



T.C. BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**GÜNCEL DİŞ RENKLİ RESTORATİF DOLGU MATERYALLERİNE
FARKLI UYGULAMA PROSEDÜRÜNDEKİ EV TİPİ BEYAZLATMA
AJANLARI UYGULANDIKTAN SONRA FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN
IN VITRO OLARAK İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Gökçe Dönmez Kıran

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Nazmiye Dönmez

İSTANBUL, 2019



T.C. BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**GÜNCEL DİŞ RENKLİ RESTORATİF DOLGU MATERYALLERİNE
FARKLI UYGULAMA PROSEDÜRÜNDEKİ EV TİPİ BEYAZLATMA
AJANLARI UYGULANDIKTAN SONRA FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN
IN VITRO OLARAK İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Gökçe Dönmez Kıran

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Nazmiye Dönmez

Bu araştırma Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından desteklenmiştir (Proje no: 6.2017/9)

İSTANBUL, 2019



REPUBLIC OF TURKEY
BEZMIALEM VAKIF UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

***IN VITRO* INVESTIGATION OF TOOTH COLORED RESTORATIVE
MATERIALS' PHYSICAL PROPERTIES AFTER DIFFERENT
APPLICATION PROCEDURES OF HOME BLEACHING AGENTS**

THESIS OF SPECIALITY

Gökçe Dönmez Kıran

Thesis Supervisor

Assoc. Prof. Nazmiye Dönmez

This study is supported by Scientific Researches, Department of Bezmialem Vakif
University (Project no: 6.2017/9)

Istanbul, 2019

TEZ ONAY FORMU

Kurum: Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Program seviyesi: Uzmanlık

Anabilim dalı: Restoratif Diş Tedavisi

Tez sahibi: Gökçe Dönmez Kıran

Tez başlığı: Güncel Diş Renkli Restoratif Dolgu Materyallerine Farklı Uygulama Prosedüründeki Ev Tipi Beyazlatma Ajanları Uygulandıktan Sonra Fiziksel Özelliklerinin *in vitro* Olarak İncelenmesi

JÜRİ ÜYELERİ

Danışman: Doç. Dr. Nazmiye Dönmez

Üye: Prof. Dr. Yasemin Benderli Gökçe

Üye: Dr. Öğrt. Üyesi Mağrur Kazak

Bu tez, Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirlenen jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

ONAY

ANABİLİM DALI BAŞKANI

Doç. Dr. Nazmiye DÖNMEZ

DEKAN

Prof. Dr. Alper ALKAN

BEYAN

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

Nisan 2019

Gökçe Dönmez Kıran

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve Restoratif Diş Tedavisi alanında ufkumu genişleten danışman hocam Sayın Doç Dr. Nazmiye Dönmez'e, çalışmamın oluşturulmasında değerli fikirlerinden dolayı akademik anlamda kendisinden çok yararlandığım değerli hocam Sayın Dr. Öğretim Üyesi Mağrur Kazak'a, tez çalışma sürecimde desteğini esirgemeyen hocam Doç.Dr. Evrim Eligüzeloğlu Dalkılıç'a,

Beraber çalıştığım Anabilim Dalı çalışanlarına ve yardımlarını hiç esirgemeyen Sema Çebi , Melek Özdemir ve Büşra Akgül'e,

Son olarak; bana olan sevgilerini, güvenlerini ve desteklerini hep üzerimde hissettiğim sevgili annem, babam, dedem, Kadriye, Engin teyzem, halam, Çiğdem, Jackie ile değerli eşim ve meslektaşım Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Uzmanı Serkan Kıran'a sabır, anlayış ve desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Gökçe Dönmez Kıran

ÖZET

Güncel Diş Renkli Restoratif Dolgu Materyallerine Farklı Uygulama Prosedüründeki Ev Tipi Beyazlatma Ajanları Uygulandıktan Sonra Fiziksel Özelliklerinin *In Vitro* olarak İncelenmesi

Bu tez çalışmasında, güncel diş renkli restoratif dolgu materyallerine, farklı uygulama prosedüründeki ev tipi beyazlatma ajanları uygulandıktan sonra fiziksel özelliklerinin *in vitro* olarak incelenmesi amaçlandı.

Ormocer nano-hibrid üniversal kompozit rezin (Admira Fusion, Voco, Almanya); Cam karbomer dolgu (GCP Cam karbomer, GCP Dental, Hollanda); yüksek viskoziteli cam iyonomer siman dolgu (Equia Forte, GC Dental, Japonya) ve TCD matriks bazlı kompozit rezin (Topaz, Kulzer, Japonya) kullanılarak her materyalden 30 adet, toplamda 120 örnek, 10x2 mm'lik metal kalıp içerisinde üretici firma talimatlarına uygun olarak hazırlandı. Admira Fusion ve Topaz'dan hazırlanan örnekler LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) ile 20 saniye polimerize edildi. Sırasıyla 400, 600, 800 ve 1000'grenlik silikon karbid zımparalarla, polisaj cihazı (Minitech 233, Presi, Fransa) kullanılarak su soğutması altında ön düzleştirmeleri yapıldı. Elmas partikülleri içeren polisaj lastiği (Dimanto, Voco, Almanya) ile tüm örneklerin su soğutması altında polisajı yapıldı. Equia Forte'den hazırlanan örneklere rezin bazlı yüzey örtücüsü (Equia Forte Coat, GC Dental, Japonya) sürülerek 20 saniye LED ışık cihazı ile polimerize edildi. Cam karbomer ile hazırlanan örneklere ise bitim materyali (GCP gloss, GCP Dental, Hollanda) sürüldükten sonra 90 sn boyunca GCP CarboLED ışık cihazı (GCP Dental, Hollanda) uygulandı. Tüm örnekler yapay tükürük kullanılarak termal yaşlandırma cihazında (SD Mechatronik Thermocyclers, SD Mechatronik, Almanya) 10.000 siklus uygulanarak yaşlandırma işlemine tabi tutuldu. Renk ölçümleri bir spektrofotometre (Vita EasyShade Advance 4.0, Vita Zahnfabrik, Almanya) ile; yüzey pürüzlülükleri ise konvansiyonel profilometre (MarSurf M 300 C, Mahr GmbH, Almanya) cihazı kullanılarak yapıldı. Ayrıca mikrosertlik test cihazı (Shimadzu Mikrosertlik Test Cihazı HMV-2 Serisi, Shimadzu, Japonya) ile mikrosertlik ölçümleri yapıldı ve ortalamaları alınıp kaydedildi. Her restoratif materyalden hazırlanan örnekler rastgele üç gruba ayrıldı (n=10). Gruplardan ilki kontrol grubu olup hiçbir beyazlatma prosedürü uygulanmadı. Diğer iki gruptan birine % 10 karbamid peroksit (KP) içeren ajan (Opalescence PF % 10, Ultradent, ABD) günde 8 saat; diğerine % 45 KP içeren ajan (Opalescence Quick PF % 45, Ultradent, ABD) günde 30 dakika 14 gün boyunca üretici firma talimatlarına uygun olarak uygulandı. Beyazlatma prosedürü sırasında örnekler 37°C'lik etüvde yapay tükürük solüsyonu bulunan metal küvette bekletildi. Beyazlatma prosedürü bittikten sonra, tüm örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümü, renk analizi ve mikrosertlik ölçümleri tekrar yapıldı. Verilerin istatistiksel analizi, Windows için SPSS (SPSS Inc., Chicago, Illinois, ABD) 15.0 versiyon paket programı

kullanılarak yapıldı. Verilerin analizi için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA), Dunnet, Bonferroni testleri ve Student's t testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

Admira Fusion'un yüzey mikrosertliği (VMH), total renk değişimi (ΔE) ve yüzey pürüzlülüğü değerlerinin (Ra) uygulanan beyazlatma prosedürlerinden etkilenmediği belirlendi. GCP cam karbomer'e % 10 KP uygulamasından sonra VMH ve Ra değerlerinde bir değişim gözlenmezken; ΔE değerinin arttığı ve klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerine çıktığı görüldü. % 45 KP ile yapılan beyazlatma uygulamasından ise tüm parametrelerde olumsuz etkilendi ve klinik olarak kabul edilebilir değerlerin üzerinde sonuçlar elde edildi. Equia Forte'ye % 10 KP uygulamasından sonra VMH ve Ra değerlerinde bir değişim kaydedilmezken; ΔE değerinin arttığı ve klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerine çıktığı görüldü. % 45 KP uygulamasından sonra ise ΔE ve Ra değerlerinde bir farklılık belirlenmezken; VMH değerinin arttığı görüldü. Topaz'a % 10 KP uygulamasından sonra yüzey VMH ve ΔE değerlerinde azalma tespit edildiği; Ra'nın etkilenmediği görüldü. % 45 KP uygulamasından sonra Ra ve ΔE değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamazken; VMH'nın azaldığı tespit edildi.

% 10 ve % 45 KP içeren ajanlarla ev tipi beyazlatma prosedürü uygulandığında önceden varolan Admira Fusion ile yapılmış dolgular eğer diş rengi ile uyumlu ise restorasyonların değiştirilmelerine gerek olmayabilir. Diğer tüm restoratif materyallerin ise beyazlatma uygulamaları sonrası en az bir parametresi olumsuz etkilendiğinden önceden varolan restorasyonların beyazlatma sonrasında değiştirilmeleri önerilebilir.

Anahtar kelimeler: ev tipi beyazlatma, cam karbomer, ormocer, TCD- üretan, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, yapay tükürük, termal yaşlandırma.

SUMMARY

***In Vitro* Investigation of Tooth Colored Restorative Materials' Physical Properties After Different Application Procedures of Home Bleaching Agents**

The purpose of this *in vitro* study was to examine the physical properties of tooth colored restorative materials after different application procedures of home bleaching agents procedures *in vitro* situation.

