

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**NANO HİBRİT KOMPOZİT BİR CAD/CAM
MATERYALİNİN Klorheksidin Diğlukonat İle
Renklenmesi ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine
Farklı İçeriğe Sahip Diş Macunlarının
Etkisi**

Dt. SEVGİ KARADUMAN
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. ULVİYE ŞEBNEM BÜYÜKKAPLAN

2022-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**NANO HİBRİT KOMPOZİT BİR CAD/CAM
MATERYALİNİN Klorheksidin Dişglukonat İle
Renklenmesi ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine
Farklı İçeriğe Sahip Diş Macunlarının
Etkisi**

Dt. SEVGİ KARADUMAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. ULVİYE ŞEBNEM BÜYÜKKAPLAN

2022-ANTALYA

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Aday

Dt. SEVGİ KARADUMAN

İmza

Tez Danışmanı

Prof. Dr. ULVİYE ŞEBNEM BÜYÜKKAPLAN

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince desteğini, bilgisini ve yardımını esirgemeyen, saygı ve sevgi duyduğum çok değerli tez danışmanım Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a,

Bilgi ve tecrübelerini hiç sakınmadan paylaşan, bakış açısı kazanmama neden olan çok değerli hocalarım Doç. Dr. Mustafa ÖZARSLAN ve Doç. Dr. Kubilay BARUTCİGİL, Doç. Dr. Alper SİNDEL ve Doç. Dr. Mehmet Ali ALTAY'a

Akademik bilgi ve tecrübelerini, değerli zamanlarını benden esirgemeyen saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Ömer KIRMALI ve Prof. Dr. Osman Tolga HARORLI'ya

Göstermiş oldukları anlayış ve katkılarından dolayı değerli anabilim dalı hocalarım, Doç. Dr. Meral ARSLAN MALKOÇ, Doç. Dr. Nurullah TÜRKER ve Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN'e,

Uzmanlık eğitimi sürecimde bilgi ve becerileri ile bana çok şey katan çok değerli abim Ekrem ESEN'e,

Uzmanlık eğitimi sürecimde bana olan katkılarından ve samimi dostluğundan dolayı Uzm. Dt. Rufat HAJİYEV'e,

Uzmanlık eğitimi sürecimde her zaman yanımda olan, adaletli bir dünya için emek veren değerli can dostlarım Ayşenur AYDIN ve Dilan KIVRAK'a,

Enerjisi, pozitifliği, sevgisi ile hep yanımda olan ve hayatıma dokunan Ayberg ÖZVEREN'e,

Tüm hayatım boyunca benden desteğini hiçbir zaman esirgemeyen annem Fazilet KARADUMAN, babam Ahmet KARADUMAN, kardeşlerim Hilal ERYİĞİT ve Berna ÖZCAN, yeğenim Efe ERYİĞİT'e

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

Amaç : Bu çalışmada nano hibrit kompozit bir bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) materyalinin renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü üzerine günlük ağız bakım ürünlerinin etkilerinin *in vitro* olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Yöntem : Çalışmada nano hibrit kompozit bir CAD/CAM materyalinden [Grandio blocs (GB), VOCO, GmbH Cuxhaven, Almanya]; eşit ebatlarda (14x14x2 mm) toplam 40 adet örnek hazırlandı (N=40). Örnekler 4 alt gruba ayrıldı (n=10). Örnekler 24 saat 37°C etüvde distile su içinde bekletildi. Bu örneklerle üretici firmanın önerisi doğrultusunda yüzey bitim işlemleri uygulandı. GB'den elde edilen bu kesitlere, beyazlatıcı ajan olarak aktif kömür (Colgate Optic White, Aktif Kömür; G1, CAKK), silika (Opalescence Whitening Toothpaste; G2, OK) ve perlit (Signal Üçlü Koruma; G3, SUKK) içeren diş macunları elektronik diş fırçası kullanılarak 12 saat arayla 10'ar saniye olmak üzere 28 gün boyunca fırçalama işlemi uygulandı. G4 örneklerle (Klorheksidin diglukonat; G4, K) diş fırçalama işlemi uygulanmadı. Tüm gruptaki örnekler 1 dk/gün klorheksidin diglukonat gargara (Klorhex, Drogas, Ankara, Türkiye; CHX) bekletildi. Renk değişimi değerlendirilmesi amacıyla 0, 1, 7 ve 28. günlerde tüm örneklerin CIELAB renk parametreleri, bir spektrofotometre kullanılarak kaydedildi. G1, G2 ve G3 örneklerin, başlangıç ve fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi kontak profilometre kullanılarak yapıldı. Fırçalama döngüleri sonunda G1, G2 ve G3 örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin yapılması için her gruptan rastgele 1'er örnek seçilmiş ve Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ile 3D yüzey topografyası ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile 2D görüntüleri alınmıştır. Çalışma sonucunda elde edilen veriler IBM SPSS 26 (IBM®, Chicago, ABD) ile analiz edilmiş edilmiştir. Shapiro-Wilk normallik testi sonucuna göre; normal dağılıma uygun olan ölçümler için, 2 bağımlı grup karşılaştırma testlerinden eşleştirilmiş t-testi, 3 veya daha fazla bağımsız grup karşılaştırma testlerinden Anova testi uygulanmıştır. Normal dağılıma uygun olmayan ölçümler için, 3 veya daha fazla bağımsız grup karşılaştırma testlerinden Kruskal-Wallis H testi ve 3 veya daha fazla bağımlı grup karşılaştırma testlerinden ise Friedman testi kullanılmıştır. Kruskal-Wallis H testi ve Friedman testi sonucunda anlamlı bulunan grupların çoklu karşılaştırmalarında Bonferroni düzeltmesi ile Dunn testi uygulanmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $\alpha=0,05$ olarak kabul edilmiştir.

Bulgular : ΔE_{00} değerleri algılanabilir eşik değeri (PT) açısından; G1 (CAKK) ve G3 (SUKK) 7. günden sonra, G2 (OK) ve G4 (K) ilk 7 günde algılanabilir eşik değerinin üzerinde renk değişimi gösterdi. Tüm gruplar 28 gün sonunda kabul edilebilir eşik değerinin (AT) altında bir değer gösterdi. SEM ve AFM görüntüleri incelendiğinde diş fırçalama uygulanan gruplarda yüzeyel çizikler ve çukurlar gözlemlendi. AFM analiz sonuçlarına göre pürüzlülük değerleri en fazla G1’de (G1:CAKK; 0.045 μ m), en az fırçalama uygulanmamış başlangıç örneklerde (0.013 μ m) gözlemlendi. Profilometre lm sonuçlarına göre fırçalama döngüsü uygulanan tüm grupların yüzey pürüzlülüğü (Ra), ağız içinde kullanılabılır eşik değer olan 0.2 μ m’nin altında bir değer verdi.

Sonuç : Nano hibrit kompozit CAD/CAM materyalinin diş fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğünde atomik düzeyde artış gözlemlendi. Aktif kömür içerikli diş macunu, perlit ve silika içerikli diş macunlarına göre, yüzey pürüzlülüğünde atomik düzeyde daha fazla artış gösterdi. Ancak çalışmada kullanılan tüm diş macunları ve klorheksidin diğlukonat gargaranın 28 günlük sürede nano hibrit kompozit materyalinin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine etkisi klinik olarak kabul edilebilirlik sınırlarındadır. Ağız bakımı için kullanılan diş macunları ve gargaralar içeriklerine göre dikkatle nerilmelidir.

Anahtar Kelimeler : CAD/CAM blok, Klorheksidin diğlukonat, Elektronik diş fırçası, Beyazlatıcı diş macunu.

ABSTRACT

Aim : In this study, it was aimed to evaluate the effects of daily oral care products on the color stability and surface roughness of a nano hybrid composite CAD/CAM material *in vitro*.

Method: In the study, a nano hybrid composite CAD/CAM material (Grandio block, VOCO, GmbH Cuxhaven, Germany); a total of 40 samples of equal dimensions (14x14x2 mm) were prepared (N=40). The samples were divided into 4 subgroups (n=10) which are G1, G2, G3, G4. The samples were held in the incubator for 24 hours at 37 °C. Surface finishing processes were applied to these samples in line with the manufacturer's recommendation. Toothpastes contain activated charcoal (G1, Colgate Optic White-Activated Charcoal), silica (G2, Opalescence Whitening Toothpaste) and perlite (G3, Signal Triple Protection) as a decolorant. The toothpastes are used an electronic toothbrush (Oral - B iO™ 7 series, Braun GmbH, Kronberg/TS, Germany) in brushing operation for 28 days, 10 seconds at 12 hour intervals. Tooth brushing was not applied to the samples in the control group (G4). Samples in all groups were kept in CHX mouthwash for 1 min/day. Color parameters of all samples in CIELAB color space were recorded using a spectrophotometer (Vita Easyshade, VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Sackingen, Germany) on days 0, 1, 7 and 28 to evaluate color change. Initial and post-brushing surface roughness assessment of G1, G2 and G3 samples was performed using a contact profilometer (Mitutoyo, Surftest SJ210) to record. At the end of the brushing cycles, a random sample was selected from each group to measure the surface roughness of G1, G2 and G3 samples. SEM and AFM analysis provide 2D images and 3D surface topography respectively. The data obtained as a result of the study were analyzed with IBM SPSS 26 (IBM®, Chicago, USA). Shapiro-Wilk normality test were applied to the results. In the situation of the dataset suitable for the normal distribution, if there are 2 dependent group paired t-test comparison tests were chosen and if there are 3 or more independent group, Anova were applied. In non-normal distribution dataset, the Kruskal-Wallis H test and Friedman test which are some of the three or more independent and dependent group comparison tests, respectively. As a result of the Kruskal-Wallis H test and the Friedman test, if the group test results are significant, the Dunn test and Bonferroni correction were applied to these groups in the multiple comparisons. At the statistical significance level, $\alpha=0.05$ was accepted.

Results: As a result of our experiments, discoloration have seen above the perceptibility threshold value (PT) in the all groups. Discoloration have seen after the 7th day in G1 and G3, and in the first 7 days in G2 and G4. All groups gave a result below the acceptability threshold (AT) after 28 days. When the SEM and AFM images were examined, superficial scratches and pits were observed in the tooth brushing groups that are G1, G2, G3. According to the AFM analysis results, the roughness values were observed the most in G1 and the least in G4. The roughness values of G1 and G4 are 0.045 μ m and 0.013 μ m, respectively. According to the results of profilometer, surface roughness (Ra) gave a result under 0.2 μ m which is the usable threshold value in the mouth, in the tooth brushing groups.

Conclusion : After the brushing process, scratches and pits that can be seen at the atomic level were observed on the surface of the nano hybrid composite CAD/CAM material. Toothpaste containing activated charcoal showed greater surface roughness at atomic level than toothpastes containing perlite and silica. However, the effect of all toothpastes and chlorhexidine digluconate mouthwash used in the study on the surface roughness and color change of the nano hybrid composite material within a 28-day period is within the clinically acceptable limits. Toothpastes and mouthwashes used for oral care should be considered according to their contents.

Keywords: CAD/CAM block, Chlorhexidine digluconate, Electronic toothbrush, whitening toothpaste.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	I
ABSTRACT.....	III
İÇİNDEKİLER.....	V
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	VIII
ŞEKİLLER.....	X
TABLolar.....	XII
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Diş Hekimliği Seramikleri.....	3
2.1.1. Diş Hekimliği Seramiklerinin Tanımı ve Kronolojisi	3
2.1.3. Diş Hekimliği Seramiklerinin Yapısı ve Özellikleri.....	5
2.1.4. Diş Hekimliğinde Seramiklerin Sınıflandırılması.....	6
2.2. CAD/CAM Sistemleri	8
2.2.1. Tanımı ve Tarihsel Gelişimi.....	8
2.2.2. CAD/CAM Bileşenleri.....	9
2.2.2.1. Veri Toplama	9
2.2.2.2. Veri Tasarımı ve İşlemesi	10
2.2.2.3. Üretim	10
2.2.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller.....	10
2.3. Dental Materyallerde Yüzey Pürüzlülüğü	22
2.3.1. Restoratif Materyallerde Yüzey Bitirme Yöntemleri	22
2.3.2. Yüzey Bitirme İşlemlerinde Kullanılan Aletler ve Materyaller.....	22
2.3.3. Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi.....	23
2.3.4. Dental Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü.....	23

2.3.5. Materyallerde Diş Fırçalamaya Bağlı Meydana Gelen Yüzey Değişimleri...	24
2.3.6. Yüzey Pürüzlülük Analizleri.....	24
2.4. Ağız Hijyeni Yöntemleri.....	27
2.4.1. Mekanik Diş Temizliği.....	27
2.4.2. Diş Temizliğinde Kullanılan Kimyasal Ajanlar.....	30
2.5. Diş Hekimliğinde Renk.....	34
2.5.1. Işık ve Renk.....	34
2.5.2. Materyallerin Işığın Yayılmına Etki Eden Özellikleri.....	36
2.5.3. Renk Notasyon Sistemleri.....	38
2.5.4. Renk Ölçüm Yöntemleri.....	43
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	49
3.1. Örneklerin Hazırlanması	49
3.2. Örneklerin Gruplandırılması ve Çalışmanın Yapılması	50
3.3. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	53
3.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması	53
3.4.1. Örneklerin Kontak Profilometre ile İncelenmesi.....	53
3.4.2. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi.....	54
3.4.3. Örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile İncelenmesi	54
3.5. İstatistiksel Değerlendirme	55
4.BULGULAR.....	57
4.1. Renk Ölçümü Bulguları	57
4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	63
4.3. SEM Analizi Bulguları	65
4.4. AFM Analizi Bulguları	70
5. TARTIŞMA	74

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	87
KAYNAKÇA	88
ÖZGEÇMİŞ	109



SİMGELER VE KISALTMALAR

°C : Santigrad derece

µm : Mikrometre

Al₂O₃ : Aluminyum oksit

Al₂O₃.2SiO₂.2H₂O : Kaolin

AFM : Atomik kuvvet mikroskobu

AT : Kabul edilebilir eşik değeri (acceptability threshold)

Bis-GMA : Bisfenol-A-diglisidilmetakrilat

Bis-DMA : Bisphenol ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate

CAD/CAM : Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim

C : Chroma

CAK: Colgate Optic White, Aktif Kömür

CHX : Klorheksidin diglukonat

CP : Karbamid peroksit

CEREC: Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics

DMA : Dimethacrylate

Dk : Dakika

GPa : Gigapaskal

GB : Grandio Blok

H : Hue

HT : Yüksek translüsent

ISO : Uluslararası Standartlar Teşkilatı

K₂O : Potasyum oksit

K₂O.Al₂O₃.6SiO₂ : Feldspar

Li₂Si₂O₃ : Lityum metasilikat

LT : Düşük translüsent

LDGC : Lityum disilikat cam seramiklerin

mm : Milimetre

MPa : Megapaskal

MO : Medium Opacity

Na₂O : Sodyum oksit

nm : Nanometre

O : Opalescence Whitening Toothpaste

UDMA : Urethane dimethacrylate

PICN : Polimer infiltre seramik ağ materyali

PT : Algılanabilir eşik değeri (perceptibility threshold)

RDA : Dentin üzerindeki aşındırıcılık

SEM : Taramalı elektron mikroskobu

SiO₂ : Kuvars

Si : Silisyum

SUK : Signal Üçlü Koruma

V : Value

TEGDMA : Triethylene glycol dimethacrylate

TZP : Tetragonal zirkonya

ZLS : Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik

ŞEKİLLER

Şekil 2.1 : Tatal ve ark.nın diş hekimliği seramikleri için oluşturduğu kronolojik sıralama.

Şekil 2.2 : Seramik ürünlerin nispi bileşimi.

Şekil 2.3 : Gracis ve ark. tarafından sunulan seramik ve seramik benzeri materyaller sınıflandırması.

Şekil 2.4 : Ra parametresi.

Şekil 2.5 : Rz parametresi.

Şekil 2.6 : Rpm parametresi.

Şekil 2.7 : Işığın yansıma şekilleri.

Şekil 2.8 : Munsell'in üç boyutlu renk sistemi.

Şekil 2.9 : CIE renklerin tristimulus değerleri eğrisi.

Şekil 2.10 : Üç koordinatın oluşturduğu eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan küre.

Şekil 2.11 : a^* ve b^* koordinatları.

Şekil 2.12 : VITA toothguide 3D Master skalası.

Şekil 2.13 : Renk ölçüm geometrileri. A: spektrofotometre. B: spektoradyometre.

Şekil 3.1 : Örneklerin hazırlanması. (A: Çalışmada kullanılan nano hibrit kompozit CAD/CAM Blok, B: Isomet hassas kesim cihazı, C: Örneklerin dijital kumpas ile ölçülmesi, D: Örneklerin yüzey bitirme işlemi.).

Şekil 3.2 : Çalışmada kullanılan materyaller. (A: Çalışmada kullanılan diş macunları ve gargara. B: Çalışmada kullanılan elektronik diş fırçası. C: Örneklerin distile suda ve gargarada bekletilmesi. D: Örneklerin sabit basınç altında fırçalanması.)

Şekil 3.3 : Örneklerin ölçümlerinin yapılması. (A: Spektrofotometre ile renk ölçümü, B: Kontak profilometre cihazının kalibrasyonu, C: SEM cihazı. D: AFM cihazı.)

Şekil 4.1 : Yüzey polisaj işlemi tamamlanmış Grandio Blocs örneklerin fırçalama öncesi SEM görüntüleri (A: 1000x. B: 3000x. C:5000x.)

Şekil 4.2 : 28 gün, günde 2 defa olmak üzere Colgate Aktif Kömür diş macunu ile fırçalanmış ve Klorhex uygulanmış(1dk/gün) Grandio blocs örneklerin SEM görüntüleri (A: 1000x. B: 3000x. C:5000x.)

Şekil 4.3 : 28 gün, günde 2 defa olmak üzere Opalescence Whitening Toothpaste diş macunu ile fırçalanmış ve Klorhex uygulanmış(1dk/gün) Grandio blocs örneklerin SEM görüntüleri (A: 1000x. B: 3000x. C:5000x.)

Şekil 4.4 : 28 gün, günde 2 defa olmak üzere Opalescence Whitening Toothpaste diş macunu ile fırçalanmış ve Klorhex uygulanmış(1dk/gün) Grandio blok örneklerin SEM görüntüleri (A: 1000x. B: 3000x. C:5000x.)

Şekil 4.5 : Grandio Blocs örneğin polisaj sonrası AFM görüntüsü. (50µm×50µm)

Şekil 4.6. : Grandio Blocs örneğin polisaj sonrası AFM Analiz Raporu. (50µm×50µm)

Şekil 4.7 : Grandio blocs örneğin, 28 gün Colgate Optic White, Aktif kömür + Klorheksidin diglukonat uygulaması sonrası AFM görüntüsü. (50µm×50µm)

Şekil 4.8 : 28 gün boyunca Colgate Optic White, Aktif Kömür + Klorheksidin diglukonat uygulanan Grandio blocs örneğin AFM Analiz Raporu.

Şekil 4.9 : Grandio blocs örneğin, 28 gün Opalescence Whitening Toothpaste + Klorheksidin diglukonat uygulaması sonrası AFM görüntüsü. (50µm×50µm)

Şekil 4.10 : 28 gün boyunca Opalescence Whitening Toothpaste + Klorheksidin diglukonat uygulanan Grandio blocs örneğin AFM Analiz Raporu.

Şekil 4.11 : Grandio blocs örneğin, 28 gün Signal Üçlü Koruma + CHX uygulaması sonrası AFM görüntüsü. (50µm×50µm)

Şekil 4.12 : 28 gün boyunca Signal Üçlü Koruma + Klorheksidin diglukonat uygulanan Grandio blocs örneğin AFM Analiz Raporu.

TABLolar

Tablo 2.1 : Porselenlerin bileşimi.

Tablo 2.2 : Gracis ve ark. tarafından sunulan seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflamasına göre tam seramik ve benzeri materyallerin üretim şekli, hangi materyal olarak kullanıldığı, asitlenebilirliği ve klinik endikasyonları.

Tablo 3.1 : Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmalar ve içerikleri.

Tablo 4.1 : G1, G2, G3 ve G4'ün T_0 ve T_1 zamanlarında bulunan renk ölçüm sonuçları

Tablo 4.2 : G1, G2, G3 ve G4'ün T_2 ve T_3 zamanlarında bulunan renk ölçüm sonuçları

Tablo 4.3 : Örneklerin renk değişimlerinde ΔL , Δa , Δb ve ΔE değerleri üzerinden elde edilen tanımlayıcı istatistikler ve Shapiro-Wilk testi sonuçları

Tablo 4.4 : Örneklerin renk değişimlerinde ΔL , Δa ve Δb değerlerinin grup içi ve gruplar arası karşılaştırma sonuçları

Tablo 4.5 : Örneklerin renk değişimlerinde ΔE değerlerinin grup içi ve gruplar arası karşılaştırma sonuçları

Tablo 4.6 : G1, G2 ve G3'ün t_0 ve t_1 zamanlarındaki R_a değerlerinin ortalama değerleri verilmiştir.

Tablo 4.7 : Örneklerin yüzey pürüzlüğü ölçümleri üzerinden elde edilen tanımlayıcı istatistikler ve Shapiro-Wilk testi sonuçları

Tablo 4.8 : Örneklerin yüzey pürüzlüğü ölçümlerinin grup içi ve gruplar arası karşılaştırma sonuçları

Tablo 4.9 : Grup 1, Grup 2, Grup 3 örneklerin başlangıç (T_0 : 0-1. gün) renk değişimi ve başlangıç (t_0 : 1. gün) yüzey pürüzlülüğü (R_a) değerleri çalışma sonu (T_3 : 1-28. gün) renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü (t_1 : 28.gün) değerleri arasındaki bağıntının Spearman korelasyon analizi sonuçları.

1. GİRİŞ

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisinin ilerlemesi ve buna bağlı olarak kullanılan farklı materyallerin üretilmesi ile yüksek estetik ve mekanik özelliklere sahip protetik tedaviler yapılmaktadır.

CAD/CAM sistemleri, hekimlere fazla madde kaybı dişlerin konservatif tedavisinde (inley, onley, veneer, kuron gibi) kolaylık sağlamaktadır. Güncel olarak rezin içerikli CAD/CAM bloklar son zamanlarda kuron restorasyonların tedavisi için geleneksel direkt veya indirekt rezin kompozitlere veya tam seramik restorasyonlara alternatif olarak sunulmuştur. Resin içerikli CAD/CAM materyallerin, restorasyonlarda kullanılmasının en önemli avantajlarından biri karşıt ark minde daha düşük aşınma direnci ve cam seramik materyallere göre daha yüksek kırılma direnci göstermesidir. Bir diğer avantajı ise kolay polisaj yapılabilmesidir.

Diş hekimlerinin ana amaçlarından biri yapılan tedavilerin uzun süreli klinik başarı göstermesidir. Uzun süreli klinik başarıyı etkileyen bir çok faktör olmakla birlikte, kullanılan restoratif materyallerin pürüzsüzlüğü ve renk stabilitesi de bu faktörler arasındadır. Yüzey pürüzlülüğü fonksiyon, estetik ve biyolojik uyum açısından oldukça önemlidir. Pürüzlü yüzey; plak birikiminin artmasına, dişeti iltihabı ve yumuşak doku reaksiyonlarına veya karşıt dişlerde aşınmaya neden olabilir. Karşıt sert dokularda aşınma neticesinde dişlerde boyanma artar. Leke, plak ve diş taşı birikir.

Ağız boşluğu yüzey kalitesini değiştirebilecek termal, kimyasal, mekanik bir çok faktöre maruz kalmaktadır. Ağız bakımı ve sağlığı için kullanılan diş macunları ve gargaralar da içeriklerindeki kimyasal ajanlar nedeniyle restoratif materyallerin yüzeylerinde farklı etkilere neden olabilmektedir. Güncel olarak kullanılan beyazlatıcı diş macunlarının ve klorheksidin diglukonat içerikli gargaranın rezin içerikli CAD/CAM blokların renk ve yüzey özelliklerine olan etkileri ve bu etkilerin zamana bağlı olarak nasıl değişim gösterdiği hakkında kısıtlı bilgiler vardır.

Bu çalışma ile nano hibrit kompozit bir CAD/CAM materyaline günlük ağız bakım ürünlerinin renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü açısından etkilerinin *in vitro* olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışma ile elde edilen bilgiler aracılığıyla; nano hibrit kompozit materyallerde farklı içeriğe sahip diş macunlarının ve klorheksidin

diglokonat gargaranın restoratif materyalin yüzeyinde ve renginde meydana getirdiği değişim incelenmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliği Seramikleri

2.1.1. Diş Hekimliği Seramiklerinin Tanımı ve Kronolojisi

Keramikos (Yunanca:Κεραμικός), Yunanistan'ın başkenti Atina'nın bir mahallesidir. Yunanca "keramikos" sözcüğü Türkçe'de "topraktan gelen" anlamına gelmektedir. Bir çömlekçi mahallesi olan Keramikos'dan seramik kelimesinin türediği düşünülmektedir (1). Seramik kelimesi, Türk Dil Kurumu tarafından 'Yüksek ısıda pişirilmiş topraktan yapılan nesne.' olarak tanımlanmıştır (2).

Protetik Terimler Sözlüğü'ne göre seramik; bir ya da daha fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı bileşimdir ve bu bileşimde büyük oksijen atomları matriks gibi görev yaparak küçük metal atomlarını arasına sıkıştırmıştır. Seramiğin yapısındaki atomları bir arada tutan atomik bağlar hem kovalent hem de iyonik karakterdedir. Bu güçlü bağlar sayesinde porselen sert, yüksek elastisite modülüne sahip olduğu gibi ısısal ve kimyasal ajanlara karşı da dirençli olmaktadır (3).

Porselen sözcüğü, Orta Çağ İtalyancasında kabuğundan sedef elde edilen, parlak beyaz küçük deniz kabuğu anlamına gelen 'porcella' dan gelir ve farklı kristal partiküllerinin cam matris içinde dağılarak oluşturduğu dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, zayıf, amorf ve tamamen transparan olup düzensiz bağlar içerir, kristal yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır (4, 5). Protetik Terimler Sözlüğü'ne göre porselen, daha düşük kaynaştırıcı malzemeler ile birleştirilen erimez elemanlardan oluşan camsı bir seramik olarak tanımlanmıştır (3).

Tutal (6) ve arkadaşları tarafından dental porselenin gelişimindeki kronolojik sıra Şekil 2.1'de özetlenmiştir (6)

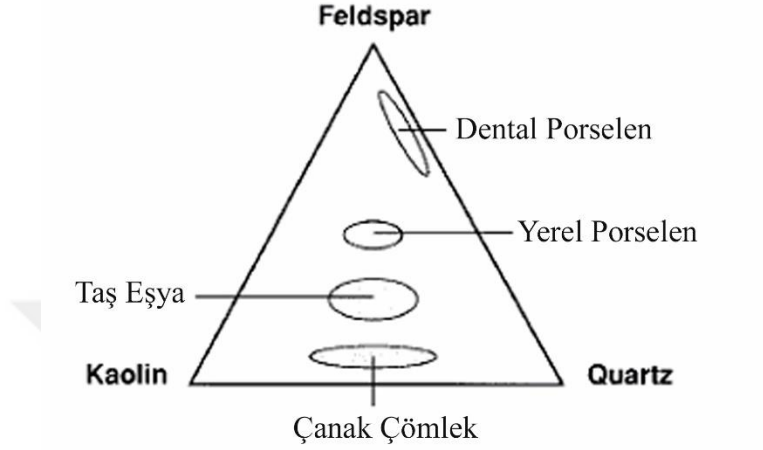
MÖ 40000: Ateş ilk insan tarafından bulundu.
MÖ 23000: Bilinen ilk seramik obje yapıldı.
MÖ 4-5000: İlk kil çanak üretildi.
MS 1000: İlk Çin porseleni üretildi.
1671: John Dwight transparan porselenin patentini aldı. (patent no 164)
1708: Seramik materyalinin ilk bilimsel laboratuvarı açıldı.
1717: d'Entrecolles Çin porseleninin sırrının keşfetti.
1728: Fauchard dişhekimliği alanında porselenin kullanımını önerdi.
1774: Duchateau ilk porselen yapay dişleri yaptı.
1791: De Chemant dental porselen için Fransız ve İngiliz patentini aldı.
1806: Fonzi porselen ve metali birleştirerek 'terrometalik' dişleri üretti.
1816: De Chemant köprü yapımında porseleni kullandı.
1830: Stockton Amerika'da ilk porselen dişleri üretti. 1838: Wildman vakumlu fırınlamayı ilk kez kullandı. 1845: White ilk ticari porselen yapay dişleri üretti.
1864: Porselen kuronlar genel kullanıma girdi. 1880: Tess porselen fırını geliştirdi. 1886: Land platin yaprak üstüne feldspatik porseleni işledi. Land, inley ve kuronları geliştirdi.
1889: Land jaket kuron patentini aldı.
1900: Orta ısı porseleni keşfedildi.
1910: Dental porselenin mekanik özellikleri yayınlandı.
1918: Dental porselenin ilk kimyasal analizi yapıldı.
1940: Dental porselenin vakum fırını keşfedildi.
1942: Formülünden uranyum çıkartılarak daha floresans özellikte porselen üretildi.

1956: Porselen-altın sistemi geliştirildi.
1958: Vines vakumlu fırınlamayı geliştirdi.
1960: Polisülfid ölçü maddesi bulundu
1962: Altın alaşımlar çok daha fazla geliştirildi.
1965: McLean ve Hughes alumina porseleni keşfetti.
1968: Cam seramikler ilk kez MacCulloch tarafından kullanıldı.
1970: Porselen metal sisteminde metal alt yapı geliştirildi.
1972: Dental porselenin elastik modülüsü ilk kez tam doğru olarak ölçüldü. Southan ve Jorgensen refraktör day materyalini geliştirmişlerdir.
1974: Palladyum gümüş alaşımı geliştirildi.
1980: Adair ve Grossman, Dicor porselen sistemini geliştirdi.
1981: Alumina kor geliştirildi ve dökülebilir cam seramiklere ilgi yeniden arttı.
1983: O'Brien tarafından yüksek genleşme potansiyelinde kor materyali geliştirildi.
1983: Sozia ve Riley, Cerestore materyalini geliştirdi.
1984: Dental porselen tozunun ilk uluslar arası standardı yayımlandı. (ISO 6872-1984) 1985: Hobo ve Iwata sentetik hidroksi apatit kullanarak Cerapearl materyalini geliştirdi.
1980-1986: Mörmann ve Brandestini tarafından CEREC geliştirildi.
1986: Michael Sadoun In-Ceram sistemini geliştirdi.
1990: Wohlwend tarafından IPS Empress geliştirildi.
1991: Cerec 2 geliştirildi.
1994: Vita Zahnfabrik In-Ceram Spinel materyalini geliştirdi.

Şekil 2.1 : Tatal ve ark.nın (6) diş hekimliği seramikleri için oluşturduğu kronolojik sıralama.

2.1.2. Diş Hekimliği Seramiklerinin Yapısı ve Özellikleri

Diş hekimliğinde kullanılmış olan en eski porselenler; çanak-çömlek, taş ve yerel porselenlerden oldukça farklı bir yapıda olup Şekil 2.2’de ve Tablo 2.1’de gösterildiği gibi kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), feldspar ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) ve kuvars (SiO_2) karışımlarıydı (4).



Şekil 2.2 : Seramik ürünlerin nispi bileşimi (4).

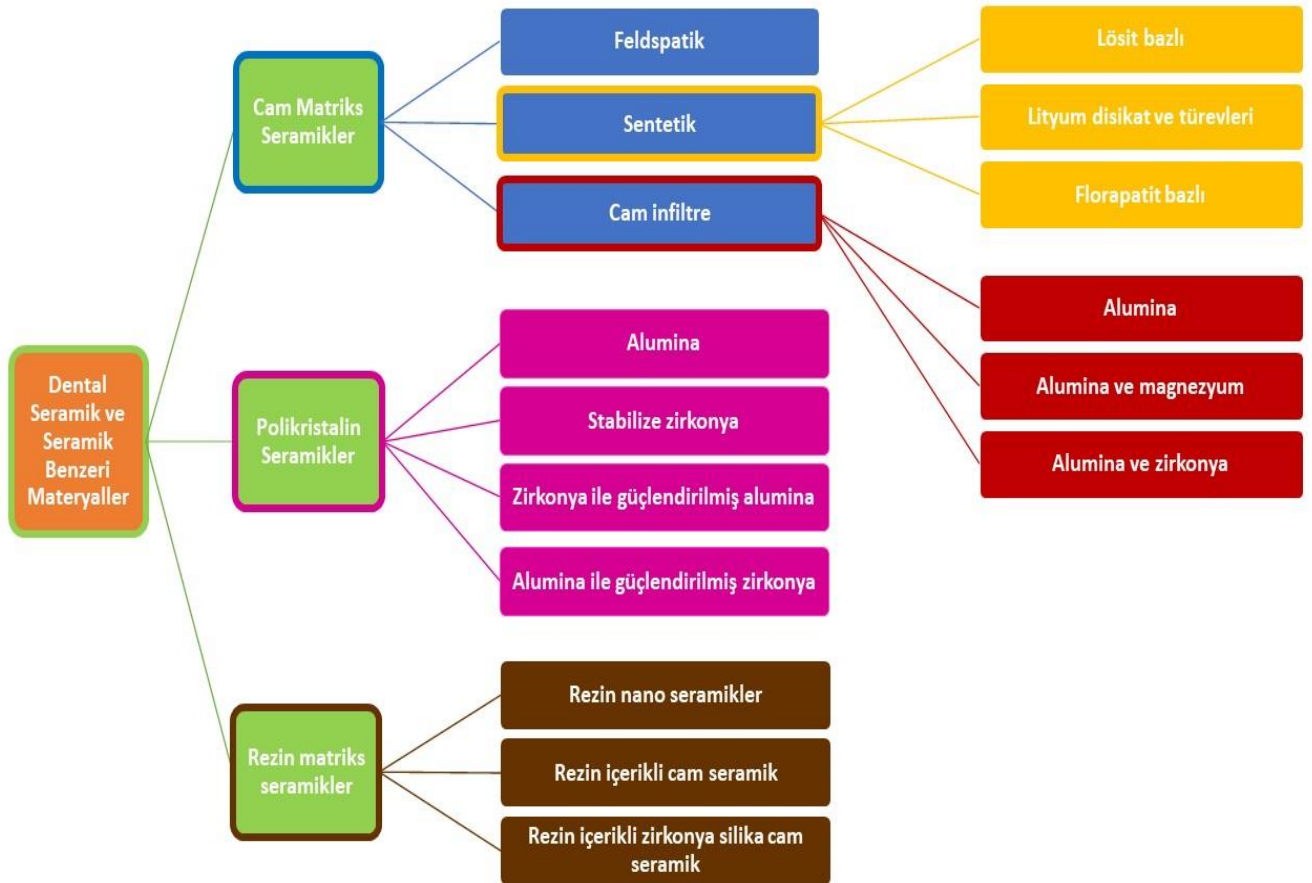
Tablo 2.1 : Porselenlerin bileşimi (4).

PORSELEN	%Kaolin	% Kuartz	% Feldspar
Evsel	50	20-25	25-30
Dental	0	25	65

Seramik; sert, katı ve aynı zamanda kırılğan bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımının esas nedeni doğal diş yapısını taklit edebilen yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Seramik; doğal diş dokusunu, rengini ve translusentlik derinliğini taklit etme potansiyeline sahiptir. Diş hekimliğinde kullanılan porselenin % 75-80’ i feldspar, %12-22’ si kuartz (silika, kum), %3-5’ i de kaolin (kil)’ den meydana gelir . Porselenin yapısına bu üç ana madde dışında ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, opaklık veya parlaklık özelliği veren maddeler de eklenebilmektedir (7, 8).

2.1.3. Diş Hekimliğinde Seramiklerin Sınıflandırılması

Kullanılacak ideal bir sınıflandırma materyal tercihi sürecinde; ağız içerisinde kullanıldıkları bölgeye göre (anterior veya posterior), restorasyonun kullanım amacı (kron, köprü, onley vb.) ve simantasyonu (geleneksel veya adeziv) hakkında klinik kullanım açısından yönlendirici olmalıdır. Tam seramikler için yapılmış çeşitli sınıflandırmalar vardır. Ancak, seramik benzeri özelliklere sahip materyallerin de sınıflamalarda yer alması gerektiği bildirilmiştir. Tam seramik ve seramik benzeri materyaller için 2015 yılında Gracis ve ark.(9) tarafından yeni bir sınıflama tanımlanmıştır (Şekil 2.3). Formülasyonlarındaki özelliklere göre 3 grup altında incelenmiştir. Tam seramik ve benzeri materyallerin üretim şekli, materyal tipi, asitlenebilirliği ve klinik endikasyonları açısından hekime bilgi veren bir sınıflama sunulmuştur (9). (Tablo 2.2)



Şekil 2.3 : Gracis ve ark. tarafından sunulan seramik ve seramik benzeri materyaller sınıflandırması (9).

Tablo 2.2 : Gracis ve ark. tarafından sunulan seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflamasına göre tam seramik ve benzeri materyallerin üretim şekli, hangi materyal olarak kullanıldığı, asitlenebilirliği ve klinik endikasyonları (9).

Dental Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller					KLİNİK ENDİKASYONLARI				
		Üretim şekli	Altyapı(A) Monolitik(M) Veneer(V)	Asitlenebilme	Veneer	Parsiyel Kron	Full Kron Anterior(A) Posterior(P)	Köprü	İmplant dayanağı
1. Cam Matris Seramikler	1.1. Feldspatik	Refraktör day, Platin folyo, Press	M/V	Evet	✓				
	1.2. Sentetik Seramikler								
	a. Lōsit Bazlı	Press ya da CAD/CAM	A/M	Evet	✓	✓	✓(A)		
	b. Lityum Disilikat ve Türevleri	Press ya da CAD/CAM	A/M	Evet	✓	✓	✓(A/P)	2.premolara kadar 3 üye	✓
	c. Florapatit Bazlı	Press ya da tabakalama	V	Evet					
	1.3. Cam İnfiltr Seramikler								
	a. Alumina	CAD/CAM ya da Slip casting	A	Evet			✓(A/P)	Anterior 3 üye	
	b. Alumina Ve Magnezyum	CAD/CAM ya da Slip casting	A	Evet			✓(A)		
	c. Alumina Ve Zirkonya	CAD/CAM ya da Slip casting	A	Evet			✓(A/P)	Posterior 3 üye	
2. Polikristalin Seramikler	2.1. Alumina	CAD/CAM	A	Hayır	✓		✓(A/P)	✓	
	2.2. Stabilize Zirkonya	CAD/CAM	A/M	Hayır		✓	✓(A/P)	✓	✓
	2.3. Zirkonya İle Güçlendirilmiş Alümina	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)	✓	✓
	2.4. Alümina İle Güçlendirilmiş Zirkonya	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)	✓	✓
3. Rezin Matris Seramikler	3.1. Rezin Nano seramikler	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)		
	3.2. Rezin İçerikli Cam Seramik	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)		
	3.3. Rezin İçerikli Zirkonya Silika Cam Seramik	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)		

2.2. CAD/CAM Sistemleri

2.2.1. Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

Endüstriyel makine teknolojisinde kullanılan bir kısaltma olan CAD/CAM (Computer Aided Design, Computer Aided Manufacturing); bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelmektedir. Üretimi yapılmak istenen ürünün bilgisayar ekranında çeşitli program ve yazılımlar aracılığı ile üç boyutlu tasarlanarak üretimine imkan veren CAD/CAM sistemleri, diş hekimliği alanında 1970’li yıllardan bu yana yer edinmiştir (10, 11).

