics immersed in acidic agents. Acta Odontol Scand, 68, 1, 1-10.
- Kulkarni A, Rothrock J, Thompson J, 2020. Impact of gastric acid induced surface changes on mechanical behavior and optical characteristics of dental ceramics. Journal of Prosthodontics, 29, 3, 207-18.
- Kuron TT, (2007). Köprü protezlerinde zirkonyum, 22. baskı, Dentalife.
- Kurtulmuş Yılmaz S, Cengiz E, Ongun S, Karakaya I, 2019. The effect of surface treatments on the mechanical and optical behaviors of CAD/CAM restorative materials. Journal of Prosthodontics, 28, 2, 496-503.
- Kuzu TE, Karataş Ö, 2021. Ağız gargaraları ve antiseptiklerinin farklı kompozit rezinlerin renk stabilitesine etkisi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 31, 1, 71-6.
- Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois G, 2009. Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. J Prosthet Dent, 101, 1, 40-5.

- Lamba B, Lamba A, Ponnappa K, medicine o, 2012. Effect of mouth rinses on the color of three tooth-colored restorative materials. *International Journal of Stomatology Occlusion Medicine*, 5, 3, 104-9.
- Lambert H, Durand J-C, Jacquot B, Fages M, 2017. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The Journal of advanced prosthodontics*, 9, 6, 486-95.
- Lauvahutanon S, Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit MJRd, endodontics, 2017. Discoloration of various CAD/CAM blocks after immersion in coffee. *Restorative dentistry endodontics*, 42, 1, 9-18.
- Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M, 2014. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater*, 33, 5, 705-10.
- Lawson NC, Bansal R, Burgess JO, 2016. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*, 32, 11, 275-83.
- Lawson NC, Burgess JOJJoE, Dentistry R, 2016. Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *J Esthet Restor Dent*, 28, 40-5.
- Leal JP, da Silva JD, Leal RFM, Oliveira-Júnior CdC, Prado VLG, Vale GC, 2017. Effect of mouthwashes on solubility and sorption of restorative composites. *International Journal of Dentistry*
- Lee JH, 2018. Fabricating a custom zirconia post-and-core without a post-and-core pattern or a scan post. *The J Prosthet Dent*, 120, 2, 186-9.
- Lee JH, Kim SH, Yoon HI, Yeo ISL, Han JS, 2020. Colour stability and surface properties of high-translucency restorative materials for digital dentistry after simulated oral rinsing. 128, 2, 170-80.
- Lee YK, Cha H-S, Ahn J-S, 2007. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent*, 97, 5, 279-86.
- Lee YK, Lu H, Oguri M, Powers JM, 2005. Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *J Prosthet Dent*, 94, 4, 370-6.
- Lee YK, 2007. Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. *Dent Mater*, 23, 1, 124-31.
- Lee YK, 2008. Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. *Dent Mater*, 24, 9, 1243-7.
- Lee Y, El Zawahry M, Noaman K, Powers J, 2000. Effect of mouthwash and accelerated aging on the color stability of esthetic restorative materials. *American Journal of Dentistry*, 13, 3, 159-61.
- Lee YK, Kim SH, Powers JM, 2005. Changes in translucency of resin composites after storage in salivary esterase. *J Esthet Restor Dent*, 17, 5, 293-302.
- Lee YK, Lim BS, Kim CW, Powers JM, Dentistry R, 2001. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Restor Dent*, 13, 3, 179-86.
- LeGeros RZ, Rohanizadeh R, Lin S, Mijares D, LeGeros JP, Charles CH, Pan PC, 2003. Dental calculus composition following use of essential-oil/ZnCl₂ mouthrinse. *American journal of dentistry*, 16, 3, 155-60.
- Lehmann KM, Devigus A, Igiel C, Wentaschek S, Azar MS, Scheller H, 2011. Repeatability of color-measuring devices. *Eur J Esthet*, 6, 4, 428-35.
- Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP, 2014. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 4, 208-16.
- Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA, 1985. Materials science effect of filler content and size on properties of composites, *Journal of Dental Research*, 64, 12, 1396-403.
- Liberman R, Combe E, Piddock V, Pawson C, Watts DC, 1995. Development and assessment of an objective method of colour change measurement for acrylic denture base resins. *J Oral Rehabil*, 22, 6, 445-9.
- Liebermann A, Vehling D, Eichberger M, Stawarczyk B, Materials F, 2019. Impact of storage media and temperature on color stability of tooth-colored CAD/CAM materials for final restorations. 17, 4, 2280800019836832.
- Lien W, Vandewalle KS, 2010. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater*, 26, 4, 337-44.
- Lima FG, Rotta TA, Penso S, Meireles SS, Demarco FF, 2012. In vitro evaluation of the whitening effect of mouth rinses containing hydrogen peroxide. *Brazilian oral research*, 26, 269-74.
- Linkevicius T, Valantiejene V, Alkimavicius J, Gineviciute E, Andrijauskas R, Linkeviciene L, 2020. The effect of a polishing protocol on the surface roughness of zirconium oxide. *Int J Prosthodont*, 33, 2, 217-23.