One hundred twenty samples ofOrmocer nano-hybrid universal composite resin (Admira Fusion, Voco, Germany); Glass carbomer filler (GCP Glass carbomer, GCP Dental, Netherlands); high viscosity glass ionomer filling (Equia Forte, GC Dental, Japan) and TCD matrix based composite resin (Topaz, Kulzer, Japan) (n:30) were prepared in a metal mold (10x2 mm) according to the manufacturer's instructions. Samples of Admira Fusion and Topaz were polymerized with a LED light curing unit (Valo Cordless, Ultradent, USA) for 20 seconds. 400, 600, 800 and 1000 grit of silicon carbide abrasives were used to pre-flatten the samples under water cooling using the polishing device (Minitech 233, Presi, France), respectively. Then all samples were polished under water cooling with a polishing rubber (Dimanto, Voco, Germany) which contains diamond particles. Resin based surface covering (Equia Forte Coat, GC Dental, Japan) was applied to Equia Forte and polymerized for 20 seconds with a LED light curing unit. After the application of the finishing material (GCP glass, GCP Dental, The Netherlands) on glass carbomer, samples were polymerized with GCP CarboLED light curing unit (GCP Dental, The Netherlands) for 90 seconds. Afterwards, all samples were subjected to thermal aging process (10.000 cycles) with artificial saliva (SD Mechatronic Thermocycler, SD Mechatronic, Germany). For the color measurements a spectrophotometer (Vita Easy Shade Advance 4.0, Vita Zahnfabric, Germany); for the surface roughness a profilometer (MarSurf M 300 C, Mahr Gmbh, Germany) were used. Microhardness measurements were evaluated with a microhardness device (Shimadzu Microhardness Tester HMV-2 Series, Shimadzu, Japan) and the average of the measurements were recorded. Then the samples were divided into three groups randomly (n = 10). The first group was a control group and no bleaching procedure was applied on the samples. In the second group 10% carbamide peroxide (CP) agent (Opalescence PF 10%, Ultradent, USA) was applied on the samples for 8 hours per day (14 days) and on the last group 45% CP agent (Opalescence Quick PF 45%, Ultradent, USA) was performed for 30 minutes per day (14 days) according to the manufacturer's instructions. During the bleaching procedure, all samples were stored in a 37°C incubator with an artificial saliva solution. After the bleaching procedures were completed (control groups were only kept in the oven), surface roughness and microhardness measurements, color analysis were repeated. Statistical analyses of the data were carried out using SPSS (SPSS Inc.,

Chicago, Illinois, USA) 15.0 version package programme for Windows. Parametric one-way analysis of variance (ANOVA), Dunnet, Bonferroni tests and Student t test were used for the statistical analyses at a significance level of $p < 0.05$.

In this study it was found that, different bleaching procedures did not affect surface microhardness (VMH), total color change (ΔE) and surface roughness values (Ra) of Admira Fusion. VMH and Ra values did not change after 10% CP application to GCP glass carbomer; but ΔE value increased more than the clinically accepted values. It was observed that after 45% CP application all of the parameters were adversely affected and more than the clinically accepted values were investigated. After 10% CP application to Equia Forte; no change were found at VMH and Ra values but ΔE values increased more than the clinically accepted values. After 45% CP application, no change was examined at ΔE and Ra values but increased values were found at VMH values. After 10% CP was applied to Topaz, surface VMH values were decreased but Ra values were not affected. After 45% CP application no statistically significant difference was found between Ra and ΔE values, VHM values showed a decrease.

As a conclusion; Old restorations with Admira Fusion may not need to be replaced when both 10% and 45% CP agent containing home bleaching procedures were applied. On the other hand, since the other materials' at least one parameter were negatively affected from bleaching applications, it can be advised to replace the existing restorations after 10% and 45% CP agent containing home bleaching procedures.

Key Words: Home Bleaching, glass carbomer, ormocer, TCD-urethane, high viscosity glass ionomer cement, artificial saliva, thermal aging.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	i
ÖNSÖZ.....	ii
ÖZET.....	iii
SUMMARY.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vii
KISALTMALAR VE SEBOLLER.....	xi
TABLO LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvii
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Amaç ve Kapsam.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Diş Beyazlatma.....	4
2.1.1. Beyazlatma işlemi ve beyazlatma ajanları kimyası.....	4
2.1.2. Diş beyazlatma yöntemleri.....	8
2.1.2.1. Vital diş beyazlatma yöntemleri.....	9
2.1.2.1.1. Ev tipi beyazlatma.....	9
2.1.2.1.2. Ofis tipi beyazlatma.....	9
2.1.2.1.3. Kombine (ev tipi + ofis tipi beyazlatma) uygulamalar.....	10
2.1.2.1.4. Over-the-counter beyazlatma tedavileri (Hekim gözetimi olmadan uygulanan beyazlatma tedavileri).....	10
2.1.2.2. Devital dişlerde beyazlatma.....	11
2.1.3 Dental beyazlatmada kullanılan ajanlar.....	11
2.1.3.1 Hidrojen peroksit.....	12
2.1.3.2 Karbamid peroksit.....	12
2.1.3.3 Sodyum perborat.....	13

2.2. Kompozit Rezinler.....	13
2.2.1 Kompozit rezinlerin yapısı.....	14
2.2.1.1 Organik matriks faz (Taşıyıcı faz).....	14
2.2.1.2. İnorganik doldurucular (Dağılan faz).....	15
2.2.1.3. Ara faz (Bağlayıcı faz).....	16
2.2.2. Kompozit rezinlerin faz modifikasyonları.....	16
2.2.2.1. İnorganik fazın modifiye edilmesi.....	16
2.2.2.2. Organik fazın modifiye edilmesi.....	16
2.2.2.2.1. Ormocerler.....	17
2.2.2.2.2. Trisiklodekan (TCD) Matriks ihtiva eden kompozit rezin materyaller.....	18
2.3. Cam İyonomer Simanlar.....	19
2.3.1. Cam iyonomer simanların içeriğine göre sınıflandırılması.....	21
2.3.1.1. Geleneksel cam iyonomer simanlar.....	21
2.3.1.1.1. Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması.....	21
2.3.1.1.3. Geleneksel cam iyonomer simanların avantajları.....	22
2.3.1.1.2. Geleneksel cam iyonomer simanların dezavantajları.....	23
2.3.1.2. Cam iyonomer sermet simanlar.....	23
2.3.1.3. Resin modifiye cam iyonomer simanlar.....	24
2.3.1.4. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar.....	24
2.3.1.5. Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler).....	25
2.3.1.6. Giomerler.....	26
2.3.1.7. Cam karbomerler.....	26
2.4. Dental Restoratif Materyallerin Mikrosertlik Ölçümü.....	27
2.5. Dental Restoratif Materyallerin Renk Analizi	30
2.5.1. Dişhekimliğinde renk kavramı.....	30
2.5.2. Munsell renk sistemi.....	31
2.5.2.1. Hue.....	31
2.5.2.2. Value.....	32
2.5.2.3 Chroma.....	33

2.5.3. CIE renk sistemi.....	33
2.5.4. Renk ölçüm yöntemleri.....	35
2.5.4.1. Görsel yolla renk ölçümü.....	35
2.5.4.2 Cihaz kullanılarak yapılan renk ölçümü.....	37
2.5.4.2.1 Kolorimetreler.....	37
2.5.4.2.2 Spektroradyometre.....	38
2.5.4.2.3 Spektrofotometreler.....	38
2.5.4.2.4 Dijital kameralar ve görüntü sistemleri.....	40
2.6. Dental Restoratif Materyallerin Pürüzlülüğünün Ölçümü.....	40
2.6.1 Yüzey Pürüzlülüğü.....	40
2.6.1.1 Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi.....	41
2.6.1.1.1 Kantitatif metodlar.....	41
2.6.1.1.1.1 Konvansiyonel profilometreler.....	41
2.6.1.1.1.2 Lazer Uçlu Profilometreler.....	42
2.6.1.1.2 Kalitatif metodlar.....	43
2.6.1.1.2.1 Taramalı elektron mikroskobu (SEM).....	43
2.6.1.1.2.2 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	43
2.7. Diş Hekimliğinde Termal Yaşlandırma Uygulaması.....	43
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	45
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	45
3.1.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller.....	45
3.1.2 Çalışmada Kullanılan Beyazlatma Ajanları.....	48
3.1.2.1 Opalescence PF %10 ile Ev Tipi Beyazlatma.....	48
3.1.2.2 Opalescence Quick PF %45 ile bekleme odası tipi beyazlatma.....	48
3.2. Deney Grupların Belirlenmesi.....	49
3.3 Çalışma Planı.....	50
3.1 Örneklerin hazırlanması.....	50
3.3.2 Örneklerin saklanması.....	52
3.3.3 Yapay yaşlandırma uygulaması.....	53
3.3.4 Termal yaşlandırma sonrası örneklerin fiziksel özelliklerinin ölçülmesi..	54

3.3.4.1	Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi.....	54
3.3.4.2	Örneklerin renk analizlerinin yapılması.....	55
3.3.4.3	Örneklerin mikrosertlik değerlerinin ölçülmesi.....	55
3.3.5	Örneklere ev tipi beyazlatma işlemi uygulanması.....	56
3.3.6	Beyazlatma işleminden sonra örneklerin fiziksel özelliklerinin ölçülmesi.....	56
3.4	Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi.....	57
4.	BULGULAR.....	58
4.1	Mikrosertlik Bulguları.....	58
4.2	Renk Değişimi Bulguları.....	68
4.2	Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları.....	78
5.	TARTIŞMA.....	93
5.2	Bulguların Tartışması.....	99
5.2.1	Admira Fusion'un bulgularının değerlendirilmesi.....	99
5.2.1.1	Yüzey mikrosertliği.....	99
5.2.1.2	Total renk değişimi.....	100
5.2.1.3	Yüzey pürüzlülüğü.....	102
5.2.2	GCP Glass Fill'in bulgularının değerlendirilmesi.....	103
5.2.2.1	Yüzey mikrosertliği.....	103
5.2.2.2	Total renk değişimi.....	104
5.2.2.3	Yüzey pürüzlülüğü.....	105
5.2.3.	Equia Forte'nin bulgularının değerlendirilmesi.....	106
5.2.3.1	Yüzey mikrosertliği.....	106
5.2.3.2	Total renk değişimi.....	108
5.2.3.3	Yüzey pürüzlülüğü.....	109
5.2.4	Charisma Topaz'ın bulgularının değerlendirilmesi.....	109
5.2.4.1	Yüzey mikrosertliği.....	109
5.2.4.2	Total renk değişimi.....	111
5.2.4.3	Yüzey pürüzlülüğü.....	112
6.	SONUÇLAR.....	114
7.	KAYNAKLAR.....	117
8.	ÖZGEÇMİŞ.....	134

KISALTMALAR VE SEMBOLLER

LED	: Light Emmiting Diode
KP	: Carbamide Peroxide
HP	: Hydrogen Peroxide
RMCİS	: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
YVCİS	: Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman
TEGDMA	: Tri Etilen Glikol Dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisglisidil Metakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
UTMA	: Üretan Tetra Metakrilat
EDMA	: Etilen Glikol Dimetakrilat
MMA	: Metilmetakrilat
Bis-EMA	: Bisfenol A Etoksi Dimetakrilat
TCD-üretan	: Trisiklodekan-üretan
ASPA	: Alümino Silikat Poliakrilik Asit
ART	: Atravmatik Restoratif Tedavi
VMH	: Vickers Microhardness
CIE	: Commission Internationale de l'Eclairage
SEM	: Scanning Electron Microscopy
AFM	: Atomic Force Microscopy
Ba-Al-F-cam	: Baryum Alüminyum Florür Cam
EDTA	: Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
PEG-300	: Polietilen Glikol-300
nm	: Nanometre
NaCl	: Sodyum Klorür
KCl	: Potasyum Klorür
SD	: Standart Deviation