1970’li yıllarda CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliği alanında ilk çalışmaları Amerika’da Bruce Altschuler, Fransa’da Francois Duret, İsviçre’de Werner Mörmann ve Marco Brandestini ile başlamıştır. 1977 yılında Young ve Altschuler (12) ilk olarak ağız içerisinde yüzey eşleştirmesi yapmak için optik bir cihazın kullanılması fikrini ortaya atmıştır (12). 1979 yılında Heitlinger ve Rodder (13) adlı araştırmacılar ve ardından Mörmann ve Brandestini (14) CAD/CAM sistemleri ile ilgili çalışmalar yapmışlardır. 1980 yılında ticari olarak üretilen ilk CAD/CAM sistemi Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics; CERamics REConstructions)’tir. 1983 yılında Fransa’da Garanciere konferansında ilk dental CAD/CAM prototipi tanıtılmıştır. 1984 yılında Duret tarafından Duret Sistemi geliştirilmiştir. Duret bu sistemin esas amacını, bu endüstriyel teknolojiyi kolaylıkla diş hekimliğine transfer etmek ve diş restorasyonu için harcanan manuel eforu azaltarak maliyeti düşürmek olarak açıklamıştır; ancak Duret Sistemi, pahalı ve kompleks bir sistem olması nedeniyle başarılı olmamıştır. 1985 yılında ise herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilip ağız içerisine yerleştirilen ilk kuron elde edilmiştir (11, 15).

Takip eden yıllarda endüstriyel üretimde yaygın olarak kullanılan CAD/CAM teknolojisinin, diş hekimliği alanında kullanılabilirliği üzerine çalışmalar yoğunlaşmıştır. Mühendislik alanında son 20 yıldır meydana gelen yeni gelişmeler, CAD/CAM teknolojilerinin başarılı bir şekilde kullanımını sağlamıştır. Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisinin dental laboratuvar açısından bakıldığında büyük avantajları vardır. CAD/CAM teknolojisinin daha kısa sürede daha yüksek kalitede restorasyon üretimini sağladığı ifade edilmektedir. CAD/CAM sistemleri

yüksek maliyetine rağmen teknik hataları en aza indirmesi ve klasik çok aşamalı indirekt restorasyon üretimindeki, çapraz bulaşma riskini azaltması nedeniyle tercih edilmektedir. CAD/CAM teknolojisi, hızlı ve iyi kalitede restorasyon üretimi için finansal kapasite gerektirir (15).

2.2.2. CAD/CAM Bileşenleri

Diş hekimliğinde kliniklerde ve laboratuvarlarda ileri teknolojinin kullanılması "dijital iş akışı" olarak bilinir ve restorasyonların üretimindeki insan emeğine dayanan zorlu aşamaların ortadan kalkmasına fırsat vermiştir (16). Dijital iş akışının temeli üç ögeye dayanmaktadır. Birincisi, veriyi toplamadır ve bunun için çeşitli optik tarayıcılardan yararlanılır. Bunu, bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımı kullanılarak toplanan verilerin tasarımı ve işlenmesi takip eder. Son adım işlenen verilerin, bilgisayar destekli imalat (CAM) ile istenilen malzeme kullanılarak üretilmesidir (17). Tüm CAD/CAM sistemlerinin başlıca 3 fonksiyonel bölümü bulunmaktadır (18). Bunlar; optik ölçünün elde edilmesi (Veri Toplama), restorasyonun tasarımı (Veri Tasarımı ve İşlemesi), restorasyonun üretimi (Üretim)'dir.

2.2.2.1. Veri Toplama

Diş hekiminin yaptığı diş hazırlığının, komşu dişlerin ve karşıt arkdaki dişlerin geometrisinin ağız ortamından veya model üzerinden taranması işlemidir. Verilerin elde edilmesi aşaması CAD/CAM sistemleri arasında farklılık göstermektedir. Bazı sistemlerde ağız içinde görüntü alan dijital 3 boyutlu tarayıcılar kullanılmaktadır. Bazı CAD/CAM sistemlerinde ise veriler, mekanik veya optik tarayıcıların modelleri taraması ile elde edilmektedir (18).

Mekanik tarayıcılarda uç kısımda yer alan bir küre, iğne ucu ya da pin aracılığıyla model taranır ve diş hazırlığı yapılan bölgenin haritası çıkartılır. Optik tarayıcıların çoğu harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken, lazer projeksiyonu, beyaz ışık ya da renkli ışık ile tarama yapılır. Hızlı ve yüksek çözünürlükte veri elde edilebilmesi optik tarayıcıların avantajlarıdır. Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (19).

2.2.2.2. Veri Tasarımı ve İşlemesi

Restorasyonun bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımının ve planlamasının yapılabilmesi için çeşitli firmalar tarafından geliştirilen özel yazılımlar mevcuttur. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan şablonları doğrudan kullanabileceği gibi, modifikasyonlar oluşturarak kendi tasarımını da yapabilmektedir. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra CAD yazılımı, sanal modeli CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirmektedir (18, 19).

2.2.2.3. Üretim

Tasarımı tamamlanan restorasyonun bilgisayar kontrolünde olan aşındırma makineleri yardımıyla istenilen malzemeden frezelenerek elde edilmesi işlemidir. Frezeleme işlemini gerçekleştiren cihazlar, frezeleme işlemi yaptıkları aksların sayısına göre farklılık gösterir. Bilgisayar destekli üretim yapan cihazlar 3 akslı, 4 akslı ve 5 akslı olmak üzere 3 çeşittir. Kural olarak CAM aşamasından sonra bazı manuel düzeltmeler, renklendirmeler ve üstyapı uygulamaları diş teknisyeni tarafından yapılır (18).

2.2.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanımının artması ile birlikte hastaların artan estetik ve fonksiyonel beklentileri, üretici firmaları bu sistemlerde kullanılmak üzere yeni materyaller geliştirme yoluna itmiştir. CAD/CAM sistemlerinde restoratif materyal seçiminde; restorasyonun ağızdaki konumu, hastanın beklentileri, restorasyonun tipi, hastanın sosyo-ekonomik durumu hekimin restoratif materyal seçiminde göz önünde bulundurması gereken kritik noktalar. CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilen çeşitli materyaller mevcuttur (20, 21). Bu materyaller şu şekilde sınıflandırılmaktadır;

- I. Feldspatik seramikler
- II. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
- III. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler
- IV. Oksit seramikler
 - a. Cam infiltre oksit seramikler
 - b. Sinterlenen oksit seramikler
- V. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler

- VI. Rezin matriks seramikler
- VII. Polimerler
- VIII. Metaller

Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramik içerikli bloklar, CAD/CAM sistemlerinde kullanılan ilk bloklar olma özelliğindedir. Kimyasal yapısı %56-64 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %6-9 Na₂O, %6-8 K₂O, %0,3-0,6 CaO, %0,1 TiO₂'den oluşur ve cam matriks içerisinde %30 oranında ve homojen biçimde dağılmış, 3-4 mikrometre boyutlarında feldspar partikülleri içerir. Kırılma dirençleri 150 MPa, elastiklik modülleri 45-63 GPa'dır (21, 22).

Laboratuvarında sinterlenen seramikten farklı olarak feldspatik seramik CAD/CAM bloklarının endüstriyel olarak, standart, kontrollü ve vakum altında sinterlenmesi, daha homojen ve stabil bir mikroyapıya sahip olmasını sağlamaktadır. Feldspatik cam seramik bloklarının en büyük avantajı ; frezeleme işleminden hemen sonra, kolayca cila yapılarak tek seansta hastaya uygulanabilmesidir (22, 23).

Klinik endikasyonları; inley, onley, laminate veneer, ön bölge kuron protezleri ile sınırlıdır. Kırılma dirençlerinin düşük olması nedeni ile köprü, endokuron restorasyonlarında kullanımı uygun değildir (23-25). Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak 3 farklı feldspatik seramik blok mevcuttur (20).

Monokromatik blokların estetik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla dikromatik ve polikromatik bloklar kullanıma sunulmuştur. Dikromatik bloklarda, dentin ve mine taklit edilmeye çalışılmıştır. Küresel bir dentin çekirdeği ve etrafında translusent bir mine tabakası 3 boyutlu olarak bir yay şeklinde renk geçişine izin verecek şekilde hazırlanmıştır. Polikromatik bloklar farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliklerine sahip olmaları nedeniyle doğal diş dokusunu taklit edilebilmektedir. Doğal dişin optik özellikleri taklit edilmeye çalışılarak doğal dentisyon ve restorasyonlar arasında bir harmoni oluşması sağlanmıştır (26).

Feldspatik seramik CAD/CAM materyallerine örnek olarak; CEREC C, CEREC C PC (Dentsply Sirona, ABD), Vita blocks Mark II, Vita Block Triluxe, Vita Triluxe Forte, Vita Block Reallife (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) verilebilir (23, 27).

Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM bloklarının kimyasal yapısı SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O 'den oluşur ve seramik içinde bulunan lösit kristalleri çok aşamalı fabrikasyon işlemleri ile cam matrikste kontrollü kristalizasyon oluşturularak üretilmektedir (28). İçeriğinde hacimce %30-40 oranda 1-5 μm büyüklüğündeki lösit kristalleri bulunur (29). Bükülme direnci 160 MPa'dır (30).

Lösit kristallerinin seramiğe eklenmesi sonucu materyalin direnci üzerindeki etkisi iki farklı mekanizma sonucunda ortaya çıkmaktadır;

- Lösit kristalleri çatlağın yönünü değiştirerek çatlak ilerlemesini durdurur (31).
- Seramiğin soğuması esnasında cam matriks içerisinde artık baskı gerilimleri oluşmaktadır. Lösit kristallerinin genleşme katsayısı içinde bulunduğu cam matriksten daha fazladır. Seramiğin soğuması sırasında lösit kristaller büzülerek cam matriksi kendine doğru çeker ve böylece yapı içinde oluşan iç basıç mikro çatlakların (Griffith çatlakları) ilerlemesini durdurur (32-34).

Endikasyonları, anterior bölge kuron ve laminate venerler ile sınırlıdır. Restorasyonların direnci, diş dokusuna olan başarılı adezyona bağlıdır ve adeziv simantasyon gerektirmektedir (33).

Materyalin translusentlik, renk, floresanslık, opalesanslık, aşınma ve abrazyona direnç gibi özellikleri doğal dişle benzerlik göstermektedir. Bu gruptaki bloklar renk özelliklerine göre 3'e ayrılmaktadır. HT (yüksek translüsent) bloklar yüksek translusentliğe sahiptir ve inley-onley restorasyonlar için idealdir. LT (düşük translüsent) bloklar yüksek parlaklık değerine sahiptir, daha geniş restorasyonların yapımında tercih edilebilmektedir. Birkaç ton rengi içinde bulunduran multi bloklar doğal dişlerde servikalden insizale doğru değişen renk ve translusensi özelliklerini, yapılan restorasyona yansıtılabilmektedir (26).

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM bloklarına örnek olarak; IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn), Paradigm C (3M/ESPE, ABD) verilebilir (33).

Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam seramik restorasyonların kırılma dirençlerinin düşük olması ve endikasyon alanlarının sınırlı olması sebebi ile daha yüksek dirence sahip materyallerin

geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur (35). Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM bloklarında %70 oranında lityum disilikat kristalleri kullanılmaktadır, üstyapı seramiği ise florapatit kristallerinden oluşmaktadır (36, 37).

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM materyalinin kırılma direncinin fazla olması ve freze edilmesinin güçlüğü nedeniyle üretim aşamasında farklı prosedürler gerekmektedir (38). Bu materyal, üretim sürecinde freze edilmesindeki güçlüğü önüne geçebilmek ve frezeleme işlemi sırasında seramiğe yeterli direnci kazandırmak amacıyla parsiyel olarak kristalize edilmektedir. Temel kristal faz lityum metasilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). Bu fazdaki materyal, oldukça düşük kimyasal ve mekanik dayanıma sahiptir. Temel kristal fazda bulunan lityum metasilikat 850 °C’de uygulanan kristalizasyon işlemi sonrasında dirençli ve diş rengindeki lityum disilikata dönüşür (38).

Işık geçirgenliğine göre üç farklı lityum disilikat CAD/CAM bloğu mevcuttur: HT, LT, MO. Yüksek translusensiye sahip HT bloklar, bukalemun efekti (çevre dokuların rengini absorbe etme özelliği) ve estetik özellikleriyle, inley ve onley restorasyonların yapımında da kullanılabilir. Düşük translusensiye sahip LT bloklar full anatomik restorasyonlarda kullanılabilir. Renkleşmiş dişlerin tedavisinde, renk maskeleyme amacıyla tabakalama tekniğiyle MO (medium opacity) blokların kullanımı uygundur. İleri estetik yaklaşım gerektiren vakalarda, cut-back tekniği ile üst yapı porseleni uygulanabilir (39). Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 0,8 mm kalınlıkta hazırlanan altyapı sayesinde kırılma direnci 400±40 MPa’ya kadar arttırılmıştır. Bu sayede kuron protezlerinin yanı sıra, 3 üyeli köprü protezlerinin yapımı da mümkün olmuştur. Köprü protezlerinin endikasyon alanı 2. premolar dişlerden itibaren ön bölge ile sınırlıdır (35, 40-42).

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM bloklarına örnek ; IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn), CEREC Tessera (Dentsply Sirona, ABD) verilebilir.

Oksit Seramikler

a. Cam İnfiltr Oksit Seramikler

Bu CAD/CAM seramik sistemleri son sertliklerine lantan oksit cam infiltrasyonu işlemi ile ulaşırlar. Cam infiltr oksit seramikler In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell,

ve In-Ceram Zirconia olmak üzere 3 gruptur. 1989 yılında üretilen In-Ceram Alumina, yüksek oranda sinterlenmiş poröz alumina altyapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lantan oksit cam infiltrasyonu ile elde edilmiştir (29). Bükülme direnci 236-600 MPa ve kırılma direnci 3,1-4,61 Mpa.m^{1/2}'dir (43). Anterior, posterior kuronlarda ve üç üyeli anterior köprülerde alt yapı materyali olarak kullanılabilir (44).

1994 yılında In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina'nın opak alt yapıya sahip olması nedeniyle estetik özelliklerini geliştirmek için alternatif olarak üretilmiştir. Cam infiltre oksit seramik CAD/CAM sistemleri arasında en fazla translusentliğe sahip olan materyaldir, içeriğinde magnezyum alüminyum oksit (MgAl₂O₄) kullanılır. Sinterleme işleminden sonra 'spinell' adı verilen gözenekli bir yapı oluşur ve daha sonra ışık geçirgenliğinin de sağlanmasına yardımcı olan lantan oksit cam infiltre edilir. Bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan yaklaşık %25 daha düşük (283-377 MPa) olduğu bildirilmiştir (45). Transludentliği ise 2 kat daha fazladır. Transludent özelliği sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında tercih edilebilir (46).

Zirkonyumun stres bağımlı transformasyon özelliği ile alumina matriksin birleştirilmesiyle sağlanan avantaj, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) yaklaşımının oluşmasına sebep olmuştur. Son yıllarda üretilen In-Ceram Zirconia alüminyum oksit içeriğine ilave olarak %33 oranında seryum stabilize zirkonyum (12CeTZP) katılarak piyasaya sürülmüştür. In-Ceram Zirkonya 1100 °C'de iki saat süreyle sinterlendikten sonra cam infiltrasyonu gerçekleştirilmektedir. Cam faz son halini almış yapının yaklaşık %23'ünü oluşturmaktadır (47, 48).

b. Sinterlenen Oksit Seramikler

Alüminyumoksit (Al₂O₃) seramikler, pre-sinterize durumdadır ve restorasyon üretildikten sonra 1520 °C'de fırınlanırlar. %100 Al₂O₃ kristalleri içeren yarı sinterlenmiş, yüksek dayanıklılığa sahip oksit bloklardır. Kırılma dayanımı 500 MPa'nın üzerinde olup, bükülme dayanımı ortalama 610 MPa, elastiklik modülü ise 380 GPa'dır. Frezeleme işlemi sonrasında cam infiltrasyonu gerektirmez. Bu bloklar tek renklidirler; fakat daha sonra üzerine yığılacak porselen rengine göre renklendirme likitiyle renklendirilirler (48).

Zirkonyum dioksit (ZrO_2), yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile ön plana çıkan Y-TZP günümüzde, tam porselen restorasyonların alt yapılarının yapımında en çok kullanılan materyaldir (27). Üretim şekillerine göre zirkonyum dioksit bloklar sinterlenmemiş, yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar olmak üzere 3 grupta incelenir.

1. Sinterlenmemiş (dry-pressed) zirkonyum dioksit bloklar, üretim aşamasında zirkonyum dioksit tozunun herhangi bir sinterleme işlemi uygulanmadan basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Oldukça yumuşak bir yapıya sahip oldukları için kolayca aşındırılabilirler. Aşındırma işlemi sonrasında sinterleme işlemi uygulanır (49).
2. Yarı sinterlenmiş (Non-HIP) zirkonyum dioksit bloklar, zirkonyum dioksit tozunun yapı içerisine bağlayıcı madde konularak preslenip blok haline getirilmesi ile üretilirler. Zirkonyum dioksit tozu, üretici firma tarafından ısı uygulamadan basınçla sıkıştırılır ve 1350-1550 °C ısıda ön sinterleme işlemine tabi tutulur (25).
3. Tam sinterlenmiş (HIP) zirkonyum dioksit bloklar, HIP olarak adlandırılır. Tam sinterlenmiş bloklar ilk olarak yaklaşık 1300 °C'de sinterlenir ve %95 yoğunluğa ulaşır. Oluşan yapı çok sert olduğu için aşındırma işlemi uzun zaman almaktadır (49).

Sinterlenen oksit cam seramik CAD/CAM materyallerine örnek olarak, Sirona InCoris AL (Dentsply Sirona, ABD), Vita in ceram YZ (Vita Zahnfabrik, Almanya), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) verilebilir.

Geleneksel zirkonya bloklar, yüksek mekanik özellikleri sayesinde (esneme ve kırılma dayanıklılıkları) krun ve köprüler için altyapı materyali hatta uygun endikasyonda implantlar için abutment materyali olarak bile kullanılırlar. Yüksek ısıda tetragonal fazda olan zirkonyum oda sıcaklığında yitrium oksit (%3-5) ile stabilize edilir. Zirkonyumun oda sıcaklığında monoklinik faza dönmesi oluşan çatlakların karşısına gerilme enerjisi olarak çıkar. Çünkü bu değişim esnasında hacimde %4 oranında da bir artış görülür. Bu artış çatlağın stres yoğunluğunu azaltır ve büyümesini engeller. Buna “değişim güçlenmesi (transforman strenghtening)” denir (50). Kırılma dayanımı

900-1200 MPa arasında olup, elastiklik modülü ise yaklaşık 210 GPa'dır (51). Monolitik zirkonya bloklar, yüksek dayanıklılık ve translusentlik özelliğine sahiptir. Polikristalin seramiklerin translusentliği materyalin kimyasal yapısına ve mikro yapısına göre değişir. Materyallerin içerisindeki düzensiz partiküller ve poroziteler ise ışık geçirgenliğini azaltır. Standart zirkonya blokların içeriğinde dayanıklılığını arttıran ancak optik özelliklerini olumsuz yönde etkileyen organik bağlayıcılar bulunmaktadır. Solid ya da translusent olarak da adlandırılan bu blokların yapısındaki atomlar ise, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçmektedir. Yapıdaki nanopartiküller sayesinde porözite içermemesi ve alumina içeriğinin %0,01'e kadar indirilmesi ışık geçirgenliğinin artmasını sağlamaktadır (52). Monolitik zirkonya altyapı materyali olarak kullanılabilirdiği gibi, üstyapı porseleni kullanılmaksızın tek parça olarak da uygulanabilir. İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, restorasyon 0,3-0,5 mm'ye kadar inceltirilerek kullanılabilir (52).

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum-disilikat Seramikler

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler, CAD/CAM sistemlerinde ilk kullanılan bloklardan birisidir. Bu bloklar günümüzde mekanik açıdan geliştirilerek zirkonya infiltre lityum disilikat seramik bloklar üretilmiştir. Cam seramiğin ağırlıkça yaklaşık % 10 oranında zirkonya ile zenginleştirilmesiyle ilk zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (ZLS) üretimi gerçekleştirilmiştir. Seramik yapı içerisinde %56-64 SiO₂, %15-21 Li₂O, %1-4 K₂O, %3-8 P₂O₅, %1-4 Al₂O₃, ve %8-12 ZrO₂ bulunmaktadır. Yeni geliştirilen bu cam seramik materyal, küçük tanecik boyutu ve homojen bir mikroyapıya sahiptir. Materyali diğer cam seramik materyallerden ayıran en önemli özelliği mekanik direncidir Frezelemeden sonra kırılma direnci 210 MPa iken kristalleşme sonrası kırılma direnci 420 MPa'a ulaşır (53).

Günümüzde CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere tanıtılan Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve Celtra DeguDent (DeguDent, Hanau, Almanya) zirkonya ile güçlendirilmiş seramik bloklara örnektir. Celtra'nın frezeleme sonrasında 210 MPa'lık bir bükülme direncine sahip olduğu ve cila fırınlamasının ardından bu direncin 370 MPa'a yükseleceği bildirilmiştir. Bu monolitik CAD/CAM materyallerinin; inley, onley, lamina, ön ve arka bölge kuron protezleri ve implant destekli kuron protezleri üretiminde kullanımı endikedir (54).

Rezin Matriks Seramikler

Seramiklerin kullanıldığı restoratif işlemlerde başarılı, doğal görünümlü sonuçlar elde edilir (55). Tüm olumlu özelliklerinin yanı sıra yüksek aşındırıcı özellikleri, işlenmelerinin ve tamirlerinin zor olması kullanımında problemler oluşturmaktadır (56, 57). Kompozitler, düşük aşındırıcılığa ve dentine yakın elastik modüle sahiptir ancak renk stabilitesi, aşınma dirençleri ve mekanik özellikleri seramiklere göre daha zayıftır (58, 59). Kompozit ve seramiklerin fiziksel ve mekanik avantajlarını birleştirmek ve dezavantajlarından kaçınmak için rezin matriks seramikler piyasaya sürülmüştür (57, 60). 2013 yılında Amerikan Diş Hekimliği Derneği (ADA)' nin yaptığı porselen/seramik tanımı temel alınarak sınıflamaya yeni bir grup ilave edilmiştir (9, 61). Seramik ve kompozit yapılarının yüksek sıcaklık ve basınç altında birleştirilmesi ile yeni bir mikro yapı elde edilmiştir, bu yeni yapı rezin matriks seramik (RMS) olarak isimlendirilmiştir. RMS; güçlü mekanik özellik gösterirken, büzülme miktarı düşük ve mikro yapıdaki defekt miktarı ve büyüklüğü az olmaktadır (62-64). Ağırlıkça % 50 den fazla inorganik yapı içerdiğinden ve daha az organik yapı bulundurmasından dolayı rezin matriks seramikler, seramik benzeri materyaller olarak sınıflamaya dahil edilmiştir (9, 65, 66).

RMS'lerin elastik modülü dentine yakın değerler gösterir (67, 68). Ağız içerisinde kolayca freze edilebilen, uyumlanabilen ve polisajı yapılabilen bir materyaldir (68). RMS'ler yüksek cam doldurucu içeren seramiklere mekanik performansları açısından alternatif olarak kullanılabilir ve inorganik doldurucularına göre üç alt gruba ayrılırlar (9).

- a. Rezin nano seramik (RNS)
- b. Rezin matriks içerisinde iç içe geçmiş cam seramik
- c. Rezin matriks içerisinde iç içe geçmiş zirkonya-silika seramik

a. Rezin Nano Seramikler

RNS'ler, nano boyutta seramik partikülleri ve rezin matriksten oluşmaktadır. Blokların üretim aşamasında yapıya katılan silan, rezin matriks ve nanomer yapı arasında kimyasal bağlantı oluşumunu sağlamaktadır (69).

Nanomer yapısı 25-75 nm boyutlarındaki aglomere olmamış tek tek partikülleri ifade etmektedir ve nanomerler kompozit organik yapısında ayrı ayrı bulunurlar. Nano

doldurucuların geleneksel mikro dolduruculara göre daha küçük olmaları, organik yapı ile temas eden yüzey alanının artmasına ve inorganik faz-organik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasına neden olmaktadır (70).

Materyalin %80'i polimerik bir matriks içine gömülü birbirine bağlı 20 nm çapında silika, 4-11 nm çapında zirkonyumdioksit nanopartikülleri içerir. Nanoseramik materyalinin elastiklik modülü 10-20 GPa olup, dentine yakın değerler gösterdiği ve cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe ettiği belirtilmiştir. Kırılma direnci 204 MPa olup; feldspatik, lösit ve kompozit bloklardan yüksek, lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara yakındır (71). Nanoseramiklerin şok absorbe etme özelliklerinin olduğu ve implant üstü restorasyonlarda seramiklere nazaran daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmektedir. Ayrıca karşı dişte meydana getirdikleri aşınma, cam seramiklere kıyasla çok daha azdır (72).

Rezin Nanoseramik CAD/CAM materyallerine örnek olarak; Lava Ultimate (3M ESPE, ABD), Cerasmart (GC, Japonya) , Grandio Blocs (VOCO GmbH, Almanya) verilebilir.

Lava Ultimate'in içeriğinde organik rezin matriks (%20) içerisinde inorganik nano seramik (%80) doldurucu bulunur (73-75). İnorganik doldurucu 200 nm silika nanopartikülleri ve 4-11 nm zirkonya nanopartiküllerinden oluşur. Organik rezin matriks; bisfenol-A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA), urethane dimethacrylate (UDMA), bisphenol ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate (Bis-DMA) ve triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA)'dan oluşur (9, 76, 77). Bükülme dayanımı 200Mpa'dır, kırılma dayanımları cam seramiklere göre daha yüksektir (78). Yapılan bir araştırmada RNS'in özellikle implant üstü tek kronlarda siman ile kron ara yüz bağlantısının başarısız olduğu sonucuna varılmış, materyalin esnek olmasından dolayı kron içinde elastik deformasyon meydana gelmiştir (79, 80). Kronlarda görülen bu yüksek başarısızlık oranından dolayı Lava Ultimate'in kron endikasyonu firma tarafından 12 Haziran 2015 tarihinde kaldırılmıştır (79, 81, 82).

Cerasmart % 29 organik rezin matriks [2,2-bis 4-methacryloxypolyethoxyphenyl propane (Bis-MEPP), UDMA, dimethacrylate (DMA)] , % 71 inorganik doldurucu (20 nm silika, 300 nm baryum cam) içermektedir (83). 200 MPa bükülme dayanımı vardır (84). Cerasmart ve Lava Ultimate için en iyi bağlanma dayanımı değerini elde edilen

yüzey işlemi Al_2O_3 tozu ile kumlama ve silan uygulamasının birlikte yapıldığı uygulamadır (85).

Grandio blocs (GB) üretici firmanın prospektüsüne göre; daimi tek diş restorasyonlarda kullanılmak üzere nano hibrit kompozit olarak 2017 yılının sonlarında piyasaya sunulmuştur. Polimer bir matriks içerisinde ağırlıkça % 86 oranda inorganik doldurucu içermektedir. Adeziv simantasyon önerilmektedir. Işık geçirgenliğine göre 2 seçeneği mevcuttur; yüksek translüsent (HT) ve düşük translüsent (LT). Endikasyonları; inley, onley, veneer, kron ve implant-üstü kuronlardır. Metakrilat aşırı duyarlılığı (alerji) olan hastalarda kullanımı uygun değildir. Tamamen polimerize edilmiş bir CAD/CAM bloğudur. Restorasyonlar standart kompozit cila setleri kullanılarak parlatılabilir. Optimum bağlantı sağlamak için 1,5-2 bar alüminyum oksit ($25-50\mu m$) kullanılarak pürüzlendirilmeli, hidroflorik asit ve fosforik asit kullanılmamalıdır. Ultrasonik banyo veya buharlı temizleyici ile temizlendikten sonra, yağsız hava ile kurulanmalı, alkol ile son temizlik yapılmalıdır. Adeziv simantasyonda silanlı adezivler tercih edilebilir. İçeriği azalan sırada; baryum alüminyum borosilikat cam, silikon dioksit, polimetakrilat, stabilizerler, pigmentler'den oluşmaktadır (86). GB'nin de dahil olduğu 4 farklı CAD/CAM materyalinin termal siklus ve mekanik yükleme ile yaşlandırma yapıldığı *in vitro* bir çalışmada en yüksek kırılma dayanımını GB göstermiştir (87).

Üretici firmanın nano hibrit kompozit CAD/CAM blok olarak isimlendirdiği Grandio Blocs (86); farklı isimlendirmelerle literatürde yer almıştır. Bunlar rezin matriks seramik (88), nano hibrit kompozit (89), nano seramik hibrit (90), rezin nano seramik (91) şeklindedir. Bu çalışmada üretici firmanın prospektüsünde belirttiği, nano hibrit kompozit isimlendirmesi kullanılmıştır.

b. Rezin Matriks İçerisinde İç İç Geçmiş Cam Seramik

2013 yılında piyasaya sürülen Vita Enamic (VITA, Bad Sackingen, Almanya) bu grupta yer almaktadır. Sadece CAD/CAM sistemleriyle kullanılabilen blok şeklindeki bu materyaller “hibrit seramik” olarak tanımlanmaktadır (92). Yeni geliştirilen bir CAD/CAM materyali olan hibrit seramiklerin; tam seramik materyaller ile kompozit materyallerin pozitif özelliklerini bir araya getiren bir malzeme olduğu ifade edilmektedir. Bu blokların yapısında baskın oranda bulunan seramik ağı, birbiri içerisine tamamen entegre olan bir polimer ağı ile güçlendirilmiştir. Bu sayede bu

yapıdaki materyallerde seramik ve kompozit materyallerinin pozitif özellikleri bir araya toplanmıştır. Ağırlıkça %86'sını, hacimce %75'ini seramik yapı oluşturur. Polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu polimer ağ yapısı sayesinde azaltılmıştır (72).

Hibrit seramik; yapısal olarak sinterlenmiş seramik bir matris içerisindeki boşluklara doldurulan polimerden oluşmaktadır. Materyal içerisindeki inorganik seramik kütlenin oranı % 86 iken, organik polimer kısmın %14 lük bir orana sahip olduğu bildirilmektedir. Hibrit materyalin; ilk olarak boşluklu seramik bir alt yapıya monomer (UDMA, TEGDMA) karışımının infiltrasyonu, ardından da polimerize edilmesiyle üretildiği belirtilmektedir. Blokların bükülme direncinin 150 MPa olduğu bildirilmiştir. Frezeleme işleminin ardından bu bloklar için özel olarak geliştirilen parlatma setleri ile bitim işlemlerinin tamamlanması önerilmektedir. Hibrit seramik blokların; inley, onley, bölümlü kuron ve tam kuron protezlerinin yapımında kullanımı endikedir. Elde edilen restorasyonların 60 sn süresince hidroflorik asitle pürüzlendirilip silan uygulandıktan sonra adeziv olarak simante edilmesi önerilmektedir (93).

c. Rezin Matris İçerisinde İç İç Geçmiş Zirkonya-Silika Seramik

Ağırlıkça yapısı % 60'dan fazla inorganik içerik bulundurur. Bu grupta Paradigm MZ 100 (3M ESPE, Minnesota, ABD) ve Shofu Block HC (Shofu inc., Kyoto, Japonya) bulunmaktadır (9).

Paradigm MZ 100 (3M/ESPE, Saint Paul, MN, ABD) bloklar kimyasal olarak; BisGMA (bisphenol-A-dlycidylether dimethacrylate) ve TEGDMA (triethylene glycol dimethacrylate) organik matrisinden oluşan, ortalama tanecik büyüklüğü 0.6 µm olan ağırlıkça % 85 oranında inorganik zirkonya-silika seramik dolgu maddesi içeren kompozit rezin materyallerdir (94). 2000 yılında kullanıma sunulan bu materyal, seramik bloklara alternatif olarak geliştirilmiştir. En önemli avantajı; üstün freze edilebilme özelliğidir. Buna karşılık, doğal dişe benzer aşınma özelliği gösterir (95, 96). Paradigm MZ100 blokların diğer CAD/CAM materyalleri ile karşılaştırıldığı bir çalışmada Paradigm MZ100 restorasyonların karşıt dişte diğer CAD/CAM materyallerine (IPS Empress ve Vita Mark II) göre daha düşük aşınmaya neden olduğu gözlenmiştir (97). Paradigm MZ100 blokların bükülme direncinin 140- 150

MPa, elastisite modülünün ise 15- 20 GPa aralığında olduğu bildirilmiştir. Bu blokların; inley, onley, laminate veneer ve kuron protezleri yapımında kullanımı endikedir. Elde edilen restorasyonların adeziv olarak simante edilmesi önerilir (98).

Shofu Block HC ağırlıkça % 61 silika, silikat ve zirkonyum silikat dolduruculardan meydana gelmektedir (99). Bu yapı, UDMA ve TEGDMA' dan oluşan polimer organik matriks ağ ile sarılmıştır (85). Bükülme dayanımı 190-200 MPa arasındadır. Dişe benzer estetik özellikler sergilediğinden ve çift tabakalı blokları mevcut olduğundan anterior ve posteriorda, implant üstü kronlarda, inley ve onleylerde, veneer restorasyonlarda kullanılmaktadır (100).

Polimerler

Uzun süreli geçici restorasyonların yapımında tercih edilebilirler. Uygun endikasyonlarda polimer materyalden restorasyon üretilir ve kenar uyumu, estetik, oklüzyon gibi klinik faktörlerin kontrolü sağlandıktan sonra yüksek maliyetleri olan daimi seramik restorasyonlar üretilebilir. Monokromatik ve polikromatik seçenekleri mevcut olup, içeriğinde PMMA bulunmayan materyaller de piyasada yer edinmiştir. Akrilik rezin esaslı CAD/CAM bloklar artık monomer bırakmadan döküme girebilen alt yapı modelajları ve cerrahi plakların yapımında kullanılmaktadır (101).

Metaller

Diş hekimliğinde yaygın olarak saf titanyum, titanyum alaşımları ve krom-kobalt alaşımları kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemlerinin gelişimiyle birlikte, özellikle implant üstü restorasyonlarda bar yapımı esnasında ya da metal destekli seramik restorasyon üretirken dökümden kaynaklanan büzölmeleri ve uyumsuzlukları engellemek ve pasif uyumu sağlamak amacıyla bu materyallerden üretilmiş bloklar kullanılır (102). Geçmişten beri kullanılan geleneksel metal blokların yanı sıra güncel bir materyal olan sinterlenen metal bloklar da son zamanlarda piyasada yerini almıştır. Bu bloklar %63,3 kobalt, %28,5 krom içeriğine sahip olup, elastiklik modülü 165 GPa'dır. Bu bloklardan restorasyonların üretilmesi, zirkonya esaslı bloklardan restorasyon üretim süreci ile benzerlik göstermektedir. Kısmi sinterlenmiş metal bloklar, sinterlendikten sonra gösterdikleri büzölme miktarı göz önünde bulundurularak %110 oranında daha büyük freze edilirler. Freze edilen restorasyonlar

argon gazlı ortamda sinterlenerek mekanik özellikler ve boyut bakımından son haline ulaşır (51).

2.3. Dental Materyallerde Yüzey Pürüzlülüğü

2.3.1. Restoratif Materyallerde Yüzey Bitirme Yöntemleri

Yüzey bitirme; imal edilmiş restorasyonun çeşitli aletler kullanılarak pürüzlü formunun daha düzgün bir yüzeye dönüşmesi anlamına gelmektedir (103). Bir restorasyonun yüzey pürüzlülüğü ne kadar az olursa gıda artıkları ve patojenik bakterilerin tutunmasına engel olarak ağız sağlığının korunmasına yardımcı olur. Protetik restorasyonların son şeklinin verilmesi amacıyla çeşitli aşındırıcı alet ve gereçlerle yüzeyde düzenlemeler yapılır. Farklı tanecik boyutlarındaki elmas ve karborondum frezler ile silikon möl ve möletler seramiklerin tesviyesi aşamasında en fazla kullanılan sistemlerdir (103-105).

2.3.2. Yüzey Bitirme İşlemlerinde Kullanılan Aletler ve Materyaller

Diş hekimliğinde pek çok alet ve gereç restorasyon yüzeylerinin bitirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Yüzey bitirme amaçlı kullanılan aşındırıcılar genellikle sert yapıdadırlar. Bunlar yüzeydeki büyük düzensizliklerin uzaklaştırılmasında ve yüzeye istenen şeklin verilmesinde kullanılırlar. Polisaj amaçlı kullanılan aşındırıcılar ise daha ince grenli olup sertlikleri bitirme aşındırıcılarından daha düşüktür. Genellikle aşındırıcı parçacık olarak alüminyum oksit kullanılmakla birlikte silikon karbitin aşındırıcı olarak kullanıldığı ticari ürünler de mevcuttur. Paslanmaz çelik mandren yardımıyla kullanılan elmas aşındırıcı parçacık ile kaplanmış silindirik dönen elmas frezler de bu grup içinde sayılmalıdır. Elmas polisaj patları; 10 µm' den daha küçük parçacık boyutlu gevşek bağlı aşındırıcı elmas parçacıklar içerirler. En bilinen ve etkin olan elmas patlar, parçacık boyutu 3- 4 µm ve 1 µm olanlarıdır. Elmas polisaj patları, esas olarak uyumlama sonrası yapısı bozulmuş porselen materyallerinin son polisajı için kullanılırlar (106).

Polisaj; küçük grenli aşındırıcılar kullanılarak yüzey bitim işlemi sonrası yüzeyin daha düzgün ve parlak olması için yapılan bir yüzey işlemidir (107). Porselen polisajı için farklı üreticiler tarafından hazırlanmış setler temel olarak ağız içi ve ağız dışı kullanılmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Bu setlerin elmas polisaj patları ile birlikte kullanıldığında glazür uygulanmış porselen yüzeyine rakip olabilecek düzgünlükte

yüzey elde edilmesini sağlayacağı bildirilmiştir (108). Elmas bitirme diskleri, lastik polisaj aletleri ve elmas polisaj patı ile ağız içinde de uygulanabilir. Isı açığa çıkmasını önlemek için elmas diskler ile ağızda su soğutması altında çalışılmalıdır. Seramik malzemede parlak ve düzgün bir yüzey oluşturma en sık uygulanan yöntemi ise, seramik fırınında glazür uygulanmasıdır. Seramik materyallerde glazür katmanının, mikro çatlakları ve yüzey defektlerini kapatıp daha düzgün bir yüzey oluşturarak plak birikim potansiyelini azalttığı bildirilmiştir (109, 110) . İdeal polisaj yapılmış yüzey; atomik seviyede düzgün, kusursuz yüzey olarak kabul edilmektedir (106-108).