- Lise D, Van Ende A, De Munck J, Vieira L, Baratieri L, Van Meerbeek BJOD, 2017. Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Oper Dent*, 42, 1, 73-81.
- Liu D, Matinlinna JP, Pow EH, technology, 2012. Insights into porcelain to zirconia bonding. *Journal of adhesion science technology*, 26, 8-9, 1249-65.
- Lopes IAD, Monteiro PJVC, Mendes JJB, Gonçalves JMR, Caldeira FJF, 2018. The effect of different finishing and polishing techniques on surface roughness and gloss of two nanocomposites. *the Saudi dental journal*, 30, 3, 197-207.
- Löe H, Rindom Schiøtt C, 1970. The effect of mouthrinses and topical application of chlorhexidine on the development of dental plaque and gingivitis in man. *Journal of periodontal research*, 5, 2, 79-83.
- Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM, Dentistry R, 2005. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthetic Restor Dent*, 17, 2, 102-8.
- Lucey S, Lynch CD, Ray N, Burke F, Hannigan A, 2010. Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite. *J Oral Rehabil*, 37, 4, 278-82.
- Luo MR, Cui G, Rigg BJCR, Application: Endorsed by Inter-Society Color Council TCG, Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur, 2001. The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. 26, 5, 340-50.
- Lynch CD, O'Sullivan V, McGillicuddy C, 2006. Pierre Fauchard: the 'father of modern dentistry'. *Br Dent J*, 201, 12, 779-81.
- Maciel LC, Silva CFB, de Jesus RH, Kano SC, Xible AA, 2019. Influence of polishing systems on roughness and color change of two dental ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11, 4, 215-22.
- Magne P, Paranhos MPG, Burnett Jr LH, Magne M, Belser UCJCoir, 2011. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clini Oral Implants Res*, 22, 2, 195-200.
- Mainjot A, Dupont N, Oudkerk J, Dewael T, Sadoun MJJodr, 2016. From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of dental research*, 95, 5, 487-95.
- Mair L, Stolarski T, Vowles R, Lloyd C, 1996. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent*, 24, 1-2, 141-8.
- Maiwald M, Chan ES, 2012. The forgotten role of alcohol: a systematic review and meta-analysis of the clinical efficacy and perceived role of chlorhexidine in skin antisepsis.
- Makhloota M, Köroğlu A, Bal BT, 2021. A review of color matching in dentistry. *Medical Records*, 3, 1, 44-9.
- Mandel ID, 1988. Chemotherapeutic agents for controlling plaque and gingivitis. *Journal of clinical periodontology*, 15, 8, 488-98.
- Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM, 2001. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent*, 85, 4, 386-95.
- Mao L, Kaizer M, Zhao M, Guo B, Song Y, Zhang Y, 2018. Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. 97, 11, 1222-8.
- Marghalani HY, 2010. Post-irradiation Vickers microhardness development of novel resin composites. *Materials Research*, 13, 81-7.
- Marinone M, Savoldi EJM, 2000. Chlorhexidine and taste. Influence of mouthwashes concentration and of rinsing time. *Minerva stomatologica*, 49, 5, 221-6.
- Marsh PD, 1992. Microbiological aspects of the chemical control of plaque and gingivitis. *Journal of Dental Research*, 71, 7, 1431-8.
- Martin MP, 2012. Material and clinical considerations for full-coverage indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 33, 2-5;6.
- Martínez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M, 2003. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface, 16, 1.
- Mayworm CD, Camargo Jr SS, Bastian FL, 2008. Influence of artificial saliva on abrasive wear and microhardness of dental composites filled with nanoparticles. *J Dent*, 36, 9, 703-10.
- McCabe JFJB, 1998. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials*, 19, 6, 521-7.
- McKinney J, Wu W, 1985. Chemical softening and wear of dental composites. *Journal of dental research*, 64, 11, 1326-31.

- McLaren E, Giordano R, 2010. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*, 31, 682-4.
- McLaren EA, Cao PT, 2009. Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. 5, 9, 94-103.
- McLean JW, 1991. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent*, 16, 4, 149-56.
- McLean JW, 2019. The Science and Art of Dental Ceramics-Volume I: The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use, Quintessenz Verlag, p.
- McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI, 1979. The science and art of dental ceramics: The nature of dental ceramics and their clinical use, Quintessence Publishing (IL), p.
- Mehmet B, Öztaş N, 2013. Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Acta Odontologia Turcica*, 30, 1, 13-7.
- Migliau G, Piccoli L, Besharat LK, Romeo U, 2016. Benchmarking matching color in composite restorations. *Annali di stomatologia*, 7, 1-2, 29.
- Miller RA, McIver JE, Gunsolley JC, 1988. Effects of sanguinaria extract on plaque retention and gingival health. *Journal of clinical orthodontics*, 22, 5, 304-7.
- Miranda Dda, Bertoldo CedS, Aguiar FHB, Lima DANL, Lovadino JRJBor, 2011. Effects of mouthwashes on Knoop hardness and surface roughness of dental composites after different immersion times. *Brazilian oral research*, 25, 2, 168-73.
- Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi, 2013. Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*, 57, 4, 236-61.
- Moreira AD, Mattos CT, de Araújo MVA, de Oliveira Ruellas AC, Sant'Anna EF, 2013. Chromatic analysis of teeth exposed to different mouthrinses. *J Dent*, 41, 24-7.
- Moshrefi A, 2002. Chlorhexidine. *The Journal of the Western Society of Periodontology/Periodontal abstracts*, 50, 1, 5-9.
- Mota EG, Smidt LN, Fracasso LM, Burnett Jr LH, Spohr AM, Dentistry R, 2017. The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. 29, 6, 450-8.
- Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A, 2013. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 20, 113-25.
- Mukherjee PK, Esper F, Buchheit K, Arters K, Adkins I, Ghannoum MA, Salata RA, 2017. Randomized, double-blind, placebo-controlled clinical trial to assess the safety and effectiveness of a novel dual-action oral topical formulation against upper respiratory infections. *BMC infectious diseases*, 17, 1, 1-8.
- Murakami M, 2009. Surface properties of an indirect composite polymerized with five laboratory light polymerization systems. *Journal of Oral Science*, 51, 2, 215-21.
- Musanje L, Darvell BJDM, 2003. Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. 19, 5, 414-22.
- Müdüroğlu R, Kıvrak TÇ, Naıçacı A, 2018. Methods and devices used in color determination. *Cumhuriyet Dental Journal*, 21, 1, 61-9.
- Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD, 1994. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *Int J Prosthodont*, 7, 6.
- Naert I, 2011. Materials in fixed prosthodontics for indirect dental restorations.
- Nayır E, 1999. Dişhekimliği maddeler bilgisi. 4019, 120-50.
- Naylor WP, Beatty MW, 1992. Materials and techniques in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am*, 36, 3, 665-92.
- Naylor WP, King AH, 1992. Introduction to metal-ceramic technology, Quintessence Publishing Company, p.
- Neme A, Frazier KB, Roeder L, Debner TL, 2002. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent*, 27, 1, 50-8.
- Netuschil L, Weiger R, Preisler R, Brex M, 1995. Plaque bacteria counts and vitality during chlorhexidine, meridol and listerine mouthrinses. *European Journal of Oral Sciences*, 103, 6, 355-61.
- Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun MJ, 2012. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater*, 28, 5, 529-34.
- Nguyen J, Ruse D, Phan A, Sadoun MJ, 2014. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*, 93, 1, 62-7.
- Niizuma Y, Kobayashi M, Toyama T, Manabe A, 2020. Effect of etching with low concentration hydrofluoric acid on the bond strength of CAD/CAM resin block. *Dent Mater*, 39, 6, 1000-8.