ΔE	: Total Renk Değişimi
NBS	: National Bureau of Standards
$^{\circ}C$: Santigrad Derece
μm	: Mikrometre
ADA	: Amerikan Diş Hekimliği Birliği
PRG	: Pre-reacted Glass
Ra	: Ortalama pürüzlülük
Rpm	: Ortalama Maksimum Yüzey Derinliği
Rz	: Ortalama Maksimum Peak Yüksekliği



TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1: NBS (National Bureau of Standards) Sistemi.....	35
Tablo 3.1 : Çalışmada kullanılan materyaller.....	46
Tablo 3.2 : Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal içerikleri.....	47
Tablo 3.3 : Yapay tükürük.....	49
Tablo 4.1: Grup 1,2 ve 3 VMH değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.....	61
Tablo 4.2: Admira Fusion grupları WMH değerleri ANOVA testi.....	61
Tablo 4.3: Admira Fusion grupları WMH değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.....	61
Tablo 4.4: Grup 4, 5 ve 6 WMH değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.....	62
Tablo 4.5 : GCP Glass Fill grupları WMH değerleri ANOVA testi.....	62
Tablo 4.6 : GCP Glass Fill grupları WMH değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.....	62
Tablo 4.7 : Grup 7, 8 ve 9 WMH değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.....	63
Tablo 4.8 : Equia Forte grupları WMH değerleri ANOVA testi.....	63
Tablo 4.9 : Equia Forte grupları WMH değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.....	63
Tablo 4.10 : Grup 10, 11 ve 12 WMH değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.....	64
Tablo 4.11 : Charisma Topaz grupları WMH değerleri ANOVA testi.....	64
Tablo 4.12 : Charisma Topaz grupları WMH değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.....	64
Tablo 4.13 : %10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların WMH değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.....	65
Tablo 4.14 : %10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların WMH değerlerinin kıyaslanması, ANOVA testi.....	65
Tablo 4.15 : % 10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların WMH değerlerinin kıyaslanması, bonferroni testi.....	66

Tablo 4.16 : % 45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların WMH değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.....	66
Tablo 4.17 : % 45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların WMH değerlerinin kıyaslanması, ANOVA testi.....	67
Tablo 4.18 : % 45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların WMH değerlerinin kıyaslanması, bonferroni testi.....	67
Tablo 4.19 : Grup 1,2 ve 3 total renk değişimi (ΔE) değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.....	71
Tablo 4.20 : Admira Fusion grupları total renk değişimi (ΔE) değerleri ANOVA testi.....	71
Tablo 4.21 : Admira Fusion grupları total renk değişimi (ΔE) değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.....	71
Tablo 4.22 : Grup 4, 5 ve 6 total renk değişimi (ΔE) değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.....	72
Tablo 4.23 : GCP Glass Fill grupları total renk değişimi (ΔE) değerleri ANOVA testi.....	72
Tablo 4.24 : GCP Glass Fill grupları total renk değişimi (ΔE) değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.....	72
Tablo 4.25 : Equia Forte Grup 7, 8 ve 9 total renk değişimi (ΔE) değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.....	73
Tablo 4.26 : Equia Forte grupları total renk değişimi (ΔE) değerleri ANOVA testi.....	73
Tablo 4.27 : Equia Forte grupları total renk değişimi (ΔE) değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.....	73
Tablo 4.28 : Charisma Topaz Grup 10, 11 ve 12 total renk değişimi (ΔE) değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.....	74
Tablo 4.29 : Charisma Topaz grupları total renk değişimi (ΔE) değerleri ANOVA testi.....	74
Tablo 4.30 : Charisma Topaz grupları total renk değişimi (ΔE) değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.....	74
Tablo 4.31: % 10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların total renk değişimi (ΔE) değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.....	75
Tablo 4.32: % 10 KP beyazlatma yapılan tüm grupların total renk değişimi (ΔE) değerlerinin kıyaslanması, ANOVA testi.....	75
Tablo 4.33: % 10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların total renk değişimi (ΔE) değerlerinin kıyaslanması, bonferroni testi.....	76

Tablo 4.34: % 45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların total renk değişimi (ΔE) değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.....	76
Tablo 4.35: % 45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların total renk değişimi (ΔE) değerlerinin (R_a) kıyaslanması, ANOVA testi.....	77
Tablo 4.36 : % 45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların total renk değişimi (ΔE) değerlerinin (R_a) kıyaslanması, bonferroni testi.....	77
Tablo 4.37 : Grup 1,2 ve 3 pürüzlülük (R_a) değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.....	81
Tablo 4.38 : Admira Fusion grupları R_a değerleri ANOVA testi.....	81
Tablo 4.39 : Admira Fusion grupları pürüzlülük değerleri 2 yönlü Dunnett t testi...	81
Tablo 4.40 : Grup 4, 5 ve 6 pürüzlülük değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.....	82
Tablo 4.41 : GCP Glass Fill grupları R_a değerleri ANOVA testi.....	82
Tablo 4.42 : GCP Glass Fill grupları R_a değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.....	82
Tablo 4.43: Grup 7, 8 ve 9 R_a değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.....	83
Tablo 4.44 : Equia Forte grupları R_a değerleri ANOVA testi.....	83
Tablo 4.45 : Equia Forte grupları R_a değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.....	83
Tablo 4.46 : Grup 10, 11 ve 12 R_a değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.....	84
Tablo 4.47 : Charisma Topaz grupları pürüzlülük değerleri ANOVA testi.....	84
Tablo 4.48 : Charisma Topaz grupları pürüzlülük değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.	84
Tablo 4.49 : % 10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların R_a değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.....	85
Tablo 4.50 : %10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların R_a değerlerinin kıyaslanması, ANOVA testi.....	85
Tablo 4.51 : %10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların R_a değerlerinin kıyaslanması, bonferroni testi.....	86
Tablo 4.52 : %45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların R_a değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.....	86
Tablo 4.53 : %45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların R_a değerlerinin kıyaslanması, ANOVA testi.....	87
Tablo 4.54 : %45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların R_a değerlerinin kıyaslanması, bonferroni testi.....	87
Tablo 4.55: Admira Fusion grupları VMH değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.....	88
Tablo 4.56: Admira Fusion grupları NBS sistemine göre ΔE değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.	88

Tablo 4.57: Admira Fusion grupları Ra değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.	88
Tablo 4.58: GCP Glass Fill grupları VMH değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.	89
Tablo 4.59: GCP Glass Fill grupları NBS sistemine göre ΔE değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.	89
Tablo 4.60: GCP Glass Fill grupları Ra değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.	89
Tablo 4.61: Equia Forte grupları VMH değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.	90
Tablo 4.62: Equia Forte grupları NBS sistemine göre ΔE değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.	90
Tablo 4.63: Equia Forte grupları Ra değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.	90
Tablo 4.64: Charisma Topaz grupları VMH değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.	91
Tablo 4.65: Charisma Topaz grupları NBS sistemine göre ΔE değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.	91
Tablo 4.66: Charisma Topaz grupları Ra değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.	91

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 : Beyazlatmanın mekanizmasının dış üzerindeki gösterimi	6
Şekil 2.2 : Beyazlatmanın mekanizması	7
Şekil 2.3 : Beyazlatma yöntemleri.....	8
Şekil 2.4 : Sıklıkla kullanılan beyazlatma ajanları ve kimyasal formülleri.....	12
Şekil 2.5 : Kompozit rezinlerin yapısı	14
Şekil 2.6: Kompozit rezin materyallerinin yapısında bulunan çeşitli monomerlerin kimyasal yapısı	16
Şekil 2.7 : Kompozit rezinlerin yapısında en sık kullanılan iki klasik monomerin polimerizasyon büzülmeleri.....	17
Şekil 2.8 : Ormoserlerin Yapısı	18
Şekil 2.9 : Cam İyonomerin Sertleşme Mekanizması.....	22
Şekil 2.10 : Farklı süre ve yükleme değerlerinde mine yüzeyinde oluşturulan bir grup Vickers mikrosertlik girintisi	28
Şekil 2.11 : Vickers ve Knoop İndentasyon Diyagonalı.....	29
Şekil 2.12 : Munsell Renk Sistemi	31
Şekil 2.13 : Hue(Renk Tonu).....	32
Şekil 2.14 : Value (Renk Değeri).....	32
Şekil 2.15 : Chroma (Renk Yoğunluğu).....	33
Şekil 2.16 : CIE Lab renk sistemi	34
Şekil 2.17 : Vita 3D Master Skalası, yukarıdan aşağıya sırasıyla value, chroma ve hue değerlerinin skaladaki şematik gösterimi	36
Şekil 2.18 : Soldan sağa sırasıyla Vita EasyShade, Vita EasyShade Compact, Vita EasyShade Advance 4.0, Vita EasyShade Advance 5.0.	40
Şekil 2.19 : Ortalama Pürüzlülük, Ra	42
Şekil 3.1 : Çalışmada kullanılan restoratif materyaller.....	47
Şekil 3.2 : Opalescence PF % 10.....	48
Şekil 3.3 : Opalescence Quick PF %45.....	49

Şekil 3.4 : Çalışmada Yer Alan Gruplar	50
Şekil 3.5 : Örneklerin metal kalıp içerisinde hazırlanması.....	52
Şekil 3.6 : Polisaj Cihazı (Minitech 233) ve Dimanto elmas emdirilmiş silikon cila lastiği.....	52
Şekil 3.7 : Örneklerin gruplara ayrıldıktan sonra renkli cam şişelerde yapay tükürük içerisinde muhafaza edilmesi.....	53
Şekil 3.8 : Termal Siklus Cihazı (SD Mechatronik Thermocycler).....	54
Şekil 3.9 : Konvansiyonel profilometre cihazı (MarSurf M 300 C).....	54
Şekil 3.10 : Vita EasyShade Advance 4.0 cihazı.....	55
Şekil 3.11 : Shimadzu Mikrosertlik Test Cihazı HMV-2 Serisi.....	55
Şekil 4.1: Her gruptan rasgele alınan bir örneğin tüm prosedürler tamamlandıktan sonra yüzeylerinde oluşan değişikliklerin fotoğrafı.....	92

1.GİRİŞ

1.1 Amaç ve Kapsam

Gülümsemek, en önemli ve etkili iletişim araçlarından birisidir. Sağlıklı ve estetik dişlere sahip olmak ise güvenle gülümsemenin anahtarıdır. Dişin formu, yüzey dokusu, pozisyonu ve rengi gibi birçok faktör gülüşün görünümünü etkileyebilir diğer insanlar tarafından kolayca farkedilebilirler [1]. 30 yıl öncesine kadar dental problemlerin giderilmesi amacıyla sıklıkla protetik restorasyonlar yapılmıştır [1]. Fakat günümüzde biyomimetik diş hekimliği anlayışının ortaya çıkmasıyla beraber doğala en yakın olan formların taklit edilmesi amaçlanmaktadır. Doğalın taklit edilerek restorasyonların yapılmasından daha güzel olan şey ise dişlerin doğal halinin mümkün olduğunca korunmasıdır. Bu anlayıştan yola çıkılarak minimal invaziv diş hekimliği günümüzde yükselen bir trend haline gelmiştir. Hatta, diş dokusu freze edilmeden yapılan ve ‘non-prep’ (preless) olarak adlandırılan estetik restorasyonlar öne çıkmaktadır.