2.3.3. Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi

Günümüzde tüm endüstriyel alanlarda kullanılan malzemelerin yüzey özelliklerinin pozitif yönde geliştirilmesi amacı ile araştırmalar yapılmaktadır. Materyallerin yüzey yapıları fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır ve yüzey özelliklerinde değişiklikler oluşturularak amaca daha uygun yüzeyler elde edilmektedir (104, 105). Restoratif materyallerin biyoyumlu olma özelliğini koruyabilmesi için yüzeyi ideal düzgünlükte ve pürüzsüzlükte olmalıdır. Yüzey pürüzsüzlüğü fonksiyon, estetik ve biyolojik uyum açısından oldukça önemlidir. Restorasyon temas noktalarının düzgünlüğü sayesinde komşu ve karşıt dişlerdeki aşınma miktarı en aza indirilmiş olur. Pürüzlü materyal yüzeyleri, dişler arasında oklüzyon kaybına neden olabilecek yüksek temas noktası streslerine yol açar. Pürüzlü seramik yüzey; plak birikiminin artmasına, dişeti iltihabı ve yumuşak doku reaksiyonlarına veya karşıt dişlerde aşınmaya neden olabilir. Karşıt sert dokularda aşınma neticesinde dişlerde boyanma artar. Leke, plak ve diş taşı birikir. Pürüzlü yüzeylerde serbest yüzey enerjisi daha küçük olduğundan, mikroorganizmaların tutunması ve kolonizasyonu kolaylaşır. Estetik kalite azalır. Tüm bu nedenlerle, restoratif materyallerin varlığında, optimum hasta konforu, estetik ağız hijyeni ve klinik başarı elde edilebilmesi için, yüzey pürüzlülüğü en aza indirilmelidir (103, 104).

2.3.4. Dental Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, yüzey dokusunun iki boyutlu parametresidir. Gerçek bir yüzeyin ideal biçiminden normal vektörü yönündeki sapmalar ile ölçülür. Bu sapmalar büyükse, yüzey pürüzlüdür ; küçükse, yüzey pürüzsüzdür. Yüzey pürüzlülüğü çoğunlukla aritmetik ortalama pürüzlülük (Ra) olarak ifade edilir. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için en güvenilir cihazların elektrikle çalışan sivri uçlu cihazlardan olan,

profilometre cihazı olduğu bildirilmiştir (108). Restoratif materyallerin yüzeyinin incelenmesi için kullanılan diğer yöntemler arasında görsel değerlendirme, atomik kuvvet mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobu analizleri yer almaktadır (108, 111, 112). Sınırlayıcı yüzey özellikleri; detayı doğru veren, nispeten basit analitik ve ampirik yöntemlerle belirlenebilir. Kümülatif işlemlerle elde edilmiş yüzeylerde, her bölgenin son şekli yüzey üzerinde etkili birçok farklı olayın kümülatif etkisi olarak ortaya çıkar. Böyle yüzeylerde pürüzlülük adına normal bir dağılım hakimdir. Tek nokta işlemleri (dönme, şekillendirme gibi) ve geniş bölgeleri kapsayan işlemler (bileme, sürtme gibi) genellikle normal pürüzlülük dağılımı olmayan yüzeylerin oluşmasına sebep olur (113).

2.3.5. Materyallerde Diş Fırçalamaya Bağlı Meydana Gelen Yüzey Değişimleri

Diş fırçalamaya bağlı oluşan yüzey değişimleri ve dişeti çekilmesinin meydana gelmesinin ve şiddetinin, fırçalama tekniği, fırçalama süresi ve sıklığı, diş macununun kimyasal özelliği ve aşındırıcı etkisi, diş fırçası kollarının sertliği ve yapısı gibi pek çok çeşitli faktöre bağlı olduğu bildirilmiştir (56, 114, 115). Diş hekimleri tarafından kabul edilen, iyi bir ağız hijyeni sağlamak için 4 temel alışkanlığın olması gerekliliğidir. Bunlar; her gün 2 kez 2 dakika boyunca diş fırçalama, diş ipi kullanımı, floridli diş macunu kullanımı ve düzenli diş hekimi kontrolüdür. Çoğu diş hekimi hastalarının ya hatalı diş fırçalama tekniğine bağlı olarak ya da yeterli süre diş fırçalama yapmamalarına bağlı olarak fırçalamalarının etkin olmadığını belirtmektedirler. Elektrikli diş fırçaları bu iki eksik yönü tamamlamak üzere tasarlanmışlardır (116-120).

2.3.6. Yüzey Pürüzlülük Analizleri

Materyallerin yüzey pürüzlülüğü ile ilgili araştırmalar taramalı elektron mikroskobu gibi kalitatif metotlar ve yüzey profili analizi gibi kantitatif metotlar ile yapılabilmektedir. Atomik kuvvet mikroskobu ile de yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ayrıntılı topografik görüntüleri elde edilebilmektedir (112).

Profilometre cihazında, elmas tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (108, 111). Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. En çok kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz: Rpm oranıdır (121). Ra parametresi, bir yüzeyin

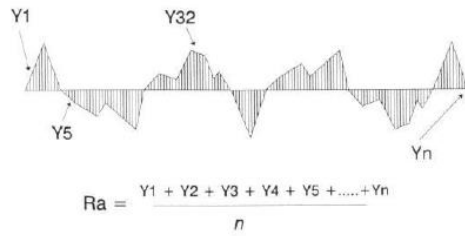
ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır (Şekil 2.4). Rz yüzey parametresi, ard arda gelen beş parçada, ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır (Şekil 2.5). Rpm yüzey parametresi, ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır (Şekil 2.5). İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır. Ra ve Rz parametreleriyle karşılık gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir. Rpm: Rz oranı önemli bir değerdir, çünkü profil şekli hakkında kayda değer bir bilgi verir. Bu oran 0.5' den daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0.5' den daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir (112, 121).

Elektron mikroskobu, hem transmisyon hem de tarama (scanning) elektron mikroskopları(SEM), elektronlarla doku bileşenlerinin etkileşmesi temeline dayanır. Tarama elektron mikroskobu, örnek üzerinde bir noktadan başka bir noktaya sırayla hareket ettirilen (tarama) çok ince bir elektron demeti oluşturur. Transmisyon elektron mikroskopundan farklı olarak, elektronlar örneğin içinden geçmez. Elektronlar daha önceden örnek üzerine kaplanan çok ince bir metal tabaka üzerine çarpar ve yansır ya da saçılır. Bu elektronla bir algılayıcı tarafından yakalanarak yükselticilere ya da farklı cihazlara aktarılır ve oluşturulan sinyalin son biçimi bir monitöre aktarılır. Oluşan görüntüler siyah beyazdır. Sonuçta çekilen fotoğraflar kolayca anlaşılır. Çünkü tıpkı gündelik yaşamımızda olduğu gibi yukarıdan aydınlatma sonucu oluşan aydınlık ve gölgeli alanlarla dolu bir görüntü elde edilir. SEM yalnız yüzeyleri gösterir (122).

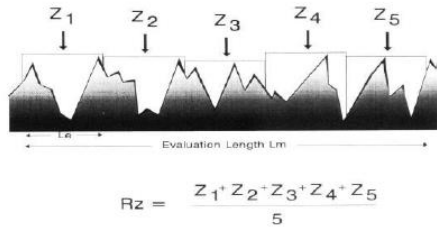
Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM), çok yüksek çözünürlüklü bir taramalı kuvvet mikroskobudur. Ulaşılmış çözünürlük birkaç nm ölçeğinde olup optik tekniklerden en az 1000 kat fazladır. AFM'nin öncülü olan taramalı tünelleme mikroskobu 1980'lerin başında Binnig ve ark.(123) tarafından Zürih'te geliştirilmiş, araştırmacılara 1986 Nobel Ödülü'nü kazandırmıştır. Binnig, Quate ve Gerber 1986'da ilk atomik kuvvet mikroskobunu geliştirmişlerdir (123). AFM; yüksek çözünürlükte, nm düzeyinde topografik yüzey görüntüsü elde ederken moleküller arası kuvvetleri (nN,pN) de ölçmek için kullanılır (111). AFM yüzeylerin 3 boyutlu topografyasını gösterirken yüzey pürüzlülüğü parametrelerini de sayısal değer olarak verir (124, 125). AFM analizi ile görüntüleme yapılırken atomik boyutlara kadar sivriltilmiş bir cantilever ile

yüzeyin taranması sonucunda atomlar arası kuvvetlerin hassas bir şekilde ölçümü yapılmış olur. Cantilever'ın yüzeye olan etkileşimine göre üç farklı mod ile analiz yapılabilmektedir. Bunlar; contact, non-contact, tapping modlarıdır. Piezoelektrik güç verici kullanılarak cantileverın uzaysal pozisyonu ayarlanır ve ölçülen yüzeylerin özellikleri maksimum doğrulukla tespit edilir. Elde edilen veriler bir monitöre aktarılır ve özel yazılımlar kullanılarak görüntü üzerinde düzeltmeler yapılır ve son görüntüler elde edilmiş olur (126).

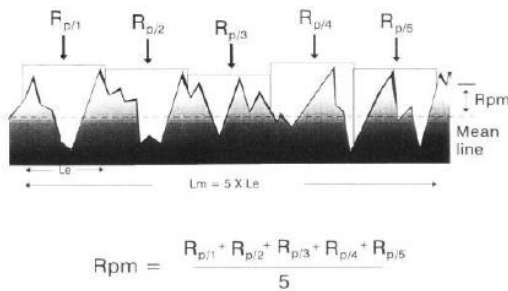
Diş hekimliğinde restoratif materyallerin ağız içinde kullanılabilirliği için ortalama yüzey pürüzlülüğü $0.2 \mu\text{m}$ 'nin altında olmalıdır (127).



Şekil 2.4 : Ra parametresi (121).



Şekil 2.5 : Rz parametresi (121).



Şekil 2.6 : Rpm parametresi (121).

2.4. Ağız Hijyeni Yöntemleri

Periodontal hastalıklar ve diş çürükleri insanlık tarihi kadar eskiye dayanmaktadır. Diş, diş eti hastalıklarını ve bu sebeplerle diş kaybını önlemek, sağlıklı ve temiz bir ağıza sahip olmak amacı ile mekanik temizlik ağız bakımının temelini oluşturmaktadır. Periodontal hastalıkların oluşmasında çok çeşitli etkenler rol oynar, ancak bakterilerin birincil etken olduğuna dair çok az kuşku vardır (128). Ağız bakımı uygulamalarının ana amacı dişler üzerinde biriken ve dental plak olarak adlandırılan bakteriyel film tabakasının ortadan kaldırılmasıdır. Dişler üzerinde biriken dental plağın niteliği ve niceliği ile periodontal hastalıkların şiddeti arasında yakın ilişki olduğu yapılan klinik gözlemler ve epidemiyolojik araştırmalarla ortaya koyulmuştur (129-131). Deneysel gingivitis çalışmalarında, dişler üzerinde biriken plak ortadan kaldırılmadığı zaman gingivitis oluştuğu ve daha sonra düzenli bir biçimde plak temizliği ile gingivitisin kontrol altına alındığı kesin olarak gösterilmiştir (132, 133). Dental plak ve periodontal hastalık arasında çok sıkı bir neden-sonuç ilişkisi vardır. Unutulmamalıdır ki, iyi bir ağız hijyeni sağlanması için bireysel olarak uygulanan yöntemlerin bir ömür boyu sürdürülmesi ile, en azından periodontal nedenlere bağlı diş kayıpları büyük ölçüde önlenabilir.

2.4.1. Mekanik Diş Temizliği

Dişlerin mekanik olarak temizlenmesi iki yönden değerlendirilmelidir: profesyonel diş temizliği ve ağız bakımına yönelik bireysel uygulamalar. Profesyonel diş temizliği diş hekimleri ve periodontologlar tarafından gerekli durumlarda düzenli aralıklarla klinik ortamda gerçekleştirilmektedir. Ağız hijyenine yönelik bireysel uygulamalar ise bireylerin ömür boyu ağız, diş ve periodontal sağlığını korumaya yönelik yapması gereken günlük rutindir.

Diş Fırçaları

Plak kontrolünde en güvenilir yol, dişlerin fırçalanması ve diğer mekanik temizleme yöntemlerinin uygulanmasıdır. Kuşkusuz, bu yöntemler etkin bir biçimde ve düzenli aralıklarla uygulanmalıdır. Gelişmiş toplumlarda ağız hijyeni için en çok tercih edilen yöntem diş fırçalamaktır. Dişlerini fırçalayan bireylerin büyük bir çoğunluğu, dişlerin sadece oklüzal ve fasiyal yüzlerini fırçalamakta, diş arası temizliğinin gerekliliği çoğu zaman göz ardı edilmektedir. Diş fırçalarının tasarımı, fırçalama teknikleri, fırçalama sıklığı ve fırçalama süresi konusunda farklı görüşler vardır. (134, 135).

Günümüzde dental plağın daha etkili bir şekilde temizlenebilmesi için çok farklı tipte dizayn edilmiş manuel, elektrikle çalışan ve ultrasonik diş fırçaları kullanılmaktadır (136). Bu tip fırçalara ilaveten arayüz fırçası ve diş ipi kullanımı da önerilmektedir.

Fırçalama Sıklığı

Gingivitis'in başlamasının, plağın olgunlaşması ve bakteriyel kompozisyonu ile ilişkili olduğu bilimsel olarak gösterilmiştir (137). Plak oluşumundan 24 saat sonra, subklinik doku değişiklikleri görülebilmektedir. Bu bilgilerin ışığında gerçekleştirilen bir pilot çalışmaya göre, 24 saatlik bir zaman diliminde tam olarak uygulanan plak temizliği ile klinik gingival sağlık sürdürülebilmektedir. Bu sürenin daha uzun tutulması durumunda, gingival sağlığın sürdürülmesi mümkün olmamaktadır (137). Ancak tüm bilimsel verilere karşın, gingivitisin önlenmesi için toplumsal düzeyde kesin bir zamanlama tasarlamak oldukça zordur. İdeali sabah, öğlen ve akşam son diyetten sonra olmak üzere 3 defa fırçalamaktır. Ancak pratik açıdan değerlendirildiğinde yıllardan beri süregelen geleneksel öneri olan günde iki kez diş fırçalamanın zorunlu olduğu belirtilmektedir.

Akıllı Diş Fırçaları ve Özellikleri

II. Dünya Savaşı sonrasında İsviçre'de ilk elektrikli diş fırçası geliştirilmiş, 1960 yılında Broxodent ismiyle Amerika' da piyasaya sunulmuştur. 1961 yılında General Elektrik firması şarjlı kablolu diş fırçalarını tanıtmıştır. Evde kullanıma uygun rotasyon hareketi ile çalışan ilk elektrikli diş fırçası olan Interplak, 1987 yılında piyasaya sunulmuştur (119). Ticari olarak ulaşılabilir ilk elektrikli diş fırçaları manuel diş fırçaları ile karşılaştırıldığında, mekanik yapılarında meydana gelen bozulma problemleri nedeniyle manuel fırçalara üstünlük sağlayamamıştır (116, 138). Günümüzde pek çok sayıda elektrikli diş fırçası marketlerde yerini almıştır. Bu ürünler fırça başının şekli, büyüklüğü, hareket mekanizması ve hızı ile çeşitlilik göstermektedir. Bazıları kronometre gibi ilave özelliklere sahiptir. Elektrikli diş fırçası teknolojisi genel olarak dört kategoride sınıflandırılabilir; rotasyonlu, karşı rotasyonlu (counter-rotational), yan yana (side-to-side) ve titreşimli-rotasyonlu. Elektrikli diş fırçalarının hareket mekanizması da mekanik, sonik ya da iyonik olarak sınıflandırılabilir (119, 139).

Oral-B iO

Oral-B iO (Braun GmbH, Kronberg/TS, Almanya), salınım-dönüşü mikrotitreşimlerin enerjisiyle birleştiren doğrusal bir manyetik sürücü sistemi kullanır ve fırça başlığının etkili temizlik için diştten dişe nazıkçe kaymasını sağlar. Motor, hassas bir fırçalama deneyimi için enerjiyi doğrudan kılların uçlarına doğru iter. Hareket hızı günlük temizleme modunda 8120 hız/saniye hassas temizleme modunda 9520 hız/saniye'dir. Lineer manyetik sürücü sistemi, motor sürtünmesini, titreşimi en aza indirmek ve optimize edilmiş akustik sağlamak için salınım-dönme ve mikrotitreşimler üretir ve enerjiyi, gerektiği yerde, doğrudan kıllara aktarır. Üretilen enerji kıl uçlarında yoğunlaşmıştır. Sonik fırçalar da ise yalnızca sonik fırçanın motoru tarafından üretilen ve tüm fırçanın titreşmesine neden olan bir yandan yana kıl hareketi üretir. Mikrotitreşimler fırça açıldığında ve diş yüzeyi ile temas ettiğinde 145 Hz frekansa ve 0,8-2,5 N basınç aralığında etkinleşirler. Akıllı basınç sensörü, uygulanan basınca bağlı olarak kullanıcıya gerçek zamanlı geri bildirim gönderecek şekilde değişen akıllı renk yüzüğü aracılığıyla optimum basınç kılavuzu sağlar. Akıllı renk yüzüğü; kullanıcı <0,8 N (basınç yok veya çok az basınç) kuvvet uygularsa mavi, 0,8-2,5 N (optimum basınç) kuvvet uygularsa yeşil, >2,5 N (çok fazla basınç) kuvvet uygularsa kırmızıdır. Günlük temizleme modunda maksimum salınım açısı 28° (+/- 5°), frekans 145 Hz.'dir (140). IO Ultimate Clean fırça başlığı, tüm alanlara etkili bir şekilde ulaşmak ve nazıkçe temizlemek için tasarlanmıştır. Oral-B'nin ikonik çapraz düzenini kullanır, daha kısa kıllarla çevrili daha uzun kılları içerir (tuft-in tuft). Fırça başına yaklaşık 3700 filament içeren yoğun kıllara sahiptir, kıllar normal (5mil) kalınlıktadır (140).

Diş Aralarının Temizliği

Diş fırçalama yöntemleri en iyi biçimde uygulandığında bile, dişlerin sadece bukkal, lingual ve oklüzal yüzeyleri temizlenir ve diş aralarındaki bakteri plağı ortadan kaldırılamaz . Diş çürükleri ve periodontal hastalıkların genellikle bu bölgelerde başladığı dikkate alındığında, dişlerin ara yüzeylerinin temizlenmesinin önemi bir kez daha karşımıza çıkar. Bu nedenle, interproksimal plak temizliği için diş fırçası dışında yardımcı araçlar kullanılmalı ve ağız hijyeni için gerekli yöntem ve kurallar belirlenirken, diş aralarının temizliği kesinlikle göz ardı edilmemelidir. Bu yardımcı araçlar arasında en çok kullanılanlar diş ipi, süper floss (ucu sertleştirilmiş diş ipi) ve arayüz fırçalarıdır (141).

2.4.2. Diş Temizliğinde Kullanılan Kimyasal Ajanlar

Diş Macunları ve Aşındırıcı Etkileri

Genellikle diş fırçası ile birlikte kullanılan diş macunlarının iki temel işlevi vardır. Bu işlevler, bakteri plaklarının ortadan kaldırılmasını kolaylaştırmak ve diş yüzeylerine terapötik veya plak önleyici ajanların uygulanmasını sağlamaktır. Diş macunları kalsiyum karbonat, dikalsiyum fosfat dihidrat, kalsiyum pirofosfat, kalsiyum fosfat, silika, zirkonyum silikat, sodyum bikarbonat, sodyum klorür, pomza tozu, alüminyum oksit, nano hidroksiapatit, sodyum metafosfat, perlit gibi aşındırıcı maddeler içerirler (142). Aşındırıcı maddeler %10-40 oranında bulunmaktadır. Diş macunlarındaki bu aşındırıcı maddelerin partikül büyüklüğü ve bileşimi, diş yapsında bir aşınmaya neden olmadan, bakteri plağının uzaklaştırılmasını sağlayacak düzeyde olmalıdır. Ancak, bilimsel araştırmalar diş macununun içeriğindeki aşındırıcı bileşenlerin az ya da çok olmasının plak kontrolü konusunda belirgin bir etkinliğinin olmadığını göstermekle birlikte, aşındırıcı olmayan diş macunu kullanıldığında peliküldeki renklenmenin arttığını öne sürmektedir (143, 144). Diş macunlarının içeriğinde abrazyivler, aroma verici karışımlar ve köpük oluşturan ajanlar bulunmaktadır. Macunlar genel olarak su, nemlendiriciler ve kalınlaştırıcı ajanlar veya birleştiriciler içeren sentetik deterjanlar olarak tanımlanırlar (145, 146).

Diş macunlarının en önemli fonksiyonu, diş yüzeylerini temizlemektir. Bu temizleme fonksiyonu, plak eliminasyonu ve gıda artıklarının uzaklaştırılması ile sağlanır. Diş macunları yapısında bulunan aşındırıcılar yardımıyla diş lekelerini çıkarmada fiziksel yolla fonksiyon görürler. Aşındırıcılar diş kaynaklı diş renklemelerinin kontrolünde zorunlu kullanımı olan maddelerdir (145). İdeal diş macunu düşük aşındırıcı özellikte ve tübülleri tıkayıcı karakterde olmalıdır. Aşındırıcı sistem, sıvıda çözünmeyen, inert, nontoksik ve tercihen beyaz olmalıdır (144).

Diş macunlarının aşındırıcılık derecesi; RDA (Relative Dentine Abrasivity) değeriyle belirlenir. Macunların aşındırıcılığını test etmek için geliştirilen ISO standartlarında referans RDA değeri; 100 olarak belirlenmiştir (147). Diş macunlarının aşındırıcılığı içerdiği aşındırıcıların sertliği, aşındırıcıların tanecik büyüklüğü ve tanecik şekline bağlıdır. Ancak başka özellikler de diş macununun aşındırıcılık potansiyelini etkileyebilir. Diş fırçalama tekniği, diş fırçasının baskısı, fırça kıllarının sertliği, fırçalama esnasında fırça darbelerinin yönü ve sayısının da aşınmayı etkileyen

faktörler arasında olduğu bildirilmiştir (108, 145, 146). Diş macunlarına katılan aşındırıcıların bakteri plağı ve dışsal renklenmeleri yüzeyden uzaklaştırarak oluşturduğu pürüzlenmelerin, bakteri plağı tutunma indeksini (0.2 µm) geçmemesi gereklidir (148).

Nemlendiriciler diş macunu yapısında oluşabilecek nem kaybını önlerler. Böylece macunun sertleşmesi ihtimalini en aza indirgerler. En yaygın olarak kullanılan nemlendiriciler; gliserin, sorbitol ve propilen glikol, ksilitol, isomalt, eritritol, mannitoldür (142, 149). Sabunlar ve deterjanlar ; %1-3 oranında bulunmaktadır. Diş fırçası kılları, debris ve plağı yerinden kaldırırken sabunların köpürücü etkisinin yardımıyla ve yüzey geriliminin azaltılarak materyalin uzaklaştırılması sağlanır. En yaygın kullanılan deterjanlar; sodyum lauril sülfat (SLS), sodyum alkali sülfosfat, sodyum N-Lauril sarkosinat şeklinde sıralanabilmektedir. Sodyum lauril sülfat (SLS), kararlı yapıdadır (150). Bağlayıcılar; %1-2 oranında bulunmaktadır. Diş macununa koyuluk veren, şeklini korumasını sağlayan hidrofilik yapıdaki maddelerdir. Diş macununun stabilitesini ve kıvamını kontrol ederler. Ayrıca diş macununun ağızda kolay dağılmasını sağlarlar. Sıklıkla kullanılan bağlayıcılar; carrageenates, aljinat, sodyum karboksi metilselüloz, magnezyum alüminyum silikat, sodyum magnezyum silikat, kolloidal silikadır (149). Tatlandırıcılar; diş macununun tadını iyileştirmekte önemli role sahip yapılardır. Bu ajanlar sentetik maddelerdir ve ürünün içeriğindeki diğer kimyasallarla uyumlu olmasına dikkat edilmelidir. En yaygın kullanılan tatlandırıcılar ; sodyum sakkarin ,sukraloz ve ksilitoldur (151). Renklendiriciler; tüketici için çekici olması amacıyla birçok diş macununa renklendirici ajanlar katılmaktadır. Beyaz renk için titanyum dioksit tozunun katılması çok yaygındır. Eritrosin kırmızı renk, tartrazin ise sarı renk için kullanılır (142). Diş macunlarının içine katılan en ucuz ajan olan su, diş macunu içerisindeki inorganik aktif içerikler ve özellikle florür için en önemli çözücüdür. Diş macunu içerisinde ortalama %20-40 oranında bulunur (142). Koruyucular; %0.05-0.5 oranında bulunmaktadır. Diş macunu nemlendiricilerinin çoğu ve organik bağlayıcıların bazıları, küf mikroorganizmalara karşı duyarlıdır. Diş macununun bakteriyel kontaminasyona karşı korunmasını sağlayan ajanlardır. Sodyum benzoat, metil paraben, etil paraben, formaldehit ve diklorofen en sık kullanılan koruyucu ajanlardır (142, 152).

Beyazlatıcı diş macunları genel olarak dışsal renklenmeleri mekanik yöntemlerle uzaklaştırarak bu renklenmelerin yeniden oluşmalarını engellemek üzere formüle

edilmişlerdir (153). Bu amaçla kullanılan hidrojen peroksit ve karbamit peroksit, sodyum bikarbonat, hidrate silika, alüminyum oksit, kalsiyum karbonat, dikalsiyum fosfat dihidrat, kalsiyum pirofosfat veya perlit içeren formülasyonlarla beyazlatıcı diş macunları diş minesinin yüzeyindeki pigmentli biyofilmleri ve kromoforları mekanik olarak uzaklaştırır (154). Bu aşındırıcıların günlük kullanımı yüzey renklenmesini değiştirip, biyofilmlerin, kromoforların yapışmasını, pigmentasyonunu azaltarak diş minesini yüzeyinde değişikliklere neden olur. Oksitleyici veya enzim içeren beyazlatıcı diş macunları, dişlere yapışan pigmentleri kimyasal olarak değiştirerek, renk bozulmasının yoğunluğunu ve görünümünü azaltır. Abrazivler dışında macun içindeki titanyum dioksit partikülleri de diş yüzeyindeki çukurcuklara dolarak dişin daha beyaz görünmesi ile illüzyon yaratır (154-156).

Antibakteriyel Gargaralar

Diş çürüklerinin önlenmesi ve plak kontrolünün sağlanması istenilen hastalarda, ortodonti hastalarında, kron-köprü restorasyonları varlığında ve implant hastalarında, gingivitisli hastalarda, kserostomi ve kandidiaz durumlarında, periodontal cerrahi sonrasında ve enfeksiyon riski taşıyan hastalarda diş hekimleri tarafından antibakteriyel gargaralar önerilmektedir (157).

Katyonik Organik Moleküller

Klorheksidin (CHX), aleksidin ve oktenidin gibi antiplak etkili bisguanidler bu grupta yer alır. Bisguanidler içinde en çok çalışma yapılan ve bilgi sahibi olunan ise klorheksidindir (158). Klorheksidin diş hekimliğinde gargara, kavite dezenfektanı, jel veya vernik şeklinde ve kanal irrigasyon solüsyonu olarak da kullanılmaktadır. Gargaralardaki klorheksidin glukonat içeriği %0.2 ve %0.12'dir (159). Klorheksidin; diglukonat, asetat ve hidroklorid olmak üzere 3 formu bulunur. Diglukonat ve asetat suda çözünebilirken, hidroklorid formu suda dağınık bir şekilde bulunur. Kapalı formülü $C_{22}H_{30}Cl_2N_{10}$ 'dur (160). Klorheksidin, hem gram pozitif hem de gram negatif aerob ve anaerob bakterilere, mayalara ve mantarlara karşı etkili geniş spektrumlu antibakteriyel ajandır. Antibakteriyel etkinliğini pH 5.5 ile 7 arasında gösterir (161). Klorheksidin kullanımıyla birlikte mukoza erozyonu, tad değişikliği, parotis şişmesi, dişler ve mukozada renklenme yapması gibi yan etkiler bildirilmiştir. Bir haftalık kullanımla beraber kompozit dolgularda, restorasyonlarda ve dişlerde açık kahverengiden koyu kahverengiye değişebilen renklenmeler gözlenebilmektedir

(162). Piyasada Klorhex® (Drogsan, Türkiye) , Peridex® (3M ESPE, ABD), Periogard® (Palmolive Company, ABD), Corsodyl® (Haleon, Birleşik Krallık), Orahexal® (Abdi İbrahim, Türkiye) , Andorex® (Pharmactive, Türkiye) gibi isimlerle satılmaktadır.

Dörtlü Amonyum Bileşikleri

Setilpiridinyum klorit (CPC) ve benzilkonyum klorit gibi dörtlü amonyum bileşikleri katyonik antiseptiklerdir ve bakterilerin hücre zarının geçirgenliğini artırarak, hücre hasarına neden olurlar (163). Kozmetik olarak %0.05'lik CPC, terapötik olarak %0.07'lik CPC diş macunları içerisinde bulunmaktadır. CPC içeren gargaralar piyasada Colgate Plax® (Palmolive Company, ABD), Cepacol® (Bayer, Avustralya), Scope® (Procter&Gamble, ABD) gibi isimlerle bulunmaktadır (164). CPC solüsyonlarının yan etkileri olarak; renklenme, ağız içinde yanma, ağız içinde epitel dokusunda döküntüler ve yüksek konsantrasyonda diş taşı oluşumu görülmektedir (165).

Fenol Bileşikleri

Bu gruptaki Listerine ® (Johnson & Johnson, ABD) ; fenol, esansiyel yağlar, timol, eucalyptol ve metil salisilatın % 26.9'luk alkol içerisindeki süspansiyonundan oluşmaktadır. Listerine'in içeriğindeki fenoller bakterinin hücre duvarına hasar vererek bakteri enzimlerini etkisiz hale getirir (166) . Listerine gram-pozitif ve gram-negatif bakteriler ile mayaları etkileyen geniş bir antimikrobiyal spektruma sahiptir. Oral antiseptikler genelde bakterisidal aktiviteleri ile bilinirken; Listerine'in ayrıca diş yüzeyindeki bakteri kolonizasyonunu önleme özelliği de vardır (167).

Bitki Alkaloidleri

Bu grupta en sık kullanılan sanguinaria canadensis bitkisinden elde edilen sanguinarin isimli alkaloiddir. Diş macunu ve ağız gargaralarının içeriğine de katılmaktadır. Sanguinarinin çinko fosfatla birlikte kullanıldığında plak eliminasyonunda faydalı olduğu bildirilmiştir (168).

Metal İyonları

Çinko, bakır ve kalay gibi çok sayıda metal iyonunun dental plak üzerine etkisi incelenmiştir ve plağı inhibe edici etkileri gösterilmiştir. Çinkonun dental plağa

tutunduğu ve oral ekolojiyi bozmadan plağın gelişimini inhibe ettiği gösterilmiştir (169). En sık katılan metal iyonlarından biri florürdür. Florun antimikrobiyal etkisi düşük pH'lı plaktaki bakteri hücrelerine girerek ve glikolitik yoldaki enolazı inhibe ederek plakta asit üretimini azaltması ile sağlanır (170). Flor bileşikleri sodyum florür, asitlenmiş sodyum florür, kalay florür, amonyum florür ve amin florürdür. Günlük % 0,05'lik sodyum florür ya da haftada bir %0,2'lik sodyum florür içeren gargara kullanımı önerilmektedir(170). Kalay florürün, sodyum florürden daha etkili bir antiplak ajanı olduğu belirtilmiştir. Amin florür ve kalay florür içeren ağız gargarası Meridol ® (Colgate-Palmolive Company, ABD) adıyla piyasada bulunmaktadır (164, 170).

Benzidamin Hidroklorür

Antienflamatuvar, analjezik, antipiretik ve lokal anestejik etki gösteren, sistemik ve lokal olarak uygulanabilen indazol türevi bir non steroidal antienflamatuvar ilaçtır (171).

Oksijenize Edici Ajanlar

Bu grupta peroksitler (hidrojen peroksit) ve perboratlar (tamponlanmış sodyum peroksiborat ve peroksi karbonat) yer almaktadır. Oksijenize edici ajanlar, diş hekimliğinde endodonti ve periodontolojide dezenfektan olarak kullanılmaktadır. Hidrojen peroksit supragingival plak kontrolünü sağlamada ve diş beyazlatmada kullanılmaktadır (172).

2.5. Diş Hekimliğinde Renk

2.5.1. Işık ve Renk

Cisimler tarafından yansıyan ışığın gözde oluşturduğu duyum olan renk görsel algı fenomenidir (3). Göz organı (retina) tarafından tespit edilebilen elektromanyetik radyasyona ise ışık denir (173). Renk fenomeninin psikofiziksel yanıt olarak algılanabilmesi için; ışık, obje ve gözlemci gereklidir (174-176). Işık, göze kornea ve mercekten girerken, retinaya bir görüntü odaklanır. Göze giren ışık miktarı, aydınlatma seviyesine bağlı olarak genişleyen veya daralan iris tarafından kontrol edilir. Görüntülerin beyinde algılanması retina gangliyon hücrelerinden başlayarak oksipital kortekste sonlanan ve neokorteksin yaklaşık %52'sini kullanmayı gerektiren yoğun bir işlemdir. Buna rağmen görmenin sınırları vardır. Örneğin ultraviyole

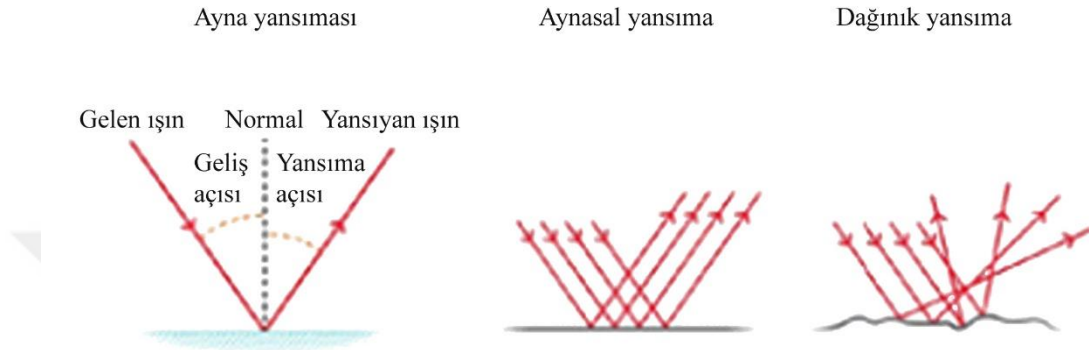
ışınlarını, çok hızlı veya çok yavaş bir hareketi, çok küçük mikroorganizmaları, uzaydaki birçok cismi gözle görebilmemiz mümkün değildir. Görme algısı reseptörlerimizin kapasitesi ölçüsünde ve beyin neye programlanmışsa ona göre gerçekleşmektedir. Retina da bulunan rod ve koni hücreleri, ışık yoğunluğunun değişimini ayarlayabilir. Fovea centralis çevresindeki alan, normal renk görüşüne sahip gözlemciler arasında renk ayırımındaki farklılıklardan sorumlu bir sensör görevi görür. Renk algılamasının doğruluğu, ışıkla uyarılan retina alanına bağlıdır. Yüksek aydınlatmada, göz bebeği daralır ve ışık loş olduğunda, göz bebeği genişleyerek daha az hassas olan sensörleri uyarır. Göz bebeği çapının bir düzenleyicisi olarak ışık yoğunluğu, renk algısı ve renk tonu eşleştirmede kritik bir faktördür (173).

Radyo dalgaları, x-ışınları, ultraviyole ve infrared ışınları ve ışık elektromanyetik ışıma spektrumunu oluştururlar ve değişik dalga boyu özelliklerine sahiptirler. Bu aralığa denk gelen ışınlar altı farklı renk algısı oluşturur (kırmızı, turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mor) (173). İnsan görme sistemi ışığın sadece 360 nm (mor) - 780 nm (koyu kırmızı)'lık dalga boyu aralığına duyarlı hücrelerden oluşmaktadır. Bu alana ise "görünür ışık spektrumu" adı verilmektedir (177).

Işığın Emilimi, Yansıması, Kırınımı

Bir obje üzerine ışık kaynağından gelen kendi rengi dışındaki ışık türleri obje tarafından emilir, kendi rengi ise yansıtılır (178). Bir cisim de elektromanyetik spektrum içindeki bütün dalga boyları emiliyorsa cisim siyah, hepsi yansıtılıyorsa cisim beyaz olarak algılanır. Işık kaynağından gelen ışınların dalga boyu objenin ışık emilimini etkiler. Homojen spektrumlu ışık kaynaklarının kullanılmadığı bir ortamda objenin gerçek rengini tespit etmek mümkün değildir (179). Işık ışınları saydam bir ortamdan farklı yoğunluğa sahip başka bir saydam ortama geçerken, ışık demetinin hızında ve yönünde değişiklik oluşur. Işığın hız değiştirmesinden kaynaklanan bu optik olaya "kırılma" denir. Işığın farklı yoğunlukta ortamlardaki hız oranları ortamın kırılma indisini (n) verir. Kırılma indisi; cismin karakteristik bir özelliğidir ve cismin tipini belirlemede kullanılır. Işık, saydam bir ortamdan daha az yoğun saydam bir ortama geçtiğinde hızı artarak normalden uzaklaşır, daha yoğun saydam bir ortama geçtiğinde ise hızı azalarak normale yaklaşır. Işığın havadaki kırılma indisi 1 olarak kabul edilir (176, 180). Yansıma, ışığın bir nesneden sıçramasıdır. Yüzey cam, su veya cilalı metal gibi pürüzsüz ve parlaksa, ışık yüzeye çarptığı açıda yansıyacaktır. Buna

“aynasal yansımaya” denir. Dağınık/diffüz yansımaya ışığın bir nesneye çarpması ve birçok farklı yöne yansımalarıdır (Şekil 2.7). Pürüzlü bir yüzeyden yansıyacak ışık dağınık olacaktır. Dişlerimizin doğal yapısında prizmatik ve interprizmatik oluşumlar mevcuttur. Bu oluşumlar sebebiyle gelen ışıktaki dağınık bir şekilde yansımaya gerçekleşir (180, 181).



Şekil 2.7 : Işık yansımaları (182).

Doğal dişler birkaç farklı tabaka içeren karmaşık prizmatik ve interprizmatik bir yapıya sahiptir. Bu yapı nedeniyle, ışık prizmatik kristal yapılar arasından geçerken kırılmaya uğrar ve bir kısmı da yansıyarak dışarı doğru yönlendirilir. Restoratif materyallerin de doğal dişle aynı optik özellikler taşıyabilmesi için benzer kristal yapıda olması gerekmektedir (37).