- Northeast S, Van Noort RJDM, 1988. Surface characteristics of finished posterior composite resins. 4, 5, 278-88.
- Nunes C, Farias AF, Rao T, Rai SJU, 2015. A Dental Spectroscopic Study to Evaluate the Effects of Health Drinks on the Color Stability of Anterior Restorative Materials: An in vitro Study. J Dent, 2, 3, 97-102.
- O'Brien WJ, 2002. Dental materials and their selection.
- O'Brien WJJCQP, 2008. Dental materials and their selection. ed.
- O'Brien WJJQ, 2002. Dental materials and their selection, 2002.
- Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume WR, 2001. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. 17, 1, 34-9.
- Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S, 1998. Evaluation of visual and instrument shade matching. J Prosthet Dent, 80, 6, 642-8.
- Ota M, Ando S, Endo H, Ogura Y, Miyazaki M, Hosoya Y, 2012. Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. Acta Odontol Scand, 70, 5, 362-7.
- Otto T, Dentistry R, 2004. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 24, 5.
- Öngül D, Alpar M, Şahin H, Değer S, 2012. Ağız gargaralarının restoratif materyallerin renk stabilitesine olan etkisi. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry, 46, 2, 13-20.
- Önoral Ö, Günel-Abduljalil B, Ongun S, 2021. Effect of color of the cement and the composite resin foundation on the resultant color of resin-matrix ceramics. The J Prosthet Dent, 125, 2, 351.e1-e7.
- Örtengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S, 2001. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. J Dent, 29, 1, 35-41.
- Özcan G, Işimer Y, Gazioğlu O, Başçılar İ, Taner L, Hüseyin G, Özdemir A, Kesici H, 1990. Sanguinarin ve klorhekzidin solüsyonlarının dental plak ve gingivitise etkileri. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 7, 1, 219-30.
- Özdoğan A, Duymuş ZY, Özbayram Ö, Bilgiç, 2019. Effect of different bleaching agents on the surface roughness and color stability of feldspathic porcelain. Brazilian Dental Science, 22, 2, 213-9.
- Özkan P, Kansu G, Özak ŞT, Kurtulmuş Yılmaz S, Kansu P, 2013. Effect of bleaching agents and whitening dentifrices on the surface roughness of human teeth enamel. Acta Odontol Scand, 71, 3-4, 488-97.
- Öztürk C, Celik E, Özden AN, Dentistry R, 2020. Influence of bleaching agents on the color change and translucency of resin matrix ceramics. J Esthet Restor Dent, 32, 5, 530-5.
- Öztürk C, Çelik E, 2020. Materyal kalınlığının rezin matris seramik blokların renk değişimi üzerine etkisi. Selçuk Dental Journal, 7, 2, 200-5.
- Pan PC, Harper S, Ricci-Nittel D, Lux R, Shi W, 2010. In-vitro evidence for efficacy of antimicrobial mouthrinses. J Dent, 38, 16-20.
- Papadopoulos K, Pahinis K, Saltidou K, Dionysopoulos D, Tsitrou E, 2020. Evaluation of the surface characteristics of dental CAD/CAM materials after different surface treatments. Materials, 13, 4, 981.
- Paravina RD, Powers JM, 2004. Other appearance attributes. Esthetic color training in dentistry. Elsevier Mosby, 42-4.
- Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, Sakai M, Takahashi H, Tashkandi E, Mar Perez Md, 2015. Color difference thresholds in dentistry. J Esthet Restor Dent, 27, S1-S9.
- Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM, 2004. Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching-shade composites. J Esthet Restor Dent : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry, 16, 2, 117-26.
- Paravina RD, Pérez MM, Ghinea R, 2019. Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications. J Esthet Restor Dent : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry, 31, 2, 103-12.
- Paravina RD, Powers JM, 2004. Esthetic color training in dentistry (Interactive CD-ROM Inside).
- Paravina RD, 2009. Performance assessment of dental shade guides. J Dent, 37, 15-20.
- Paravina RD, 2018. Understanding color. Ronald E. Goldstein's Esthetics in Dentistry, 270-94.
- Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C, 2004. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. J Am Dent Assoc, 135, 5, 587-94.

- Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CH, 2002. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res*, 81, 8, 578-82.
- Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, Pérez MM, Della Bona A, 2016. Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dent Mater*, 32, 1, 82-92.
- Pekkan G, Pekkan K, Bayındır BÇ, Özcan M, Karasu B, 2020. Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from materials science perspective. *Dent Mater*, 39, 1, 1-8.
- Pelino JEP, Passero A, Martin AA, Charles CAJBor, 2018. In vitro effects of alcohol-containing mouthwashes on human enamel and restorative materials. *Brazilian oral research*, 32.
- Pemberton M, Gibson J, 2012. Chlorhexidine and hypersensitivity reactions in dentistry. *Br Dental J*, 213, 11, 547-50.
- Penugonda B, Settembrini L, Scherer W, Hittelman E, Strassler H, 1994. Alcohol-containing mouthwashes: effect on composite hardness. *The Journal of clinical dentistry*, 5, 2, 60-2.
- Petrini M, Ferrante M, Su B, 2013. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater*, 29, 4, 375-81.
- Phillips RW, MO: Elsevier/Saunders, 2013. Anusavice KJ Phillips' science of dental materials.
- Piconi C, Maccauro GJB, 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1, 1-25.
- Pires-de-Souza F, Contente M, Alandia-Román CC, Vicente S, Tonani R, 2016. Effect of bleaching agent and topical fluoride application on color and gloss of dental ceramics. *General dentistry*, 64, 6, 16-20.
- Pires LA, Novais PM, Araújo VD, Pegoraro LF, 2017. Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent*, 117, 1, 144-9.
- Pitten F-A, Kramer A, 1999. Antimicrobial efficacy of antiseptic mouthrinse solutions. *European journal of clinical pharmacology*, 55, 2, 95-100.
- Plotino G, Buono L, Grande NM, Pameijer CH, Somma F, 2008. Nonvital tooth bleaching: a review of the literature and clinical procedures. *Journal of endodontics*, 34, 4, 394-407.
- Poggio C, Dagna A, Chiesa M, Colombo M, Scribante A, 2012. Surface roughness of flowable resin composites eroded by acidic and alcoholic drinks. *Journal of conservative dentistry*, 15, 2, 137.
- Poskus LT, Placido E, Cardoso PE, 2004. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 20, 8, 726-32.
- Powers JM, Sakaguchi RL, 2006. Craig's restorative dental materials.
- Prado V, Santos K, Fontenele R, Soares J, Vale G, Dentistry E, 2020. Effect of over the counter mouthwashes with and without alcohol on sorption and solubility of bulk fill resins. *Journal of Clinical Experimental Dentistry*, 12, 12, 1150.
- Preston JD, 1988. Perspectives in dental ceramics: proceedings of the fourth international symposium on ceramics, Quintessence Publishing (IL), p.
- Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P, 1997. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil*, 24, 9, 636-45.
- Quinn GD, processes, 1998. Hardness testing of ceramics. *Advanced materials processes*, 154, 2, 23-8.
- Race A, Miller MA, Ayers DC, Cleary RJ, Mann KA, volume jsB, 2002. The influence of surface roughness on stem-cement gaps. *British volume*, 84, 8, 1199-204.
- Ragain JC, 2016. A review of color science in dentistry: shade matching in the contemporary dental practice. *Dent Oral Disord Ther*, 4, 2, 1-5.
- Raigrodski A, 2004. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92, 6, 557-62.
- Reddy ES, Patil NP, Guttal SS, Jagadish HG, 2007. Effect of different finishing and polishing agents on the surface roughness of cast pure titanium. *Journal of Prosthodontics*, 16, 4, 263-8.
- Reisner KR, Levitt HL, Mante FJ, 1997. Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 111, 4, 366-73.
- Ren Y-F, Zhao Q, Malmstrom H, Barnes V, Xu T, 2009. Assessing fluoride treatment and resistance of dental enamel to soft drink erosion in vitro: applications of focus variation 3D scanning microscopy and stylus profilometry. *J Dent*, 37, 3, 167-76.

- Reymus M, Roos M, Eichberger M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B, 2019. Bonding to new CAD/CAM resin composites: influence of air abrasion and conditioning agents as pretreatment strategy. *Clin Oral Investig*, 23, 2, 529-38.
- Ritter AV, 2017. *Sturdevant's art & science of operative dentistry-e-book*, Elsevier Health Sciences, p.
- Roberts W, Addy M, 1981. Comparison of the in vivo and in vitro antibacterial properties of antiseptic mouthrinses containing chlorhexidine, alexidine, cetyl pyridinium chloride and hexetidine: relevance to mode of action. *Journal of Clinical Periodontology*, 8, 4, 295-310.
- Rohr N, Flury A, Fischer J, 2017. Efficacy of a universal adhesive in the bond strength of composite cements to polymer-infiltrated ceramic. *J Adhes Dent*, 19, 5, 417-24.
- Rosan B, Lamont RJ, 2000. Dental plaque formation. *Microbes infection*, 2, 13, 1599-607.
- Rose F, Swain G, 1956. Bisdiguamides having antibacterial activity. *Journal of the Chemical Society*, 4422-5.
- Rosenblum MA, Schulman A, 1997. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128, 3, 297-307.
- Rosenstiel SF, Johnston WM, 1988. The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. *J Prosthet Dent*, 60, 3, 297-303.
- Rosenstiel SF, Land MF, 2015. *Contemporary fixed prosthodontics-e-book*, Elsevier Health Sciences, p.
- Rosentritt M, Krifka S, Strasser T, Preis V, 2020. Fracture force of CAD/CAM resin composite crowns after in vitro aging. *Clin Oral Investig*, 24, 7, 2395-401.
- Ruse N, Sadoun MJ, 2014. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of dental research*, 93, 12, 1232-4.
- Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang D, Romberg E, Arola D, 2011. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *Journal of Materials Science*, 22, 5, 1127-35.
- Saba DA, Salama RA, Haridy RJ, 2017. Effect of different beverages on the color stability and microhardness of CAD/CAM hybrid versus feldspathic ceramic blocks: An in-vitro study. *Future Dental Journal*, 3, 2, 61-6.
- Sadaghiani L, Wilson MA, Wilson NH, 2007. Effect of selected mouthwashes on the surface roughness of resin modified glass-ionomer restorative materials. *Dent Mater*, 23, 3, 325-34.
- Sağlam G, Cengiz S, 2021. Effect of mouthrinses and repolishing on color stability of hybrid nanoceramic computer-aided design/computer-aided manufacturing material. *J Tanta Dental Journal*, 18, 2, 45.
- Sağsöz Ö, Polat Sağsöz N, 2019. Chemical degradation of dental CAD/CAM materials. *Biomedical materials engineering*, 30, 4, 419-26.
- Sakaguchi RL, Powers JM, 2012. *Craig's restorative dental materials-e-book*, Elsevier Health Sciences, p.
- Salas M, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, Della Bona A, Pérez MM, 2018. Translucency thresholds for dental materials. *Dent Mater*, 34, 8, 1168-74.
- Sälzer S, Slot DE, Van der Weijden FA, Dörfer CE, 2015. Efficacy of inter-dental mechanical plaque control in managing gingivitis—a meta-review. *Journal of clinical periodontology*, 42, 92-105.
- Samra APB, Pereira SK, Delgado LC, Borges CP, 2008. Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. *Brazilian oral research*, 22, 3, 205-10.
- Sandusky C, Heath JL, 1996. Effect of background color, sample thickness, and illuminant on the measurement of broiler meat color. *Poultry science*, 75, 11, 1437-42.
- Santos MJ, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos Jr GC, 2015. Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compend Contin Educ Dent*, 36, 1, 31-7.
- Sarıkaya I, Güler AU, 2011. Effects of different surface treatments on the color stability of various dental porcelains. *Journal of Dental Sciences*, 6, 2, 65-71.
- Sarıkaya I, Yerliyurt K, Hayran Y, 2018. Effect of surface finishing on the colour stability and translucency of dental ceramics. *BMC oral health*, 18, 1, 1-8.
- Sarrett D, Coletti D, Peluso A, 2000. The effects of alcoholic beverages on composite wear. *Dent Mater*, 16, 1, 62-7.
- Sasany R, Ergun Kunt G, Yılmaz B, 2021. Effect of mouth rinses on optical properties of CAD-CAM materials used for laminate veneers and crowns. *J Esthet Restor Dent*, 33, 4, 648-53.
- Saxton C, Harrap G, Lloyd AM, 1986. The effect of dentifrices containing zinc citrate on plaque growth and oral zinc levels. *Journal of clinical periodontology*, 13, 4, 301-6.