Diş beyazlatma tedavisi en konservatif ve estetik tedavi yöntemlerinden biridir [2]. Ayrıca protetik tedavi işlemleri öncesinde de yapılacak restorasyonun dişlerle uyumunu sağlamak amacıyla da uygulanabilir. Dişlerdeki renk bozukluklarının giderilmesinde hızlı ve etkili sonuç sağlayan bu sistemlerde, doğru teşhis ve vaka seçimi çok önemlidir.

Diş beyazlatma tedavisinde kullanılan materyaller piyasada çok çeşitlidir ve bulunmaları oldukça kolaydır [3]. Diğer tedavilere kıyasla düşük maliyetli ve yüksek güvenilirliğe sahip olması ve tedavi sonrası yan etkilerinin az olması gibi sebeplerden ötürü hastalar tarafından sıklıkla istenen, hekimler tarafından da sıklıkla önerilen estetik bir tedavi metodudur [3].

Diş beyazlatma tedavileri gibi estetik restoratif dolgu materyalleri de diş hekimliği pratiğinde çok önemli yer tutmaktadırlar. Bu materyaller sürekli geliştirilmekte olup son 100 yılda diş hekimliğinin en hızlı yol katedilen odak noktalarından biri haline gelmiştir [4].

Özellikle son yıllarda biyouyumlu materyallere olan ilginin artmasıyla cam iyonomer materyallerin modifikasyonu olan güncel diş rengindeki dolgu materyalleri ve bisfenol-A içermeyen farklı kimyasal yapıdaki kompozit rezin materyaller gibi birçok farklı materyal piyasaya sürülmüştür.

Dental restorasyon materyallerinin ağız içinde uzun yıllar deforme olmadan kalabilmeleri istenmektedir [5]. Bu restoratif materyallerin en önemli fiziksel özelliklerinden birisi de mikrosertlikleridir. Bir restoratif materyalin mikrosertliği o materyalin aşınmaya karşı olan direnci ve gerilme dayanımı ile doğru orantılıdır. Bu yüzden bir restoratif materyalin mikrosertliğinin yeterli olması o materyalin mekanik özelliklerini olumlu yönde etkileyecektir.

Restoratif dolgu materyallerinin fonksiyonel olarak ağızda kaldıkları süre boyunca renk stabilitelelerinin olması gerekmektedir [6]. Artık bu durum sadece estetik ön diş restorasyonlarında değil, sosyal görüş mesafesinde olmayan arka grup dişlerde bile arzulanan bir özelliktir. Estetik “algılanamazlığın sanatı” olarak da adlandırılabilir [7]. Çok hafif bir geçişle dental bütünlükten ayrı olarak farkedilmesi imkansız olan restorasyonlar yapmak hedeflenmektedir [7]. Bu yüzden renk stabilitesi estetik restorasyonlarda olmazsa olmazdır. Bunun yanı sıra anatomik şekil ve kurvatürlerin taklit edilmesi hariç, pürüzsüz yüzeylerin elde edilmesi fonksiyonel kullanım, estetik ve sağlık açısından da şarttır [8]. Pürüzlü yüzeyler daha az serbest yüzey enerjisine sahip oldukları için, yapılan restorasyonların pürüzlülüğü arttıkça plak akümüasyonu ve renklenmeler artmakta ve bu nedenle kompozit restorasyonların estetiği olumsuz yönde etkilenebilmektedir [9]. Buna ilaveten, yapılan araştırmalarda, daha pürüzsüz restorasyon yüzeylerinin, sürtünmeyi azaltarak aşınmaları ve dolayısıyla kırılmaları önlediği gözlenmiştir [9].

Bu nedenle diş hekimliği pratiğinde kullanılan bu güncel materyallerin beyazlatma uygulamaları ile olan etkileşimi ve bunun sonucu fiziksel özelliklerinde ortaya çıkabilecek değişimlerin araştırılması gerekmektedir. Literatürde bu materyallerle ilgili sınırlı sayıda çalışma olup daha fazla araştırma yapmaya ihtiyaç vardır.

Bu tez çalışmasında, farklı prosedürde uygulanan iki adet ev tipi diş beyazlatma ajanının; farklı güncel diş rengindeki restoratif dolgu materyallerinin (ormocer esaslı nano-hibrit kompozit rezin, cam karbomer, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve

trisiklodekan-üretan (TCD-üretan) esaslı nano-hibrit kompozit rezin) fiziksel özellikleri üzerine olabilecek etkilerinin değerlendirilmesi amaçlandı. Bu araştırma yapılırken ağız içi ortamı daha iyi yansıtabilmek amacıyla termal yaşlandırma işlemi yapılırken yapay tükürük kullanıldı. Termal yaşlandırma sonrası bu restoratif dolgu materyallerinin mikrosertliği, yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi gibi fiziksel özellikleri beyazlatma uygulanmadan önce ve sonra *in vitro* olarak incelendi.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Beyazlatma

Son yirmi yıldır oldukça fazla kullanılan ve estetik tedavi yöntemlerinden biri olan diş beyazlatma, aslında 1877 yılından itibaren kullanılan oldukça eski yöntemlerden biridir [10, 11]. 1980'li yılların sonlarına doğru ise, diş beyazlatma uygulamalarında dişhekimi tavsiyesiyle hastanın evinde uygulayabileceği ev tipi beyazlatma yöntemleri ile ofis tipi (vital) beyazlatma için kullanılan ürün ve tekniklerin sayesinde tedavi seçenekleri artmıştır [11].

Doğal diş renkleri bireyler arasında farklılık gösterir [12]. Dentinin sarı rengi ile dentini saran translüsent mine dokusunun varlığı, birbirini dengeleyerek dişin rengini oluşturur [12]. Dental beyazlatma tedavileri; kompozit veneerler, seramik laminalar, kron tedavileri gibi diğer estetik dental tedavi uygulamaları ile kıyaslandığında, doğal diş dokusunun bütünlüğünün korunması ve hastaların diş renklerinden duydukları memnuniyetsizlikleri gidermek için kullanılan en konservatif tedavi yöntemlerinden biridir. Clinical Research Associates (İngiltere) tarafından yürütülmüş bir anket çalışmasında, diş hekimlerinin % 91'inin günlük pratiklerinde diş beyazlatma tedavilerini sıklıkla uyguladıkları ve diş beyazlatma tedavilerinin % 79 oranında başarıyla sonuçlandığı rapor edilmiştir [13].

2.1.1 Beyazlatma işlemi ve beyazlatma ajanlarının kimyası

Günümüzde hastaların artan estetik beklentileri beyazlatma tedavilerine olan ilgiyi daha da fazla arttırmış olup çağımızın gereği olarak dental estetik, kozmetik bir tedaviden çok bir ihtiyaç haline gelmiştir.

Dişlerde iki tür diş renklenmesi görülmektedir [12]. Bunlardan biri dışsal (eksternal) renklenmedir. Dışsal renklemeler; eksternal renklendiricilerin diş yüzeyine direkt tutunması yada pelikülün içinde birikerek indirekt tutunması kaynaklıdır [12]. Direkt dışsal renklenmeye tütün renklenmesi örnek gösterilebilirken;

indirekt dışsal renklenmeye ise katyonik antiseptik olan klorheksidinin diş yüzeyiyle kimyasal bir etkileşime girmesi sonucunda oluşan renklenme örnek gösterilebilir [12].

Direkt dışsal renklenmeler daha hafif renklenmeler olup, genellikle diş hekiminin uyguladığı profesyonel diş temizleme ve cila yöntemleri ile giderilirken; indirekt dışsal renklenmelerin giderilmesi için diş beyazlatma tedavisi kullanılır [12].

İçsel renklenme ise dişin kompozisyonundaki değişimden kaynaklanan kalıcı bir renklenmedir. Dişin gelişimi sırasında metabolik bir hastalık, kalıtsal bir defekt, çürük ya da belli kimyasal maddelerin diş yapısına penetre olması sonucu meydana gelir [12]. İçsel renklenmeleri tedavi etmek için beyazlatma tedavisi tek başına yeterli olmadığından diş yapısından frezle uzaklaştırma yapmak gerekebilir [12].

Diş hekimliğinde beyazlatma amacıyla daha çok hidrojen peroksit (HP) ve türevlerini içeren aktif bileşenli ürünler kullanılmaktadır [14]. HP direkt olarak dişler üzerine uygulanabildiği gibi, karbomit peroksit (KP) veya sodyum perborat gibi öncü materyallerden kimyasal olarak salını sonucunda da etki gösterebilir [14]. Bu maddeler tek başına veya birlikte kullanılabilirler. HP ve KP daha çok vital (dışsal) beyazlatmada, sodyum perborat ise devital (içsel) beyazlatmada tercih edilmektedir. Beyazlatmanın mekanizması günümüzde bile hala tam anlamıyla açığa kavuşturulamamıştır. Diş yapısında renklenmeye neden olan maddeler genellikle çift bağ içeren organik moleküllerdir [15]. Bu moleküller ne kadar uzun ve komplike olurlarsa ışığı o kadar çok absorbe ederler. Işığın absorbe edilip yansıtılmaması ise diş renginin daha koyu gözükmesine sebep olur. Peroksit türevleri ile gerçekleşen beyazlatma işlemi bir oksidasyon-redüksiyon reaksiyonudur. Peroksitlerin, düşük molekül ağırlıkları nedeniyle, mine ve dentin gibi dental dokulara penetre olmasına, organik matriksleri geçmesine ve burada kimyasal reaksiyon oluşturmaya imkan verir (Şekil 2.1), [16-18]. HP güçlü bir okside edici ajandır ve reaktif oksijen moleküllerinin, HP anyonlarının ve serbest radikallerin üretimini sağlar [15]. Diğer bir ifadeyle, aktif HP molekülleri su ve oksijene parçalanır ve kısa sürede perhidroksil serbest radikalleri oluşur. Serbest radikallerin oksidatif gücü koyu renkli, uzun zincirli kromofor moleküllerini etkileyerek, onları daha küçük moleküllere parçalar ve daha az renkli ve difüzyona daha elverişli moleküller haline getirir [19]. Diş beyazlatma işlemleriyle oluşan basit moleküller daha çok ışık yansıtabilirler, bu da dişin daha açık renkli görünmesini sağlar [20]. Bu pigment moleküllerinin degradasyonu ortamın pH'ına veya enzim varlığına bağlıdır. Asidik ortamda açığa çıkan kuvvetli serbest