2.5.2. Materyallerin Işık Yayılmaya Etki Eden Özellikleri

Bir cismin rengini sadece renklendirici maddeler belirlemez, cismin üzerine gelen ışığın ne kadar yansıdığı ya da kırıldığı da renk fenomenine etkide bulunur. Cisimler ışık geçirgenliğine göre saydam (transparan), yarı saydam (transludent) ve opak özellikte olabilir. Dişler ve çevresindeki dokular transludent özellik gösterir (180, 183). Işık geçişini engelleyen materyaller opak özellik gösterir (179, 180, 183). Bir materyalden ışık geçişi sırasında geçen ışık dağılırsa arkadaki cisim görülemez, buna yarı saydamlık denir. Diş hekimliğinde estetik restorasyonların yapımı için kullanılan materyallerin yarı saydam özellikte olması beklenir. Restorasyonların yarı saydamlıkları arttıkça parlaklık değerleri düşer. Minenin yarı saydamlığı; yüzey dokusu, parlaklığı, dehidrasyon seviyesi, ışığın geliş açısı ve dalga boyu uzunluğuna göre değişir (179). Saydamlık, bir materyalin içinden ışık geçişine ve arkasındaki bir cismin görülebilmesine izin vermesidir. Genelde genç bireylerde; anterior dişlerin

insizal kenarları boyunca ve mesial, distal eğimlerinde mine dokusu transparan özellik taşımaktadır. Ön bölge restorasyonlarda doğalın taklit edilebilmesi amacıyla bu bölgelerde transparan materyaller kullanılmalıdır (106, 179, 180).

Floresans, bir maddenin kısa dalga boylu (görünmez) ışınları soğurması ve kısa bir süre sonra uzun dalga boylu (görünür) ışınlar salmasıdır. Tipik olarak mavi ışık veya ultraviyole ışıkta, materyaldeki elektronlar daha yüksek bir enerji düzeyine çıkar ve elektronların eskiden bulunduğu düşük enerji düzeyine inerken kazanmış oldukları bu enerji görünür spektrumda floresans ışık olarak oluşur (106, 179). Fosforesans materyalin maruz kaldığı ışık enerjisinin bir bölümünü elektromanyetik ışıyım olarak salması olayıdır. Floresans ve fosforesans ışık olayları “luminesans” olarak adlandırılır. Luminiferler genellikle floresans veya fosforesans özelliklerine veya her ikisine göre değerlendirilir (106). Esas olarak fosfor içeren bileşenlerde görülen ve radyant enerjiyle uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile saçması sonucu ortaya çıkan ışıltama özelliği olup, dental materyallerin özellikleri arasında bulunmaz (184). Kalsifiye dokunun fosforesansının esas olarak dokunun organik kısmının proteinleri ile bağlantılı polipeptit zincirlerinden kaynaklandığı bilinmektedir. Aromatik amino asitler küresel proteinde, triptofan ve tirozinin baskın lüminiferler olduğu gerçeğine rağmen, yayılma merkezlerinin kesin doğası bilinmemektedir. Bu aromatik amino asitlerin, minenin organik bölümünde bulunduğu gösterilmiştir. Minede gözlenen floresansın fenilalanin ve tirozinden triptofana enerji transferi sonucu olduğuna inanılmaktadır; bu nedenle gözlemlenen spektrum, triptofanın kendisine benzer (185). Doğal dişler de ultraviyole ışığa maruz kaldığında görünür ışık yayarak floresans özellik gösterir. Dişler beyaz gün ışığında renk özelliklerine bakılmaksızın değerlendirildiğinde, en yüksek floresans değeri 450 nm dalga boyunda tespit edilmiş ve bu değer 680 nm dalga boyuna doğru giderek azalmıştır (186). Floresans özelliği dişlerin daha parlak ve beyaz gözükmesini sağlarken, gün ışığında dişlerin renklerinin değişik algılanmasına neden olur. Floresans özelliğin doğal dişlerin canlılığını yansıtan en önemli faktörlerden biri olduğu kabul edilmektedir. Floresans özelliğin bu önemi, doğal dişle benzer optik özellikler taşıyan dental porselenlerin imal edilmesi hususunda önemli bir faktördür. Dental porselenlerin doğal dişlerin floresans özelliğini taklit edebilmesi için yapısına uranyum, seryum ve itriyum gibi elementler ilave edilmektedir (184, 187, 188).

Materyale ışık yansıdığı hal ile kendisinden iletilen ışığın farklı renkler oluşturmaya opalesans denir (189). İki madde arasındaki kırılma indisi sabiti 1.1'i aştığında, nesneler opalesans özellik göstermeye başlayarak prizma gibi davranan materyalin kendisine gelen ışık dalga boylarını farklı dalga boylarına kırar. Kısa dalga boylu ışınlar daha fazla kırılır ve optik olarak yoğun olan materyallerden kaçmak için daha büyük açılarda yansır. Diş minesinde de opalesans özellik gösterir ve yansıyan ışıktaki mavimsi, iletilen ışıktaki ise turuncu görünür. Yarı değerli opal taşı, gökyüzü mavisi, diş minesinde oluşan renk durumları bu ışık fenomenine örnek olarak verilebilir. Bu ışık renk olayı, restorasyonların ton ve translüsensiye bağlı optik problemlerin kontrol edilmesinde işe yarayarak doğal restorasyonlar yapmamıza olanak sağlar (179, 190, 191).

Çevresel faktörler ve aydınlatma şartları renk tespitini etkilemektedir (192). İki farklı objenin aynı ortamda aynı renk görüldüğü halde başka ışık kaynağı altında farklı görünme olayına "metamerizm" denir (193). İki değişik objenin spektral yansıma eğrilerindeki farklılıklardan kaynaklanan bir durumdur. Metamer özelliğine sahip olan cisimler aydınlanma koşullarının değişmesiyle farklı renklerde görünmeye başlarlar. Metamerizm probleminin yaşanmaması için, renk tespitinin tüm renk spektrumlarını eşit miktarda içeren gün ışığı gibi ışık kaynakları altında yapılması, kronlarda en basit kombinasyonlu renklerin tercih edilmesi ve klinik, laboratuvar aydınlatmasında aynı tip ışık kaynaklarının kullanılması gerekmektedir. Ancak gün ışığının da renginin günün değişik saatlerinde değişmesi sonucu, cisimlerin farklı renklerde görülebilmesi nedeniyle renk tespitinin farklı türdeki ışık kaynakları altında tekrarlanması renk uyumsuzluğu yaşanmaması açısından en güvenilir yöntemdir. Renk seçimi yapıldığında renk seçiminin yapıldığı ışık kaynağının belirtilmesi oluşabilecek hata payını düşürecektir (106, 184, 187, 194, 195).

2.5.3. Renk Notasyon Sistemleri

Yirminci yüzyılın başından bu yana, renklerin matematiksel olarak ifade edilebilmesi için bir çok sistem geliştirilmiştir. Renklerin üç boyutlu uzaydaki yerini analitik ve sistematik olarak belirlemek için renk düzenleme sistemleri kullanılmaktadır. Geniş kullanıma sahip sistemlerin hemen hepsi geçtiğimiz yüzyılın ortalarında geliştirilmiştir. Pek çok farklı prensibe göre tasarlanmış olan renk düzenleme sistemleri mevcut olmasına rağmen hiçbiri tam olarak geçerli sayılmamıştır. Munsell

ve CIE renk sistemleri bunların arasında geliştirilme prensipleri üzerinde en fazla durulan sistemlerdir (179, 184, 196, 197).

Munsell Renk Sistemi

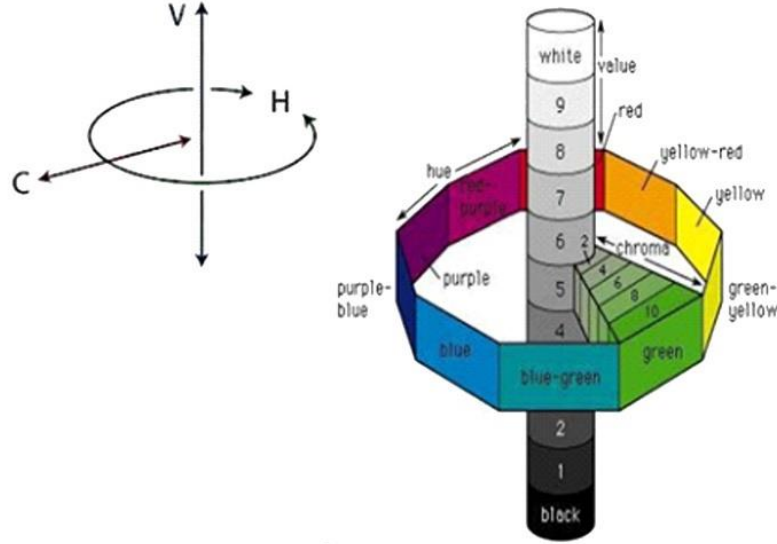
1905 yılında, Albert H. Munsell tarafından sunulan ilk sistemdir (198). Pek çok farklı versiyonu yapılan bu sistem en eski renk düzenleme sistemidir. Munsell renk sisteminde (Şekil 2.8) örneklerin üç boyutlu olarak yerleştirilme prensibini rengin üç özelliği belirlemektedir (179). Bunlar Hue (H: ana renk) ; Value (V: parlaklık) ve Chroma (C: rengin doygunluğu)'dır. Rengin üç boyutu bir küre şeklinde tasarlanmış, kürenin dikey eksenini parlaklık boyutu olup 10 basamağa ayrılmıştır. 0. basamak siyah (en koyu), 10. basamak beyaz ve 5. basamak nötral gridir. Bu dikey eksen etrafında ise yine 10 basamağa ayrılmış ana renk çıkıntıları bulunur (199, 200).

Hue; ana renk, renk tonu veya çeşidi anlamında kullanılmaktadır. Bir rengi diğerinden ayıran niteliğidir. Munsell renk sisteminde (Şekil 2.8) saat yönünde sıralanmış olan 5 ana renk tanımlanmaktadır; kırmızı, sarı, yeşil, mavi ve mor. Ayrıca bu ana renklerin birleşiminden oluşan ve ana renk harfleriyle nitelendirilen 5 adet de birleşim renk bulunur; sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi ve kırmızı-mor. Ana ve birleşim renkleri olmak üzere 10 farklı renk ve bu 10 farklı rengin her biri için de değişik parlaklık değerine sahip 10, toplamda da 100 farklı ana renk örneği bulunmaktadır (179, 201).

Value; cismin açıklık, koyuluk veya parlaklık, matlık derecesini gösteren özelliğidir. Bir cismin parlaklığı, cisim üzerinden yansıyan veya geçen ışık gücüne bağlıdır. Yansıyan ışık miktarı ile doğru orantılıdır. Munsell geliştirmiş olduğu sistemde (Şekil 2.8) parlaklık değerini beyazdan siyaha doğru gri bir ölçek olarak tanımlamıştır. 0'dan 10'a kadar rakamsal değerler vermiştir. 10 değeri beyaz 0 ise siyahı temsil etmektedir (173).

Kroma; bir rengin doygunluğunu, saflığını belirler ve rengin içerdiği ana renk miktarını yani ana rengin yoğunluğunu ifade eder. Munsell tarafından kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayıran özellik olarak bildirilmiştir. Munsell renk sisteminde renklerin dizilimi bir küre şeklinde gösterilmiştir. Kürenin dikey ekseninde 10 basamağa bölünmüş olan parlaklık, dikey eksenin her basamağının etrafında yine 10

basamağa bölünmüş olan yatay renk tonu örnekleri bulunmaktadır. Renk tonlarının yoğunluğu eksenden dışa doğru uzanır (196, 197).



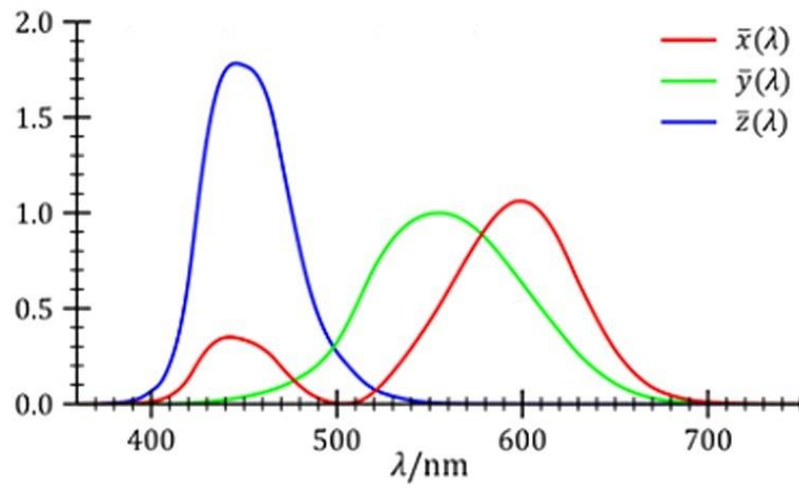
Şekil 2.8 : Munsell'in üç boyutlu renk sistemi (202).

Doğal dişlerin parlaklık değerleri 4-8 arasında değişmektedir. Grilik ve parlaklık arasında ters orantı mevcuttur. Düşük parlaklık değerine sahip cisimler yüksek miktarda gri içermekte ve daha koyu görünmektedir. Bir restorasyonun parlaklığı yüzeyin yansıtıcılığı artırılarak veya doygunluğu düşürülerek artırılabilir. Hatalı tespit sonucu, restorasyon, yüksek parlaklık değerlerine sahip ise daha parlak ve opak, düşük ise daha gri ve cansız görülür. Özellikle yüksek parlaklık değerine sahip restorasyon doğal dişlerden daha kolay ayırt edilebilir ve estetik olarak daha fazla hataya neden olur. Öte yandan parlaklık değerinin doğru tespit edildiği bir restorasyonda, ana renk ve doygunluk değerlerinin hatalı tespiti sonucu ortaya çıkacak estetik hatalar nispeten daha az fark edilebilir. Bu nedenlerle pek çok araştırmacı renk seçiminde en önemli aşamanın parlaklık seçimi olduğu konusunda hemfikirdir. Ancak ana renk ve doygunluktaki aşırı değişiklikler parlaklık değerini de düşürerek, restorasyonun daha koyu ve gri görünmesine neden olur (179, 201).

Uluslararası Aydınlatma Komisyonu Renk Sistemi

1986 yılında kurulan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE; “Commision del Eclairage” veya “International Commission on Illumination”) renk, görünüm gibi alanlarda standart bir ışık kaynağında, standart bir gözlemci ve verilen bir renge, insan

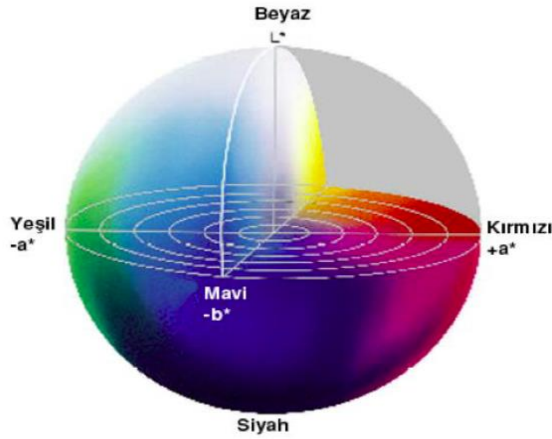
görme sisteminin cevabını gösteren tristimulus/uyaran değerlerinin hesaplanmasında yetkili bir organizasyondur (203). CIE'nin uyaranlı ilk standart gözlemci eğrisi 1931 yılında açıklanmıştır ve belirli bir rengin tristimulus değerleri bu eğriden elde edilmiştir. CIE üçlü uyaran değerler sisteminde, CIE gözlemcisi tarafından belirlenen spektral yanıt fonksiyonlarına dayalı olarak X, Y ve Z şeklinde üç değişken kullanılmıştır (Şekil 2.9). X, Y ve Z değerleri üç ana rengin (kırmızı, yeşil, mavi) algılanmasını sağlayan sinirlerin beyne yolladıkları uyarıların toplamıdır. Bu üç uyarımın toplamının uyarı miktarına oranı rengi tanımlar. X, Y ve Z değerlerinin toplamı rengin görsel duyulanma toplamına eşittir (179).



Şekil 2.9 : CIE renklerin tristimulus değeri eğrisi (204).

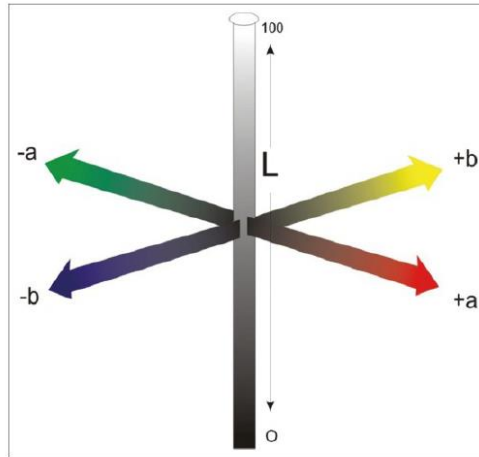
CIE L*a*b* Renk Sistemi

CIE tarafından, 1976 yılında geliştirilmiş olan sistem, standart bir gözlemci ile insan gözünün renge verdiği psiko-fiziksel cevabın koordinat değeri hesaplanması ile ortaya çıkartılmıştır. Renk, Munsell renk sisteminde olduğu gibi üç koordinatta verilir ve tüm renkler bu koordinatların oluşturduğu eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan bir küre üzerinde yer alır (Şekil 16). CIE L*a*b* renk sisteminde renklerin L*, a* ve b* koordinatlarına göre dağılımları lineerdir, daha düzgün bir sıralama gösterir ve farklı renkler arasındaki uzaklıklar eşittir. Bu nedenle de renk ölçümü ve renk ayrımı yapıldığı durumlarda, diş hekimliği araştırmaları ve literatürde en sık kullanılan renk sistemidir (179).



Şekil 2.10 : Üç koordinatın oluşturduğu eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan küre (205).

L^* , Munsell sistemindeki parlaklık değeri ile orantılıdır ve rengin açıklık, koyuluk veya siyah-beyaz karakterini gösterir. L^* parametreleri dikey ekseninde bulunur, açık renkler L^* dikey ekseninde daha yukarıda ve daha yüksek değere sahipken koyu renkler eksenin daha altında ve daha düşük değerdedirler. Saf siyah rengin L^* değeri 0 iken saf beyazın L^* değeri 100'dür. CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde a^* ve b^* değeri, Munsell sistemindeki ana renk ve doygunluk değerleri ile orantılıdır. a^* parametreleri yatay ekseninde olup, bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki doygunluk koordinatlarını gösterir (Şekil 2.11). Değeri arttıkça renk kırmızıya, azaldıkça yeşile kayar. b^* parametreleri de a^* yatay eksenine dik olan yatay ekseninde olup yine cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki koordinatlarını gösterir. Değeri arttıkça renk sarıya azaldıkça maviye kayar. a^* ve b^* koordinatlarının 0 değerleri nötral renkleri (beyaz, gri) verirken bu değerlerin artması rengin daha yoğun ve doygun olduğunu gösterir (176, 179).



Şekil 2.11 : a^* ve b^* koordinatları (206) .

CIE L*a*b* renk sisteminin en büyük avantajı, renk farklılıklarının algılayıcı tarafından kolayca fark edilebilmesi ve klinik olarak anlamlılık arz etmesidir. Tüm ışık kaynaklarının standardizasyonunu sağlayarak, görsel algılamadan doğacak varyasyonlara engel olur. CIE L*a*b* renk sisteminde renkler geometrik olarak dizildiğinden iki renk arasındaki farklılıklar matematiksel olarak hesaplanabilir. İki renk uyarımı arasındaki renk farklılığı (ΔE^*), bu renklerin L*a*b* değerlerinin ilgili formül kullanılarak hesaplanması ile elde edilmektedir (176, 207).

$$\text{CIE L*a*b* Formül : } \Delta E^* = [(L1^* - L2^*)^2 + (a1^* - a2^*)^2 + (b1^* - b2^*)^2]^{1/2}$$

Formülde belirtilen “1” değerli alanlar ilk ölçüm sonuçları, “2” ise ikinci ölçüm sonuçlarıdır. ΔE^* değeri, aynı ya da farklı örneklerin zaman içindeki L*, a*, b* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını ifade eder. Bu değerin sıfır olması bu iki rengin aynı olduğu, ΔE^* değerinin sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir. ΔE^* değeri arttıkça, renk farklılığı da belirginleşerek gözle algılanabilmeye başlar. Yapılan çalışmalara göre; klinik olarak insan gözünün renk farklılığını tespit edebileceği ΔE^* değeri sınırı konusu tam olarak netleşmemiştir. Renk değişiminin klinik açıdan fark edilebilir olarak kabul edilmesi için; bazı araştırmacılar renk değişiminin 3.7 ΔE^* birimden (179, 208) bazıları 1 ΔE^* birimden bazıları 3 ΔE^* birimden (209, 210) bazıları ise 3.3 ΔE^* birimden (211) fazla olması gerektiğini ifade etmektedir. Yine bir araştırmaya göre materyal tamamen renk stabilitesine sahip ve hiç renk değişimi göstermediyse $\Delta E^*=0$ olarak bulunur. ΔE^* değerleri 1.30’dan yüksekse algılanabilir, 2.25’in altındaysa klinik olarak kabul edilebilir olarak nitelendirilmiştir (212, 213). CIEDE2000 sisteminde algılanabilir eşik değerleri (PT) $\Delta E_{00} \leq 0.8$ ve kabul edilebilirlik eşiği değeri (AT) $\Delta E_{00} \leq 1.8$ olarak belirtilmiştir (214).

2.5.4. Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliği alanında renk ölçümü iki şekilde gerçekleştirilmektedir. Bunlar görsel renk ölçümü ve bir cihaz yardımıyla gerçekleştirilen ölçümdür.

Görsel Renk Ölçümü

Renk algısı, psikofizyolojik bir süreç olup subjektiftir. Bir cismin rengi yalnızca retinaya düşen ışığın spektral bileşimine bağlı değildir (177, 215). Görsel renk ölçümü

yöntemleriyle yapılan renk seçimlerinin tutarlılığını etkileyebilecek pek çok faktör bulunmaktadır (176, 196). Görsel renk seçimini etkileyen faktörler:

- Işık kaynağının spektral özellikleri ve şiddeti,
- Gözlemcinin renk reseptörlerinin yorgunluğu, yaş, cinsiyet, beceri, deneyimi ruhsal durum gibi bireysel faktörler,
- Renk skalalarının doğal dişe ait tüm renkleri barındırma durumu ve materyali ve renk düzlemine göre sistematik yerleştirilmesi (Şekil 2.12).



Şekil 2.12 : VİTA toothguide 3D Master skalası .

Cihaz Kullanılarak Yapılan Renk Ölçümü

Cihaz kullanmanın en büyük avantajı objektif sonuçlar elde edilebilmesidir. Günümüzde bu amaçla tercih edilen araçlar; kolorimetreler, spektoradyometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleridir (177, 184). Cihaz kullanılarak yapılan renk ölçümlerinin; bireysel, çevre ve aydınlatma koşullarından etkilenmemesi ve elde edilen sonuçların tekrarlanabilir ve matematiksel olarak hesaplanabilir olması gibi avantajları mevcuttur. Dezavantajları ise daha maliyetli olması, doğru kalibre edilmediği veya uygun kullanılmadığı zaman hatalı sonuçlar alınabilmesidir (177, 184).

Kolorimetre

Sabit bir ışık kaynağı ve görme açısı kullanarak, objeden yansıyan ışığı üç ya da dört görünür spektrumda filtreleyip ölçmektedir. Aletin kullanımı yüzey rengi ve yarı parlak renklerin ölçümü olarak iki alanda kategorize edilebilir. Yüzey rengi ölçümünde kullanılan aletin ana komponentleri; bir ışık kaynağı, bir bütünleştirici küre ve algılayıcıdır. Yarı parlak renklerin ölçümünde, ışık kaynağına da ihtiyaç yoktur. Algılayıcı içerisinde, filtreden geçen değişik spektrumlardaki ışık demetlerine hassas olan ve insan gözündeki renkli görmeyi sağlayan koni hücrelerine benzer sensörler bulunmaktadır. Bu sensörler, CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç alınabilmesine olanak vermektedirler (216).

Kolorimetrelerin kullanımları, diğer cihazlara göre (spektroradyometre ve spektrofotometrelere) daha kolay ve daha az maliyetlidir. Ancak aletin filtrelerinin zamanla eskimesine bağlı olarak tutarlılığı, sürekliliği ve filtrelerin tekrar CIE renk sistemine uyumlu sonuç verme olasılığı zayıflar. Aletin bir diğer dezavantajı da metamerizmin miktarının ölçülmesinde kullanılamamasıdır (bir grup örneğin aynı ışık kaynağı ve görme açısı şartlarında aynı olan spektral yansımaları şartlar değiştiğinde değişebilmektedir). Kolorimetreler daha çok düz yüzeylerden ölçüm yapabilmek için tasarlanmış olduklarından klinik kullanıma tam olarak uygun değildir. Ayrıca yarısaydam materyallerin renklerinin belirlenmesinde, ışığın kırılarak, dağılmasından dolayı güvenilir olmayan sonuçlar elde edilebilir. Bunu önlemek amacıyla standart bir arka plan hazırlanıp kullanılması daha uygundur. Örneğin, gerçek diş ile aynı renkteki metal seramik restorasyonun kolorimetrik sonuçlarında farklılık görülebilir. Bu duruma "edge loss" adı verilmektedir (216). Genelde tekstil, boya otomotiv gibi üretim sektöründe basit renk tespitinde ve kıyaslamada kullanılır (216).

Spektrofotometre

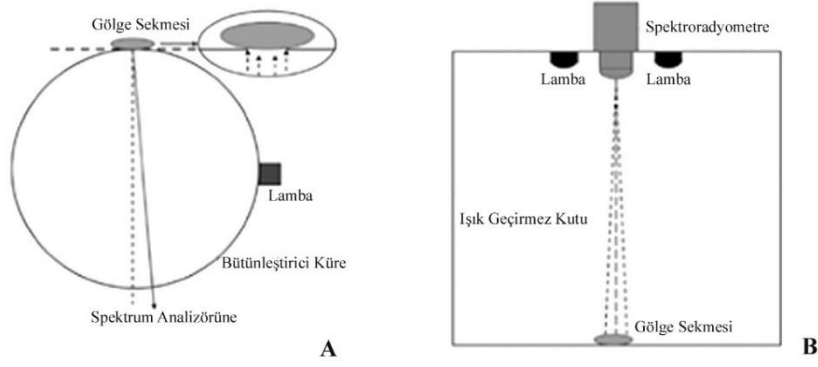
Daha çok yüzey renginin ölçülmesi amacıyla geliştirilmiş ve diş hekimliği için çok daha uygun, kullanışlı aletlerdir. Spektrofotometreler, temel olarak kararlı bir ışık kaynağı içerdikleri için spektroradyometrelerden farklılık gösterir. Bu cihazlar için yaygın olarak kullanılan iki tür temel tasarım vardır. İlki geleneksel tarama cihazı, her dalga boyundaki ışık miktarını kaydeden tek bir fotodiyot detektöründen oluşur. Işık bir monokromatörden geçirilerek küçük dalga boyu aralıklarına bölünür. İkinci tür daha yeni bir tasarımdır ve her dalga boyu için özel bir eleman içeren bir diyot dizisi

kullanır. Bu tasarım, tüm dalga boylarının eşzamanlı entegrasyonuna izin verir. Her iki tasarım da filtre kolorimetrelerden önemli ölçüde yavaştır ancak bunlar rutin olarak kullanılan renk ölçüm cihazlarıdır. Vita EasyShade (VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Sackingen, Almanya) bir spektrofotometre örneğidir. Spektrofotometreler, metamerizmi ayırt edebilirler. Birden fazla dalga boyunda ölçüm yapabilmeleri sonucunda insan gözünün tespit edemeyeceği renkleri algılayabilmeleri ile kolorimetrelerden daha çok tercih edilirler. Vita Easyshade (VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Sackingen, Almanya) spektrofotometreler arasında yapılan çalışmalarda, tekrarlanan renk ölçümlerinde güvenilir bir aygıttır. Witkowski ve ark. (2017), 2012 yılında yaptıkları çalışmada farklı ışık kaynakları ve gözlemci kullanıldığı durumlarda bile tutarlı sonuçlar verdiğini bulmuşlardır.

Klinik çalışmalar ve dental araştırmalarda kullanılan spektrofotometrelerin pek çoğu; pahalı ve karmaşık olmaları gibi dezavantajlara sahiptir. Bununla beraber, bilimsel araştırmalar için geliştirilmiş olan küresel optik uçlu spektrometrelerde; örnek aletin pek çok farklı yön ve açıdan ışık gönderen optik yuvasına yerleştirilebilmekte ve böylelikle örneğin en güvenilir ve tutarlı şekilde yansıma özelliğinin spektral analizi gerçekleştirilmiş olmaktadır. Ancak, dental spektrofotometrelerde ışık dış yüzeyinden tek bir açıyla verilebilmektedir (179, 184). Spektrofotometre, yüzey renginin ölçülmesinde çok kullanışlıdır. Bir prizma, spektrofotometre içindeki tungsten-filaman bir ampülden beyaz bir ışığı, 10 ve 20 nm'lik dalga boyu bantlarındaki bir spektrumda yayar. Görsel spektrumdaki her dalga boyu için örnekten yansıyan ışığın miktarı ölçülür (184).

Spektroradyometreler

Spektroradyometreler, parlaklık ve ışıyım gibi radyometrik değerlerin ölçümünde kullanılacak şekilde tasarlanmıştır. Aydınlatıcı ışık, alet ve nesne arasında açıklık olmadığından ve renk belli bir mesafeden ölçüldüğünden “edge loss” etkisinden ve kavisli yüzeyin olumsuz etkisinden kaçınılmış olur (Şekil 2.13). Optik ölçümün yapılması sırasında konumlandırmadaki küçük bir değişiklik hatalı ölçüme neden olabilir (218, 219).



Şekil 2.13 : Renk ölçüm geometripleri (219). A: spektrofotometre. B: spektoradyometre.

Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri

Optik ölçümlerde dijital cihazlar öne çıkmaktadır. Bu sistemde objenin renginin tek bir noktadan ölçülmesi yerine objenin tamamına ait görüntüsü ölçülür. Bu sistemin teknolojisi, kolorimetrik ve multispektral olarak iki açıdan ele alınmaktadır. Kullanıcının fotoğraf metodolojisi ve bilgisayar teknolojisindeki becerilerini geliştirmesiyle beraber bu yöntem, renk ölçümü açısından son derece basit ve kullanışlıdır. X, Y, Z tristimulus değerlerinin hesaplanması gibi, kamerada da RGB (kırmızı, yeşil ve mavi) değerleri bir formül ile hesaplanır. Kameranın optik algılayıcıları CIE'nin standart algılayıcıları ile aynı hassasiyette olmadıklarından kameranın RGB değerleri, CIE'nin XYZ değerleri ile eşleşmez. Renk ölçümü için bu değerlerin "kamera karakterizasyonu" denen bir yöntem ile eşleştirilmesi gerekmektedir (179, 184). Yapılan ölçümler sonucunda, klinik ve laboratuvar arasında kolay bağlantı sağlanması açısından önemlidir. Geleneksel renk skalalarıyla beraber alınan fotoğraflar, bu bağlantıyı daha da arttırmakta ve bu fotoğraflar ayrıca dişin translusensi, opasite özellikleri ve yüzey karakteristiği hakkında da bilgi vermektedir.

Çalışmanın sıfır hipotezleri aşağıda listelenmiştir:

1. Nano hibrit kompozit CAD/CAM materyalinin farklı beyazlatıcı ajan içeren diş macunlarıyla fırçalanması sonucu yüzey pürüzlülüğünde değişim olmayacaktır.
2. Günlük bir dakika Klorheksidin diğlukonat (1 dk/gün) gargara kullanımının nano hibrit kompozit CAD/CAM materyalinin renk değişimine etkisi anlamlı olmayacaktır .
3. CHX ile renklendirilmiş nano hibrit kompozit CAD/CAM materyaline farklı beyazlatıcı ajan içeren diş macunlarıyla fırçalama döngüsü uygulanmasının renk değişimi parametrelerinin değerlerinde zamanla anlamlı bir fark olmayacaktır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

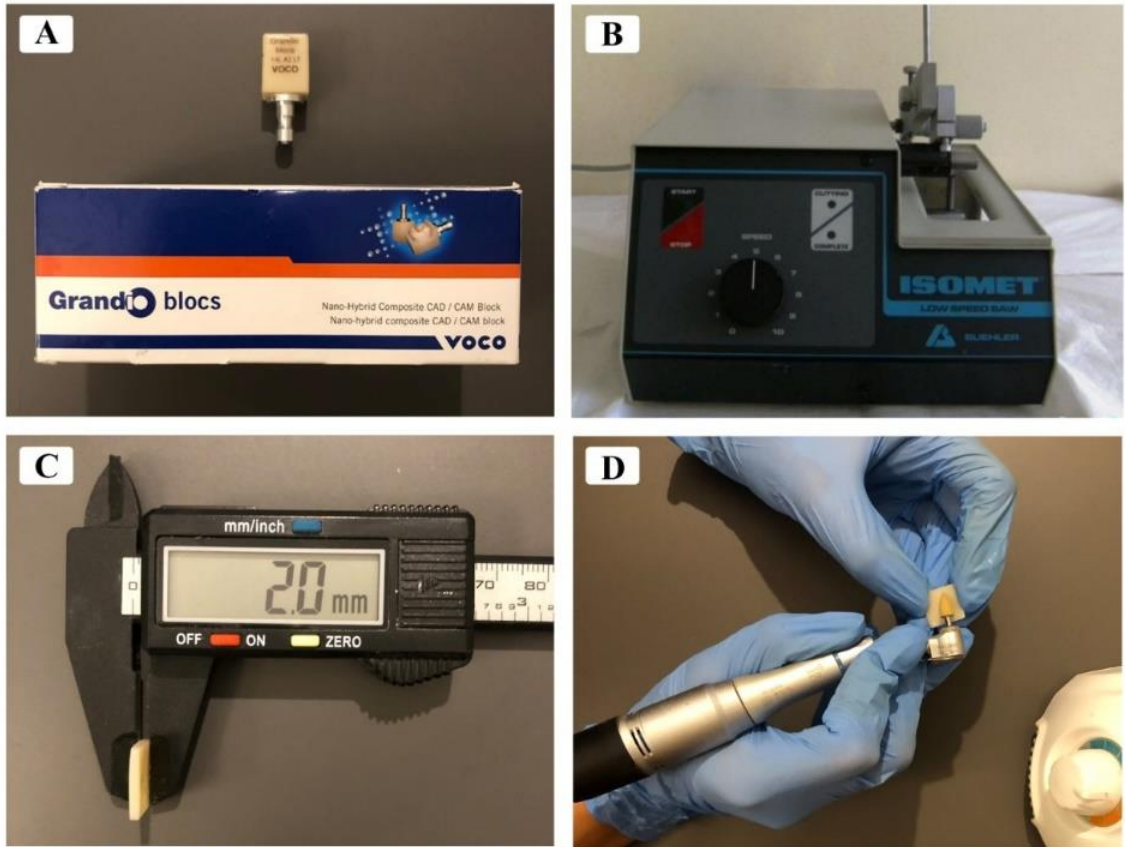
Bu *in vitro* tez çalışmasının deney aşamaları Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi SEM Laboratuvarı ve Çukurova Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

18×14×14 mm boyutlarında A2 renkli nano hibrit kompozit CAD/CAM bloklarından (Grandio Blocs, Voco, Almanya), hassas kesme cihazı (IsoMet Low-speed; Buehler, Illinois, ABD) kullanılarak 2x14x14 mm boyutlarında dikdörtgen örnekler kesildi. Her grup için 10 (n=10) adet olmak üzere toplam 40 (N=40) adet örnek elde edildi. Hazırlanan örneklerin boyutları dijital kumpas (Gomax, Caihui Trading. Co. Limited, Çin) ile kontrol edildi. Hata payı 0,1 mm olarak kabul edildi. Grandio blok örnekleri, tamamen polimerize olmuş bir nano hibrit kompozit CAD/CAM materyali olduğu için tekrar bir fırınlama aşamasına tabi tutulmadı.

Deney örneklerinin tek bir yüzeyinde su soğutması altında 800-1200 gritlik su zımparaları kullanılarak zımparalama işlemi gerçekleştirildi. Zımparalama işlemi tamamlandıktan sonra tüm örnekler 20 saniye boyunca distile su ile yıkandı ve 30 saniye hava spreyi ile kurutuldu. Böylece polisaj işlemi uygulanacak tüm yüzeylerin standart olması sağlandı. Örneklerin polisajı için kompozit polisaj seti (Exa Special Composite Polishers , EDENTA AG, İsviçre) kullanıldı. Polisaj seti, düşük hızlı el aleti ile 5,000 rpm sabit devirde üretici firmanın önerisine göre (220), 3 aşamalı bir şekilde 20'şer saniye boyunca 0735RA/0734RA/0732RA uçları ile aynı yönde her bir örnek yüzeyine uygulanarak su püskürtülmeden parlatıldı ve deney örneklerinin polisaj işlemi tamamlandı. Daha sonra numuneler distile su ile yıkandı ve kurutuldu. Yüzey bitim işlemlerinde standardizasyonu koruyabilmek için uygulamalar tek bir uygulayıcı tarafından gerçekleştirildi.

Şekil 3.1'de çalışmada kullanılacak Nano hibrit kompozit CAD/CAM materyali ve çalışma için örneklerin hazırlanması gösterilmiştir.



Şekil 3.1: Örneklerin hazırlanması. (A: Çalışmada kullanılan nano hibrit kompozit CAD/CAM Blok, B: Isomet hassas kesim cihazı, C: Örneklerin dijital kumpas ile ölçülmesi, D: Örneklerin yüzey bitirme işlemi.)

3.2. Örneklerin Gruplandırılması ve Çalışmanın Yapılması

Çalışmada toplam 40 adet (N:40) örnek elde edildi. Örnekler 3 farklı diş macunu + klorheksidin diglukonat grubu ve sadece klorheksidin diglukonat uygulanacak grup olacak şekilde 4 gruba (n:10) ayrıldı.

Grup 1 (G1, n:10) : Colgate Optic White, Aktif Kömür (Colgate®, Swidnica, Polonya) beyazlatıcı diş macunu ile günde iki kez fırçalandı. Akşam fırçalama sonrası örnekler 1dk/gün CHX gargarada (Klorhex®, Drogsan, Türkiye) bekletildi.

Grup 2 (G2, n:10) : Opalescence Whitening Toothpaste (Ultradent Products Inc, ABD) beyazlatıcı diş macunu ile günde iki kez fırçalandı. Akşam fırçalama sonrası örnekler 1dk/gün CHX gargarada (Klorhex®, Drogsan, Türkiye) bekletildi.