- Sayan M, Bahşi E, Sayan Ş, 2020. The evaluation of the colour changes of traditional composites, ceramic blocks and CAD/CAM composites in different solutions. *Journal of Clinical Practice*, 23, 5, 660-7.
- Sbordone L, Bortolaia C, 2003. Oral microbial biofilms and plaque-related diseases: microbial communities and their role in the shift from oral health to disease. *Clin Oral Investig, Clin Oral Investig*, 7, 4, 181-8.
- Scheie A, 1989. Modes of action of currently known chemical anti-plaque agents other than chlorhexidine. *J Dent Res*, 68, 1609-16.
- Schepke U, Meijer HJ, Vermeulen KM, Raghoobar GM, Cune MS, 2016. Clinical bonding of resin nano ceramic restorations to zirconia abutments: a case series within a randomized clinical trial. *Clinical implant dentistry related research*, 18, 5, 984-92.
- Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC, 1996. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J of Prosthodont*, 9, 6.
- Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB, 2008. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*, 24, 8, 1107-13.
- Schmitt VL, Naufel FS, Nahsan FPS, Baseggio W, Camilotti V, Mendonça MJ, Rafael R, 2011. Sorption and solubility assessment of a resin composite in different liquids. *Odontologia Clínico-Científica*, 10, 3, 265-9.
- Schonfeld SE, Farnoush A, Wilson SG, 1986. In vivo antiplaque activity of a sanguinarine-containing dentifrice: Comparison with conventional toothpastes. *Journal of periodontal research*, 21, 3, 298-303.
- Schroeder T, da Silva PB, Basso GR, Franco MC, Maske TT, Cenci MS, 2019. Factors affecting the color stability and staining of esthetic restorations. *Odontology*, 107, 4, 507-12.
- Schünemann FH, Galárraga-Vinueza ME, Magini R, Fredel M, Silva F, Souza JC, Zhang Y, Henriques B, 2019. Zirconia surface modifications for implant dentistry. *Materials*, 98, 1294-305.
- Scribante A, Vallittu PK, Özcan M, 2018. Fiber-reinforced composites for dental applications, Hindawi.
- Sedda M, Vichi A, Carrabba M, Capperucci A, Louca C, Ferrari M, 2015. Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *J Prosthet Dent*, 114, 1, 98-102.
- Seghi R, Denry I, Rosenstiel S, 1995. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 74, 2, 145-50.
- Seghi RR, Hewlett E, Kim J, 1989. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of dental research*, 68, 12, 1760-4.
- Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ, 1986. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent*, 56, 1, 35-40.
- Senawongse P, Pongprueksa P, 2007. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent*, 19, 5, 265-73.
- Sengez G, Dörter C, 2013. Estetik dış hekimliğinde renk seçimi. *Selçuk Dental Journal*, 6, 2, 213-20.
- Serrano J, Escribano M, Roldan S, Martin C, Herrera D, 2015. Efficacy of adjunctive anti-plaque chemical agents in managing gingivitis: a systematic review and meta-analysis. *Journal of clinical periodontology*, 42, 106-38.
- Sevmez H, Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H, 2019. Rezin matriks seramikler. *Türkiye Klin Dişhek Bil Derg*, 25, 3.
- Sham AS, Chu FC, Chai J, Chow TW, 2004. Color stability of provisional prosthodontic materials. *J Prosthet Dent*, 91, 5, 447-52.
- Shammas M, Alla RK, 2011. Color and shade matching in dentistry. *Trends Biomater Artif Organs*, 25, 4, 172-5.
- Sharma G, Wu W, Dalal EN, Color Research Application: Endorsed by Inter-Society Color Council TCG, Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur, 2005. The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. 30, 1, 21-30.
- Shenoy A, Shenoy N, 2010. Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*, 13, 4, 195.
- Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S, 2012. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Quintessence publishing Co.
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G, 2003. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 24, 4, 655-65.