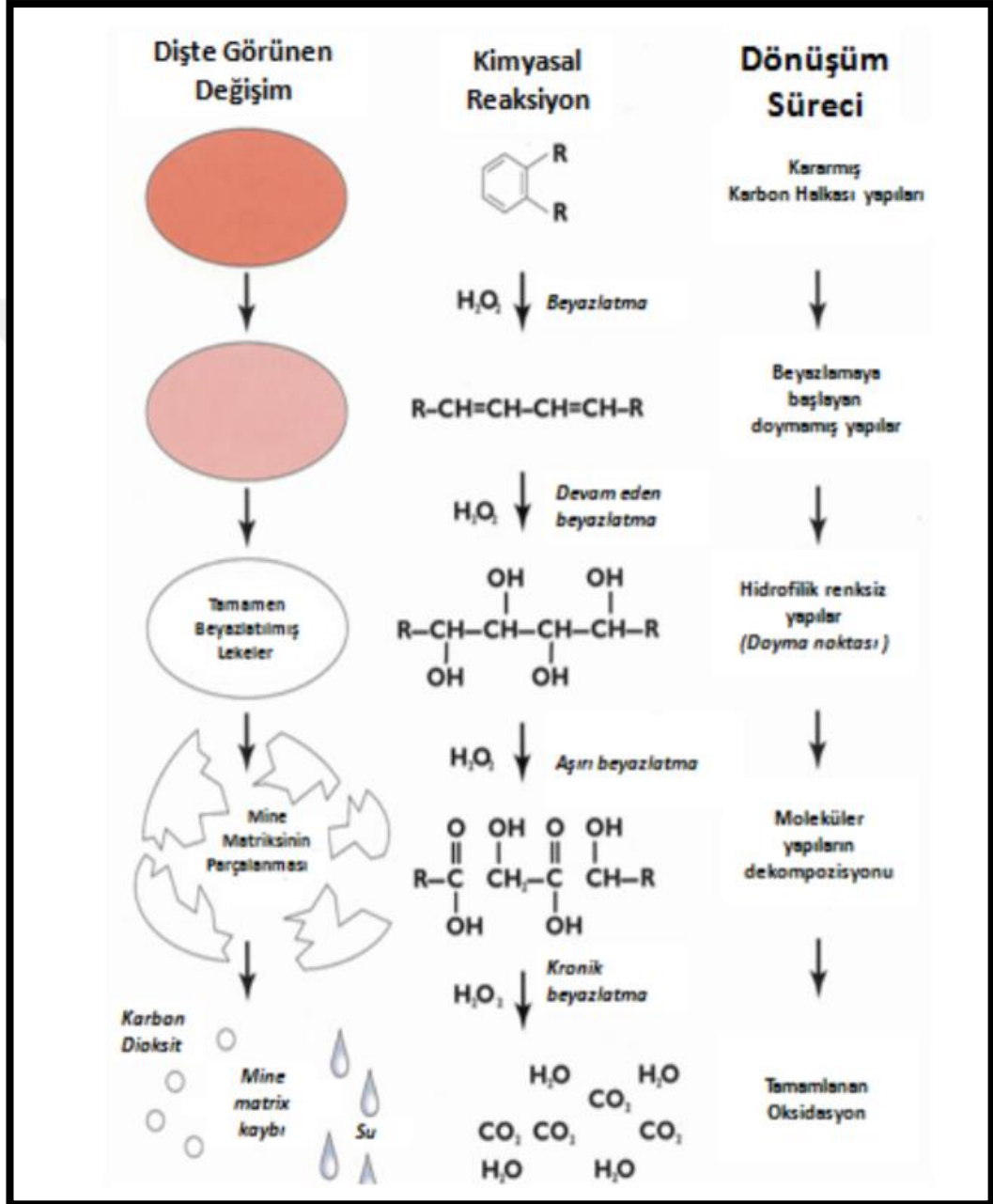
radikal oranı daha az iken bazik ortamda ise bu oran daha fazla yükselir. Buna ilaveten, düşük pH değerlerinde materyalin raf ömrü uzar [14]. Ayrıca, besin kalıntılarında, bakteri plağında ve ağız içerisinde, HP'in iyonizasyonunu inhibe ederek vücudu oksijenin toksik etkisinden koruyan peroksidaz enzimi mevcuttur. Bu enzim aynı zamanda serbest radikallerin açığa çıkmasını engelleyeceği için, beyazlatma işlemi uygulanacak hastanın dişlerinin kuru ve temiz olması gerekmektedir.



Şekil 2.1 : Beyazlatmanın mekanizmasının diş üzerindeki gösterimi [15].

Peroksitlerle beyazlatma mekanizması için bir diğer teori de, pigment moleküllerinin karbon halkalarının çift bağlarının açılmasıdır [21]. Pigment molekülleri renkte açılma sağlayan zincirlere dönüşür [21]. Çift bağlı sarı karbon bileşikleri hemen hemen renksiz hidroksil bileşiklerine dönüşür [21].

Beyazlatma reaksiyonu mine dokusundaki tüm pigmentlerin yok olup, renksiz bir yapı haline gelmelerine kadar devam eder [20]. Beyazlatmanın bir aşamasında ortamda sadece renksiz, hidrofilik yapılar kalır ki bu aşama, doyma noktası olarak adlandırılır. Bu noktadan sonra beyazlatma reaksiyonu yavaşlar ve eğer işlem sonlandırılmazsa dental dokunun içeriğinde bulunan proteinlerin karbon yapı taşlarında bozulmalar başlar [20]. Beyazlatılan dental doku, su ve karbondioksite kadar parçalanır [20]. Diğer bir deyişle doyma noktası aşıldığında dental dokuda hızlı madde kaybı başlar (Şekil: 2.2). Dental dokulara zarar vermeden dişin renginin açılması hedeflendiği için, beyazlatma işleminin doyma noktasından önce durdurulması, uygulamayı yapan diş hekimlerinin dikkat etmesi gereken en önemli konudur.



Şekil 2.2 : Beyazlatmanın mekanizması [22].

2.1.2 Diş beyazlatma yöntemleri

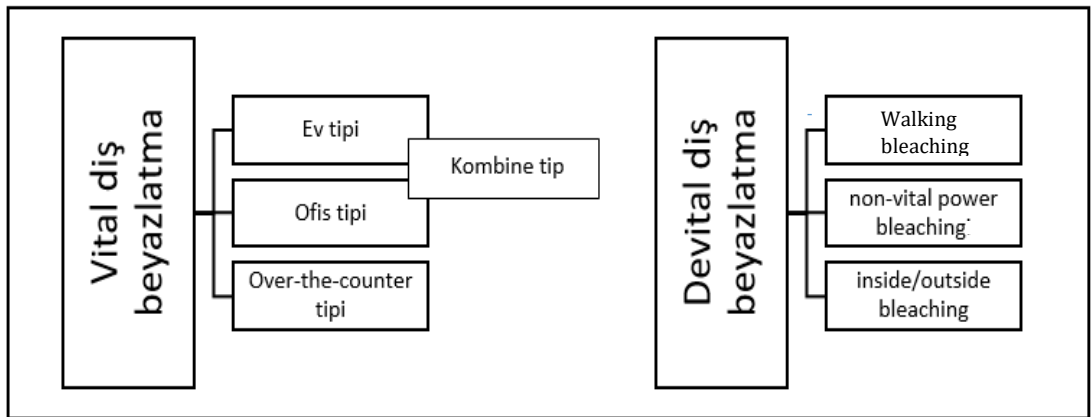
Günümüze kadar vital dişleri beyazlatmak için birçok yöntem geliştirilmiştir. Farklı ajanların değişik konsantrasyon ve uygulama sürelerinde ve farklı şekillerde, çeşitli aktivasyon yöntemleri kullanılarak uygulanmasıyla dental beyazlatma işlemleri gerçekleştirilmektedir [23].

Diş beyazlatma yöntemleri beyazlatılan dişin vital olup olmamasına göre iki temel sınıfa ayrılırlar. Vital dişlerde beyazlatma yöntemleri; ofis tipi beyazlatma uygulamalarını ve diş hekimi önerisiyle ev ortamında gerçekleştirilebilen uygulama tekniklerini içerirler. Bu teknikler tek başına uygulanabildiği gibi kombine olarak da uygulanabilir [24].

Vital dişlerde beyazlatma yöntemlerini daha anlaşılır hale getirmek için gruplara ayırıp incelememiz mümkündür (Şekil 2.3);

- Ev tipi beyazlatma (hekim kontrolünde evde hasta tarafından uygulanan beyazlatma işlemleri)
- Ofis tipi beyazlatma (hekim tarafından klinikte uygulanan beyazlatma işlemleri)
- Kombine (ev tipi + ofis tipi beyazlatma) uygulamalar
- Over-the-counter beyazlatma tedavileri (hekim gözetimi olmadan satılan ve hastalar tarafından uygulanan beyazlatma tedavileri)

Devital diş beyazlatma yöntemlerini ise walking bleaching tekniği, nonvital power bleaching tekniği ve inside/outside bleaching tekniği olarak üç farklı grupta incelemek mümkündür [25-27].



Şekil 2.3 : Beyazlatma yöntemleri.

2.1.2.1 Vital diş beyazlatma yöntemleri

2.1.2.1.1 Ev tipi beyazlatma

Ev tipi beyazlatma sistemleri, akışkanlığı azaltılmış (visköz) jel şeklindeki düşük konsantrasyonlu beyazlatıcı ajanların kullanıldığı uygulamalardır. Hasta prefabrik yada ölçü alınarak özel olarak hazırlanan yumuşak plastik bir gece koruyucusu kullanır. Bu koruyucunun içerisine hastanın kendisi tarafından beyazlatıcı jel konulup, ağıza yerleştirilmesi tavsiye edilir. Bu yumuşak plaklara rezervuar açılarak jelin dişlerle olan temasının artırılması mümkündür. Ev tipi beyazlatma sistemlerinde kullanılması amacıyla firmalar %5-22 oranında KP veya %3-14 oranında HP içeren ürünleri piyasaya sürmüşlerdir [28]. Konsantrasyon artışı ile beyazlatma hızı doğru orantılıdır. Materyalin konsantrasyonu azaldıkça uygulama süresinin artırılması gerekir [29]. Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA 2006) % 10'luk KP ile yapılan beyazlatma işlemini güvenilir kabul etmektedir [30].