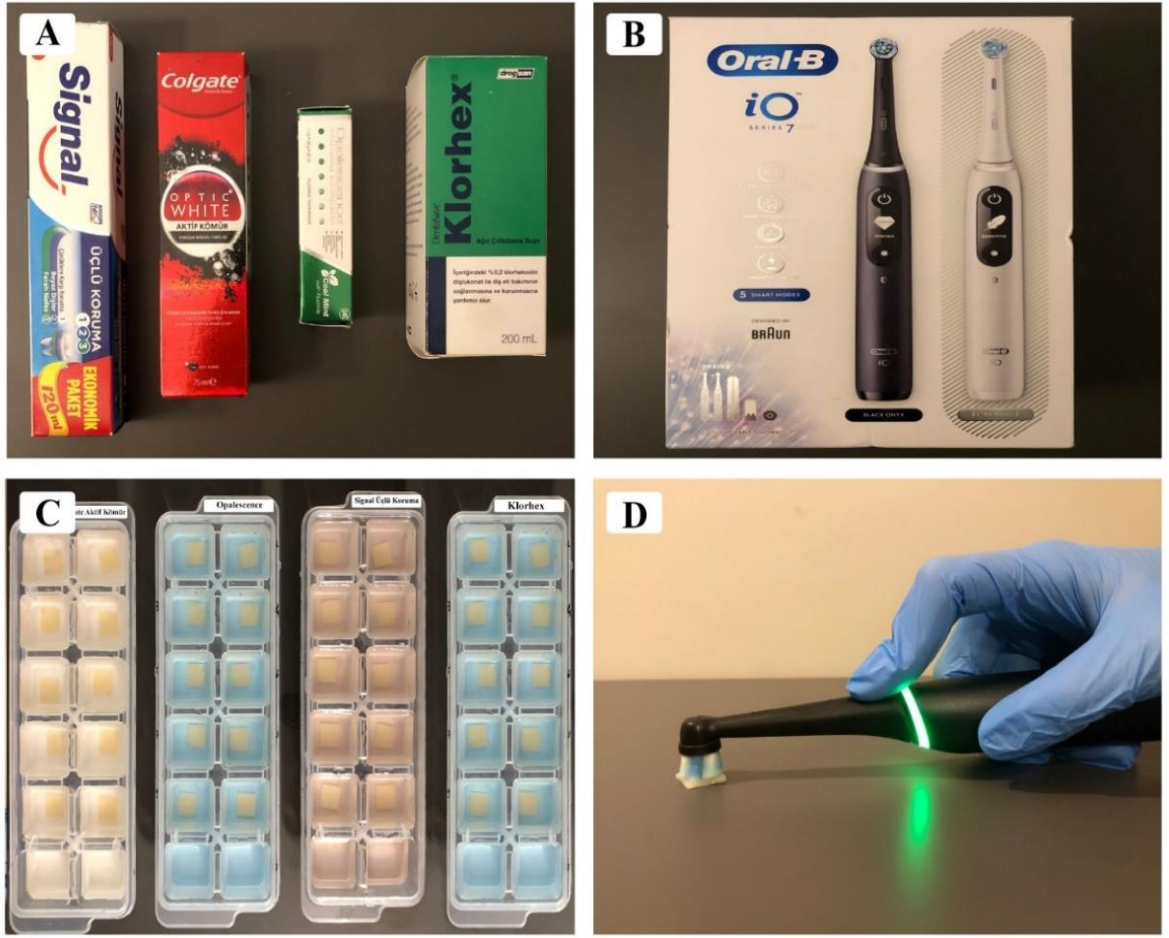
Grup 3 (G3, n:10) : Signal Üçlü Koruma (Unilever® PLC, Birleşik Krallık) geleneksel diş macunu ile günde iki kez fırçalandı. Akşam fırçalama sonrası örnekler 1dk/gün CHX gargarada (Klorhex®,Drogsan, Türkiye) bekletildi.

Grup 4 (G4, n:10) : CHX gargarada (Klorhex®, Drogsan, Türkiye) 1dk/gün bekletildi.

Mevcut çalışmada günlük ağız bakım rutini *in vitro* olarak taklit edilmeye çalışıldı ve her bir örnek yüzeyi için 10 saniyelik fırçalama süresi; ağızda 28 diş olduğu varsayılarak 2 dakika boyunca günde 2 defa dişlerini fırçalayan bir bireyin, bir diş yüzeyine fırça uygulama süresine eşdeğer olarak hesaplandı (221). G1, G2 ve G3'deki tüm örnekler 12 saat ara ile 10 saniye boyunca farklı içeriklere sahip beyazlatma özelliği olan 3 farklı diş macunu ile standart basınç altında (0,8-2,5 N; yeşil ışık göstergesi) bir elektrikli diş fırçası (Oral-B iO™ 7 serisi, Braun GmbH, Kronberg/TS, Germany) ve IO Ultimate Clean fırça başlığı kullanılarak fırçalandı. Bu çalışmada kullanılan CAD/CAM materyali, diş macunları, diş fırçası, ağız gargarası ve özellikleri Tablo 3.1.'de sunulmaktadır. Şekil 3.2'de çalışmada kullanılan materyaller verilmiştir.

Çalışmada Kullanılan Materyaller	Üretici Firma	İçerikleri
Grandio Blocks (LOT: 2043245)	Voco, Germany.	Polimer matriks (%14 UDMA+DMA) içinde, hacimce %86 inorganik doldurucu, Baryum alüminyum borosilikat cam, silikon dioksit, polimetakrilat, stabilizatörler, pigmentler.
Klorhex Ağız Çalkalama Suyu (LOT:22B001501)	DentaSave, Drogsan, Ankara, Türkiye.	Aqua, Glycerin, %0.2 Chlorhexidine Digluconate, Aroma, Mentha arvensis herb oil.
Colgate Optic White Aktif Kömür Diş Macunu (LOT:140421PL1121)	Colgate®, Swidnica, Poland.	Aqua,Sorbitol, Hydrated Silica, PEG-12, Tetrapotassium Pyrophosphate, Sodium Lauryl Sulfate, Aroma, Potassium Hydroxide, Cellulose Gum, Phosphoric Acid, Cocamidopropyl Betaine, Sodium Fluoride (1450ppm), Sodium Saccharin, Xanthan Gum, Charcoal Powder, Limonene.
Opalescence Whitening Toothpaste Diş Macunu (LOT: BLPW)	Ultradent Products Inc, USA.	Glycerin, Water (aqua), Silica, Sorbitol, Xylitol, Flavor (aroma), Poloxamer 407, Sodium Lauryl Sulfate, Carbomer, Sodium Benzoate, Sodium Fluoride (1100ppm), Sodium Hydroxide, Sucralose, Xanthan Gum, FD&C Blue No.1 (CI42090), FD&C Yellow No.5 (19140)
Signal Üçlü Koruma Diş Macunu (LOT: A39P101121)	Unilever® PLC, UK.	Calcium Carbonate, Water, Sorbitol, Hydrated Silica, Sodium Lauryl Sulfate, Sodium Monofluorophosphate (1450ppm), Flavor, Perlite, Cellulose Gum, Potassium Citrate, Sodium Silicate, Sodium Saccharin, Benzyl Alcohol, CI 74160, CI74260.

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmalar ve içerikleri.



Şekil 3.2 : Çalışmada kullanılan materyaller. (A: Çalışmada kullanılan diş macunları ve gargara. B: Çalışmada kullanılan elektronik diş fırçası. C: Örneklerin distile suda ve gargarada bekletilmesi. D: Örneklerin sabit basınç altında fırçalanması.)

Diş macunlarının %50 oranında sulandırıldıklarında, aşındırıcı etkilerinin 2 kat arttığı bilindiğinden fırçalama işlemi sırasında macunlar su ile seyreltilmeksizin kullanılmıştır (222). Grup 1, 2 ve 3'ün fırçalama işlemi bitmesi sonrası tüm örnekler çeşme suyu ile durulandı. Tüm gruplardaki örnekler (Grup 1, 2, 3, 4), fırçalama sonrası 1 dk/gün süresince %0.2 CHX (KLORHEX, Drogas, Ankara, Türkiye) gargarada bekletildi. CHX gargaradan çıkartılan örnekler tekrardan durulandı ve distile su içinde bekletildi. Diş macunlarının ve CHX gargaranın etkisini değerlendirebilmek için 28 gün boyunca aynı işlem uygulandı. Örnekler üzerinde plak oluşumunu önlemek için solüsyonlar günlük periyotlarda değiştirildi. Tüm işlemler uygulamalar sırasında farklılık oluşmaması için tek araştırmacı tarafından yapıldı.

3.3. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Yüzey bitim işlemlerinden sonra tüm örneklerin (G1, G2, G3, G4) başlangıç (T₀) ve 1.gün (T₁), 7. gün (T₂) ve 28. gün (T₃) renk ölçüm değerleri polisaj gerçekleştirilen yüzeyden bir spektrofotometre (Vita Easyshade, VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Sackingen, Almanya) kullanılarak CIELAB renk parametreleri kaydedildi. İlk ölçümler yapılmadan önce tüm gruplar distile suda 37°C'de 24 saat süreyle inkübatörde bırakıldı. Her ölçüm öncesi cihaz kalibre edildi.

Örnekler polisaj gerçekleştirilen yüzeyinin tam ortasından ölçüm yapılacak şekilde konumlandırıldı. Her bir örnek için 3'er kez ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalaması alındı. Renk değişikliklerini belirlemek için L*, a* ve b* parametrelerinin ortalama değerleri CIEDE2000 formülüne uygulanarak kullanıldı. "L" rengin parlaklığını (0: siyah, 100: beyaz), "a" kırmızılık yeşilliğini (-60: yeşil, +60: kırmızı), "b" sarılık maviliğini (-60: mavi, +60: sarı) ifade eder. KL, KC ve KH parametrik değerleri 1 olarak ayarlandı (223). CIEDE2000 sisteminde algılanabilir eşik değerleri (PT) $\Delta E_{00} \leq 0.8$ ve kabul edilebilirlik eşiği değeri (AT) $\Delta E_{00} \leq 1.8$ olarak belirtilmiştir (214).

Bu formül için L*, a*, b* değerleri gri arka plan üzerinde ve aynı aydınlatma koşullarında yapılan ölçümler üzerinden hesaplanmaktadır. Elde edilen ΔE_{00} değerleri kullanılarak materyaller arası zamana bağlı renk değişimleri değerlendirildi. 2 farklı zamanda yapılan ölçümler arasındaki ΔE_{00} renk değişim değerlerinin hesaplanması için CIEDE2000 formülü kullanıldı.

$$\text{CIEDE2000 Formül: } \Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H}{K_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C}{K_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H}{K_H S_H}\right)}$$

Tüm ölçüm sonuçları CIELAB sistemine göre kaydedildi. Örnekler arasındaki renk farklılıkları bir CIEDE2000 renk sistemi ile belirlendi (224). Tüm işlemler uygulamalar sırasında farklılık oluşmaması için tek araştırmacı tarafından yapıldı.

3.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması

3.4.1. Örneklerin Kontak Profilometre ile İncelenmesi

Yüzey polisaj işlemleri tamamlanan Grup 1, 2 ve 3 örneklerinin başlangıç (t₀) yüzey pürüzlülük değerlerinin aritmetik ortalamasını ifade eden Ra değerinin kaydedilmesi amacıyla bir profilometre cihazı (Mitutoyo, SurfTest SJ210, Japonya) kullanılarak ISO

4287-1997 standartları kabul edilerek 3 farklı ölçüm gerçekleştirildi ve ortalamaları alındı. Her ölçüm öncesi cihaz kalibre edildi.

Fırçalama döngüsü uygulanan Grup 1, 2 ve 3 örneklerinin 28 günlük çalışma sonrası (t_1), yüzey pürüzlülük değerlerinin aritmetik ortalamasını ifade eden R_a değerinin kaydedilmesi amacıyla ölçüm aynı şartlar altında tekrarlandı.

3.4.2. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi

Grup 1, 2 ve 3'den birer örnek rastgele seçilerek yüzey pürüzlülük analizi için başlangıçta (t_0) ve çalışma sonunda (t_1) olmak üzere; Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM, Zeiss Leo 906 E SEM, Almanya) ile görüntülendi.

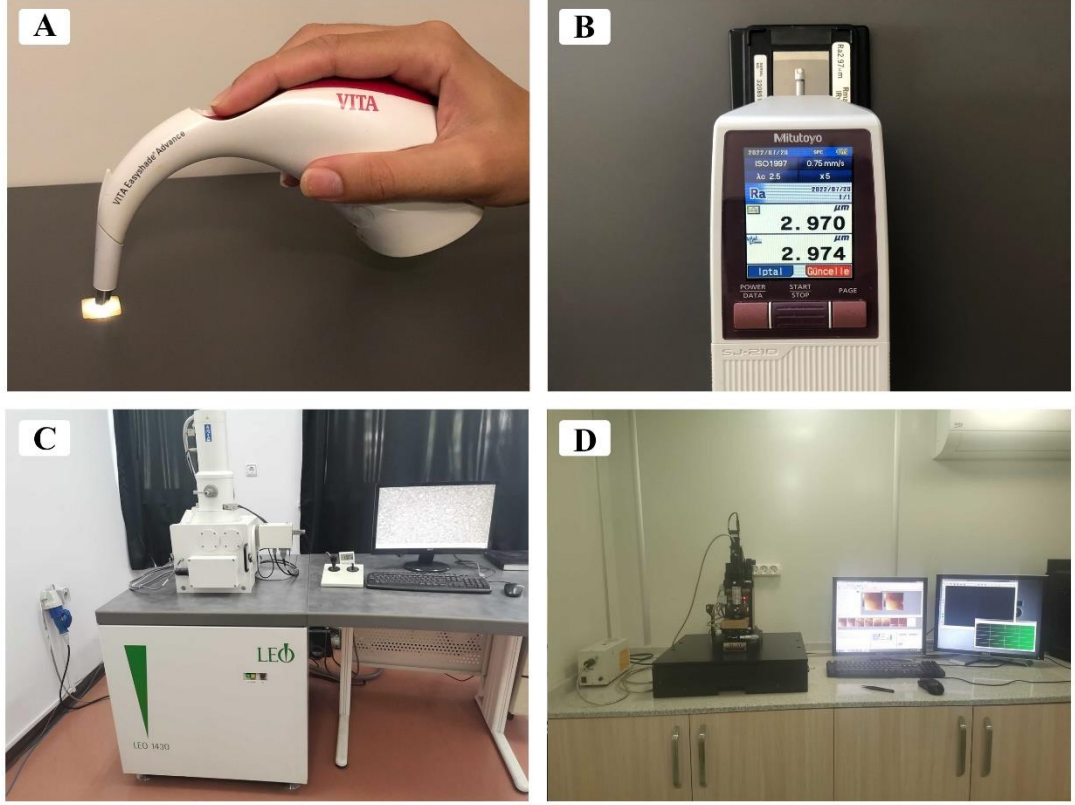
Fırçalama sonrası her fırçalama grubu (G1, G2, G3) örneğinden seçilen birer tane olmak üzere toplam 3 örnek yüzey topografyasındaki değişikliklerin incelenmesi amacıyla Taramalı Elektron Mikroskobu ile değerlendirilmek üzere önce Sputter Coater kaplama cihazı (Polaron SC7620 Sputter Coater, İngiltere) ile altın-palladyum ile homojen bir şekilde kaplandı. Hazırlanan örneklerin 15 kV'lık hızlandırma voltajında düşük vakum altında farklı büyütme oranlarında (x1000, x3000, x5000) görüntüleri alındı.

3.4.3. Örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile İncelenmesi

Grup 1, 2 ve 3'den birer örnek rastgele seçilerek yüzey pürüzlülük analizi için başlangıç (t_0) ve 28 gün sonra (t_1) Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) görüntüleri elde edildi.

Fırçalama sonrası her fırçalama grubu örneğinden seçilen birer tane olmak üzere toplam 3 örneğin 3 boyutlu yüzey topografik görüntüleri Atomik Kuvvet Mikroskobu (Park Systems, Park NX10, Suwon, Güney Kore) kullanarak elde edildi. Her bir örnek yüzeyinde $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$ alandan tapping modda tarama yapıldı.

Şekil 3.3'de örneklerin renk ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde kullanılan cihazlar gösterilmiştir.



Şekil 3.3: Örneklerin ölçümlerinin yapılması. (A: Spektrofotometre ile renk ölçümü, B: Kontak profilometre cihazının kalibrasyonu, C: SEM cihazı. D: AFM cihazı.)

Grup 1, 2, 3 renk ve yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirilirken Grup 4 sadece renk değişimi açısından değerlendirildi.

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmanın istatistiksel analiz aşamasında tanımlayıcı istatistikler ve ortalama karşılaştırma testleri gerçekleştirilmiştir.

İlk aşamada araştırma kapsamında kullanılan ölçümlerin tanımlayıcı istatistik değerleri gösterilmiştir. Tanımlayıcı istatistiklerden ortalama (Ort), standart sapma (SS), minimum (Min), maksimum (Max), çarpıklık (Çarp) ve basıklık (Bas) değerleri hesaplanmıştır. Tanımlayıcı istatistikler ile birlikte ölçümlerin Shapiro-Wilk normallik testi sonuçları da verilmiştir. Araştırma kapsamında kullanılan ölçümlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile incelenmiştir.

Normal dağılıma uygun olan ölçümler için, 2 bağımlı grup karşılaştırma testlerinden eşleştirilmiş t-testi ve 3 veya daha fazla bağımsız grup karşılaştırma testlerinden Anova testi uygulanmıştır.

Normal dağılıma uygun olmayan ölçümler için, 3 veya daha fazla bağımsız grup karşılaştırma testlerinden Kruskal-Wallis H testi ve 3 veya daha fazla bağımlı grup karşılaştırma testlerinden ise Friedman testi kullanılmıştır. Kruskal-Wallis H testi ve Friedman testi sonucunda anlamlı bulunan grupların çoklu karşılaştırmalarında Bonferroni düzeltmesi ile Dunn testi uygulanmıştır.

Renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki bağıntı Spearman Korelasyon Analizi ile test edildi.

İstatistiksel analiz bulgularını değerlendirmek için hata payı %5 olarak alınmıştır. Çalışmanın istatistiksel analizi SPSS 26 (IBM®, Chicago, ABD) programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



4. BULGULAR

4.1. Renk Ölçümü Bulguları

Tüm örneklerin (G1, G2, G3, G4); CIELAB renk parametreleri bir spektrofotometre cihazı ile kaydedilerek, 0-1. gün (T₀) ve 1-7. gün (T₁), 7-28.gün (T₂) ve 1-28. gün (T₃) renk ölçüm değerleri; 2 farklı zamanda yapılan ölçümler arasındaki ΔE_{00} renk değişim değerlerinin hesaplanması için CIEDE2000 formülü kullanılarak hesaplandı.

CIEDE2000 formülü :

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

Tablo 4.1 ve 4.2' de G1, G2, G3 ve G4'ün T₀, T₁, T₂, T₃ zamanlarındaki renk parametrelerinin CIEDE2000 formülü sonuçları verilmiştir. Tablo 4.3'de örneklerin renk değişimlerinde ΔL , Δa , Δb ve ΔE değerleri üzerinden elde edilen tanımlayıcı istatistikler ve Shapiro-Wilk testi sonuçları gösterilmektedir. Tablo 4.4'de örneklerin renk değişimlerinde ΔL , Δa ve Δb değerlerinin grup içi ve gruplar arası karşılaştırma sonuçları bulunmaktadır. Tablo 4.5'de örneklerin renk değişimlerinde ΔE değerlerinin grup içi ve gruplar arası karşılaştırma sonuçları bulunmaktadır.

Tablo 4.1 . G1, G2, G3 ve G4'ün T₀ ve T₁ zamanlarında bulunan renk ölçüm sonuçları .

G1 (T0)	L	a	b	DELTA L	DELTA a	DELTA b	Delta E	G1 (T1)	L	a	b	DELTA L	DELTA a	DELTA b	Delta E
1	81,1667	-1,4	23,6	1,67	0,10	0,40	1,17	1	79,5	-1,5	23,2	0,43	0,03	0,53	0,40
2	82,5667	-0,9	25,7	0,97	0,10	0,90	0,79	2	81,6	-1	24,8	0,30	0,10	0,17	0,24
3	80,7	-1,2	24,5333	0,20	0,20	1,37	0,71	3	80,5	-1,4	23,1667	1,07	0,17	0,90	0,87
4	82,1	-0,8	25,2333	0,63	0,00	0,63	0,52	4	81,4667	-0,8	24,6	0,43	0,10	0,67	0,44
5	83,5	-0,8	26,5333	2,80	0,30	1,87	2,11	5	80,7	-1,1	24,6667	1,20	0,00	0,37	0,84
6	80,8	-0,9	24,9	0,57	0,00	0,13	0,39	6	81,3667	-0,9	24,7667	1,03	0,00	0,27	0,71
7	81,8	-0,9	25	0,63	0,07	0,07	0,44	7	81,1667	-0,8333	24,9333	0,03	0,03	0,43	0,21
8	82,3667	-0,7333	25,6667	1,47	0,13	0,97	1,11	8	80,9	-0,8667	24,7	0,90	0,13	0,27	0,64
9	81,5	-0,4	25,5667	0,73	0,50	0,73	0,77	9	80,7667	-0,9	24,8333	1,20	0,13	0,13	0,83
10	81,8	-0,6333	26,0333	1,47	0,27	0,00	1,10	10	80,3333	-0,9	25,2333	0,93	0,27	1,57	1,03
G2 (T0)								G2 (T1)							
1	81,0667	-0,9667	24,8	0,60	0,00	0,50	0,47	1	81,6667	-0,9667	25,3	0,73	0,40	1,30	0,89
2	80,2	-1,1	24,6667	1,03	0,00	0,00	0,71	2	81,2333	-1,1	24,6667	0,57	0,03	0,80	0,55
3	81,6667	-0,9667	25,0667	0,37	0,03	0,33	0,30	3	81,3	-0,9333	25,4	0,87	0,10	0,43	0,63
4	81,4	-1,1	24,6	0,77	0,10	0,70	0,63	4	80,6333	-1,2	23,9	1,27	0,17	0,73	0,95
5	80,0333	-0,9	24,5333	0,53	0,40	0,87	0,67	5	79,5	-0,5	23,6667	1,00	0,70	0,63	1,03
6	81,5	-0,9	24,3667	2,37	0,07	0,53	1,62	6	83,8667	-0,9667	23,8333	3,13	0,07	0,03	2,12
7	81,2	-0,9	24,9	2,87	0,60	0,30	2,07	7	78,3333	-0,3	25,2	3,70	0,70	0,73	2,66
8	81,2667	-0,7	25,1667	1,73	0,40	1,30	1,39	8	83	-1,1	23,8667	1,03	0,20	0,80	0,82
9	80,9333	-0,4333	25,5	0,73	0,13	0,10	0,52	9	81,6667	-0,3	25,6	0,10	0,10	0,53	0,28
10	81,9333	-0,2	25,8667	2,43	0,27	0,03	1,69	10	79,5	0,06667	25,8333	2,00	0,47	0,87	1,50
G3 (T0)								G3 (T1)							
1	80,6	-1,0333	24,7	0,03	0,20	0,27	0,23	1	80,6333	-0,8333	24,9667	0,80	0,27	1,20	0,84
2	81,7333	-1,1	22,7667	0,53	0,10	1,40	0,78	2	81,2	-1	24,1667	0,43	0,00	0,57	0,40
3	81,5333	-0,6333	25,5333	0,53	0,23	1,00	0,64	3	81	-0,8667	24,5333	0,17	0,10	0,23	0,19
4	80,9667	-0,9	24,9	0,43	0,10	0,27	0,34	4	81,4	-1	24,6333	0,83	0,20	0,63	0,67
5	80,6	-1,3667	23,5667	0,60	0,03	0,80	0,57	5	80	-1,4	22,7667	0,63	0,10	0,20	0,46
6	81,3	-0,8	25,1667	0,57	0,07	0,40	0,44	6	80,7333	-0,8667	24,7667	0,90	0,13	0,20	0,64
7	81,6333	-0,7333	25,1	0,67	0,17	1,13	0,73	7	80,9667	-0,9	23,9667	0,63	0,13	0,30	0,48
8	82,2	-0,8667	24,7667	1,10	0,07	0,37	0,77	8	81,1	-0,8	25,1333	0,33	0,10	0,40	0,31
9	81,7	-0,3	25,9667	0,00	0,20	1,00	0,49	9	81,7	-0,5	26,9667	0,80	0,20	0,40	0,60
10	81,1	-0,7333	26,2667	0,37	0,13	0,67	0,41	10	81,4667	-0,6	26,9333	0,03	0,27	0,67	0,39
G4 (T0)								G4 (T1)							
1	80,7	-1,2	24,5333	0,1	0,17	0,17	0,19	1	80,6	-1,0333	24,7	0,10	0,53	0,10	0,50
2	82,1	-0,8	25,2333	0,37	0,3	2,47	1,26	2	81,7333	-1,1	22,7667	0,73	0,63	1,43	1,07
3	83,5	-0,8	26,5333	1,97	0,17	1	1,41	3	81,5333	-0,6333	25,5333	0,07	0,13	0,70	0,35
4	81,5	-0,9	24,3667	0,53	0	0,53	0,44	4	80,9667	-0,9	24,9	0,27	0,40	0,20	0,42
5	81,2	-0,9	24,9	0,6	0,47	1,33	0,9	5	80,6	-1,3667	23,5667	0,37	0,93	0,87	1,03
6	81,2667	-0,7	25,1667	0,03	0,1	0,33	0,19	6	81,3	-0,8	24,8333	0,40	0,40	1,37	0,80
7	80,6	-1,3667	23,5667	1	0,63	1,53	1,19	7	81,6	-0,7333	25,1	0,53	0,33	0,77	0,60
8	81,3	-0,8	25,1667	0,9	0,07	0,4	0,64	8	82,2	-0,8667	24,7667	1,23	0,40	1,83	1,27
9	82,2	-0,8667	24,7667	0,5	0,57	1,2	0,85	9	81,7	-0,3	25,9667	0,33	0,07	2,43	1,18
10	81,7	-0,3	25,9667	0,6	0,43	0,3	0,58	10	81,1	-0,7333	26,2667	0,10	0,27	3,13	1,50

Tablo 4.2. G1, G2, G3 ve G4'ün T₂ ve T₃ zamanlarında bulunan renk ölçüm sonuçları .

G1 (T2)	L	a	b	DELTA L	DELTA a	DELTA b	Delta E		G1 (T3)	L	a	b	DELTA L	DELTA a	DELTA b	Delta E
1	79,9333	-1,5333	22,6667	0,33	0,10	1,00	0,57		1	79,6	-1,6333	21,6667	0,10	0,13	1,53	0,79
2	81,9	-1,1	24,6333	8,33	0,37	5,40	6,53		2	73,5667	-1,4667	19,2333	8,03	0,47	5,57	6,39
3	81,5667	-1,2333	24,0667	2,30	0,57	1,53	1,82		3	83,8667	-1,8	22,5333	3,37	0,40	0,63	2,34
4	81,9	-0,7	25,2667	3,43	0,30	2,57	2,70		4	78,4667	-1	22,7	3,00	0,20	1,90	2,28
5	81,9	-1,1	25,0333	3,23	0,40	1,70	2,35		5	85,1333	-1,5	23,3333	4,43	0,40	1,33	3,07
6	82,4	-0,9	25,0333	8,83	0,57	4,70	6,70		6	73,5667	-1,4667	20,3333	7,80	0,57	4,43	6,01
7	81,2	-0,8	25,3667	1,70	0,37	1,33	1,37		7	82,9	-1,1667	24,0333	1,73	0,33	0,90	1,29
8	81,8	-1	24,4333	0,80	0,27	0,50	0,65		8	82,6	-1,2667	23,9333	1,70	0,40	0,77	1,28
9	81,9667	-1,0333	24,7	1,67	0,07	0,20	1,15		9	80,3	-0,9667	24,5	0,47	0,07	0,33	0,36
10	81,2667	-1,1667	23,6667	0,80	0,17	0,70	0,67		10	80,4667	-1	24,3667	0,13	0,10	0,87	0,43
G2 (T2)									G2 (T3)							
1	80,9333	-1,3667	24	0,23	0,17	1,10	0,57		1	80,7	-1,2	22,9	0,97	0,23	2,40	1,36
2	81,8	-1,1333	23,8667	1,90	0,13	0,97	1,39		2	79,9	-1,2667	22,9	1,33	0,17	1,77	1,27
3	82,1667	-0,8333	24,9667	4,73	0,73	3,70	3,84		3	77,4333	-1,5667	21,2667	3,87	0,63	4,13	3,45
4	81,9	-1,0333	24,6333	1,20	0,00	0,53	0,86		4	80,7	-1,0333	24,1	0,07	0,17	0,20	0,20
5	80,5	-1,2	23,0333	0,33	0,10	0,73	0,44		5	80,8333	-1,1	23,7667	1,33	0,60	0,10	1,09
6	80,7333	-0,9	23,8667	0,33	0,20	0,07	0,30		6	81,0667	-1,1	23,9333	2,80	0,13	0,10	1,89
7	82,0333	-1	24,4667	1,93	0,47	2,50	1,88		7	80,1	-1,4667	21,9667	1,77	1,17	3,23	2,33
8	81,9667	-0,9	24,6667	0,77	0,07	0,07	0,53		8	81,2	-0,9667	24,6	1,80	0,13	0,73	1,28
9	81,5667	-0,4	25,0667	1,23	0,60	0,20	1,01		9	80,3333	-1	25,2667	1,33	0,70	0,33	1,13
10	81,5	-0,4	24,9667	1,00	0,60	0,30	0,89		10	80,5	-1	25,2667	1,00	1,07	0,57	1,23
G3 (T2)									G3 (T3)							
1	81,4333	-1,1	23,7667	0,77	0,23	1,00	0,76		1	80,6667	-1,3333	22,7667	0,03	0,50	2,20	1,19
2	81,6333	-1	24,7333	0,63	0,30	1,17	0,78		2	81	-1,3	23,5667	0,20	0,30	0,60	0,44
3	80,8333	-0,9667	24,3	0,33	0,33	0,97	0,63		3	80,5	-1,3	23,3333	0,50	0,43	1,20	0,81
4	82,2333	-0,8	25,2667	0,63	0,40	1,40	0,89		4	81,6	-1,2	23,8667	0,20	0,20	0,77	0,44
5	80,6333	-1,5	22,9667	0,87	1,07	1,47	1,41		5	79,7667	-0,4333	24,4333	0,23	0,97	1,67	1,27
6	81,6333	-1	24,5667	1,60	0,00	1,10	1,22		6	80,0333	-1	23,4667	0,70	0,13	1,30	0,80
7	81,6	-1,0333	23,6667	0,73	0,17	0,17	0,53		7	80,8667	-1,2	23,5	0,10	0,30	0,47	0,38
8	81,4333	-0,9	24,7333	0,53	0,20	1,80	0,97		8	80,9	-1,1	22,9333	0,20	0,30	2,20	1,12
9	80,9	-0,7	26,5667	0,33	0,23	3,03	1,47		9	80,5667	-0,9333	23,5333	1,13	0,43	3,43	1,84
10	81,4333	-0,8667	26,2667	2,00	0,23	3,13	2,05		10	79,4333	-1,1	23,1333	2,03	0,50	3,80	2,33
G4 (T2)									G4 (T3)							
1	80,7	-0,5	24,6	0,20	0,10	0,00	0,17		1	80,5	-0,6	24,6	0,10	0,43	0,10	0,41
2	81	-0,4667	24,2	0,03	0,00	0,47	0,22		2	80,9667	-0,4667	24,6667	0,77	0,63	1,90	1,24
3	81,4667	-0,5	24,8333	1,33	0,00	0,03	0,92		3	80,1333	-0,5	24,8667	1,40	0,13	0,67	1,02
4	81,2333	-0,5	24,7	0,73	0,00	0,30	0,52		4	80,5	-0,5	25	0,47	0,40	0,10	0,49
5	80,9667	-0,4333	24,4333	1,20	0,17	0,57	0,88		5	79,7667	-0,6	25	0,83	0,77	1,43	1,17
6	80,9	-0,4	23,4667	0,87	0,20	1,10	0,82		6	80,0333	-0,6	24,5667	1,27	0,20	0,27	0,90
7	81,0667	-0,4	24,3333	0,90	0,20	0,37	0,67		7	80,1667	-0,6	23,9667	1,43	0,13	1,13	1,13
8	80,9667	-0,4667	22,9333	0,07	0,10	1,13	0,56		8	80,9	-0,5667	24,0667	1,30	0,30	0,70	0,98
9	81,3667	-0,3667	23,5333	0,80	0,13	1,40	0,87		9	80,5667	-0,5	24,9333	1,13	0,20	1,03	0,93
10	81,2	-0,4667	23,1333	1,77	0,17	1,17	1,35		10	79,4333	-0,6333	24,3	1,67	0,10	1,97	1,47

Tablo 4.3. Örneklerin renk değişimlerinde ΔL , Δa , Δb ve ΔE değerleri üzerinden elde edilen tanımlayıcı istatistikler ve Shapiro-Wilk testi sonuçları

Zaman	Değişken	Ort	SS	Min	Max	Çarp	Bas	Normallik testi	
								Test ist	p
0-1. gün	ΔL	0,90	0,74	0,00	2,87	1,34	1,15	0,844	<0,001
	Δa	0,20	0,18	0,00	0,63	1,04	0,15	0,877	<0,001
	Δb	0,71	0,55	0,00	2,47	1,04	1,25	0,923	0,010
	ΔE	0,81	0,48	0,19	2,11	1,17	0,94	0,894	0,001
1-7. gün	ΔL	0,79	0,75	0,03	3,70	2,35	6,94	0,761	<0,001
	Δa	0,24	0,22	0,00	0,93	1,40	1,64	0,854	<0,001
	Δb	0,74	0,64	0,03	3,13	1,93	4,58	0,819	<0,001
	ΔE	0,78	0,50	0,19	2,66	1,85	4,60	0,844	<0,001
7-28. gün	ΔL	1,53	1,90	0,03	8,83	2,83	8,46	0,642	<0,001
	Δa	0,26	0,23	0,00	1,07	1,49	2,89	0,874	<0,001
	Δb	1,29	1,25	0,00	5,40	1,70	2,92	0,824	<0,001
	ΔE	1,35	1,42	0,17	6,70	2,85	8,54	0,635	<0,001
1-28. gün	ΔL	1,57	1,82	0,03	8,03	2,35	6,12	0,725	<0,001
	Δa	0,39	0,27	0,07	1,17	1,24	1,31	0,880	0,001
	Δb	1,47	1,32	0,10	5,57	1,39	1,59	0,858	<0,001
	ΔE	1,50	1,31	0,20	6,39	2,51	7,09	0,712	<0,001

Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, Min: Minimum, Max: Maksimum, Çarp: Çarpıklık, Bas: Basıklık

Shapiro-Wilk normallik testi sonuçları incelendiğinde, 0-1, 1-7, 7-28 ve 1-28. gün ölçülen ΔL , Δa , Δb ve ΔE değerlerinin normal dağılıma uygun olmadığı belirlenmiştir ($p < 0,05$). Normal dağılıma uygun olmayan ölçümler için, 3 veya daha fazla bağımsız grup karşılaştırma testlerinden Kruskal-Wallis H testi ve 3 veya daha fazla bağımlı grup karşılaştırma testlerinden ise Friedman testi kullanılmıştır. Kruskal-Wallis H testi ve Friedman testi sonucunda anlamlı bulunan grupların çoklu karşılaştırmalarında Bonferroni düzeltmesi ile Dunn testi uygulanmıştır.

Tablo 4.4 : Örneklerin renk değişimlerinde ΔL , Δa ve Δb değerlerinin grup içi ve gruplar arası karşılaştırma sonuçları

ΔL						
Grup	0-1. gün*	1-7. gün*	7-28. gün*	1-28. gün*	X^2	p
G1	0.85 (0.20-2.80) ^{ab}	0.92 (0.03-1.20) ^{ab}	2.00 (0.33-8.83) ^a	2.37 (0.10-8.03) ^a	4.440	0.218 ^F
G2	0.90 (0.37-2.87) ^a	1.02 (0.10-3.70) ^a	1.10 (0.23-4.73) ^{ab}	1.33 (0.07-3.87) ^{ab}	1.970	0.579 ^F
G3	0.53 (0.00-1.10) ^b	0.63 (0.03-0.90) ^{ab}	0.68 (0.33-2.00) ^{ab}	0.22 (0.03-2.03) ^b	4.939	0.176 ^F
G4	0.56 (0.03-1.97) ^{abAB}	0.35 (0.07-1.23) ^{bB}	0.83 (0.03-1.77) ^{bAB}	1.20 (0.10-1.67) ^{abA}	9.875	0.020 ^F
X^2	9.751	10.071	8.107	9.659		
P	0.021 ^K	0.018 ^K	0.044 ^K	0.022 ^K		

Δa						
Grup	0-1. gün*	1-7. gün*	7-28. gün*	1-28. gün*	X²	p
G1	0.12 (0.00-0.50) ^{AB}	0.10 (0.00-0.27) ^{bB}	0.33 (0.07-0.57) ^{aAB}	0.36 (0.07-0.57) ^A	9.293	0.026^F
G2	0.12 (0.00-0.60) ^B	0.18 (0.03-0.70) ^{abAB}	0.18 (0.00-0.73) ^{abAB}	0.41 (0.13-1.17) ^A	8.173	0.043^F
G3	0.12 (0.03-0.23) ^B	0.13 (0.00-0.27) ^{abB}	0.23 (0.00-1.07) ^{abAB}	0.36 (0.13-0.97) ^A	16.516	0.001^F
G4	0.23 (0.00-0.63) ^{AB}	0.40 (0.07-0.93) ^{aA}	0.12 (0.00-0.20) ^{bB}	0.25 (0.10-0.77) ^{AB}	8.747	0.033^F
X²	2.530	11.684	8.676	1.940		
P	0.470 ^K	0.009^K	0.034^K	0.585 ^K		
Δb						
Grup	0-1. gün*	1-7. gün*	7-28. gün*	1-28. gün*	X²	p
G1	0.68 (0.00-1.87)	0.40 (0.13-1.57)	1.43 (0.20-5.40)	1.11 (0.33-5.57)	6.600	0.086 ^F
G2	0.42 (0.00-1.30)	0.73 (0.03-1.30)	0.63 (0.07-3.70)	0.65 (0.10-4.13)	2.400	0.494 ^F
G3	0.74 (0.27-1.40) ^{AB}	0.40 (0.20-1.20) ^B	1.28 (0.17-3.13) ^{AB}	1.48 (0.47-3.80) ^A	13.788	0.003^F
G4	0.77 (0.17-2.47)	1.12 (0.10-3.13)	0.52 (0.00-1.40)	0.86 (0.10-1.97)	4.758	0.190 ^F
X²	3.199	7.510	7.569	3.532		
P	0.362 ^K	0.057 ^K	0.056 ^K	0.317 ^K		

*Medyan (Minimum-Maksimum), K: Kruskal-Wallis H testi, F: Friedman testi

a-b veya A-B: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur,

Küçük harfler – gruplar arası çoklu karşılaştırma testi sonuçları,

Büyük harfler – grup içi çoklu karşılaştırma testi sonuçları,

G1: Colgate aktif kömür + Klorhex, G2:: Opalascence + Klorhex, G3: Signal üçlü koruma + Klorhex,

G4: Klorhex

Gruplar arası karşılaştırma sonuçları incelendiğinde, örneklerin 0-1, 1-7, 7-28 ve 1-28. gün ölçülen ΔL değerlerinin gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu görülmüştür ($p < 0.05$). Post hoc sonuçları incelendiğinde; G2 örneklerin 1-7. gün ölçülen ΔL değerleri (1.02) G4 örneklere göre (0.35) daha yüksektir. G1 örneklerin 7-28. gün ölçülen ΔL değerleri (2.00) G4 örneklere göre (0.83) daha yüksektir. Ayrıca G1 örneklerin 1-28. gün ölçülen ΔL değerleri (2.37) G3 örneklere göre (0.22) daha yüksektir. Diğer taraftan örneklerin 1-7. gün ve 7-28. gün ölçülen Δa değerlerinde gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu saptanmıştır ($p < 0.05$). Ancak örneklerin 0-1. gün ve 1-28. gün ölçülen Δa değerlerinin gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı belirlenmiştir ($p > 0.05$). Bu bulgular ışığında, G4 örneklerin 1-7. gün ölçülen Δa değerleri (0.40) G1 örneklere göre (0.10) daha yüksek olduğu görülmüştür. Ayrıca G4 örneklerin 7-28. gün ölçülen Δa değerleri (0.12) G1 örneklere göre (0.33) daha düşüktür. Örneklerin 0-1, 1-7, 7-28 ve

1-28. gün ölçülen Δb değerlerinin gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptanmıştır ($p>0.05$). Grup içi karşılaştırma sonuçları incelendiğinde, G4 örneklerin ΔL değerlerinin zamana göre değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Ancak G1, G2 ve G3 örneklerin ΔL değerlerinin zamana göre değişimi istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p>0.05$). Bu bulgular ışığında, G4 örneklerin 1-28. gün ölçülen ΔL değerleri (0.86) 1-7. gün ölçülen ΔL değerlerinden (1.12) daha düşüktür. G1, G2, G3 ile G4 örneklerin Δa değerlerinin zamana göre değişiminin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulgulanmıştır ($p<0.05$). Post hoc sonuçları incelendiğinde, G1 örneklerin 1-28. gün ölçülen Δa değerleri (0.36) 1-7. gün ölçülen Δa değerlerinden (0.10) daha yüksektir. G2 örneklerin 1-28. gün ölçülen Δa değerlerinin (0.41) 0-1. gün ölçülen Δa değerlerinden (0.12) daha yüksektir. G3 örneklerin 1-28. gün ölçülen Δa değerlerinin (0.36) 0-1. gün ölçülen Δa değerlerinden (0.12) daha yüksek olduğu görülmüştür. Ayrıca G4 örneklerin 1-7. gün ölçülen Δa değerlerinin (0.23) 7-28. gün ölçülen Δa değerlerinden (0.12) daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Diğer taraftan G3 örneklerin Δb değerlerinin zamana göre değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Ancak G1, G2 ve G4 örneklerin Δb değerlerinin zamana göre değişimi istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır ($p>0.05$). Bu bulgulara göre, G3 örneklerin 1-28. gün ölçülen Δb değerlerinin (0.36) 1-7. gün ölçülen Δb değerlerinden (0.13) daha yüksektir.