- Sideridou ID, Karabela MM, 2011. Sorption of water, ethanol or ethanol/water solutions by light-cured dental dimethacrylate resins. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 27, 10, 1003-10.
- Silva MdA, Davies RM, Stewart B, DeVizio W, Tonholo J, da Silva Júnior JG, Pretty IA, 2006. Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. *Dent Mater*, 22, 10, 919-24.
- Skaare AB, Herlofson BB, Barkvoll P, 1996. Mouthrinses containing triclosan reduce the incidence of recurrent aphthous ulcers (RAU). *Journal of Clinical Periodontology*, 23, 8, 778-81.
- Slot D, Wiggelinkhuizen L, Rosema N, Van der Weijden G, 2012. The efficacy of manual toothbrushes following a brushing exercise: a systematic review. *International journal of dental hygiene*, 10, 3, 187-97.
- Soares CJ, Pereira CA, Pereira JC, Santana FR, Prado CJ, 2008. Effect of chlorhexidine application on microtensile bond strength to dentin. *Oper Dent*, 33, 2, 183-8.
- Somayaji S, Amala A, Ginpall K, 2016. Effect of different acidic beverages on microhardness of nanohybrid composite, giomer, and microhybrid composite. *World Journal of Dentistry*, 7, 3, 126-8.
- Song B-K, Park H-B, Oh S-C, Jin T-H, 1997. A study on the pressing accuracy of the reused IPS-EMPRESS ingot. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 35, 2, 357-64.
- Southard GL, Boulware RT, Walborn DR, Groznik WJ, Thorne EE, Yankell SL, 1984. Sanguinarine, a new antiplaque agent: retention and plaque specificity. *J Am Dent Assoc*, 108, 3, 338-41.
- Soygun K, Varol O, Ozer A, Bolayir G, 2017. Investigations on the effects of mouthrinses on the colour stability and surface roughness of different dental bioceramics. *J Adv Prosthodont*, 9, 3, 200-7.
- Spink LS, Rungruangnut P, Megremis S, Kelly JR, 2013. Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. *Dent Mater*, 29, 6, 702-7.
- Sproull RC, 2001. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent*, 86, 5, 453-7.
- Städler P, Pabst MA, 1991. Chemical degradation of 15 composites--an SEM study. 100, 5, 309-12.
- Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR, 2006. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*, 137, 4, 514-22.
- Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF, 2015. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, J Mech Behav Biomed Mater*, 55, 1-11.
- Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Özcan M, Hämmerle CHF, 2012. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater*, 31, 3, 377-83.
- Steiner R, Beier US, Heiss-Kisielewsky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M, 2015. Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *J Prosthet Dent*, 113, 6, 616-22.
- Strasser T, Preis V, Behr M, Rosentritt M, 2018. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clin Oral Investig*, 22, 8, 2787-97.
- Strenk SA, Strenk LM, Koretz JF, 2005. The mechanism of presbyopia. *Progress in retinal eye research*, 24, 3, 379-93.
- Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ, 2007. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials*, 28, 17, 2695-705.
- Sugiyama T, Kameyama A, Enokuchi T, Haruyama A, Chiba A, Sugiyama S, Hosaka M, Takahashi T, 2017. Effect of professional dental prophylaxis on the surface gloss and roughness of CAD/CAM restorative materials. *Journal of Clinical Experimental Dentistry*, 9, 6, 772.
- Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P, Närhi TO 2015. Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater*, 31, 12, 1445-52.
- Sun FC, Engelman EE, McGuire JA, Kosmoski G, Carratello L, Ricci-Nittel D, Zhang JZ, Schemehorn BR, Gambogi RJ, 2014. Impact of an anticaries mouthrinse on in vitro remineralization and microbial control. *International journal of dentistry*,
- Swain MV, 2014. Impact of oral fluids on dental ceramics: What is the clinical relevance? *Dent Mater*, 30, 1, 33-42.
- Şahin O, Koroğlu A, Dede DÖ, Yılmaz BJTJopd, 2016. Effect of surface sealant agents on the surface roughness and color stability of denture base materials. 116, 4, 610-6.
- Şen N, Tuncelli B, 2017. CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. 23, 2.

- Şen N, Us YO, 2018. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, 119, 4, 593-9.
- Şişmanoğlu S, Gürcan AT, Yıldırım-Bilmez Z, Turunç-Oğuzman R, Gümüştas BJTjoap, 2020. Effect of surface treatments and universal adhesive application on the microshear bond strength of CAD/CAM materials. 12, 1, 22-32.
- Tağtekin DA, Yanıkoğlu FC, Bozkurt FÖ, Koloğlu B, Sur H, 2004. Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dent Mater*, 20, 5, 487-97.
- Tam W, Lee HJ, 2012. Dental shade matching using a digital camera. *J Dent*, 40, 3-10.
- Tanthanuch S, Kukiattrakoon B, Eiam-O-Pas K, Pokawattana K, Pamanee N, Thongkamkaew W, Kochatung A, 2018. Surface changes of various bulk-fill resin-based composites after exposure to different food-simulating liquid and beverages. *J Esthet Restor Dent*, 30, 2, 126-35.
- Tekçe N, Pala K, Demirci M, Tuncer SJ, 2016. Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dent Mater*, 35, 3, 523-31.
- 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 advance prosthodontics*, 10, 1, 50-7.
- Teles RP, Teles FRF, 2009. Antimicrobial agents used in the control of periodontal biofilms: effective adjuncts to mechanical plaque control? ,*Brazilian Oral Research*, 23, 39-48.
- Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J, 2014. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater*, 33, 1, 79-85.
- Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M, 2006. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. 31, 4, 442-9.
- Timmerman M, Van der Weijden GA, 2006. Risk factors for periodontitis. *International journal of dental hygiene*, 4, 1, 2-7.
- Tinanoff N, 1990. Review of the antimicrobial action of stannous fluoride. *The Journal of clinical dentistry*, 2, 1, 22-7.
- Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ, 2000. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 28, 7, 529-35.
- Topçu FT, Şahinkesen G, Yamanel K, Erdemir U, Oktay EA, Ersahan S, 2009. Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. *European journal of dentistry*, 3, 1, 50.
- Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, Trisi P, Caputi SJDmj, 2016. The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dent Mater*, 35, 5, 748-55.
- Trauth KGS, Godoi APT, Colucci V, Corona SAM, Catirse ABCEB, 2012. The influence of mouthrinses and simulated toothbrushing on the surface roughness of a nanofilled composite resin. *Brazilian oral research*, 26, 3, 209-14.
- Tredwin C, Scully C, Bagan-Sebastian JV, 2005. Drug-induced disorders of teeth. *Journal of dental research*, 84, 7, 596-602.
- Tsuchiya H, Sato M, Iinuma M, Yokoyama J, Ohyama M, Tanaka T, Takase I, Namikawa IJE, 1994. Inhibition of the growth of cariogenic bacteria in vitro by plant flavanones. 50, 9, 846-9.
- Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E, 2002. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The J Prosthet Dent*, 88, 6, 585-90.
- Turgut S, Bağış B, Ayaz EA, Ulusoy KU, Altıntaş SH, Korkmaz FM, Bağış N, 2013. Discoloration of provisional restorations after oral rinses. *International journal of medical sciences*, 10, 11, 1503.
- Turgut S, Bagis B, Ayaz EA, 2014. Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based CAD-CAM laminate systems. *J Dent*, 42, 1, 68-74.
- Turgut S, Bağış B, Türkaslan SS, Bağış YH, 2014. Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: an in vitro study. *Journal of prosthodontics*, 23, 1, 39-44.
- Turgut S, Bağış B, 2011. Color stability of laminate veneers: An in vitro study.
- Turgut S, Bağış B, 2012. Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, 5, 65-75.
- Turkun L, Turkun M, 2004. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent*, 29, 2, 203-11.
- Turssi CP, Hara AT, Magalhães CSd, Serra MC, Rodrigues Jr AL, 2003.. Influence of storage regime prior to abrasion on surface topography of restorative materials. *The Japanese Society for Biomaterials*, 65, 2, 227-32.