Beyazlatma ajanı yerleştirilmiş plak, hastanın tercihine göre gündüz veya gece uygulanabilir [29] ve 6-8 saat arasında değişen sürelerde, 2-6 hafta arası kullanılması tavsiye edilir [31]. Gece boyunca tükürük akış hızında meydana gelen azalma sebebiyle genellikle diş hekimleri tarafından tedavilerin yatarken uygulanması önerilir.

Ev tipi beyazlatmanın kullanılan materyalin düşük konsantrasyonu ve uygulama prosedürü nedeniyle güvenilir olması, yüksek başarı oranına sahip bir tedavi olması, klinikte harcanan süreyi azaltması bu tekniği avantajlı hale getiren unsurlardır. Bunun yanında, tedavi süresinin uzun olması ve hasta uyumu gerektirmesi en önemli dezavantajlarındandır.

2.1.2.1.2 Ofis tipi beyazlatma

Beyazlatma işleminin en hızlı sonuç verdiği yöntem ofis tipi beyazlatmadır [32]. Peroksitlerin yüksek konsantrasyonlarını içeren ürünler hekim gözetimi altında, gingival bariyerler uygulandıktan sonra kullanılır [32]. Bu yöntemde uygulanan yüksek konsantrasyondaki ajanın tahriş edici etkisi sebebiyle çevre yumuşak dokuların korunması için dişlere lastik örtü (rubber dam) uygulanması üretici firmalar tarafından tavsiye edilmektedir. Bazı beyazlatma sistemlerinde, peroksit jel formunda

karıştırılmaya hazır aparatlar içinde bulunurken, diğerlerinde ise silisyum dioksitten oluşan bir toz ile hidrojen peroksitten oluşan bir likit şeklinde bulunurlar [22].

Bazı beyazlatma ürünlerinin üretici firmaları, dış yüzeyine uygulanan beyazlatma ajanının kimyasal reaksiyon hızını arttırmak için;

- ISI,
- dalga boyu 480-500 nm olan yoğun mavi ışık,
- lazer sistemlerinin kullanılmasını önermişlerdir [32].

Buchalla ve Attin ise yaptıkları çalışmada bu uygulamaların bir avantajının olmadığı sonucuna ulaşmışlardır [33]. Ayrıca ADA'da bu tarz prosedürleri desteklememektedir [32].

Beyazlatma prosedürü yaklaşık 30-60 dakika içerisinde sonuçlanmakta ve birkaç uygulama seansı ile daha etkili sonuçlara ulaşabilmek mümkün olmaktadır [32].

2.1.2.1.3 Kombine (ev tipi + ofis tipi beyazlatma) uygulamalar

Vital beyazlatma tekniklerinde ofis uygulamasını takiben evde beyazlatma tedavisine devam edilmesinin, bu yöntemlerin tek başına uygulanmasından daha verimli olduğu bildirilmiştir Kugel ve arkadaşları yaptıkları çalışmada tek başına yapılan ofis tipi beyazlatma ile kombine beyazlatma işleminin etkinliğini karşılaştırmışlardır [24]. Çalışmaya katılan 20 katılımcıdan 10'una, her biri 15 dakikalık 2 ziyarette % 35'lik bir KP beyazlatma ürünü ile tedavi uygulanırken geriye kalan katılımcılar, buna ilaveten % 15 KP içeren bir ev tipi beyazlatma yöntemiyle de tedavi edilmişlerdir [24]. 5 günlük tedaviden sonra, kombine sistem uygulanan katılımcılarda, tek başına ofis tipi beyazlatma tedavisi uygulananlara kıyasla daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir [24].

2.1.2.1.3 Over-the-counter beyazlatma tedavileri (Hekim gözetimi olmadan satılan ve hastalar tarafından uygulanan beyazlatma tedavileri)

“Over-the-counter” beyazlatma sistemlerinin çeşitli ürünleri bulunmaktadır. Günümüzde internet, eczaneler veya kozmetik dükkanlarından bile bu ürünlere kolayca ulaşmak mümkündür. Bu ürünleri hasta kendi seçip uyguladığından, dış hekimine gidemeyen hastalar için iyi bir seçenek gibi görünse de vakaya uygun olmayan yanlış kullanımlar sebebiyle fayda yerine zarar verebilirler [34].

Bu ürünlerin bulunduğu kitin içinde;

- büyük grenli silika gibi aşındırıcılar içeren beyazlatıcı diş macunları,
- düşük oranlı beyazlatma jellerinin hazır ya da ısıyla yarı şekillendirilebilir plak vasıtasıyla hastanın hekim kontrolü olmadan uyguladığı beyazlatma kitleri,
- beyazlatma bantları yer almaktadır.

Özellikle beyazlatma jeli içeren plakların hekim gözetimi olmaksızın kullanımı, yumuşak doku yaralanmalarına sebep olabileceğinden ve maloklüzyon gibi kötü sonuçlar oluşabileceğinden dolayı dikkat edilmelidir [35].

2.1.2.2 Devital dişlerde beyazlatma

Devital dişlerdeki renklenme nedenleri arasında dental travmalar, kron içi kanamalar ve kök kanal içi renklenmeye neden olabilecek çeşitli ajanlar sıralanabilir [22]. Genelde asimetrik bir yada birkaç dişin renk değişikliği, genel gülüş hattında dikkat çekerek estetik bir problemin ortaya çıkmasına sebep olur. Devital dişlerin beyazlatılmasında klinikte sıklıkla HP veya sodyum perborat türevi olan jeller, periodontal doku seviyesinden daha derine inmeyecek şekilde 3 ila 5 gün kavite içerisinde bırakılır. Dişin durumuna göre bu işlemler 1 ila 3 seans tekrarlanır. İşlem sonunda giriş kavitesinin içine kalsiyum hidroksit yerleştirilerek iki hafta beklenir ve asidik pH'nın nötralizasyonu sağlanıp, takiben diş kalıcı olarak restore edilir. En büyük dezavantajı servikal rezorpsiyona sebep olabilme olasılığıdır [22].

2.1.3 Dental beyazlatmada kullanılan ajanlar

Dental beyazlatmada sıklıkla kullanılan ajanlar;

- Hidrojen peroksit
- Karbamid peroksit
- Sodyum perborat'tır (Şekil 2.4).

Beyazlatma Ajanı	Kimyasal Formül
Hidrojen peroksit	H ₂ O ₂
Karbamid peroksit	CH ₆ N ₂ O ₃
Sodyum perborat	NaBO ₃

Şekil 2.4 : Sıklıkla kullanılan beyazlatma ajanları ve kimyasal formülleri.

2.1.3.1 Hidrojen peroksit

Acı bir tadı olan (beyazlatma ajanlarının içeriğine çeşitli tatlandırıcı maddeler eklenilmektedir) ve suda yüksek oranda çözünerek asidik bir solüsyon oluşturan renksiz bir sıvıdır. HP birçok beyazlatma ürünüde kullanım amacına yönelik olarak değişik konsantrasyonlarda bulunur [36].

2.1.3.2 Karbamid peroksit

Üre hidrojen peroksit adıyla da bilinen KP sıklıkla ev tipi beyazlatma ajanlarında kullanılan bir materyalidir [37]. Kihn ve arkadaşları, %10 ve %17'lik konsantrasyonlardaki KP çözeltilerinin etkilerini inceledikleri bir çalışmada, yüksek konsantrasyonlu çözeltilinin daha hızlı etki göstermesine rağmen 1 haftalık uygulamada her iki konsantrasyondaki jelin eşit değerinde beyazlatma sağladığını bildirilmişlerdir [38]. %10'luk KP'in, %3.5'ü HP'e indirgenirken bunun yanında ek ürün olarak üre, amonyak, karbonik asit ve karbondioksit açığa çıkar [29]. KP'ten indirgenen HP'in beyazlatma uygulanan yüzeye teması sonucu klasik beyazlatma döngüsü gerçekleşir [29].

KP kullanılarak yapılan beyazlatma tedavilerinde farklı prosedürlerin ve farklı konsantrasyonların uygulanmasıyla tedavinin gerçekleştirilmesi mümkündür [39].

Farklı konsantrasyonlardaki KP'in kullanıldığı yöntemlerden bazıları şunlardır;

- %35-50 gibi yüksek konsantrasyondaki KP'in direkt diş hekimi tarafından beyazlatma amacıyla "power bleaching" olarak isimlendirilen yöntemle uygulanması,

- %35-40 gibi yüksek konsantrasyondaki KP'in direkt fakat beyazlatma kaşıkları yolu ile diş hekimi tarafından 30 dk-2 saat süre ile uygulanması,
- %5-20 gibi düşük konsantrasyonlu KP'in, beyazlatma kaşıkları kullanılarak hastanın kendisi tarafından gece boyu veya günde birkaç saat süreyle, 2 ile 6 hafta boyunca ev tipi beyazlatma yöntemi olarak uygulanması.

2.1.3.3 Sodyum perborat

En çok kullanılan beyazlatma ajanlarından biri de sodyum perborattır. Kuru haldeyken stabil halde bulunan sodyum perborat; asit, ısı ve nem varlığında, HP ve serbest oksijen formuna parçalanır [40].

Dental dolgular diş hekimliği pratiğinde en sık uygulanan tedavilerden birisi olduğu için, diş beyazlatma tedavisi uygulanan hastaların ağızlarında eskiden yapılmış bir dolgu olması olasılığı çok muhtemeldir [41]. Bu yüzden diş beyazlatma tedavisi uygulanacak hastalarda önceden varolan dolguların kontrolünün yapılması ve hasta kayıt defteri varsa dolgu çeşidinin öğrenilmesi faydalı olabilir. Çünkü beyazlatma ajanlarının bu restoratif materyaller üzerine etkisinin bilinmesi tedavi protokolünü oluşturmak adına önemlidir. Literatürde bu konuyla alakalı örnek teşkil eden çeşitli çalışmalar mevcuttur [42-44]. Ancak literatürde restoratif materyallerdeki gelişmeler sonucu piyasada bulunan ormocer esaslı nano-hibrit kompozit rezin, cam karbomer, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve TCD-üretan matriks bazlı nano-hibrit kompozit rezin restorasyonların beyazlatma sonrasında fiziksel özelliklerinin araştırıldığı çalışmaya rastlanmamıştır.