Tablo 4.5 : Örneklerin renk değişimlerinde ΔE değerlerinin grup içi ve gruplar arası karşılaştırma sonuçları

ΔE						
Grup	0-1. gün*	1-7. gün*	7-28. gün*	1-28. gün*	X^2	p
G1	0.78 (0.39-2.11) ^{AB}	0.68 (0.21-1.03) ^{abB}	1.60 (0.57-6.70) ^A	1.78 (0.36-6.39) ^{AB}	9.000	0.029^F
G2	0.69 (0.30-2.07)	0.92 (0.28-2.66) ^a	0.88 (0.30-3.84)	1.27 (0.20-3.45)	3.240	0.356 ^F
G3	0.53 (0.23-0.78) ^{AB}	0.47 (0.19-0.84) ^{bB}	0.93 (0.53-2.05) ^{AB}	0.97 (0.38-2.33) ^A	8.848	0.020^F
G4	0.74 (0.19-1.41)	0.92 (0.35-1.50) ^{ab}	0.74 (0.17-1.35)	1.00 (0.41-1.47)	5.400	0.145 ^F
X²	4.158	8.740	7.341	5.692		
P	0.245 ^K	0.033^K	0.062 ^K	0.128 ^K		

*Medyan (Minimum-Maksimum), K: Kruskal-Wallis H testi, F: Friedman testi

a-b veya A-B: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur,

Küçük harfler – gruplar arası çoklu karşılaştırma testi sonuçları,

Büyük harfler – grup içi çoklu karşılaştırma testi sonuçları,

G1: Colgate aktif kömür + Klorhex,

G2: Opalascence + Klorhex,

G3: Signal üçlü koruma + Klorhex, G4: Klorhex

Örneklerin 1-7. gün ölçülen ΔE değerlerinde gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu görülmüştür ($p < 0.05$). Ancak örneklerin 0-1, 7-28 ve 1-28. gün ölçülen ΔE değerlerinde gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı belirlenmiştir ($p > 0.05$). Bu bulgular ışığında, G2 örneklerin 1-7. gün ölçülen ΔE değerleri (0.92) G3 örneklerine göre (0.47) daha yüksektir. Diğer analiz bulguları incelendiğinde, G1 ile G3 örneklerin ΔE değerlerinin zamana göre değişiminin istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir ($p < 0.05$). Ancak G2 ile G4 örneklerin ΔE değerlerinin zamana göre değişimi istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p > 0.05$). Post hoc sonuçları incelendiğinde, G1 örneklerin 7-28. gün ölçülen ΔE değerlerinin (1.60) 1-7. gün ölçülen ΔE değerlerinden (0.68) daha yüksektir. Ayrıca G3 örneklerin 1-28. gün ölçülen ΔE değerleri (0.97) 1-7. gün ölçülen ΔE değerlerinden (0.47) daha yüksektir.

4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

G1, G2 ve G3'den her örnek 1.gün (t_0) ve 28.gün (t_1) yüzey pürüzlülük değerlerinin aritmetik ortalamasını ifade eden R_a değerinin kaydedilmesi amacıyla bir profilometre cihazı kullanılarak ISO 4287-1997 standartları kabul edilerek 3 farklı ölçüm gerçekleştirildi ve ortalamaları alındı. Tablo 4.6'da G1, G2 ve G3'ün zamanlara göre ortalama R_a değerleri verilmiştir.

Tablo 4.6 : G1, G2 ve G3'ün t_0 ve t_1 zamanlarındaki R_a değerlerinin ortalama değerleri verilmiştir.

PROFİLOMETRE ÖLÇÜMLERİ (Ra)											
G1- t ₀		G1- t ₁		G2- t ₀		G2 - t ₁		G3 - t ₀		G3 -t ₁	
1	0,10	1	0,09	1	0,14	1	0,09	1	0,08	1	0,12
2	0,10	2	0,09	2	0,10	2	0,09	2	0,13	2	0,10
3	0,12	3	0,07	3	0,12	3	0,15	3	0,11	3	0,08
4	0,07	4	0,15	4	0,09	4	0,12	4	0,11	4	0,10
5	0,05	5	0,08	5	0,11	5	0,12	5	0,12	5	0,08
6	0,15	6	0,12	6	0,11	6	0,13	6	0,11	6	0,12
7	0,12	7	0,09	7	0,11	7	0,10	7	0,10	7	0,09
8	0,08	8	0,10	8	0,08	8	0,05	8	0,11	8	0,13
9	0,10	9	0,08	9	0,10	9	0,10	9	0,08	9	0,11
10	0,07	10	0,08	10	0,13	10	0,09	10	0,12	10	0,11
G1: Grup1 , G2: Grup 2, G3: Grup 3, t ₀ : Başlangıç zaman t ₁ : 28.gün											

Tablo 4.7’de örneklerin yüzey pürüzlüğü ölçümleri üzerinden elde edilen tanımlayıcı istatistikler ve Shapiro-Wilk testi sonuçları bulunmaktadır.

Tablo 4.7 : Örneklerin yüzey pürüzlüğü ölçümleri üzerinden elde edilen tanımlayıcı istatistikler ve Shapiro-Wilk testi sonuçları

Zaman	Değişken	Ort	SS	Min	Max	Çarp	Bas	Normallik testi	
								Test ist	p
1. gün	YP	0.11	0.02	0.05	0.16	-0.19	0.47	0.978	0.782
28. gün	YP	0.11	0.02	0.05	0.16	0.23	0.09	0.977	0.731

Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, Min: Minimum, Max: Maksimum, Çarp: Çarpıklık, Bas: Basıklık, YP: Yüzey pürüzlüğü

Tanımlayıcı istatistik bulguları incelendiğinde; örneklerin 1. ve 28. gün ölçülen yüzey pürüzlüğü ölçüm ortalamaları $0,11 \pm 0,02$ olarak bulunmuştur. Shapiro-Wilk normallik testi sonuçları incelendiğinde, 1. gün ve 28. gün ölçülen yüzey pürüzlüğü ölçümlerinin normal dağılıma uygun olduğu görülmüştür ($p>0.05$).

Tablo 4.8’de örneklerin yüzey pürüzlüğü ölçümlerinin grup içi ve gruplar arası karşılaştırma sonuçları verilmiştir.

Tablo 4.8 : Örneklerin yüzey pürüzlüğü ölçümlerinin grup içi ve gruplar arası karşılaştırma sonuçları

Yüzey pürüzlüğü				
Grup	1. gün*	28. gün*	t	p
G1	0.10±0.03	0.10±0.03	0.095	0.926 ^E
G2	0.11±0.02	0.11±0.03	0.340	0.742 ^E
G3	0.11±0.02	0.11±0.02	0.368	0.721 ^E
F	0.736	0.430		
P	0.488 ^A	0.655 ^A		

*Ortalama±standart sapma, A: Anova testi, E: Eşleştirilmiş t-testi

G1: Colgate aktif kömür + Klorhex,

G2: Opalascence + Klorhex,

G3: Signal üçlü koruma + Klorhex.

Gruplar arası karşılaştırma sonuçları incelendiğinde, örneklerin 1. gün ve 28. gün ölçülen yüzey pürüzlüğü ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı bulgulanmıştır ($p>0.05$). G1, G2 ile G3 örneklerin; grup içi karşılaştırma sonuçları incelendiğinde, yüzey pürüzlüğü ölçümlerinin zamana göre değişiminin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p>0.05$).

Tablo 4.9’da G1, G2 ve G3’ün ΔE ve R_a değerleri arasındaki korelasyon analizi sonuçları verilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi değerleri arasındaki bağıntı veriler normal dağılıma uygun olmadığı için Spearman Korelasyon Analizi ile test edildi.

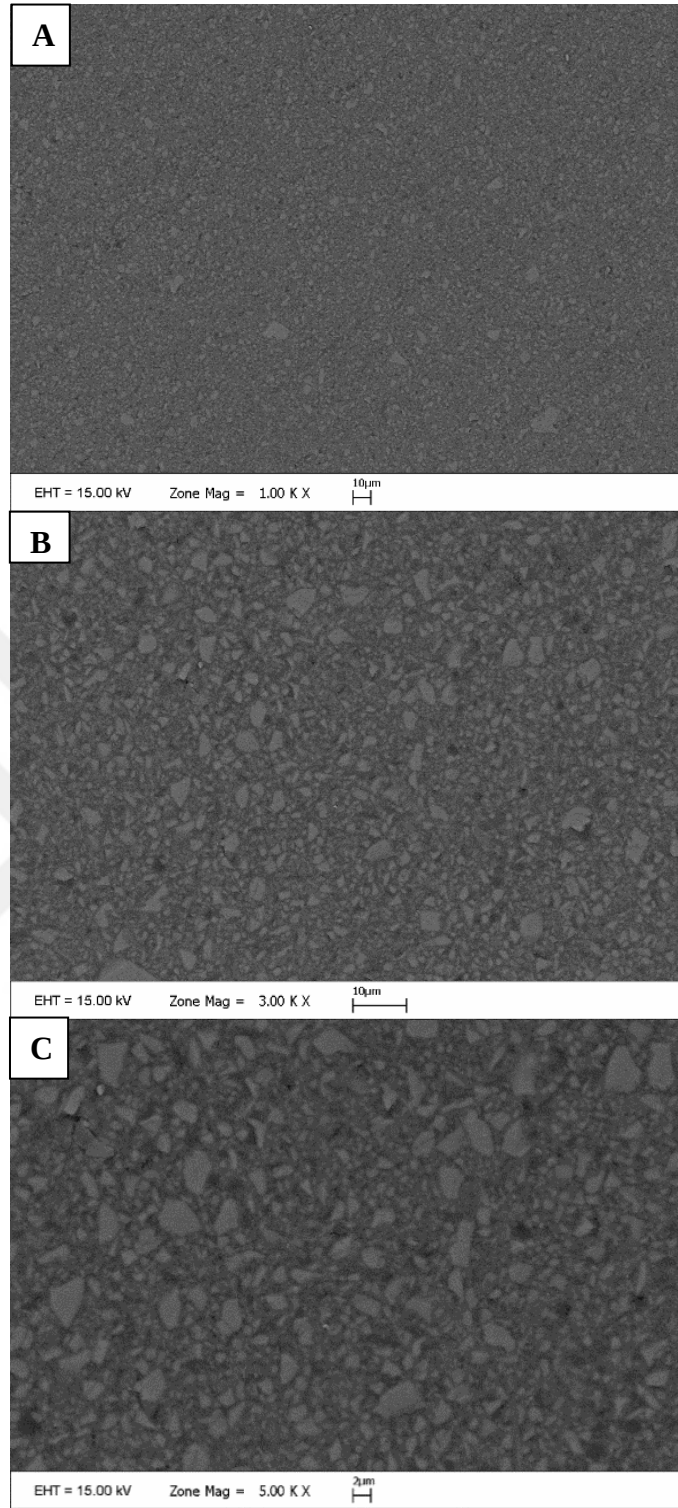
Tablo 4.9 : Grup 1, Grup 2, Grup 3 örneklerin başlangıç (T_0 : 0-1. gün) renk değişimi ve başlangıç (t_0 : 1. gün) yüzey pürüzlülüğü (R_a) değerleri çalışma sonu (T_3 : 1-28. gün) renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü (t_1 : 28.gün) değerleri arasındaki bağıntının Spearman korelasyon analizi sonuçları.

Zamanlar	Ölçüm-1	Ölçüm-2	r
$T_0 - t_0$	G1 - ΔE	G1 - R_a	-0.661*
$T_0 - t_0$	G2 - ΔE	G2 - R_a	-0.055
$T_0 - t_0$	G3 - ΔE	G3 - R_a	0.383
$T_3 - t_1$	G1 - ΔE	G1 - R_a	0.140
$T_3 - t_1$	G2 - ΔE	G2 - R_a	0.176
$T_3 - t_1$	G3 - ΔE	G3 - R_a	0.231

Korelasyon analizi sonuçlarına göre G1 için 0-1. gün (T_0) ΔE değeri ile başlangıç ölçüm (t_0) yüzey pürüzlülüğü değeri arasında ters yönlü, orta düzeyde anlamlı bir ilişki mevcuttur ($p < 0.05$). Diğer tüm gruplar ve zamanlar için yüzey pürüzlülüğü (R_a) ve renk değişimi (ΔE) değeri arasında anlamlı bir ilişki yoktur ($p > 0.05$).

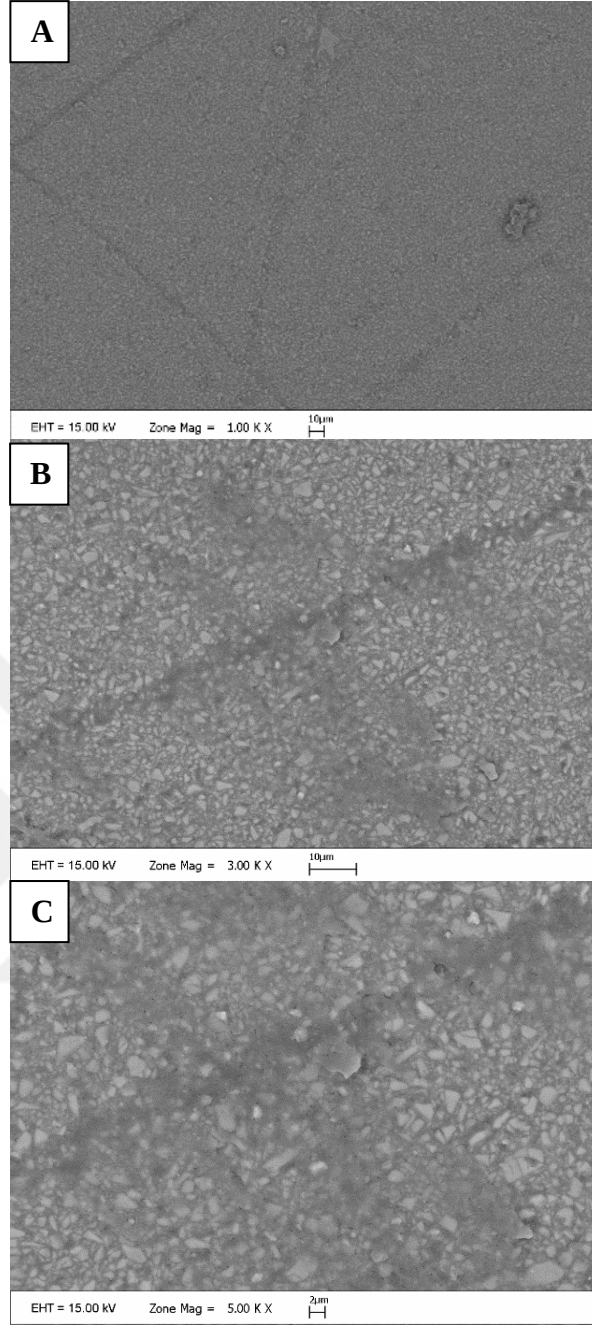
4.3. SEM Analizi Bulguları

Şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4' de rastgele seçilen örneklerin taramalı elektron mikroskobu görüntüleri bulunmaktadır. Taramalı elektron mikroskobu görüntüleri 2 boyutlu olmakla birlikte, taramalı elektron mikroskobu görüntülerinde işlem görmüş ve görmemiş yüzeylerde yüzeyel çizikler görülmekle birlikte derinlik bilgisi ve nicel değerlendirilmesi AFM analizi ile yapılmıştır.



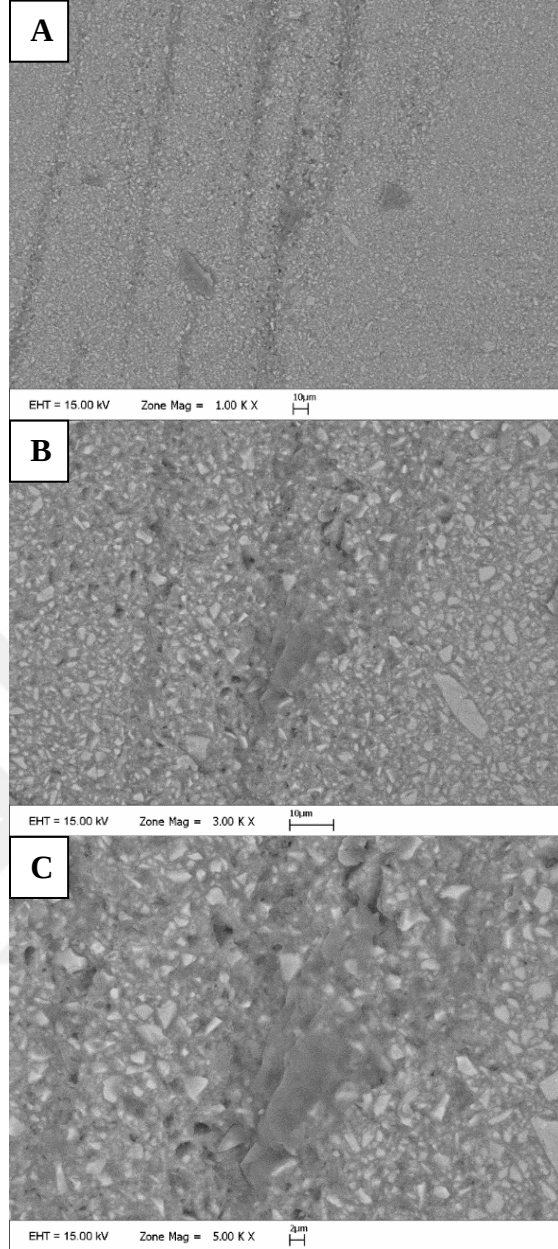
Şekil 4.1. : Yüzey polisaj işlemi tamamlanmış Grandio Blocs örneklerin fırçalama öncesi SEM görüntüleri (A: 1000x, B: 3000x, C: 5000x)

SEM analizine göre, fırçalama işlemi uygulanmamış başlangıç örneklerinde doldurucu (açık gri) içerisine penetre olmuş polimer (koyu gri) yapıları gözlenmektedir.



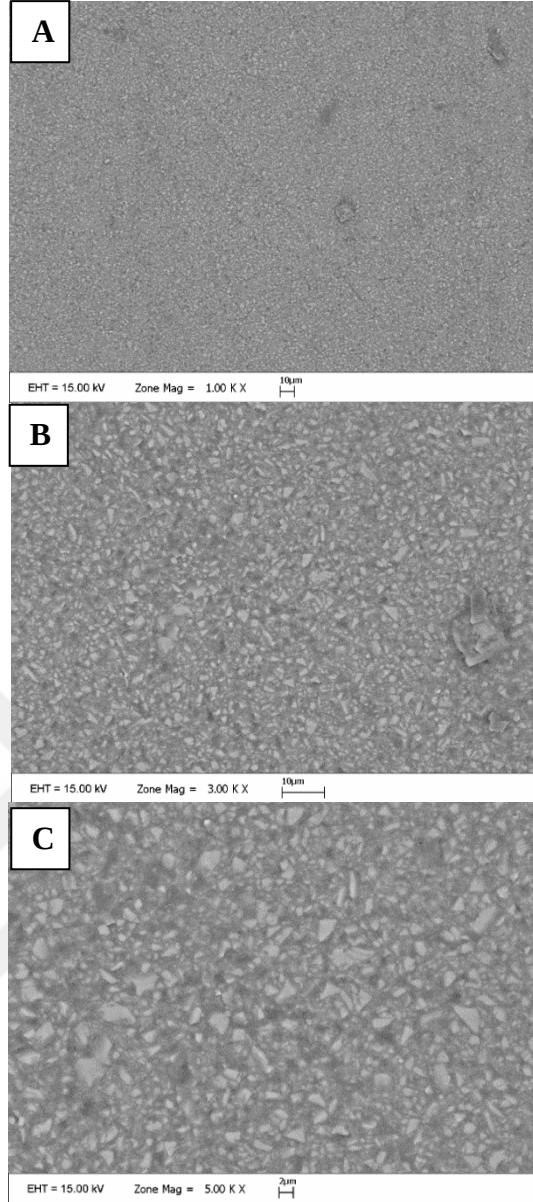
Şekil 4.2. : 28 gün, günde 2 defa olmak üzere Colgate Aktif Kömür diş macunu ile fırçalanmış ve Klorhex uygulanmış(1dk/gün) Grandio blocs örneklerin SEM görüntüleri (A: 1000x, B: 3000x, C: 5000x)

Grup 1'den (CAK+K) 28 günlük fırçalama işlemi sonrası rastgele seçilen bir örnek incelendiğinde; Colgate Aktif Kömür ile fırçalanmış Grandio Blocs örneklerin yüzey topografyasında çizikler gözlemlenmiştir.



Şekil 4.3. : 28 gün, günde 2 defa olmak üzere Opalescence Whitening Toothpaste diş macunu ile fırçalanmış ve Klorhex uygulanmış(1dk/gün) Grandio blocs örneklerin SEM görüntüleri (A: 1000x, B: 3000x, C: 5000x)

Grup2'den(O+K) 28 günlük fırçalama işlemi sonrası rastgele seçilen bir örnek incelendiğinde; Opalescence Beyazlatıcı diş macunu ile fırçalanmış örneklerin yüzey topografyasında çizikler görülmekte olup doldurucunun yer yer izlenemediği görülmektedir.



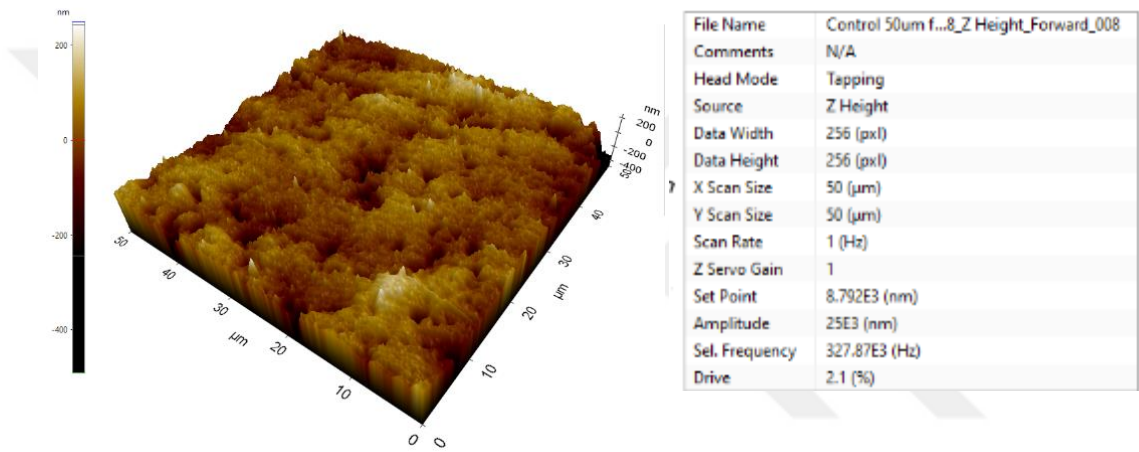
Şekil 4.4 : 28 gün, günde 2 defa olmak üzere Signal Üçlü Koruma diş macunu ile fırçalanmış ve Klorhex uygulanmış(1dk/gün) Grandio blocs örneklerin SEM görüntüleri (A: 1000x, B: 3000x, C: 5000x)

Grup3'den(SUK+K) 28 günlük fırçalama işlemi sonrası rastgele seçilen bir örnek incelendiğinde; Signal Üçlü Koruma ile fırçalanan örnekler incelendiğinde yüzey topografyasında yer yer bozulmalar olsa da çizik ve çukurların Colgate Aktif Kömür ve Opalescence Whitening Toothpaste grubuna göre daha az olduğu gözlenmiştir.

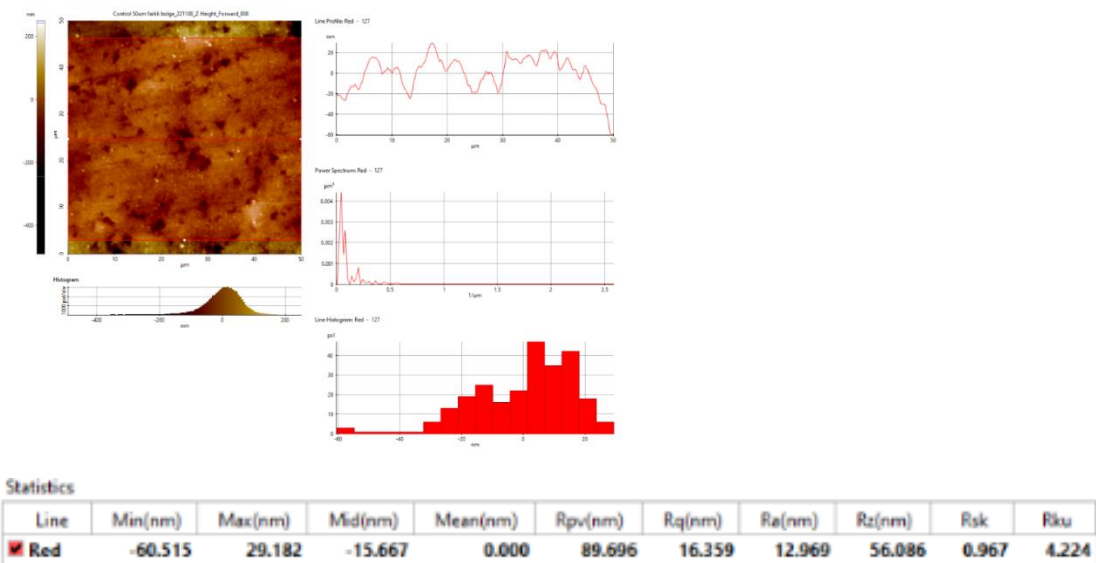
4.4. AFM Analizi Bulguları

Fırçalama döngüsü sonrası fırçalama gruplarının her birinden rastgele birer örnek seçildi. Seçilen her bir örnek üzerinde yüzey topografyası AFM cihazı (Park Systems, Park NX10, Suwon, Güney Kore) ile $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$ alandan tapping modda tarama yapıldı.

AFM Analizine göre fırçalama döngüsü uygulanmamış polisajlı Grandio Blocs örneklerin yüzey topografyasında, sığ tepeler ve çukurlar izlenmiş olup yüzey pürüzlülük değeri $0,013\mu\text{m}$ olarak kaydedilmiştir.

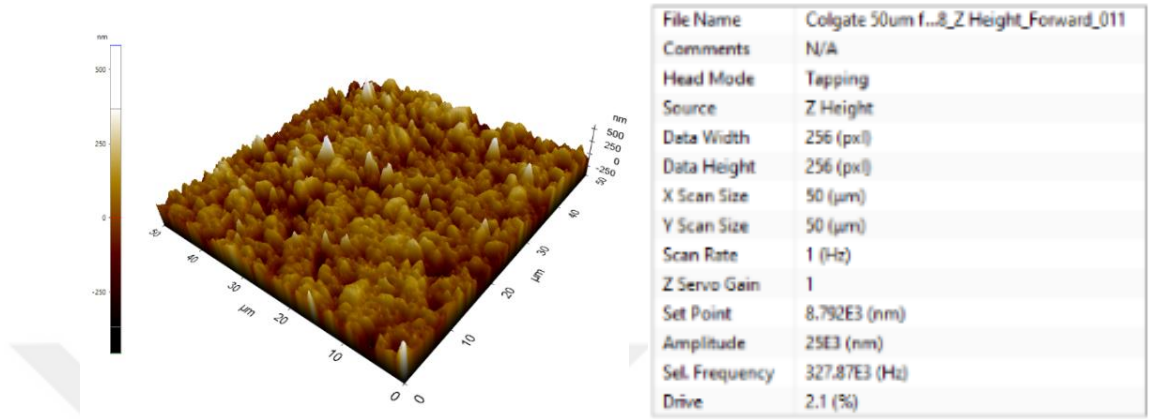


Şekil 4.5 : Grandio Blocs örneğin polisaj sonrası AFM görüntüsü. ($50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$)

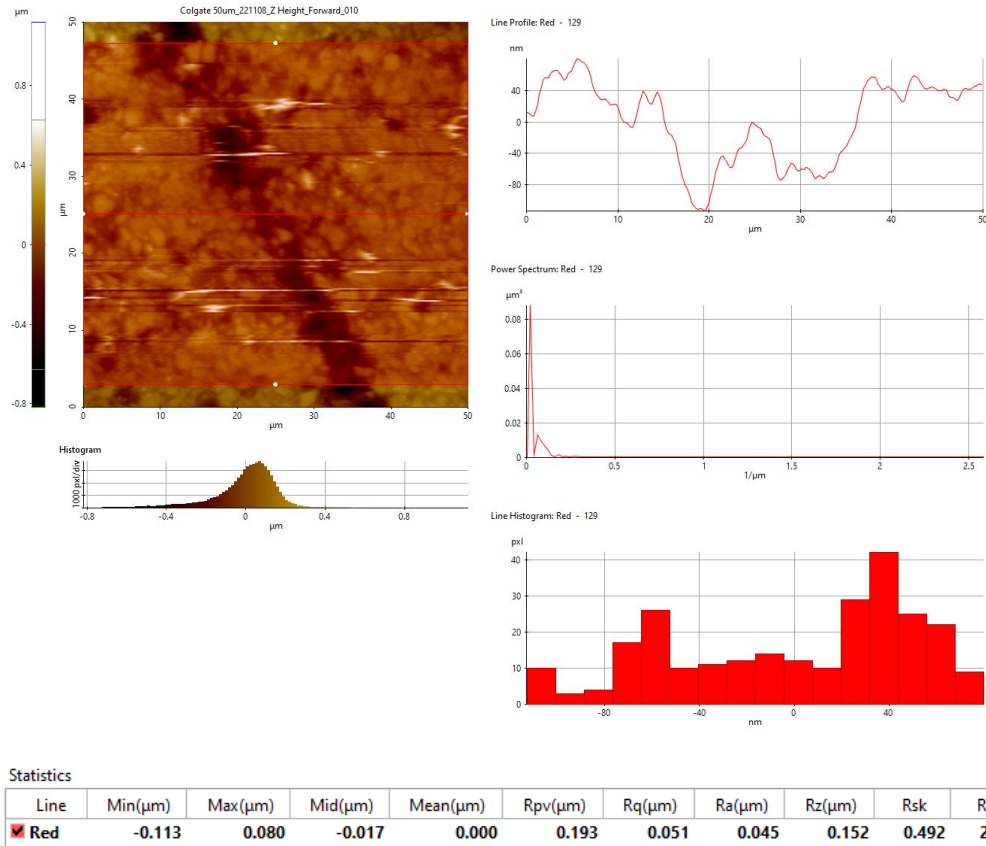


Şekil 4.6 : Grandio Blocs örneğin polisaj sonrası AFM Analiz Raporu. ($50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$)

28 gün boyunca Colgate Optic White, Aktif Kömür + CHX uygulanmış Grandio blok örneğin AFM analizine göre, yüzeyde sık sık ve yoğun tepeler görülmektedir. Yüzey pürüzlülük değeri 0,045µm olarak kaydedilmiştir.

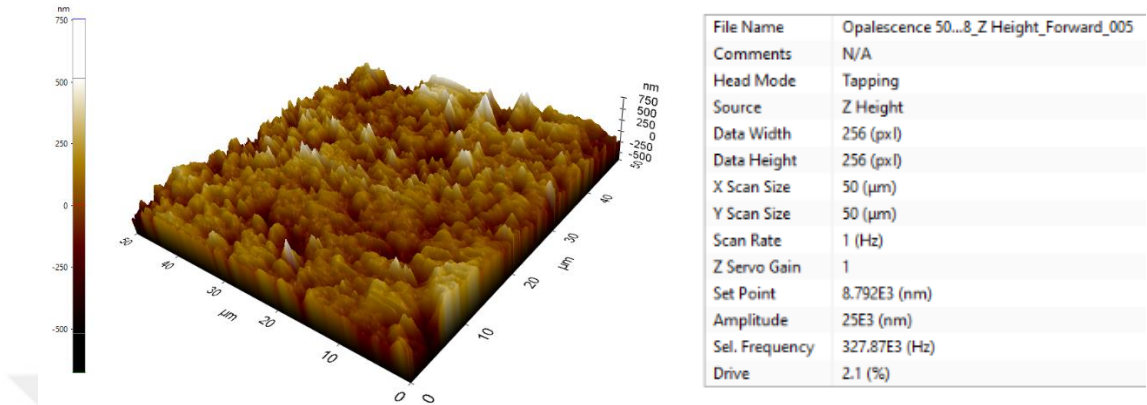


Şekil 4.7 : Grandio blocs örneğin, 28 gün Colgate Optic White, Aktif kömür CHX uygulaması sonrası AFM görüntüsü. (50µm×50µm)

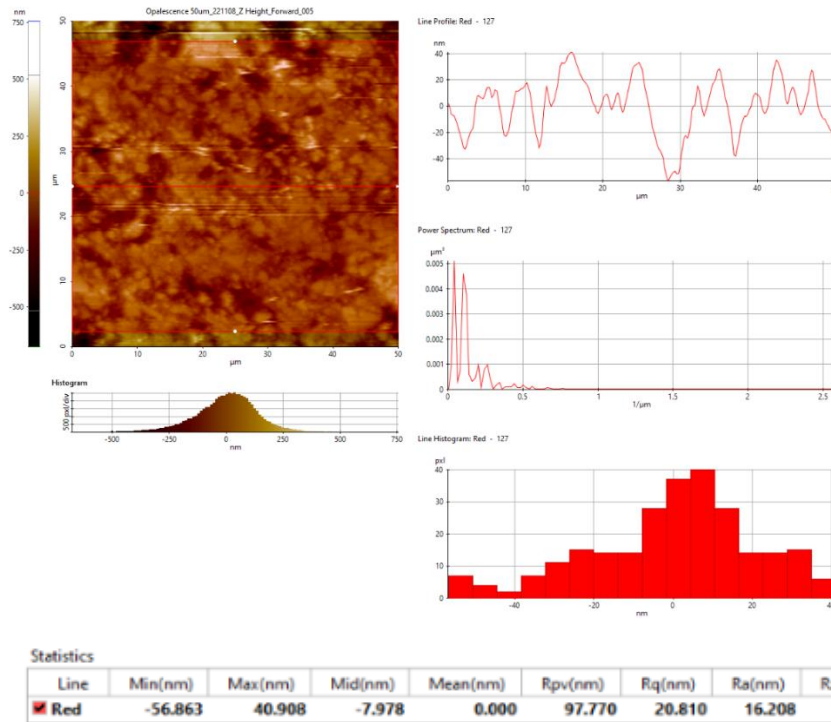


Şekil 4.8 : 28 gün boyunca Colgate Optic White, Aktif Kömür + CHX uygulanan Grandio blocs örneğin AFM Analiz Raporu.

28 gün boyunca Opalescence Whitening Toothpaste + CHX uygulanmış Grandio blocs örneğin AFM analizine göre, yüzeyde sık ve sivri tepeler ve dar vadiler görülmektedir. Yüzey pürüzlülük değeri $0,0162\mu\text{m}$ olarak kaydedilmiştir.