- Türel V, 2015. Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 25, 77-82.
- Türkün LS, Türkün M, 2004. Effect of bleaching and repolishing procedures on coffee and tea stain removal from three anterior composite veneering materials. *J Esthet Restor Dent*, 16, 5, 290-301.
- Uchida H, Vaidyanathan J, Viswanadhan T, Vaidyanathan TK, 1998. Color stability of dental composites as a function of shade. *J Prosthet Dent*, 79, 4, 372-7.
- Ulusoy N, Arikan V, Akbay Oba A, 2018. Effect of mouthwashes on the discolouration of restorative materials commonly used in paediatric dentistry. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 19, 3, 147-53.
- Um CM, Ruyter I, 1991. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence Int*, 22, 5.
- Ural Ç, Gençer Y, Tarakçı M, Aslan Ma AS, Tatar N, 2014. Effect of bleaching agents on surface texture of feldspathic ceramic. *J Exp Clin Med*, 31, 3, 177-81.
- Vadher R, Parmar G, Kanodia S, Chaudhary A, Kaur M, Savadhariya T, 2014. Basics of color in Dentistry: a review. *Journal of Dental and Medical Sciences*, 13, 78-85.
- Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR, 2009. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, 4, 2.
- Van der Weijden FA, Slot DE, 2015. Efficacy of homecare regimens for mechanical plaque removal in managing gingivitis a meta review. *Journal of clinical periodontology*, 42, 77-91.
- Van der Weijden FA, Van der Sluijs E, Ciancio SG, Slot DE, 2015. Can chemical mouthwash agents achieve plaque/gingivitis control? *Dental Clinics*, 59, 4, 799-829.
- Van der Weijden G, Hioe KPK, 2005. A systematic review of the effectiveness of self-performed mechanical plaque removal in adults with gingivitis using a manual toothbrush. *Journal of clinical Periodontology*, 32, 214-28.
- Van Leeuwen M, Slot D, Van der Weijden GA, 2011. Essential oils compared to chlorhexidine with respect to plaque and parameters of gingival inflammation: a systematic review. *Journal of periodontology*, 82, 2, 174-94.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P, 2003. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*, 28, 5, 647-60.
- Van Noort R, Barbour M, 2014. *Introduction to Dental Materials-E-Book*, Elsevier Health Sciences, p.
- Van Strydonck DA, Slot DE, Van der Velden U, Van der Weijden F, 2012. Effect of a chlorhexidine mouthrinse on plaque, gingival inflammation and staining in gingivitis patients: a systematic review. *Journal of clinical periodontology*, 39, 11, 1042-55.
- Vasudeva G, 2009. Monomer systems for dental composites and their future: a review. *Journal of the California Dental Association*, 37, 6, 389-98.
- Vechiato-Filho AJ, Dos Santos DM, Goiato MC, Moreno A, De Medeiros RA, Kina S, Rangel EC, Da Cruz NC, 2015. Surface degradation of lithium disilicate ceramic after immersion in acid and fluoride solutions. *American journal of dentistry*, 28, 3, 174-80.
- Vechiato Filho AJ, dos Santos DM, Goiato MC, de Medeiros RA, Moreno A, da Rocha Bonatto L, Rangel EC, 2014. Surface characterization of lithium disilicate ceramic after nonthermal plasma treatment. *The J Prosthet Dent*, 112, 5, 1156-63.
- Verran J, Rowe DL, Cole D, Boyd RD, 2000. The use of the atomic force microscope to visualise and measure wear of food contact surfaces. *International Biodeterioration*, 46, 2, 99-105.
- Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M, 2014. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent*, 26, 4, 224-31.
- Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F, Powers JM, 2006. Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *J Prosthet Dent*, 95, 2, 137-42.
- Villarroel M, Fahl N, De Sousa AM, de Oliveira OB, 2011. Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. *J Esthet Restor Dent*, 23, 2, 73-87.
- Vlachojannis C, Chrubasik-Hausmann S, Hellwig E, Al-Ahmad A, 2015. A preliminary investigation on the antimicrobial activity of Listerine®, its components, and of mixtures thereof. *Phytotherapy*, 29, 10, 1590-4.
- Wall J, Cipra D, 1992. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am*, 36, 3, 765-82.
- Wan Bakar W, McIntyre J, 2008. The sem view of the erosion by acidic solutions on tooth coloured dental materials. 29, 1.