2.2 Kompozit Rezinler

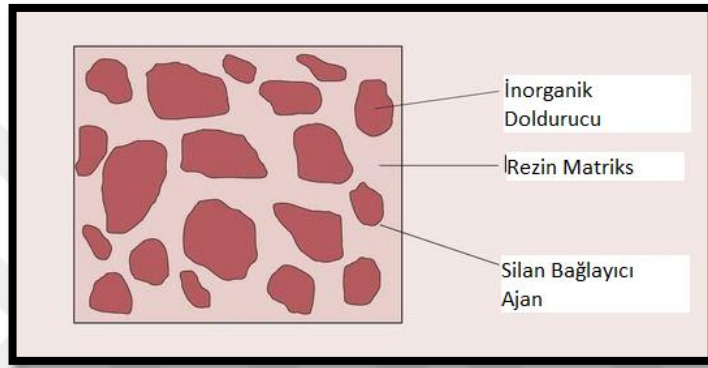
Çürük içeren ya da içermeyen diş lezyonlarını restore etmek için, çok sayıda malzeme kombinasyonu mevcuttur [45]. Dünya çapında, yıllık 500 milyondan fazla dolgu yapılmaktadır [46]. Bu büyüyen dental pazar sayesinde mevcut restoratif malzemelerin çeşitliliğinde de artış olmuştur [45].

Adeziv restoratif diş hekimliğinin vazgeçilmez bir parçası olan kompozit rezin materyaller ilk defa 1962 yılında Dr. Rafael Bowen tarafından tanıtılmıştır [47]. Günümüze kadar gerek yapısında gerek fiziksel özelliklerinde ve kullanım alanlarında çok büyük gelişmeler gözlenen restoratif materyaller temel olarak farklı özellikteki

materyallerin fiziksel bir karışımı olup mine ve dentin dokusuna adezyon yoluyla bağlanırlar.

2.2.1 Kompozit rezinlerin yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler temel olarak organik matriks faz içerisine dağılan inorganik doldurucu partiküllerin bir bağlayıcı ajan ile birbirine bağlanmasıyla meydana gelen restoratif materyallerdir [48]. Diğer bir ifadeyle, kompozit rezinler organik matriks (taşıyıcı faz), inorganik doldurucular (dağılan faz) ve ara faz (bağlayıcı faz) olmak üzere üç ana birleşenden oluşurlar [49] (Şekil 2.5).



Şekil 2.5 : Kompozit rezinlerin yapısı [50].

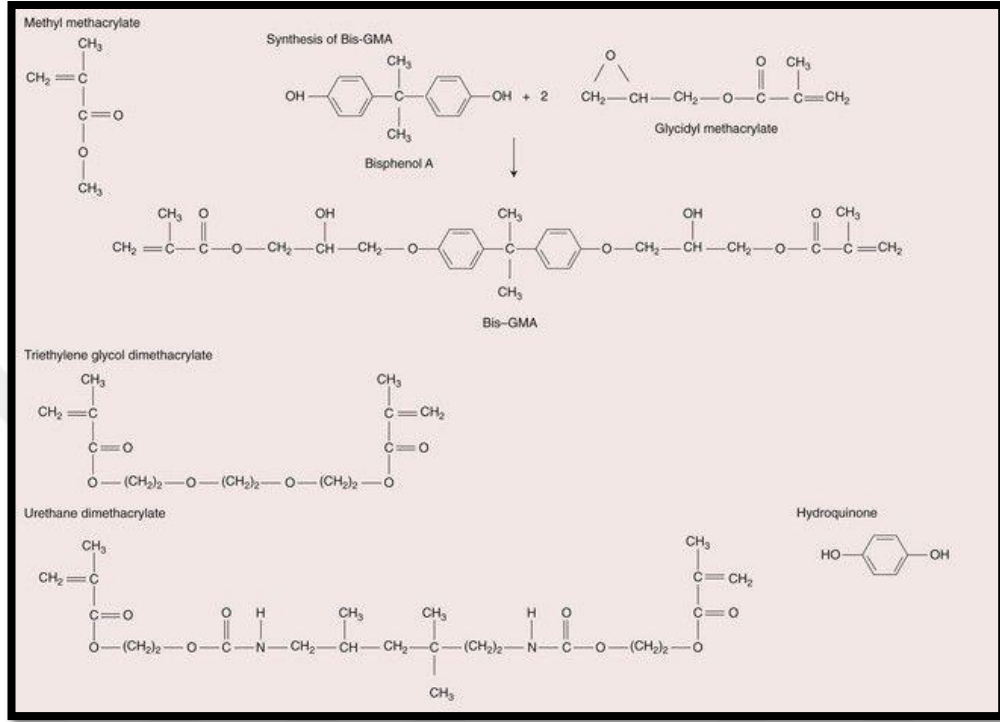
2.2.1.1 Organik matriks faz (Taşıyıcı faz)

Kompozit rezinlerin organik matriks fazı genelde bisfenol A ve glisidil metakrilatın birleşmesinden oluşan bisglisidil metakrilat (Bis-GMA) ya da ürethan dimetakrilat (UDMA)'dır [51, 52]. UDMA iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine dirençli bir monomerdur [47]. Bis-GMA ve UDMA yüksek viskoziteye sahip olduklarından bu monomerleri seyreltmek amacıyla sıklıkla tri etilen glükol dimetakrilat (TEGDMA) komonomeri veya etilen glükol dimetakrilat (EDMA), metilmetakrilat (MMA), bisfenol A etoksi dimetakrilat (Bis-EMA) ve ürethan tetra metakrilat (UTMA) gibi bazı dilüent monomerler yapıya katılırlar [47, 51, 52], (Şekil 2.6).

Organik matriks faz içerisinde bulunan polimerizasyon başlatıcıları; monomerin çift bağları ile reaksiyona giren yüksek enerjili serbest radikallerin ve polimer zincirlerinin oluşmasını tetikler [51, 53]. Organik faz içerisinde bulunan inhibitörler ise kompozit rezinlerin otopolimerizasyonunu önleyerek raf ömrünü uzatan fenol türevi bileşiklerdir [53].

Ayrıca organik faza inorganik asit yapılı pigmentler eklenmesi sayesinde diş renk skalasına paralel çeşitlilikte kompozitler elde edilir [54].

Ultraviyole stabilizatörler ve polimerizasyon hızlandırıcı ajanlar da organik matriks fazında yer alan diğer komponentlerdendir [47].



Şekil 2.6: Kompozit rezin materyallerinin yapısında bulunan çeşitli monomerlerin kimyasal yapısı [50].

2.2.1.2 İnorganik doldurucular (Dağılan faz)

İnorganik doldurucular, organik matriks içerisine yayılmış olarak bulunan farklı şekil ve büyüklükteki kristalin silika, koloidal silika, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, zirkonyum, çinko, yitrium cam, baryum alüminyum silikat, stronsiyum alüminyum silikat ve hidroksiapatit gibi partiküller olup materyalin özelliğine göre çeşitli oranlarda bulunurlar [47, 55, 56]. Günümüzde cam içerikli materyaller, fiziksel özellikleri açısından avantaj sağlamalarından dolayı kompozit rezin materyallerinde inorganik doldurucu ajan olarak tercih edilirler [57]. Baryum, çinko ve zirkonyum gibi iyonların ilavesi ile hem kompozit rezin materyallerin aşınmaya karşı daha dirençli olması hem de radyoopak özellik kazanması sağlanır [53].

İnorganik doldurucu partiküllerin çeşidi, büyüklüğü, şekli, matrikste bulunma yüzdesi gibi etkenler, kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini belirlerler [47, 49]. İnorganik doldurucu miktarı ile organik matriks miktarı ters orantılıdır [49]. İnorganik doldurucu partiküllerin artması, materyalin termal genişleme katsayısını, polimerizasyon büzülmesini ve su emmesini azaltırken, dayanıklılığını artırır [49].

2.2.1.3 Ara faz (Bağlayıcı faz)

Kompozit rezin materyallerde organik matriks fazı ile inorganik faz arasında oluşan kimyasal bağlanma ara bağlayıcı faz ile gerçekleşir [58]. Ara faz, silisyum hidrojen bileşiği olan ve silan yada organosilan olarak isimlendirilen yapılardan oluşur [58]. Buna ek olarak, inorganik doldurucu partiküllerin yüzeyi de silan bağlayıcı ajanlar tarafından kaplanmaktadır [52]. Silan bağlama ajanları materyalin mekanik özelliklerini geliştirmelerinin yanı sıra, monomer matriks ve inorganik partikül arasına suyun sızmasını önleyerek hidrolitik dengeyi sağlarlar. Resinin çözünürlüğünü ve hidrolitik absorpsiyonunu azaltarak fiziksel özelliklerinin geliştirilmesinde rol oynarlar [47, 59].

2.2.2 Kompozit rezinlerin faz modifikasyonları

2.2.2.1 İnorganik fazın modifiye edilmesi

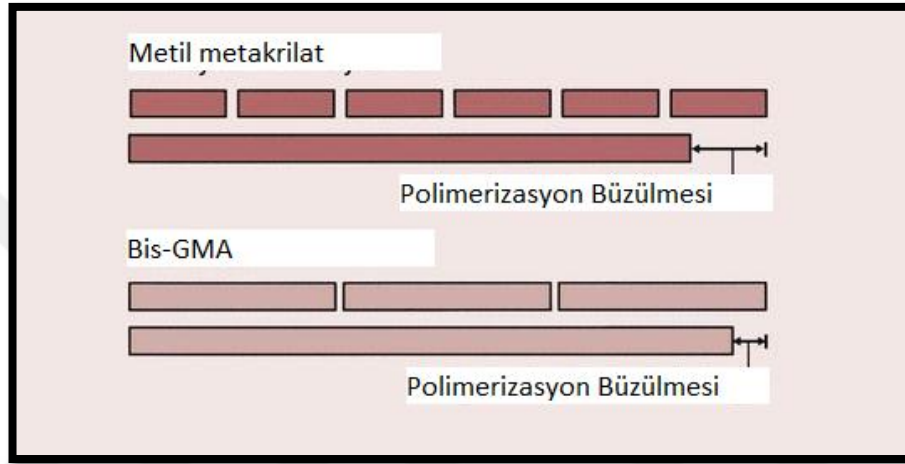
İnorganik doldurucuları modifiye etmek, kompozit rezin materyallerin mekanik özelliklerini geliştirmek açısından oldukça etkili bir yöntemdir [60]. Üretici firmalar, inorganik fazı çeşitli şekil ve yapıda fiberlerle, whisker olarak bilinen seramik parçacıklarla, nanodoldurucularla, mineral (flor) silan doldurucularla, nanofiberlerle, titanyum oksit nanotüplerle ve mezoporöz doldurucularla modifiye ederek geliştirmeye çalışmışlardır [55].

2.2.2.2 Organik fazın modifiye edilmesi

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin organik matriks yapılarında Bis-GMA veya MMA gibi monomerler kullanılır [47]. MMA bazlı rezinler başta olmak üzere monomerler polimerize olurken belli bir oranda büzülme gösterirler [50, 61], (Şekil:2.7). Kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi restorasyonun marjinal uyumunu bozarak mikrosızıntıya yol açar [55]. Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için; resinin küçük kitleler halinde uygulandığı ve parçaların

birbirlerinden bağımsız halde polimerize olduğu tabakalama yöntemiyle yerleştirilmesi, inorganik doldurucu oranının artırılması, konfigürasyon faktörünün (C-faktör) düşürülmesi gibi önlemler alınabilir [55, 62]. Fakat organik matriks belli oranda inorganik doldurucu ile bağlanabileceğinden dolayı inorganik doldurucular sınırlı bir şekilde arttırılabilirler [55, 61, 62].