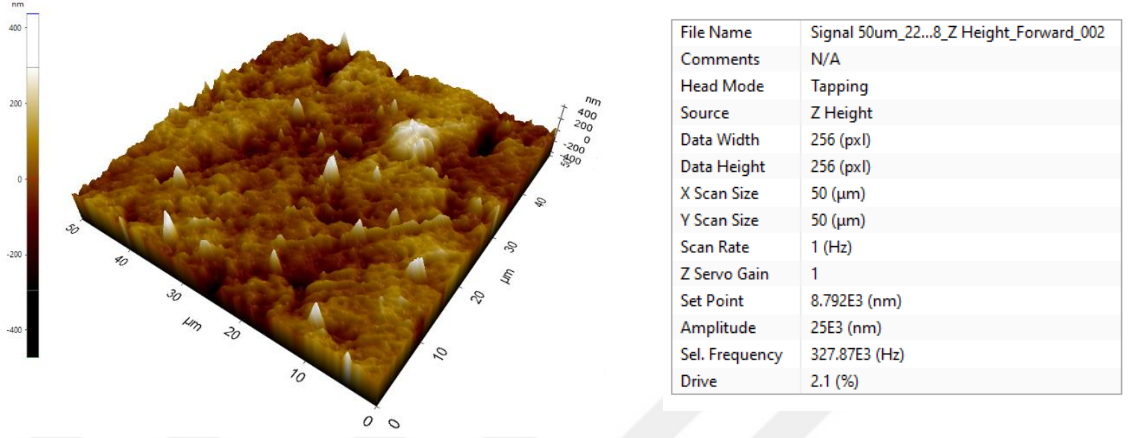


Şekil 4.9 : Grandio blocs örneğin, 28 gün Opalescence Whitening Toothpaste + CHX uygulaması sonrası AFM görüntüsü. ($50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$)

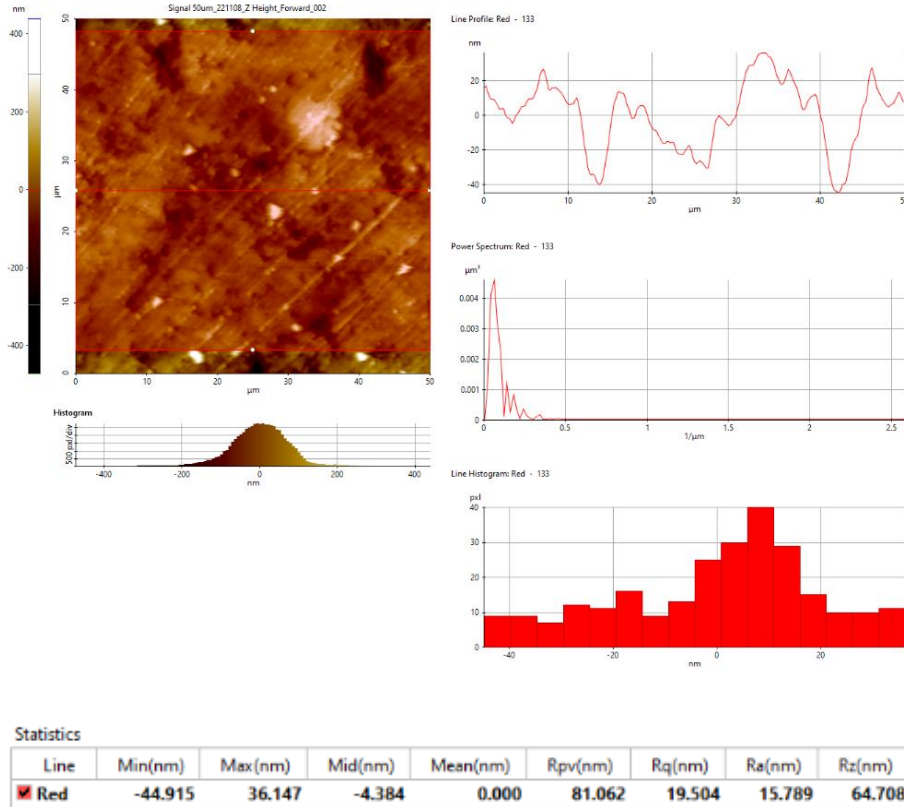


Şekil 4.10 : 28 gün boyunca Opalescence Whitening Toothpaste + CHX uygulanan Grandio blocs örneğin AFM Analiz Raporu.

28 gün boyunca Signal Üçlü Koruma + CHX uygulanmış Grandio blocs örneğin AFM analizine göre, yüzeyde aralıklı sivri tepeler ve geniş vadiler görülmektedir. Yüzey pürüzlülük değeri 0,0158 μm olarak kaydedilmiştir.



Şekil 4.11 : Grandio blocs örneğin, 28 gün Signal Üçlü Koruma + CHX uygulaması sonrası AFM görüntüsü. (50 μm ×50 μm)



Şekil 4.12 : 28 gün boyunca Signal Üçlü Koruma + CHX uygulanan Grandio blocs örneğin AFM Analiz Raporu.

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde, protetik ve restoratif işlemlerde ana amaçlardan biri yapılan restorasyonların uzun ömürlü olmasıdır. Ancak yapılan restorasyonlarda başarıyı etkileyen çok sayıda değişken vardır. Yapılması planlanan protetik ve restoratif işlemlerde materyal seçiminde bulunurken bir çok faktör ayrı ayrı değerlendirilmelidir (225).

Kompozit restorasyonlar ön bölgede en sık uygulanan restorasyonlardır. Ön bölgede uygulanan restorasyonlar estetik kaygıya sebebiyet verebilir. Kompozit restorasyonların başarılı ve uzun ömürlü olmaları için pek çok etken sayılabilir ancak estetik açıdan en önemli faktör renk stabiliteLERİDİR (226). Günlük hayatta sürekli tüketilen bazı diyet ürünleri renklendirici özelliktedir. Bu durum rezin kompozitlerin estetik özelliklerinde değişiklikler meydana getirmektedir. Kompozitlerin renk stabilitesinin incelendiği *in vitro* ve *in vivo* çalışmalarda materyallerin renk stabilitesinin; yetersiz polimerizasyon, su emilimi, organik yapı, inorganik partiküllerin büyüklüğü, beslenme ve restorasyonun yüzey pürüzlülüğü gibi birçok faktörden etkilendiği gösterilmiştir (227, 228).

Kompozitlerin yüksek kırılma dayanımına karşın bu moleküllerin polimerizasyon sırasında artık monomer oluşturması diş-restorasyon bağlantısında mikrosızıntı ile sonuçlanan biyolojik başarısızlıklara sebep olabilmektedir (229). Bu durum, seramiklerin ve kompozitlerin avantajlarını içerecek, elastisite modülü dentine yakın, sertliği ise mine ve dentin arasında olacak yeni bir materyal arayışına sebep olmuştur (50, 62).

Seramik materyaller mükemmel biyoyumluluk, ideal mekanik özellikler, düşük plak birikimi mükemmel estetik ve renk stabilitesi avantajlarına rağmen malzemenin karşıt dişte aşındırma oluşturması kırılabilirlik, düşük bükülme ve çekme direnci, çatlak ve defektlere karşı hassas olması tamir edilme zorluğu ve blokların milleden süresi arttıkça materyalin sertliğinin artması gibi istenmeyen dezavantajlara sahiptir (50, 230, 231).

Günümüzde hastaların artan estetik ve fonksiyonel beklentileri, CAD/CAM sistemlerinin kullanımının yaygınlaşması ile üretici firmaları bu beklentileri karşılayacak özelliklere sahip farklı birleşimlere, yapısal ve fiziksel özelliklere sahip

alternatif CAD/CAM materyallerinin geliştirilmesi yoluna itmiştir. Kompozitlerin ve seramiklerin olumlu yönlerini bünyesinde barındıran CAD/CAM uyumlu rezin matriks materyaller diş hekimliğinde kullanılan en güncel dental materyallerdendir (232). Bu materyallerin elastiklik modülü dentinin elastik modülüne yakın olup sertliği mine ve dentin arasındadır. Bu sebeple karşıt dişte aşınma yaratmazlar. Öte yandan seramik parçacıkları içermesi ise, materyallere estetik ve sağlamlık kazandırır. Bunlara ek olarak dental CAD/CAM rezin matriks bloklar, geleneksel CAD/CAM seramik bloklara göre çok daha kolay üretilir ve onarılabilmektedir (9, 232).

Başaran ve arkadaşları (233) farklı yapıdaki rezin kompozit ve CAD/CAM materyallerinin renk stabilitelerini inceledikleri bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada rezin kompozit materyal olarak: mikro-hibrit kompozit (G-aenial; GC), hibrit kompozit (Fantasista; Sun Med.), nano hibrit kompozit (GrandioSO; VoCo), nano seramik kompozit (CeramX Duo; Dentsply Sirona) ve mikrofil kompozit rezin (Metafil CX; Sun Medikal) kullanılmıştır. CAD/CAM materyali olarak nano seramik hibrit (Grandio Blocs; VoCo) CAD/CAM blok kullanılmıştır. Polisaj sonrası Grandio Blok CAD/CAM materyalinin SEM görüntülerinde, yapıdaki yüksek orandaki inorganik nano partiküller gözlemlenmiştir ancak cila sonrasında yüzeyde çiziklerin meydana geldiği görülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre renklendirici içecekler (kahve, şarap) farklı yapıdaki rezin kompozit materyallerinde klinik olarak kabul edilebilir sınırların üstünde renk değişimine neden olurken, kırmızı şarap renk stabilitesini en fazla etkileyen içecek olmuştur. Mikrofil, nano hibrit, nano seramik kompozitler ve nano seramik hibrit CAD/CAM blok, renk stabilitesi açısından mikro-hibrit ve hibrit kompozitlere göre daha başarılı bulunmuştur.

Rezin içerikli materyallerde doldurucu miktarının azalması sonucunda, su emme miktarı artar ve materyalde hidrolitik bozulma yaratır. Hidrolitik bozulma ile malzemenin yapısından ayrılan maddeler, fiziksel ve optik özelliklerin değişmesine ve renk değişimine neden olabilir (234). Daha önceki çalışmalarda UDMA'nın BisGMA'dan daha fazla renklenmeye karşı direnci olduğu gösterilmiştir. Bu da UDMA'nın düşük su absorpsiyonu ve çözünürlük karakteri ile ilgilidir (235). Gajewski ve ark. (236), UDMA, TEGDMA ve etoksile bisfenol A dimetakrilat ile karşılaştırıldığında, bisfenol A glisidil metakrilatın (Bis-GMA) yüksek su absorpsiyonuna neden olduğunu bildirmişlerdir (236).

Restorasyonların uygulama sahası olan ağız boşluğu; uygulanan materyallerin yüzey kalitesini değiştirebilecek mekanik, kimyasal, termal ve fiziksel olmak üzere çeşitli faktörlere maruz kalmaktadır. Türukükte, diyetle bulunan kimyasal ajanların sebep olduğu sürekli intraoral degradasyon süreci; ağız bakımı amaçlı kullanılan diş macunu ve diş fırçasından kaynaklı mekanik ve kimyasal etkiler yapılan restorasyonların yüzey özelliklerine etkide bulunarak dayanıklılık kuvvetinin azalmasına neden olmaktadır (225).

De Backer ve ark. (237) tarafından yapılan 18 yıllık bir retrospektif çalışmada; tam kuronların ve periodontal sağlığın başarısı için, protetik tedaviye geçmeden önce ayrıntılı periodontal muayene yapılarak ve gerekli ise profilaktik/periodontal tedavi yapılmalıdır sonucuna varılmıştır (237).

Warren ve ark. (238) bir çalışmalarında sürekli motivasyonu düşük periodontitisli hastaları incelemişler ve manuel diş fırçası kullanmayı bırakıp elektikli diş fırçası kullanmaya başlayan hastaların plak seviyelerinin azaldığı ve bu azalma seviyesinin 12 ve 36 aylık süreçlerde korunduğunu bildirmişlerdir. Elektikli diş fırçalarının bireylerin fırçalama motivasyonunu anlamlı ölçüde artırdığını ve günlük kullanımlarının en az manuel fırçalar kadar güvenli olduğu da çalışmalarda belirtilmiştir (119, 238).

Yapay zekanın gelişmesi ile birlikte akıllı cep telefonlarının, günlük yaşamda olduğu gibi son zamanlarda sağlık alanında da giderek kullanımı yaygınlaşmaktadır (239). Mobil sağlık teknolojiler günümüzde ilerlemiş ve son on yıldır kullanılan mobil sağlık uygulamaları sayesinde sağlık çalışanları hastalarının bakım uygulamalarına yardımcı olmak için tıbbi bilgilere hızlı erişim sağlayabilir hale gelmiştir (240).

Mobil ve diğer elektronik cihazlar arasında veri alışverişini kolaylaştıran kablosuz bir teknoloji olan bluetooth özelliğı ile kullanıcılar akıllı cep telefonlarından sağlık uygulamalarına bağlanabilmektedir. Bu teknoloji ile diş hekimleri ve hastaları fırçalama verilerini birlikte gözden geçirip, ağız bakımı değerlendirmesi yaparak fırçalama işlemini optimize etme fırsatı bulmaktadır (241).

Bu teknolojik gelişmeler ışığında son yıllarda manuel ve elektrikli fırçalara alternatif olarak akıllı diş fırçaları piyasaya sürülmüştür. Akıllı diş fırçaları, bluetooth özellikleri sayesinde akıllı cep telefonlarına bağlanabilmektedir. Ayrıca cihazda bulunan

zamanlayıcı ve pozisyon algılama teknolojisi sayesinde hem doğru sürede fırçalama hem de ağız içinde hangi bölgenin fırçalandığı akıllı cep telefonu üzerinden takip edilebilmektedir. Basınç sensörü özelliği diş etlerini fırçalama esnasında aşırı baskıya karşı korur. Aşırı baskı esnasında fırça başlığı yavaşlar, salınım ve titreşim hareketleri azalır (241). Yapılan literatür değerlendirmesinde akıllı diş fırçası kullanımının hastaların periodontal sağlığı ve restoratif materyallerin üzerine etkisini değerlendiren sınırlı sayıda çalışmaya rastlanmıştır.

Çalışmamızda elektrikli diş fırçası ile simülasyon gerçekleştirilmiştir. *In-vitro* koşullarda fırçalama simülasyonunda basınç ve süre standardizasyonu sağlamak için tercih edilmiştir.

Allocca ve arkadaşları (242), yaptıkları çalışmada akıllı fırça ile manuel fırçanın dental implant çevresindeki periodontal duruma olan etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada plak indeksi, sondalamada kanama indeksi ve cep derinliği değişkenlerine bakılmıştır. Üç ay süren çalışmanın sonucunda akıllı fırçanın plak ve kanama indeksi değerleri açısından manuel fırçadan daha üstün olduğu bulunmuştur. Erbe ve arkadaşları (241) da yaptıkları çalışmada akıllı ve manuel fırçaların plak birikimi üzerine olan etkilerini karşılaştırmışlardır. İki hafta süren çalışmanın sonucunda akıllı fırçanın, plak indeks değerlerinde manuel fırça grubuna göre istatistiksel olarak daha fazla anlamlı azalmaya yol açtığını bulmuşlardır (241).

Geniş spektrumlu bir antiseptik olan klorheksidin, yirmi yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır ve kök yüzeyi düzenlenmesine ek olarak altın standart olarak kabul edilmektedir (243). Önemli antibakteriyel aktiviteyi korurken bakteri hücre duvarına 12 saate kadar bağlanabilir (244). *In vivo* ve *in vitro* çalışmalar, klorheksidinin geniş spektrumlu bir antimikrobiyal etkiye sahip olduğunu göstermiştir (245, 246). Klinik etkinliği, çeşitli sistematik incelemeler ve meta-analizlerle doğrulanmıştır (247, 248).

Literatürde klorheksidin gargaranın dezavantajlarını bildiren çalışmalar da vardır. Bazı çalışmalarda hoş olmayan tadı ve istenmeyen diş lekelenmesi nedeniyle kullanımı önerilmemektedir (243). Dişlerin, protezlerin ve dilin dışsal kahverengi lekelenmesi birkaç gün sürebilir ve çay, kırmızı şarap ve diğer tanen içeren maddelerin tüketimi bunu daha da kötüleştirebilir (245). Daha az görülen diğer şikayetler arasında yanma hissi, aşırı duyarlılık, anestezi hissi ve uzun süreli kullanımda taş birikiminde artış yer alır (249).

Bu *in-vitro* çalışmada, nano hibrit kompozit bir CAD/CAM materyaline günlük ağız bakım rutini uygulanarak, materyalin günlük kullanılan ağız bakım ürünleri ile etkileşimi sonucunda ΔE_{00} ve R_a değerleri kaydedilerek, diş macunlarının ve fırçalama işleminin materyalin yüzeyinde nasıl bir değişim meydana getirdiği, CHX gargaranın ve farklı içeriklerdeki beyazlatıcı diş macunlarının materyalin renk değerlerini nasıl etkilediği incelenmiştir.

Dental malzemelerdeki renk değişikliklerini ölçmek için görsel ve enstrümantal yöntemler kullanılır. Son yıllarda kolorimetreler ve spektrofotometreler, diş rengini ölçmek için yaygın olarak kullanılmaktadır (250, 251). Çalışmamızda, spektrofotometre cihazı (Vita Easys shade V) kullanılmıştır. Fakat bu spektrofotometre temel renk modu, yalnızca doğal dişlerde temel diş rengini belirler. VITABLOCS modu ile ölçülen diş tonunun doğru üretimi için hangi blok tonunun kullanılması gerektiğini söyler. Literatürde, klinik spektrofotometrelerin (Vita Easys shade) klinik çalışmalar ve dental malzeme araştırmalarında güvenle kullanılabileceği belirtilmiştir (251). Çalışmamızda, Vita Easys shade V spektrofotometre cihazının temel ton modu kullanılmıştır.

Dental materyallerde renk değişiminin hesaplanmasında, L^* , a^* ve b^* değerleri üzerinden CIELAB (ΔE_{ab}) veya CIEDE2000 formülü (ΔE_{00}) kullanılmaktadır. CIELAB sisteminde renk farkı ΔE , renk değişimlerini değerlendirmek için kullanılan değerdir ve L^* , a^* ve b^* değerlerindeki farklılıklar kullanılarak özel bir formülle hesaplanır. 2001 yılında, güncellenmiş yeni bir formül olan CIEDE2000 (ΔE_{00}) tanıtılmış ve CIELAB tarafından önerilmiştir (252). Gómez-Polo ve arkadaşlarının (253) çalışmalarında, CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülünün renklendirmeleri ölçmede CIELAB'dan (ΔE_{ab}) daha hassas olduğu bildirildiği için bu çalışmada da kullanılmıştır (253).

CIEDE2000 sisteminde algılanabilir eşik değerleri [perceptibility threshold (PT)] $\Delta E_{00} \leq 0.8$ ve kabul edilebilirlik eşiği değeri [acceptability threshold (AT)] $\Delta E_{00} \leq 1.8$ olarak belirtilmiştir (214). İnsan gözü tarafından görsel olarak tespit edilebilen renk farkının büyüklüğü PT, restoratif materyaller arasında kabul edilebilirliği oluşturan renk farkı ise AT olarak belirtilmektedir (214). Dental materyallerdeki %50:50 PT değeri ΔE_{00} : 0.8 ve %50:50 AT değeri ΔE_{00} : 1.8 olarak belirtilmektedir (214).

Mörmann ve ark.nın (56) yaptığı bir çalışmada, 9 CAD/CAM materyali (in Coris TZI, IPS e.max CAD, Empress CAD, Vita Mark II, Vita Enamic, Lava Ultimate, Experimental Composite, Telio CAD, CAD-Temp), bir nano kompozit rezin (Filtek XTE) ve insan mine dokusu (kontrol grubu) kullanarak materyallerin aşınma, parlaklık, pürüzlülük ve Martens sertliği in-vitro olarak değerlendirilmiştir. Örnek yüzeylerine fırçalama simülasyonu [(PARO M39,Esro, Thalwil, İsviçre), (250 g, 60/min, 25 dk, 40.000 döngü)] uygulanarak polisaj sonrasına göre fırçalamanın yüzey pürüzlülüğüne ve parlaklığına olan etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın bulgularına göre yüzey pürüzlülüğü diş fırçalama sonrası sadece geçici CAD/CAM materyellerinde [(Unfilled PMMA, Telio CAD, İvoclar,Vivadent; Microfilled acrylate polymer, CAD-Temp, Vita Zahnfabrik)] 0.2 mikrometrenin üzerinde değer göstermiştir. Mörmann ve arkadaşları (56) tarafından yapılan çalışmada diş fırçalama ile yüzey pürüzlülüğü (Ra) arasında bir ilişki ortaya çıkmamıştır . Bununla birlikte, yazarlar, bu çalışmada deneysel diş fırçalamanın, minenin ve zirkonyum dioksit seramik hariç kullanılan diğer CAD/CAM materyallerinin parlaklığını (gloss, GU) önemli ölçüde azalttığı sonucuna varmışlardır (56).

Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında; nano hibrit kompozit CAD/CAM materyalinin (Grandio blocs, VOCO GmbH,Almanya) polisaj işlemi sonrasına göre, farklı aşındırıcı içeriklere sahip beyazlatıcı diş macunları ile 28 gün boyunca sabah akşam diş fırçalama işleminin uygulanmasının restoratif materyallerde Bollen ve ark.nın (148) belirttiği ağız içinde kullanılma eşiği olan (0.2 µm) bakteri plağı tutunma indeksini geçmediği görüldü. Bu nedenle çalışmamıza başlarken kurduğumuz nanohibrit-kompozit CAD/CAM materyalinin farklı beyazlatıcı ajan içeren diş macunlarıyla fırçalanması sonucu yüzey pürüzlülüğünde değişim olacağı yönündeki birinci sıfır hipotezimiz kabul edilmiştir.

Koizumi ve ark.nın (254) diş fırçası abrazyonundan önce ve sonra CAD/CAM materyallerinin (Vita Mark II-kontrol grubu, Vita Enamic, Gradia Block, Shofu Block HC, Lava Ultimate, Katana Avencia block, Cerasmart) parlaklığı ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri in-vitro çalışmada örnek yüzeylerine fırçalama simülasyonu (K236, Tokyo Giken, Japonya) uygulanmış ve Cerasmart ve Shofu Block HC malzemelerinin Ra ve Rz değerleri, diş fırçası aşındırmasından sonra kontrol grubuna göre önemli ölçüde daha büyük olduğu bildirilmiştir (254).

Flury ve ark.nın (255) yaptıkları bir çalışmada, Lava Ultimate (3M ESPE), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) ve Ambarino High-Class (Creamed) gibi farklı rezin içerikli CAD/CAM materyaller üzerinde diş fırçalamanın etkisini araştırmışlardır. Tüm materyaller 37°C de 6 ay inkübatörde musluk suyunda saklanmıştır. Her ay tüm numuneler, bir diş fırçalama makinesi (Syndicad LR1; Syndicad Engineering) kullanılarak 500 döngü boyunca diş fırçalama simülasyonuna tabi tutulmuştur. Saklama ve diş fırçalama işlemlerinden önce ve sonra profilometre kullanılarak yüzey pürüzlülükleri ölçülmüştür. Bulgular, rezin içeren CAD/CAM malzemelerinin farklı davranışlarını göstermiştir. Yüzey pürüzlülüğü (Ra), Ambarino High-Class için suni diş fırçalama ve saklama sonrasında önemli ölçüde artmıştır (Ra ve Rz, $p < 0.001$). Lava Ultimate ve Vita Enamic, cilalama sonrasına kıyasla suni diş fırçalama ve saklama sonrasında yüzey pürüzlülüğünde önemli bir değişiklik göstermemiştir ($p > 0.05$). Bu farklılık materyallerin kimyasal yapısında ki farklılıkla açıklanabilir. Ambarino High-Class, ağırlık olarak %70 seramik benzeri inorganik silikat cam partikülleri ve %30 oranda çapraz bağlı polimer; Lava Ultimate ağırlık olarak %80 (hacimce %65) nanoseramik partiküller (4-11 nm zirkonya, 20 nm silika partikülleri) ve %20 (hacimce %35) yüksek düzeyde çapraz bağlı (metakrilat bazlı) polimer matris; Vita Enamic, ağırlıkça %86 (hacimce %75) seramik yapı ve %14 polimer matriksden oluşmaktadır (255). Bu blokların yapısında baskın oranda bulunan seramik ağı, birbiri içerisine tamamen entegre olan bir polimer ağı ile güçlendirilmiştir ve polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü değerlendirildiğinde, diş fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü değişmeyen materyallerin %20'nin altında rezin matriksi olması dikkat çekicidir (72, 255). Çalışmamızda Flury ve ark.nın (255) çalışmasına benzer bir şekilde %14 Rezin matriks içeren nano hibrit kompozit CAD/CAM materyali diş fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü değeri (Ra) tüm diş fırçalama gruplarında 0.2 μm 'nin altında değer göstermiştir. Bu durum Flury ve ark.nın (255) çalışmasında olduğu gibi rezin matriksin %20'nin altında bir oranda olması dolayısıyla olabilir.

Kamonkhantikul ve arkadaşları (265); Shofu Block Hc (Shofu), Cerasmart (GC), Gradia Block (GC), Hybrid Resin Block (Yamamoto), Lava Ultimate (3M, ESPE), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) gibi rezin içerikli altı CAD/CAM materyalinin yüzey pürüzlülüğünü diş fırçalama simülasyonu (40.000 döngü) ile test etti. İstatistiksel analizler, Gradia Block (GC) ve Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) dışında test edilen her

malzeme için ölçüm aşamaları arasında Ra'da önemli farklılıklar bulunduğunu göstermiştir. . Yazarlar, aşınmadaki farklılıkları kimyasal bileşimlere bağladılar. Gradia Block (GC), büyük, düzensiz şekilli silikat camdan ve yumuşak rezin matriksini muhtemelen diş fırçalamaya karşı koruyabilecek çok sayıda önceden polimerize edilmiş doldurucu partiküllerden oluşur. Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) ise seramik doldurucular içermektedir. Ancak sonuçlar, tüm materyallerin kabul edilebilir diş fırçalama aşınma direnci gösterdiğini bildirmiştir (256).

Andrade ve ark. (257) CAD/CAM materyallerine [IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent AG), Cerasmart (GC), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik), Lava Ultimate (3M, ESPE), Grandio Block (VOCO GmbH)] 10 yıllık klinik aşınmayı simüle eden 100.000 döngü diş fırçalama simülasyonu uygulamışlardır. Fırçalamadan sonra IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent AG) en düşük Ra değerlerini göstermiş, bunu Lava Ultimate (3M, ESPE) ve Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) izlemiştir. Cerasmart (GC) ve Grandio Block (VOCO GmbH), literatürde bildirilen (148) 0.2 µm eşik Ra değerinden daha yüksek ortalama pürüzlülük değerlerine ulaşmıştır (257). Çalışmaların sonuçları arasındaki farklılığın fırçalama simülasyonu uygulama süreleri ile ilgili olduğu düşünülmektedir.

Nima ve ark.nın (258) CAD/CAM materyallerine [Vita Enamic (Vita Zahnfabrik), Lava Ultimate (3M, ESPE)] 300.000 döngü uyguladıkları fırçalama simülasyonu sonucunda, diş fırçalamadan önce ve sonra pürüzlülükte (R_v = maksimum bağlı derinlik) ve parlaklıkta bir artış görüldüğünü bildirmişlerdir (258).

Literatürde homojen RDA içermeyen farklı diş macunu türleri, farklı diş fırçalama makineleri ve fırçalama döngüleri kullanılmış olsa da, bulgular hemen hemen aynıdır. Bazı araştırmacılar rezin içeren CAD/CAM materyallerini 1500 döngüden 40.000 döngüye kadar test etmişlerdir (56, 254-258).

Alharbi ve ark.nın (259) nano hibrit kompozit materyalin (Irix Max, DWS, Thiene, Italy) renk stabilitesini inceledikleri *in vitro* çalışmada 3 boyutlu yazıcı kullanılarak üretilen nano hibrit kompozit (Irix Max, DWS, Thiene, Italy) ve freze yöntemi ile üretilen rezin nano seramik (Cerasmart, GC, Tokyo, Japan) örnekler yapay tükürük, kahve ve çay solüsyonlarında 1 gün bekletilmiştir. Ardından örnekler polisaj işlemi (Soflex® disc, 3M ESPE, USA) yapılacak grup ve ofis tipi beyazlatma (Opalescence® Boost PF %40, Ultradent Products, Inc., UT) uygulanacak grup olarak

ayrılmıştır. 3B baskılı restorasyonlar, frezelenmiş restorasyonlardan yapay tükürük solüsyonunda da önemli ölçüde daha yüksek renklenme göstermiştir. Ofis tipi ağartma, hem 3 boyutlu baskılı hem de frezelenmiş restorasyon gruplarında leke çıkarmada daha etkili bulunmuştur. 3 boyutlu baskı ile üretilen nano hibrit kompozit materyalin renk değişikliği klinik olarak kabul edilemezdi. Çalışmamızda kullanılan nano hibrit kompozit materyal klinik olarak kabul edilebilir renk değişikliği göstermiş olup, çalışmalar arasındaki farklılığın Alharbi ve ark.nın (259) yaptıkları çalışmada kullanılan nano hibrit kompozit materyalin üretim tekniği ve materyallerin kimyasal bileşenlerindeki farklılıktan kaynaklandığı düşünülebilir.

Estetik restorasyonlar için kullanılan rezin bazlı direkt restoratif materyallerin en belirgin dezavantajlarından birisi zamanla meydana gelen renklenmedir. Renk değişikliği, restoratif materyallerde hasta memnuniyetsizliğine yol açabilir. Oral hijyeni korumak ve dental tedavilerin sonrasında reçete edilen gargara, estetik restoratif materyaller üzerindeki etkilerini değerlendiren farklı protokollerde yapılmış çalışmalar mevcuttur (260, 261). Kompozit rezinler ile gargara etkileşimini değerlendiren çalışmaların birçoğunda, örnekler kesintisiz 12 saatlik süre boyunca gargara bekletilmiştir (262, 263). Fakat hastaların günlük kullanımı simüle etmesi ve klinik verilerle daha uyumlu olması nedeniyle çalışmamızda, örneklerin gargara kesintili sürelerle bekletilmesi protokolü diğer çalışmalara benzer şekilde tercih edilmiştir (264, 265). Bunun yanı sıra kısa ve uzun dönemde etkilerinin farklılık yaratabileceği göz önünde bulundurularak; çalışmamızda, örnekler 28 gün boyunca gargara maruz bırakılmıştır. Klorheksidin içerikli gargaranın, 1 dk/gün kullanımı, ΔE_{00} değerini, ilk 7 günden sonra algılanabilir eşik değerinin (PT) üzerinde değiştirdiğinden ancak 28 gün boyunca Klorheksidin diglukonat gargara (1dk/gün) kullanımının nano hibrit kompozit CAD/CAM materyalinin renk değerlerinde kabul edilebilir eşik değerinin (AT) ($\Delta E_{00} \leq 1.8$) altında bir değer gösterdiği için ikinci sıfır hipotezimiz kısmen kabul edilmiştir.

İlk olarak Stadtler ve Pabst (276), alkolün kompozit yüzeylerde degradasyona neden olduğunu bildirmişlerdir (266). Ayrıca literatürde, yüksek asit oranının kompozit rezin yüzeyinde yumuşamaya neden olduğu gösterilmiştir (267). Soygun ve ark. (268), biyoseramik materyallerin renk değişimlerinin alkollü ağız gargara ile arttığını belirtmişlerdir (268). Canyurt ve ark.'nın (269) yaptığı ağız gargara kullanımının rezin bazlı CAD/CAM blokların renk stabilitesine etkisinin *in vitro* olarak değerlendirildiği bir

çalışmada gargaralar, rezin bazlı CAD/CAM bloklar üzerinde renk değişikliği oluşturmaya rağmen bu değişim AT değerini aşmamaktadır. Klorheksidin içerikli gargara (Kloroben), 30 gün sonunda tüm bloklarda (Vita Enamic, Brilliant Crios, Grandio Blocs) PT değeri üzerinde renk değişikliği göstermektedir. Alkollü, alkolsüz ve klorheksidin içerikli gargaralar, rezin bazlı CAD/CAM bloklar üzerinde kabul edilebilirlik (AT) eşik değerinin altında renk değişikliği oluşturmaktadır (269).

Çalışmamızda ΔE_{00} değerleri Grup 1 (CAK+CHX) ve Grup 3 (SUK+CHX) için 7.günden sonra Grup 2 (O+CHX) ve Grup 4 (CHX) için ilk 7 günde, algılanabilir eşik değerinin (PT) $\Delta E_{00} \leq 0,8$ 'nin üzerinde renk değişimine neden olmuştur. Bu sebeple nano hibrit kompozit CAD/CAM materyalinin farklı beyazlatıcı ajan içeren diş macunlarıyla fırçalanması sonrası zamanla renk değişimi parametrelerinin değerlerinde anlamlı bir fark olmayacağı yönünde ki üçüncü sıfır hipotezimiz red edilmiştir.

Barutçigil ve ark.'nın (270) nano hibrit kompozit rezin (Z550) ve 3 bulk-fill kompozit rezin (BLK, AFX, XTF) ile yaptıkları bir renk çalışmasında; kompozit rezinlerin polimerizasyon sonrası renk değişimleri değerlendirilmiştir. Test edilen tüm materyallerin polimerizasyondan sonra renk değişimlerine sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Bulk-fill kompozit rezinlerde polimerizasyon sonrası renk değişiminin, nano hibrit kompozit materyal için gözlenen renk değişiminden daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır. Polimerizasyon sırasında kompozit rezinlerdeki renk değişimi, genellikle, monomerler polimerlere dönüştürülürken rezin fazının artan kırılma indeksinin, büyük dağınık yansımaya sahip olma eğilimleri ile ilgilidir (271). Çalışmamızda kullanılan Grandio Blok CAD/CAM materyali tamamen polimerize edilmiş bir nano hibrit kompozit bloktur. Tüm çalışma gruplarında GB, kabul edilebilir eşik değerinin ($\Delta E_{00} \leq 1,8$) altında bir değer vermiştir. Bu durum GB'un endüstriyel olarak polimerize edilmesine bağlanabilir.

Hasani ve ark.'nın (272) kompozitlerin kahve ve klorheksidin ile olan renklenmesi üzerine diş beyazlatma işlemlerinin etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada Filtek Z250 (Mikrohibrit-%75-85 wt), Filtek Z550 (Nanohibrit-%82 wt), Filtek Ultimate (Nanofill-%78.5 wt) kompozit materyallerini kullanmışlar ve 1dk/gün 30 günlük CHX uygulaması sonunda, Hunter denklemi ile hesaplanan, ΔE değerleri Nanofill (4.10 ± 0.65) > Nanohibrit (4.03 ± 0.59) > Mikrohibrit (3.4 ± 0.32) şeklinde görülmüştür.

ΔE değerleri incelendiğinde kabul edilebilir eşiğin üstünde değerler olup, çalışmamızda kullanılan CAD/CAM bloğu olan nano hibrit kompozit materyaline 28 gün uygulanan CHX (1 dk/gün)'in meydana getirdiği, CIEDE2000 formülü ile hesaplanan, ΔE değeri ($1\pm 0,32$) kabul edilebilir eşiğin altında değerler olarak bulundu. Bu farklılığın materyalin polimerizasyonları, içerikleri ve ΔE hesaplaması için kullanılan formül farklılıklarından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Al-Angari ve ark.nın (273) kahve ve beyazlatma sistemlerinin CAD/CAM lityum disilikat cam seramiklerin (LDGC, IPS e.max CAD ceramic) yüzey pürüzlülüğü ve parlaklığına etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada tüm numuneler 4 gruba ayrılmış önce bir kahve solüsyonuna (24 saat x 12 gün) daldırılmıştır. Ardından Grup 1 sadece nemli bekletilmiş, Grup 2 saf su ve elektronik diş fırçası ile fırçalanmış (200g/yük, 2 dakika günde iki kez x 7 gün), Grup 3 Colgate Optic White (RDA=100, 200g/yük, 2 dakika günde iki kez x 7 gün) ve elektronik diş fırçası ile fırçalanmış, Grup 4 için evde beyazlatma protokl (Opalescence, %15 karbamid peroksit(CP), 6 saat/gün x 7 gün) uygulanmıştır. Belirlenen tedavi protokollerinden sonra tüm gruplar için ortalama yüzey pürüzlülüğü önemli ölçüde artmıştır ($p\leq 0.002$). Tüm glaze işlemi uygulanmış LDGC'ler, simüle edilmiş 1 yıllık kahve içme ve beyazlatma sistemlerine (%15 CP ve beyazlatıcı diş macunu) tabi tutulduktan sonra yüzey pürüzlülüğünde önemli bir artış göstermiş ve en büyük değişiklik fırçalama ile ilişkilendirilmiştir (8 ay simülasyonu). Ancak kahve ve beyazlatma sistemlerinin yüzey parlaklığına önemli bir etkisi olmamıştır (273). Çalışmamızda Al-Angari ve ark.nın (282) yaptıkları çalışmanın sonuçlarının aksine diş fırçalama simülasyonu sonrasında nano hibrit kompozit restorasyonların yüzey pürüzlülüğü (R_a) değerleri anlamlı ölçüde artmamıştır. Bu farklılığın kullanılan CAD/CAM materyal farklılığına ilave olarak çalışmamızda diş macunlarının uygulanma sresinin (1 ay) Al-Angari ve ark.nın (273) alışma sresinden (8 ay) farklı olmasından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir (273).

Aydın (274) ve ark'nın yaptığı bir çalışma da rezin matriks CAD/CAM materyallerinden Cerasmart (GC, Japan), Shofu blok(Shofu, Japonya), Grandio blok (VOCO GmbH, Almanya), Brilliant Crios (Coltene, İşvire) 1.5x7x12 mm boyutlarında örnekler hazırlanmış ve 14 gün boyunca renklendirici solüsyon olan kahvede bekletilmiştir. Daha sonra rnekler Orab-B 3D White Luxe (Perfection), Colgate Optic White (Expert White), Signal White Now CC, Colgate Optic White (Charcoal), Splat Blackwood ve Sensodyne Deep Clean (Control) diş macunları ile bir

elektirikli diş fırçası yardımıyla 2N sabit basınç altında, 4 dakika (1 aylık simülasyon) fırçalama işlemine maruz bırakılmıştır. 14 gün boyunca kahvenin oluşturduğu renklenme tüm rezin matrix CAD/CAM materyallerinde %50:%50 algılanabilirlik eşiğini (PT) ($\Delta E_{00}:0.8$) aşmıştır. Çalışmanın sonuçları incelendiğinde 14 gün boyunca kahveye maruz kalmış tüm rezin matriks CAD/CAM materyallerinde oluşan renklenmeye olan etkileri bakımından aktif kömür, hidrojen peroksit (HP), mavi kovarın pigment ve mikropartiküller içeren beyazlatıcı diş macunları arasında renk iyileştirmede istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ve kahve immersiyonundan sonra PT'nin üzerinde renk farkı sergileyen rezin matriks CAD/CAM bloklarındaki renklenmenin beyazlatıcı içeren diş macunları kullanılarak azaltılabileceğı doğrulanmıştır (274).

Alpkılıç ve ark.nın (275) yaptıkları çalışmada, farklı seramik içerikli materyallerin farklı ağız gargaraları ile boyanabilirliği ve cilalamanın lekelenme üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmada kullanılan seramik içerikli materyaller; lityum disilikat (IPS e.max CAD), zirkonya takviyeli lityum disilikat (VITA SUPRINITY PC), lösit takviyeli feldspat (GC Initial LRF) ve rezin matris seramik (CERASMART)'tır. Çalışmada kullanılan gargaralar; yapay tükürük (CON), klorheksidin glukonat %0,2 ağız çalkalama suyu (KLO, Klorhex), klorheksidin glukonat %0,1 ağız çalkalama suyu (ELU , Eludril), günlük ağız çalkalama suyu (LIS , LISTERINE Cool Mint)'dur. Renk parametreleri başlangıç (T0), 7. gün (T1), 14. gün (T2) ve 28. gün (T3) boyunca klinik spektrofotometre (VITA Easyshade V) ile kaydedilmiştir. Daldırma zaman noktaları (T0,T1,T2,T3) arasındaki renklenme değerleri (ΔE_{00}) CIE2000 kullanılarak hesaplanmıştır. Daldırma işleminden sonra numuneler parlatılmış ve ΔE değerleri tekrar ölçülmüş. KLO, tüm gruplarda en yüksek ΔE değerlerine neden olmuştur. Tüm uygulamalarda IPS e.max CAD en düşük ΔE değerlerine, CERASMART ise en yüksek ΔE değerlerine sahip olduğu bulunmuştur ($P<.05$). Ancak polisaj tüm gruplarda ΔE değerlerinde azalmaya neden olmuştur. Ağız gargaralarının uzun süre kullanılması farklı seramik malzemelerde renk değişimine neden olabilir. Parlatma renk değişimini etkilemiş ve ΔE değerlerinde düşüşe neden olmuştur (275).