- Wassell R, McCabe J, Walls AWG, 1992. Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater*, 8, 4, 218-23.
- Wassell RW, McCabe JF, Walls AWJDM, 1994. Wear characteristics in a two-body wear test. *Dent Mater*, 10, 4, 269-74.
- Watts A, Addy M, 2001. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J*, 190, 6.
- Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM, 2006. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater*, 22, 6, 553-9.
- Wee AG, Monaghan P, Johnston WM, 2002. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 87, 6, 657-66.
- Wee AG, 2006. Description of color, color replication process and esthetics. *Contemporary fixed prosthodontics*, 4, 712.
- Weitman RT, Eames WB, 1975. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc*, 91, 1, 101-6.
- Wennström J, Lindhe J, 1985. Some effects of a Sanguinarine-containing mouthrinse on developing plaque and gingivitis. *J Clin Periodontol*, 12, 10, 867-72.
- Wennström JL, 1988. Mouthrinses in "experimental gingivitis" studies. *J Clin Periodontol*, 15, 8, 511-6.
- Whitehead S, Shearer A, Watts D, Wilson N, 1995. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 22, 6, 421-7.
- Wilder RS, Bray KS, 2016. Improving periodontal outcomes: merging clinical and behavioral science. *Periodontology*, 71, 1, 65-81.
- Williams C, McBride S, Bolden T, Mostler K, Petrone D, Petrone M, Chaknis P, DeVizio W, Volpe A, Proskin H, 1997. Clinical efficacy of an optimized stannous fluoride dentifrice, Part 3: A 6-month plaque/gingivitis clinical study, southeast USA. *Compendium of continuing education in dentistry*, 18, 16-20.
- Winkelhoff AJV, Rams TE, Slots JJP, 1996. Systemic antibiotic therapy in periodontics. *Periodontology*, 10, 1, 45-78.
- Witkowski S, Yajima N-D, Wolkewitz M, Strub JR, 2012. Reliability of shade selection using an intraoral spectrophotometer. *Clin Oral Investig*, 16, 3, 945-9.
- Wongkhantee S, Patanapiradej V, Maneenut C, Tantbirojn D, 2006. Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *J Dent*, 34, 3, 214-20.
- Wu W, McKinney JJ, 1982. Influence of chemicals on wear of dental composites. *Journal of Dental Research*, 61, 10, 1180-3.
- Yamamoto M, 1985. Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto, Quintessence Publishing Company, p.
- Yamaner IDŞ, 2020. Farklı içecekler ile renklendirilmiş rezin nano seramikler ve nao hibrit kompozit rezinlerin renk stabilitesine beyazlatıcı ağız gargaralarının etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 30, 1, 93-100.
- Yap A, Lye K, Sau CJOD, 1997. Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Oper Dent*, 22, 260-5.
- Yap A, Mok BY, 2002. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Oper Dent*, 27, 2, 161-6.
- Yap A, Tan B, Tay L, Chang K, Loy T, Mok BY 2003. Effect of mouthrinses on microhardness and wear of composite and compomer restoratives. *Oper Dent*, 28, 6, 740-6.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Baybek B, Kurt E, 2005. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 22, 1, 49-60.
- Yıldırım B, Recen D, Tekeli Şimsek A, 2021. Effect of cement color and tooth-shaded background on the final color of lithium disilicate and zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: An in vitro study. *J Esthet Restor Dent*, 33, 2, 380-6.
- Yıldırım B, Recen D, 2021. Color Stability and Translucency of Two CAD-CAM Restorative Materials Subjected To Mechanical Polishing, Staining, and Prophylactic Paste Polishing Procedures. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, 42, 1, 1-8.
- Yılmaz E, Müjdecı A, 2021. The Effect of Mouthrinses on Surface Roughness of Two Nanohybrid Resin Composites. *Brazilian Dental Science*, 24, 2.
- Yin R, Jang Y-S, Lee M-H, Bae T-SJM, 2019. Comparative evaluation of mechanical properties and wear ability of five CAD/CAM dental blocks. *Materials*, 12, 14, 2252.

- Yoshida A, Miller L, Da Silva JD, ISHIKAWA-NAGAI S, 2010. Spectrophotometric analysis of tooth color reproduction on anterior all-ceramic crowns: part 2: color reproduction and its transfer from in vitro to in vivo. *J Esthet Restor Dent*, 22, 1, 53-63.
- Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y, Van Meerbeek B, 2017. Sandblasting may damage the surface of composite CAD–CAM blocks. *Dent Mater*, 33, 3, 124-35.
- Young JM, Altschuler BR, 1977. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent*, 38, 2, 216-25.
- Yöndem İ, Seçilmiş A, İnan Ö, 2011. Effect of finishing methods on surface roughness and color stability in all-ceramic systems. *Journal of non-crystalline solids*, 357, 6, 1499-503.
- Yu B, Ahn J-S, Lee Y-K, 2009. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand*, 67, 1, 57-64.
- Yuan K, Sun X, Wang F, Wang H, Chen J, 2012. In vitro and in vivo evaluations of three computer-aided shade matching instruments. *Oper Dent*, 37, 3, 219-27.
- Zaim B, Kalay TS, Purcek G, 2021. Friction and wear behavior of chairside CAD-CAM materials against different types of antagonists: An in vitro study. *J Prosthet Dent*,
- Zhang X, Anderson P, Dowker S, Elliott JC, 2000. Optical profilometric study of changes in surface roughness of enamel during in vitro demineralization. *Caries Research*, 34, 2, 164-74.
- Zhang Y, 2014. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*, 30, 10, 1195-203.



7.EKLER

EK-A ETİK KURUL RAPORU



8. ÖZGEÇMİŞ