Çalışmamızın limitasyonları; renk parlaklık değerinin (GU) ölçülmemesi, farklı ağız gargaralarının değerlendirilmemesi, diş macunlarının ve gargaranın daha uzun süreler kullanımının simüle edilmemiş olmasıdır. Bu durum benzer çalışmalarla olan farklılıkların sebepleri arasında düşünülebilir.

Klinik koşullarda, günlük kullanımda diş macunlarının ve gargaraların kompozit bloklar ile olan etkileşimi oldukça farklı olabilir. *İn vitro* alışmalarda, *in vivo* ortamda olan tükürük, yiyecek, içecek, diş fırçalama gibi bağımsız çok sayıda değişken etkenler göz ardı edilir. Bu durum, *in vitro* alışmaların *in vivo* ortamı tam olarak simüle edebilmesini engeller. Bu nedenle yaptığımız *in vitro* alışma çeşitli kısıtlamalara sahip olup ağız ortamını tam olarak yansıtamayabilir. Araştırmaların genişletilebilmesi için daha ileri *in vitro* ve *in vivo* alışmalara ihtiyaç vardır.



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Nano hibrit bir kompozit CAD/CAM materyalinin renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü üzerine günlük ağız bakım ürünlerinin etkilerini *in vitro* olarak inceleyen çalışmamızda elde edilen bulgulara göre;

1. Klorheksidin diglukonat gargaranın nano hibrit kompozit bir CAD/CAM materyalinde 28 gün kullanılması, kabul edilebilir eşik değerinin (AT) ($\Delta E_{00} \leq 1.8$) altında bir renk değişimine (1.00) neden olurken ilk 7 günde algılanabilir eşik değerin (PT) $\Delta E_{00} \leq 0.8$ üzerinde bir renk değişimi (0.92) göstermiştir.
2. AFM analiz sonuçlarına göre pürüzlülük değerleri en fazla Grup 1'de (CAK+CHX; 0,045 μ m), en az fırçalama uygulanmamış polisaj yapılmış başlangıç örneklerde (GB; 0,013 μ m) gözlemlendi.
3. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm sonuçlarına göre Ra değeri, fırçalama döngüsü uygulanan tüm gruplar için ağız içinde kullanılabilir eşik değeri olan 0.2 μ m'nin altında bir değer gösterdi.
4. Rezin matriks CAD/CAM bloklarında zamanla oluşan renk değişiklikleri klinik bir problem olabilir. Günlük kullanım için CHX içeren ağız gargaraları renklenmeye sebep olabileceği için dikkatle tavsiye edilmelidir.
5. Ağız bakımı için kullanılan beyazlatıcı diş macunlarının ve CAD/CAM materyallerinin, CHX gibi şiddetli lekelenmeye neden olan ajanlara karşı içeriklerinin iyileştirilmesi istenmeyen renk değişimlerini önleyebilir.

KAYNAKÇA

1. Azevedo S, Kantorski KZ, Valandro LF, et al. Effect of brushing with conventional versus whitening dentifrices on surface roughness and biofilm formation of dental ceramics. *Gen Dent*. 2012; 60: 123-30.
2. Türk Dil Kurumu, Güncel Türkçe Sözlük. 10 Eylül 2022; Erişim: <https://sozluk.gov.tr>.
3. Ferro K, Driscoll C, Freilich M, et al. Glossary of Prosthodontic Terms, 9th ed. *J Prosthet Dent*. 2020; 117: e20.
4. Van Noort R, Barbour M. Introduction to Dental Materials e-book, 4th ed. Mosby Inc. 2014; 30: 192-205.
5. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*. 1999; 20: 1115-1124.
6. Tatal Z, Yamaner İŞ, Tuncer E. Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2015; 25: 157-66.
7. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*. 2002; 18: 590-5.
8. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent*. 1999; 27: 275-8.
9. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, et al. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015; 28: 227-35.
10. Tinscherta J, Nattb G, Hassenpflugb S, et al. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*. 2004; 7: 25-45.
11. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988; 117: 715-20.
12. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent*. 1977; 38: 216-25.
13. Heitlinger P, Rodder F. Verfahren zur herstellung von zahnersaltz und vorrichtung zer durchführung des verfahrens. *De Patent*. 1979; DE2936847A1.
14. Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F. The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting. *Quintessenz*. 1987; 38: 457-70.

15. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2005; 26: 507-13.
16. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, et al. Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *J Prosthodont*. 2017; 26: 156-63.
17. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012; 28: 3-12.
18. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006; 137: 1289-96.
19. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol*. 2005; 28: 169-84.
20. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2010; 31: 702-4.
21. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent*. 2012; 33: 52-8.
22. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*. 2006; 137: 14S-21S.
23. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*. 2002; 15: 122-8.
24. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, et al. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2007; 3: 73-85.
25. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008; 24: 299-307.
26. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2002; 88: 44-9.
27. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007; 98: 389-404.
28. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, et al. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil*. 1997; 24: 636-45.

29. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996; 75: 18-32.
30. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 1996; 17: 779-82,784-6.
31. Albakry M, Guazzato M, Swain VM. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont.* 2004; 13: 141-9.
32. Tinschert J, Zvez D, Marx R, et al. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000; 28: 529-35.
33. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2002; 23: 911-22.
34. Seghi R, Denry I, Rosenstiel S. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 145-50.
35. Höland W, Schweiger M, Frank M, et al. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000; 53: 297-303.
36. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, et al. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2005; 93: 459-66.
37. Rosenstiel SF, Land MF, Walter R. Contemporary fixed prosthodontics, 5th Ed. Elsevier Inc. 2016; ISBN: 978-0-323-08011-8.
38. Ritzberger C, Apel E, Höland W, et al. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials(Basel).* 2010; 3: 3700-3713.
39. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, et al. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010; 23: 434-42.
40. Taskonak B, Mecholsky JJ, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials.* 2005; 26: 3235-41.
41. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, et al. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *J Am Dent Assoc.* 2010; 141: 10S-4S.
42. Reich S, Fischer S, Sobotta B, et al. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside CAD/CAM-generated posterior lithium disilicate crowns. *Int J Prosthodont.* 2010; 23: 214-6.

43. Giordano II RA, Pelletier L, Campbell, S et al. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 1995; 73: 411-8.
44. Sorensen L. In-Ceram all-ceramic bridge technology. *Quintessence Dent Technol.* 1992; 15: 41-6.
45. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of in-ceram alumina and spinell ceramic. *Int J Prosthodont.* 1997; 10: 459-66
46. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int.* 2002; 33: 503-10.
47. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, et al. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc.* 2003; 23: 2975-82.
48. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004; 20: 449-56.
49. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008; 204: 505-11.
50. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.* 2013; 7: 118-22.
51. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comput Dent.* 2013; 16: 173-81.
52. Mörmann WH. State of the art of CAD/CAM restorations: 20 years of CEREC, 1st ed. Quintessence Publishing Co. 2006; p.29.
53. Güth JF, Zuch T, Zwingen S, et al. Optical properties of manually and CAD/CAM fabricated polymers. *Dent Mater J.* 2013; 32: 865-71.
54. VITA, 2013. VITA Suprinity CAD/CAM Restorative Technical and Scientific Documentation. Zahnfabrik, Bad Sackingen/ Germany, VITA Dental Products.
55. Buyukkaplan US, Özarslan MM, Barutçigil K, et al. Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *J Prosthodont.* 2019; 28: 71-8.

56. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, et al. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013; 20: 113-25.
57. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, et al. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater.* 2012; 28: 529-34.
58. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, et al. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent.* 2014; 26: 382-93.
59. Wang L, Liu Y, Hui H, et al. Color stability of computer aided design and computer aided manufacture composite ceramic/resin cements after accelerated ageing. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2019; 54: 765-9.
60. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015; 114: 587-93.
61. American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. Accessed: March 17, 2022. <http://www.ada.org/en/publications/cdt/>.
62. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental materials.* 2011; 27: 527-34.
63. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *J Esthet Rest Dent.* 2018; 30: 281-6.
64. Tassin M, Bonte E, Loison-Robert LS, et al. Effects of high-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks on oral stem cells. *PLoS One.* 2016; 11: e0155450.
65. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016; 32: e275-e83.
66. Nguyen J, Ruse D, Phan A, et al. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res.* 2014; 93: 62-7.
67. Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvêa CVDd, et al. Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. *J Prosthodont.* 2019; 28: e587-e94.

68. Aladağ A, Oğuz D, Çömlekoğlu ME, et al. In vivo wear determination of novel CAD/CAM ceramic crowns by using 3D alignment. *J Adv Prosthodont*. 2019; 11: 120-7.
69. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, et al. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*. 2005; 36: 105-13.
70. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003; 134: 1382-90.
71. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, et al. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013; 29: 1201-8.
72. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*. 2004; 48:8, 531-44.
73. Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, et al. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res*. 2014; 58: 107-14.
74. Shetty R, Shenoy K, Dandekeri S, et al. Resin-matrix ceramics: an overview. *Int J Rec Sci Res*. 2015; 6: 7414-17.
75. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent*. 2018; 119: 384-9.
76. Lührs A-K, Pongprueksa P, De Munck J, et al. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater*. 2014; 30: 281-91.
77. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2018; 119: 593-9.
78. Albero A, Pascual A, Camps I, et al. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*. 2015; 7: e495-500.
79. Schepke U, Meijer HJ, Vermeulen KM, et al. Clinical bonding of resin nano ceramic restorations to zirconia abutments: a case series within a randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016; 18: 984-92.
80. Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, et al. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dent Mater*. 2015; 31: e168-e77.
81. Mainjot A, Dupont N, Oudkerk J, et al. From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *J Dent Res*. 2016; 95: 487-95.

82. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, et al. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*. 2015; 113: 534-40.
83. Tekçe N, Fidan S, Tuncer S, Kara D, et al. The effect of glazing and aging on the surface properties of CAD/CAM resin blocks. *J Adv Prosthodont*. 2018; 10: 50-7.
84. GC Cerasmart. Accessed: July, 2022 : <https://www.gcamerica.com/products/digital/CERASMART/>.
85. Şişmanoğlu S, Gürcan AT, Yıldırım Bilmez Z, et al. Effect of surface treatments and universal adhesive application on the microshear bond strength of CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont*. 2020; 12: 22-32.
86. Voco Grandioblocs. Accessed: July, 2022. https://www.voco.dental/tr/portaldata/1/resources/products/instructions-for-use/e1/grandioblocs_ifu_e1.pdf.
87. Rosentritt M, Krifka S, Strasser T, et al. Fracture force of CAD/CAM resin composite crowns after in vitro aging. *Clin Oral Investig*. 2020; 24: 2395-2401.
88. Sarahneh O, Günel Abduljalil B. The effect of silane and universal adhesives on the micro-shear bond strength of current resin-matrix ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2021; 13: 292-303.
89. Colombo M, Poggio C, Lasagna A, et al. Vickers micro-hardness of new restorative CAD/CAM dental materials: evaluation and comparison after exposure to acidic drink. *Materials (Basel)*. 2019; 12: 1246
90. Mokhtar MM, Farahat DS, Eldars W, et al. Physico-mechanical properties and bacterial adhesion of resin composite CAD/CAM blocks: An in-vitro study. *J Clin Exp Dent*. 2022; 14: e413-e419.
91. Akarca EM, Şahin D, Cana RŞ. Rezin matriks seramikler:derleme. *Curr Res Dent Sci*. 2022; 32: 114-118.
92. Horvath SD. Key parameters of hybrid materials for CAD/CAM-based restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent*. 2016; 37: 638-43.
93. Hattab FN, Yassin OM. Etiology and diagnosis of tooth wear: a literature review and presentation of selected cases. *Int J Prosthodont*. 2000; 13: 101-7.
94. Rusin RP. Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM. *Compend Contin Educ Dent*. 2001; 22: 35-41.

95. Hara AT, González-Cabezas C, Creeth J, et al. The effect of human saliva substitutes in an erosion-abrasion cycling model. *Eur J Oral Sci.* 2008; 116: 552-6.
96. Harrington E, Jones PA, Fisher SE, et al. Toothbrush-dentifrice abrasion. A suggested standard method. *Br Dent J.* 1982; 153: 135-8.
97. Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, et al. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent.* 2001; 4: 171-84.
98. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, et al. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int.* 2012; 43: 457-67.
99. Demirel G, Baltacıoğlu İH. Influence of different universal adhesives on the repair performance of hybrid CAD-CAM materials. *Restor Dent Endod.* 2019; 44: e23
100. Shofu Block HC. Accessed: August, 2022. <https://www.shofu.de/wp-content/uploads/2018/06/SHOFU-Block-HC-Disk-HC-Info-UK.pdf>.
101. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 2014; 33: 705-10.
102. Mehl C, Harder S, Byrne A, et al. Prosthodontics in digital times: a case report. *Quintessence Int.* 2013; 44: 29-36.
103. O'Brien W. *Dental Materials and Their Selection.* Chicago, 4th ed. Quintessence Publishing Co, Inc. 2009; 10: 160-168
104. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent.* 2000; 83: 664-7.
105. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, et al. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 486-90.
106. Anusavice K. *Phillips' science of dental materials.* Elsevier, 11th ed. 2003; 2: 352-358
107. Powers JM, Wataha JC. *Dental materials foundations and applications.* Elsevier, 11th ed. 2014; 6: 163-178.
108. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 1998; 42: 613-27.

- 109.** Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011; 56: 84-96.
- 110.** MacCulloch WT. Advances in dental ceramics. *Br Dent J.* 1968; 124: 361-5.
- 111.** Bourauel C, Fries T, Drescher D, et al. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod.* 1998; 20: 79-92.
- 112.** Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, et al. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med.* 2007; 18: 155-63.
- 113.** Dayan SÇ, Çelik Güven M. Farklı CAD/CAM blokların bükülme dayanımı ve elastisite modüllerinin değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2020; 26: 36-42.
- 114.** Addy M. Tooth brushing, tooth wear and dentine hypersensitivity-are they associated? *Int Dent J.* 2005; 55: 261-7.
- 115.** Heintze S, Forjanic M, Ohmiti K, et al. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater.* 2010; 26: 306-19.
- 116.** Barnes CM, Russell CM, Weatherford 3rd T. A comparison of the efficacy of 2 powered toothbrushes in affecting plaque accumulation, gingivitis, and gingival bleeding. *J Periodontol.* 1999; 70: 840-7.
- 117.** MacNeill S, Walters DM, Dey A, et al. Sonic and mechanical toothbrushes: an in vitro study showing altered microbial surface structures but lack of effect on viability. *J Clin Periodontol.* 1998; 25: 988-93.
- 118.** McCracken G, Janssen J, Swan M, et al. Effect of brushing force and time on plaque removal using a powered toothbrush. *J Clin Periodontol.* 2003; 30: 409-13.
- 119.** Penick C. Power toothbrushes: a critical review. *Int J Dent Hyg.* 2004; 2: 40-4.
- 120.** Warren PR. Development of an oscillating/rotating/pulsating toothbrush: the Oral-B professionalcare™ series. *J Dent.* 2005; 33: 1-9.
- 121.** Whitehead S, Shearer A, Watts D, et al. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil.* 1995; 22: 421-7.

122. Junqueira LC. Temel Histoloji - TEXT & ATLAS. Nobel tıp kitabevi, İstanbul. 2009; 1: 6-7.
123. Binnig G, Quate CF, Gerber C. Atomic force microscope. *Phys Rev Lett*. 1986; 56: 930.
124. Teixeira EC, Thompson JL, Piascik JR, et al. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *J Esthet Restor Dent*. 2005; 17: 172-81.
125. Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, et al. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent*. 2006; 31: 442-9.
126. Oura K, Lifshits VG, Saranin AA. Surface science: an introduction. Springer Verlag. 2004; 9: 195-227.
127. Bollenl CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*. 1997; 13: 258-69.
128. Waerhaug J. The gingival pocket; anatomy, pathology, deepening and elimination. *Odontol Tidskr*. 1952; 60: 1-186.
129. Lovdal A, Arno A, Waerhaug J. Incidence of clinical manifestations of periodontal disease in light of oral hygiene and calculus formation. *J Am Dent Assoc*. 1958; 56: 21-33.
130. Schei O, Waerhaug J, Lovdal A, et al. Alveolar bone loss as related to oral hygiene and age. *J Periodontol*. 1959; 30: 7-16.
131. Greene JC. Oral hygiene and periodontal disease. *Am J Public Health Nations Health*. 1963; 53: 913-22.
132. Loe H, Theilade E, Jensen SB. Experimental gingivitis in man. *J Periodontol*. 1965; 36: 177-87.
133. Theilade E, Wright W, Jensen SB, et al. Experimental gingivitis in man: II. a longitudinal clinical and bacteriological investigation. *J Periodontal Res*. 1966; 1: 1-13.
134. Cumming BR, Loe H. Consistency of plaque distribution in individuals without special home care instruction. *J Periodontal Res*. 1973; 8: 94-100.
135. Rugg-Gunn AJ, Macgregor ID, Edgar WM, et al. Toothbrushing behaviour in relation to plaque and gingivitis in adolescent schoolchildren. *J Periodontal Res*. 1979; 14:231-8.

136. Bowen DM. Mechanical plaque control: toothbrushes and toothbrushing. Darby ML, Walsh MM Dental Hygiene Theory and Practice 2nd Ed, Saunders, St Louis, Missouri. 2003:348-59.
137. Attin T, Hornecker E. Tooth brushing and oral health: how frequently and when should tooth brushing be performed? Oral Health Prev Dent. 2005; 3: 135-40.
138. Cronin M, Dembling W, Cugini M, et al. Three-month assessment of safety and efficacy of two electric toothbrushes. J Dent. 2005; 33: 23-8.
139. Danser M, Driesen G, Timmerman M, et al. A laboratory and clinical investigation comparing 2 oscillating/rotating electric toothbrushes. J Clin Periodontol 2000; 27: 277–283
140. Oral-B şarjlı diş fırçaları. Erişim: Haziran, 2022. <https://www.oralb.com.tr/tr-tr/urun-grubu/sarjli-dis-fircalari>.
141. Kinane D. The role of interdental cleaning in effective plaque control: need for interdental cleaning in primary and secondary prevention. Quintessence, Berlin, 1998.
142. Lippert F. An introduction to toothpaste - its purpose, history and ingredients. Monogr Oral Sci. 2013; 23: 1-14.
143. Çağlayan G. Periodontoloji. 1.Basım Hacettepe Üniversitesi Yayınları, Ankara; 2010: 272-275.
144. Johannsen G, Tellefsen G, Johannsen A, et al. The importance of measuring toothpaste abrasivity in both a quantitative and qualitative way. Acta Odontol Scand. 2013; 71: 508-17.
145. Kenneth H. Dental Therapeutics by Council on American Dental Associations. Chicago, IL. 1975: 306-309.
146. Wiegand A, Wolmershäuser S, Hellwig E, et al. Influence of buffering effects of dentifrices and fluoride gels on abrasion on eroded dentine. Arch Oral Biol. 2004; 49: 259-65.
147. International Organization for Standardization. Technical specification ISO 11609, International Standards for Toothpastes - Requirements for test methods and marking. Geneva, Switzerland, 2010.
148. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. Dent Mater. 1997; 13: 258-69.

149. Forward GC, James AH, Barnett P, Jackson RJ. Gum health product formulations: what is in them and why? *Periodontol 2000*. 1997; 15: 32-9.
150. Liebenberg W. Another white lie? *J Esthet Restor Dent*. 2006; 18: 155-60.
151. Jardim JJ, Alves LS, Maltz M. The history and global market of oral home-care products. *Braz Oral Res*. 2009; 23: 17-22.
152. West NX, Moran JM. Home-use preventive and therapeutic oral products. *Periodontol 2000*. 2008; 48: 7-9.
153. Pontefract H, Sheen S, Moran J. The benefits of toothpaste--real or imagined? Review of its role in tooth whitening. *Dent Update*. 2001; 28: 67-70, 72, 74.
154. Vaz VTP, Jubilato DP, Oliveira MRM, et al. Whitening toothpaste containing activated charcoal, blue covarine, hydrogen peroxide or microbeads: which one is the most effective? *J Appl Oral Sci*. 2019; 27: e20180051.
155. Maldupa I, Brinkmane A, Rendeniece I, et al. Evidence based toothpaste classification, according to certain characteristics of their chemical composition. *Stomatologija*. 2012; 14: 12-22.
156. Joiner A. Whitening toothpastes: a review of the literature. *J Dent*. 2010; 38: e17-24.
157. Külekçi G, Çintan S, Dülger O. Diş hekimliğinde antimikrobiyal ağız gargalarının kullanılması. *ANKEM Derg*. 1999;13: 208-213.
158. Moshrefi A. Chlorhexidine. *J West Soc Periodontol Periodontal Abstr*. 2002; 50: 5-9.
159. Soares CJ, Pereira CA, Pereira JC, et al. Effect of chlorhexidine application on microtensile bond strength to dentin. *Oper Dent*. 2008; 33 :183-8.
160. Denton GW. Dis-infection, sterilization and preservative. Lippincot Williams & Wilkins, Philadelphia. 2001; 321-336.
161. Grenier D. Effect of chlorhexidine on the adherence properties of *Porphyromonas gingivalis*. *J Clin Periodontol*. 1996; 23: 140-2.
162. Aktas A, Giray B. Diş hekimliğinde klorheksidin: özellikleri ve güncel kullanım alanları. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2010; 16: 51-8
163. Head TW, Mian H, Rodrigo A, et al. Reduction of salivary *S aureus* and mutans group streptococci by a preprocedural chlorhexidine rinse and maximal

- inhibitory dilutions of chlorhexidine and cetylpyridinium. *Quintessence Int.* 2004; 35: 635-40.
- 164.** Mandel ID. Antimicrobial mouthrinses: overview and update. *J Am Dent Assoc.* 1994; 125: 2S-10S.
- 165.** Stallard R, Volpe A, Orban J, et al. The effect of an antimicrobial mouth rinse on dental plaque, calculus and gingivitis. *J Periodontol.* 1969; 40: 683-94.
- 166.** Gordon J, Lamster I, Seiger M. Efficacy of Listerine antiseptic in inhibiting the development of plaque and gingivitis. *J Clin Periodontol.* 1985; 12: 697-704.
- 167.** Teles RP, Teles FRF. Antimicrobial agents used in the control of periodontal biofilms: effective adjuncts to mechanical plaque control? *Braz Oral Res.* 2009; 23: 39-48.
- 168.** Wennström J, Lindhe J. Some effects of a sanguinarine-containing mouthrinse on developing plaque and gingivitis. *J Clin Periodontol.* 1985; 12: 867-72.
- 169.** Ingram GS, Horay C, Stead W. Interaction of zinc with dental mineral. *Caries Res.* 1992; 26: 248-53.
- 170.** Axelsson P. Current role of pharmaceuticals in prevention of caries and periodontal disease. *Int Dent J.* 1993; 43: 473-82.
- 171.** Runti C, Baiocchi L. The chemistry of benzydamine. *Int J Tissue React.* 1985; 7: 175-86.
- 172.** Wade A, Blake G, Mirza K. Effectiveness of metronidazole in treating the acute phase of ulcerative gingivitis. *Dent Pract Dent Rec.* 1966; 16: 440-3.
- 173.** Sikri VK. Color: Implications in dentistry. *J Conserv Dent.* 2010; 13: 249-55.
- 174.** Chu SJ PR, Sailer I, Mieleszko AJ. Color in Dentistry: A Clinical Guide to Predictable Esthetics. Quintessence Publishing Co Inc, Chicago. 2017; 56-66.
- 175.** Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2003; 31: 181-8.
- 176.** Berns RS, Reiman DM. Color managing the third edition of Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology. *Color Research & Application:*

- Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur. 2002; 27: 360-73.
177. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004; 32: 3-12.
 178. Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Dişhek Fak Derg.* 1992; 13: 29-36.
 179. Paravina RD, Powers JM. Esthetic color training in dentistry. 1st ed, Elsevier Mosby, Amsterdam. 2004.
 180. Amaya-Pajares SP, Ritter AV, Vera Resendiz C, et al. Effect of finishing and polishing on the surface roughness of four ceramic materials after occlusal adjustment. *J Esthet Restor Dent.* 2016; 28: 382-96.
 181. Light and sight. Accessed: July, 2022. <https://www.sciencelearn.org.nz/resources/39-light-and-sight-introduction>.
 182. Reflection of light. Accessed : July, 2022. <https://www.sciencelearn.org.nz/resources/48-reflection-of-light>.
 183. Ota M, Ando S, Endo H, et al. Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. *Acta Odontol Scand.* 2012; 70: 362-7.
 184. Ristic I, Stankovic S, Paravina RD. Influence of color education and training on shade matching skills. *J Esthet Restor Dent.* 2016; 28: 287-94.
 185. Hefferren J, Hefferren S, Hoerman K, et al. Phosphorescence of enamel treated with stannous salts. *J Dent Res.* 1967; 46: 1368-71.
 186. Finger WJ, Lee K-S, Podszun W. Monomers with low oxygen inhibition as enamel/dentin adhesives. *Dent Mater.* 1996; 12: 256-61.
 187. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003; 23: 467-80.
 188. Beckett H. Protocols for predictable aesthetic dental restorations. *British Dental Journal.* 2006; 201: 128.
 189. Song S-H, Yu B, Ahn J-S, et al. Opalescence and fluorescence properties of indirect and direct resin materials. *Acta Odontol Scand.* 2008; 66: 236-42.
 190. Ward M, Tate W, Powers J. Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Oper Dent.* 1995; 20: 106-10.

191. Lee Y-K, Lu H, Powers JM. Measurement of opalescence of resin composites. *Dent Mater*. 2005; 21: 1068-74.
192. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, et al. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2004; 92: 577.
193. Sakaguchi R, Powers J, Ferracane J. *Craig's Restorative Dental Materials*. Elsevier, Inc, 14th ed. 2019; 4: 50-55
194. Sarıkaya I, Güler AU. Diş hekimliği uygulamalarında renk kavramı. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2009; 15: 118-29
195. Anusavice K. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier, 12nd ed. 2012.
196. Sproull RC. Color matching in dentistry. I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent*. 1973; 29: 416-24.
197. Sproull RC. Color matching in dentistry. II. practical applications of the organization of color. *J Prosthet Dent*. 1973; 29: 556-66.
198. Rosenstiel SF, Land MF, Walter R. *Contemporary fixed prosthodontics*, 5th Ed. Elsevier Inc. 2016; p.624-45.
199. O'Brien W. *Dental Materials an Their Selection*. Chicago, 4th ed. Quintessence Publishing Co, Inc. 2009; 10: 160-168
200. Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, et al. Colour and translucency of opaque-shades and body-shades of resin composites. *Eur J Oral Sci*. 2005; 113: 170-3.
201. Glockner K. Visual vs. spectrophotometric methods for shade selection. *Coll Antropol*. 2015; 39: 801-2.
202. Munsell's colour solid. Accessed: August, 2022. <https://kids.britannica.com/students/assembly/view/1068>.
203. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, et al. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent*. 2015; 27: S1-S9.
204. CIE1931 Colorspace . Accessed: August, 2022. <https://en.wikipedia.org/wiki/CIE1931colorspace>.
205. CIELab Colorspace. Accessed: August, 2022. <http://colorapplications.com/what-is-cielab-color-space>.
206. Delazio A, Israr A, Klatzky RL. Cross-modal correspondence between vibrations and colors. *IEEE WHC*. 2017; DOI: 10.1109/WHC.2017.7989904.

207. Gómez-Polo C, Montero J, Gómez-Polo M, et al. Comparison of the CIELab and CIEDE 2000 color difference formulas on gingival color space. *J Prosthodont*. 2020; 29: 401-8.
208. Seghi RR, Johnston WM, O'brien W. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent*. 1986; 56: 35-40.
209. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME. Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. *J Prosthet Dent*. 2000; 84: 425-31.
210. Shadman N, Kandi SG, Ebrahimi SF, et al. The minimum thickness of a multilayer porcelain restoration required for masking severe tooth discoloration. *Dent Res J*. 2015; 12: 562.
211. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, et al. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater*. 2003; 19: 612-9.
212. Sahin O, Koroglu A, Dede D, et al. Effect of surface sealant agents on the surface roughness and color stability of denture base materials. *J Prosthet Dent*. 2016; 116: 610-6.
213. Köroğlu A, Sahin O, Dede D, et al. Effect of different surface treatment methods on the surface roughness and color stability of interim prosthodontic materials. *J Prosthet Dent*. 2016; 115: 447-55.
214. Paravina RD, Pérez MM, Ghinea R. Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications. *J Esthet Restor Dent*. 2019; 31: 103-12.
215. Douglas RD. Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *J Prosthet Dent*. 1997; 77: 464-70.
216. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, et al. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*. 1998; 80: 642-8.
217. Witkowski S, Yajima ND, Wolkewitz M, et al. Reliability of shade selection using an intraoral spectrophotometer. *Clin Oral Investig*. 2012; 16: 945-9.
218. Bayindir F, Kuo S, Johnston WM, et al. Coverage error of three conceptually different shade guide systems to vital unrestored dentition. *J Prosthet Dent*. 2007; 98: 175-85.
219. Lee YK, Yu B, Lim HN. Lightness, chroma, and hue distributions of a shade guide as measured by a spectroradiometer. *J Prosthet Dent*. 2010; 104: 173-81.

220. Edenta Composite Polishers. Accessed: July, 2022. <https://www.edenta.com/en/polishers>.
221. Addy M, Hughes J, Pickles MJ, et al. Development of a method in situ to study toothpaste abrasion of dentine. Comparison of 2 products. *J Clin Periodontol*. 2002; 29: 896-900.
222. Svinnsseth PN, Gjerdet NR, Lie T. Abrasivity of toothpastes. An in vitro study of toothpastes marketed in Norway. *Acta Odontol Scand*. 1987; 45: 195-202.
223. Ayaz EA, Ustun S. Effect of staining and denture cleaning on color stability of differently polymerized denture base acrylic resins. *Niger J Clin Pract*. 2020; 23: 304-9.
224. CIE technical report: colorimetry, 3rd ed. Vienna, Austria, CIE Central Bureau. 2004; 15: 20-54.
225. da Silva EM, Dória J, da Silva JDJR, et al. Longitudinal evaluation of simulated toothbrushing on the roughness and optical stability of microfilled, microhybrid and nanofilled resin-based composites. *J Dent*. 2013; 41: 1081-90.
226. Nasim I, Neelakantan P, Sujeer R, et al. Color stability of microfilled, microhybrid and nanocomposite resins-an in vitro study. *J Dent*. 2010; 38: e137-e42.
227. Lee Y-K, Yu B, Lim H-N, et al. Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *J Appl Oral Sci*. 2011; 19: 154-60.
228. Ardu S, Braut V, Gutemberg D, et al. A long-term laboratory test on staining susceptibility of esthetic composite resin materials. *Quintessence Int*. 2010; 41: 695-702.
229. Bouillaguet S. Biological risks of resin-based materials to the dentin-pulp complex. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2004; 15: 47-60.
230. Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, et al. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *J Prosthet Dent*. 2015; 114: 440-6.
231. Chabouis HF, Faugeron VS, Attal J-P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dent Mater*. 2013; 29: 1209-18.

232. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *J Esthet Restor Dent*. 2016; 28: 56-66.
233. Türkeş Başaran E, Dikici B, Can E. Farklı yapıdaki rezin kompozit ve CAD/CAM materyallerinin renk stabilitelelerinin incelenmesi. *Yeditepe J Dent*. 2022; 18: 10-9.
234. E Silva MLdA, da Cunha Medeiros FDS, Meireles SS, et al. The effect of drinks on color stability and surface roughness of nanocomposites. *Eur J Dent*. 2014; 8: 330-6.
235. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, et al. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J*. 2012; 31: 377-83.
236. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, et al. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J*. 2012; 23: 508-14.
237. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, et al. Survival of complete crowns and periodontal health: 18-year retrospective study. *Int J Prosthodont*. 2007; 20: 151-8.
238. Warren P, Thompson M, Cugini M. Plaque removal efficacy of a novel manual toothbrush with MicroPulse bristles and an advanced split-head design. *J Clin Dent*. 2007; 18: 49-54.
239. Blake H. Innovation in practice: mobile phone technology in patient care. *Br J Community Nurs*. 2008; 13: 160-5.
240. Ramirez V, Johnson E, Gonzalez C, et al. Assessing the use of mobile health technology by patients: an observational study in primary care clinics. *JMIR Mhealth Uhealth*. 2016; 4: e41.
241. Erbe C, Klees V, Ferrari-Peron P, et al. A comparative assessment of plaque removal and toothbrushing compliance between a manual and an interactive power toothbrush among adolescents: a single-center, single-blind randomized controlled trial. *BMC Oral Health*. 2018; 18: 1-10.
242. Allocca G, Pudylyk D, Signorino F, et al. Effectiveness and compliance of an oscillating-rotating toothbrush in patients with dental implants: a randomized clinical trial. *Int J Implant Dent*. 2018; 4: 1-8.

243. Jones CG. Chlorhexidine: is it still the gold standard? *Periodontol* 2000. 1997; 15: 55-62.
244. Schiott CR. Effect of chlorhexidine on the microflora of the oral cavity. *J Periodontal Res Suppl*. 1973; 12: 7-10.
245. Lang N. Chlorhexidine digluconate—an agent for chemical plaque control and prevention of gingival inflammation. *J Periodontal Res*. 1986; 21: 74–89.
246. Prietto NR, Martins TM, Santinoni CDS, et al. Treatment of experimental periodontitis with chlorhexidine as adjuvant to scaling and root planing. *Arch Oral Biol*. 2020; 110: 104600.
247. James P, Worthington HV, Parnell C, et al. Chlorhexidine mouthrinse as an adjunctive treatment for gingival health. *Cochrane Database Syst Rev*. 2017; 3: CD008676.
248. Zhao H, Hu J, Zhao L. Adjunctive subgingival application of Chlorhexidine gel in nonsurgical periodontal treatment for chronic periodontitis: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*. 2020; 20: 34.
249. Van Strydonck DA, Slot DE, Van der Velden U, et al. Effect of a chlorhexidine mouthrinse on plaque, gingival inflammation and staining in gingivitis patients: a systematic review. *J Clin Periodontol*. 2012; 39: 1042-55.
250. Arocha MA, Basilio J, Llopis J, et al. Colour stainability of indirect CAD–CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *J Dent*. 2014; 42: 831-8.
251. Zenthöfer A, Cabrera T, Corcodel N, et al. Comparison of the easyshade compact and advance in vitro and in vivo. *Clin Oral Investig*. 2014; 18: 1473-9.
252. Sharma R, Trehan M, Sharma S, et al. Comparison of effectiveness of manual orthodontic, powered and sonic toothbrushes on oral hygiene of fixed orthodontic patients. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2015; 8: 181.
253. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Luengo MCL, et al. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *J Prosthet Dent*. 2016; 115: 65-70.
254. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, et al. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater J*. 2015; 34: 881-7.

255. Flury S, Diebold E, Peutzfeldt A, et al. Effect of artificial toothbrushing and water storage on the surface roughness and micromechanical properties of tooth-colored CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent.* 2017; 117: 767-74.
256. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahutanon S, et al. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. *Dent Mater J.* 2016; 35: 225-32.
257. Andrade GS, Augusto MG, Simões BV, et al. Impact of simulated toothbrushing on surface properties of chairside CAD-CAM materials: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2021; 125: 469.e1-469.e6.
258. Nima G, Lugo-Varillas JG, Soto J, et al. Effect of toothbrushing on the surface of enamel, direct and indirect CAD/CAM restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2021; 34: 473–81.
259. Alharbi N, Alharbi A, Osman R. Stain susceptibility of 3D-Printed nanohybrid composite restorative material and the efficacy of different stain removal techniques: an in vitro study. *Materials (Basel).* 2021; 14: 5621.
260. Gürdal P, Akdeniz BG, Sen HB. The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 895-901.
261. Cavalcanti AN, Mitsui FH, Ambrosano GM, et al. Effect of different mouthrinses on knoop hardness of a restorative composite. *Am J Dent.* 2005; 18: 338-40.
262. Cal E, Güneri P, Kose T. Digital analysis of mouthrinses staining characteristics on provisional acrylic resins. *J Oral Rehabil.* 2007; 34: 297-303.
263. Cengiz S, Yüzbaşıoğlu E, Cengiz MI, et al. Color stability and surface roughness of a laboratory-processed composite resin as a function of mouthrinse. *J Esthet Restor Dent.* 2015; 27: 314-21.
264. Trauth KG, Godoi AP, Colucci V, et al. The influence of mouthrinses and simulated toothbrushing on the surface roughness of a nanofilled composite resin. *Braz Oral Res.* 2012; 26: 209-14.
265. Turgut S, Bagis B, Ayaz E, et al. Discoloration of provisional restorations after oral rinses. *Int J Med Sci.* 2013; 10: 1503-9.
266. Städtler P, Pabst MA. Chemical degradation of 15 composites-an SEM study. *Zwr.* 1991; 100: 309-12.

267. Asmussen E. Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Scand J Dent Res*. 1984; 92: 257-61.
268. Soygun K, Varol O, Ozer A ve ark. Investigations on the effects of mouthrinses on the colour stability and surface roughness of different dental bioceramics. *J Adv Prosthodont*. 2017; 9: 200-207.
269. Canyurt MB, Oktay EA, Aydın N ve ark. Ağız gargaralarının rezin bazlı CAD/CAM blokların renk stabilitesine etkisinin in vitro incelenmesi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*. 2022; 28: 181-187.
270. Barutçigil Ç, Barutçigil K, Özarslan MM ve ark. Color of bulk-fill composite resin restorative materials. *J Esthet Restor Dent*. 2018; 30: e3-e8.
271. Lee YK, Lim BS, Kim CW. Difference in polymerization color changes of dental resin composites by the measuring aperture size. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003; 66: 373-8.
272. Hasani E, Baghban AA, Sheikh-Al-Eslamian SM, et al. Effect of bleaching on color change of composite after immersion in chlorhexidine and coffee. *J Conserv Dent*. 2019; 22: 529-32.
273. Al-Angari SS, Meaigel S, Almayouf N, et al. The effects of a coffee beverage and whitening systems on surface roughness and gloss of CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2021; 19: 22808000211058866.
274. Aydın N, Karaoglanoglu S, Oktay EA. Investigation the effects of whitening toothpastes on color change of resin-based CAD/CAM blocks. *J Esthet Restor Dent*. 2021; 33: 884-90.
275. Alpkilic DS, Ongul D, Isler Deger S. Stainability of different ceramic materials against mouth rinses and effect of polishing after staining. *J Prosthet Dent*. 2021; 126: 686.e1-686.e7.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Sevgi	Uyruğu	TC
Soyadı	KARADUMAN	Tel no	-
Doğum tarihi		e-posta	-

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	Isparta Anadolu Öğretmen Lisesi	2013
Lisans/Yüksek Lisans	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Diş Hekimi	Dental Estetik Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	2018-2019
Araştırma Görevlisi	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2019- Halen

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	TIP-DİL	60