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için kullanılan diğer bir yöntem de organik matriksin modifiye edilmesidir [55]. Siloran ve ormocer esaslı kompozitler bu amaca yönelik üretilmiş materyaller arasında yer alırlar [55].



Şekil 2.7 : Kompozit rezinlerin yapısında en sık kullanılan iki klasik monomerin polimerizasyon büzülmeleri.

2.2.2.2.1 Ormocerler

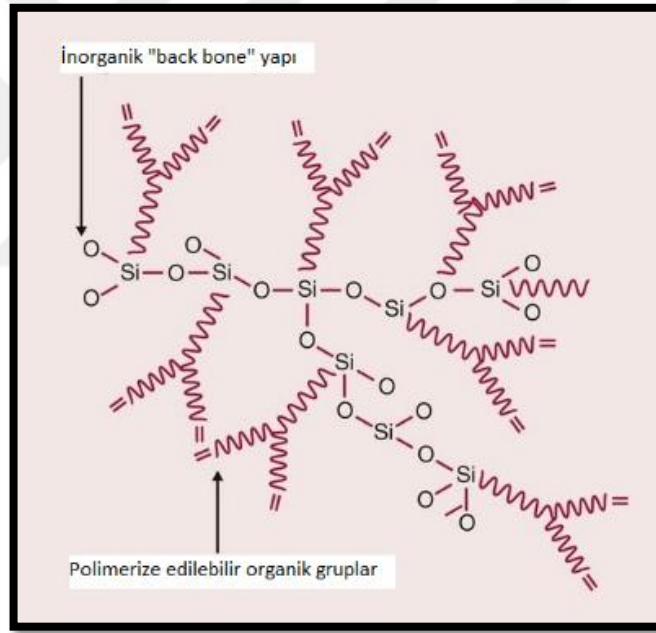
1998 yılında geleneksel kompozit rezinlerin özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla ormocerler piyasaya sürülmüştür. Organik-modifiye-seramik kelimelerinin ilk heceleri birleştirilerek isimlendirilen bu yeni ürünün biyouyumlu olduğu ve polimerizasyon büzülmesini önemli ölçüde azalttığı iddia edilmektedir [49, 63, 64].

Geleneksel kompozit rezinlerin yapısından farklı olarak, ormocerlerde, karbon zincir yerine “back bone” adı verilen ve silisyum dioksit (SiO_2) üzerine inşa edilen inorganik iskeletler bulunur [50, 55]. Bu iskeletlerin üzerine polimerize edilebilir organik gruplar eklenmiştir [50, 55], (Şekil 2.8). Çapraz bağlı olan inorganik ve organik matriks ağ ile inorganik doldurucu partiküller birleştirilmiş olup organik ve inorganik fazlar sol-jel metoduyla nanoboyutta hazırlanmıştır [55]. Ormocerlerde

doldurucu olarak özel cam, seramik ve yüksek oranda silika kullanılır ve içerdikleri zirkonyum oksit sayesinde radyoopaktırlar [55, 65, 66].

Ormocerlerin monomer boyutlarının büyük olmasından dolayı daha az polimerizasyon büzülmesi ve daha az marjinal sızıntıya sebep olduğu iddia edilmektedir. Ayrıca, polimerizasyon sonrasında da daha az artık monomer açığa çıkarması ve aşınmaya daha dirençli olması ihtimali bu yapının kompozit rezinler için matriks olarak kullanımını ilgi çekici kılmıştır [67, 68]. Fakat yapılan laboratuvar çalışmalarında bu öngörülerin bazıları doğrulanamamıştır [69]. Buna ek olarak ormocerler geleneksel kompozit rezinlerle kıyaslandığında, aşınma direnci yönünden henüz yeterli avantaj sağlayamamışlardır [69].

Yeni bir materyal olan ormocerin uzun dönem klinik çalışmaları yeterli değildir ve daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır [66, 69].



Şekil 2.8 : Ormocerlerin Yapısı [50].

2.2.2.2.2 Trisiklodekan (TCD) Matriks ihtiva eden kompozit rezin materyaller

Trisiklodekan-üretan (TCD-üretan) monomerleri günümüzde bazı firmalarca kompozitlerin yapısında kullanılmaya başlanmıştır [70]. Üretici firma trisiklodekanların üretan gruplarını içeren yeni metakrilik asit türevlerinin; hidroksilalkil metakrilik asit esterlerinin sırasıyla diisosiknatlar ve polioller ile reaksiyona girmesi sonucu oluştuğunu söylemektedir [71]. Bisfenol-A'ya benzer

şekilde, TCD-üretan omurgasının yapısının rijit olduğu ve polimerizasyon büzülmesinin azaldığı kanıtlanmıştır [70].

EP 0934926 sayılı Birleşmiş Devletler patent kitabında tarif edildiği gibi, 1,3-bis (1-izosiyanto-1-metiletil) benzenin üretan türevleri, hareketliliğin sterik engele (aynı moleküldeki komşu grupların uzaydaki konumları sebebiyle, o-süstitüe aromatik asitlerin, p-süstitüe aromatik asitlere oranla daha zor esterleşmesindeki gibi, bir kimyasal tepkimeyi geciktirmesi, veya bifenil molekülünde 2,2 konumundaki grupların halkanın dönüşünü engellediği gibi bir dönüşü engellemesi-BSTS / *Kimya Terimleri Sözlüğü (II) 2007*) uğraması sonucunda Bis-GMA'ya çok benzer özellikler gösterir ve dış kompozitlerinde monomer olarak kullanılabilir [72]. Üretici firmaya göre, TCD-üretan, Bis-GMA bazlı kompozitlerde gözlenen yüksek polimerizasyon büzülmesinden sorumlu seyreltici monomerlerin eklenmesi gerekliliğini ortadan kaldıran düşük viskoziteli bir monomerdir [70]. TCD-üretan ('NEUN' olarak adlandırılan deneysel versiyon Venus Diamond (Kulzer, Japonya) kompozit rezin) bazlı kompozit rezinlerin, geleneksel dimetakrilatları içeren rezinlere kıyasla, daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve polimerizasyon stresi değerlerine sahip olduğu gösterilmiştir [73].

Ayrıca, bu yeni monomerde, üretan gruplarını içeren akrilik asit esterinin yüksek reaktivitesi ile TCD monomerinin iskeletinin rijit yapısı birleştirilmiştir. Böylece artan bir reaktivite ile daha yüksek dönüşüm dereceleri elde edilmiştir (Amerika Birleşik Devletleri Patent Başvurusu 20080167399).

Yapılan toksikolojik testler, polimerize TCD bazlı kompozit rezinin yüksek derecede biyouyumlu olduğunu göstermiştir (Amerika Birleşik Devletleri Patent Başvurusu 20080167399).

2.3 Cam İyonomer Simanlar

Günümüzde geleneksel cam iyonomerin avantajları göz önüne alınarak; daimi ve estetik restoratif materyal olarak kullanılabilmesi amacıyla, geleneksel cam iyonomer siman materyalinin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesine yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Her geçen gün cam iyonomer esaslı yeni bir malzemeyle restore edilmiş bir dişle karşılaşma olasılığımız artmaktadır. Literatürde, geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomerler ile poliasit modifiye rezinlerin fiziksel özellikleri üzerine,

beyazlatma ajanlarının etkisini araştıran çeşitli çalışmalar bulunmaktadır [74-76]. Ancak yüksek viskoziteli cam iyonomer (YVCİS) ve cam karbomer gibi güncel restoratif materyallerin fiziksel özellikleri üzerine beyazlatma ajanlarının etkisini araştıran çalışma sayısı yetersizdir. Bu yüzden, öncelikle yeni geliştirilen cam iyonomer siman materyallerinin fiziksel özellikleri üzerine beyazlatma uygulamalarının, özellikle de hastalar tarafından sıklıkla tercih edilen ev tipi beyazlatma uygulamalarının etkilerinin bilinmesi için daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Cam iyonomer simanlar 1970’li yılların başında Wilson ve Kent tarafından geliştirilmiş olup ilk olarak Alumino Silikat Poliakrilik Asit (ASPA) adı altında tanıtılmışlardır [77]. Bu simanlar, flor salımı yapabilen silikat simanlar ile dental dokulara adezyon özelliği olan çinko polikarboksilat simanların biraraya getirilmesiyle elde edilmiştir [78]. Silikat siman ile polikarboksilat simanın birleşimi olarak tanımlanan klasik cam iyonomer simanlar toz ve likit sisteminden meydana gelir. Diş hekimliğinde restoratif materyal olarak geniş bir kullanım alanına sahip olan cam iyonomer simanlar, kullanım alanlarına göre aşağıdaki gibi gruplandırılabilir [79];

- Tip I Cam iyonomer siman: Yapıştırma simanı
- Tip II Cam iyonomer siman: Restoratif dolgu materyalleri (Estetik restoratif simanlar ve güçlendirilmiş restoratif simanlar olarak iki alt gruba ayrılır.)
- Tip III Cam iyonomer siman: Hızlı sertleşen kaide materyali ve fissür örtücü olarak kullanılan cam iyonomer simanlar
- Tip IV Cam iyonomer siman: Kanal dolgu patı olarak kullanılan cam iyonomer simanlar

Cam iyonomer simanların restoratif dolgu materyali olarak; süt dişlerinin sınıf I, II, III, IV, V ve daimi dişlerin sınıf III ve V kavitelerinin restorasyonlarında, yapıştırma simanı olarak, yer tutucuların, paslanmaz elik kuronların, ortodontik bant ve braketlerin yapıştırılmasında, fissür örtücü olarak ve Atravmatik Restoratif Tedavi (ART)’de kullanıldığı belirtilmiştir [80]. Tüm bunlara ek olarak yeni geliştirilen cam iyonomer simanların daimi dişlerde sınıf I ve II kavitelerde restoratif materyal olarak kullanılabilereği üretici firmalar tarafından iddia edilmektedir.

2.3.1 Cam iyonomer simanların içeriğine göre sınıflandırılması

Yapılarındaki değişiklikler göz önüne alınarak, cam iyonomer simanlar için yeni bir sınıflama yapılmıştır [81];

- Geleneksel cam iyonomer simanlar
- Cam iyonomer sermet simanlar
- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
- Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar
- Poliasit modifiye rezinler (Kompomerler)
- Giomerler
- Cam karbomerler.

2.3.1.1 Geleneksel cam iyonomer simanlar

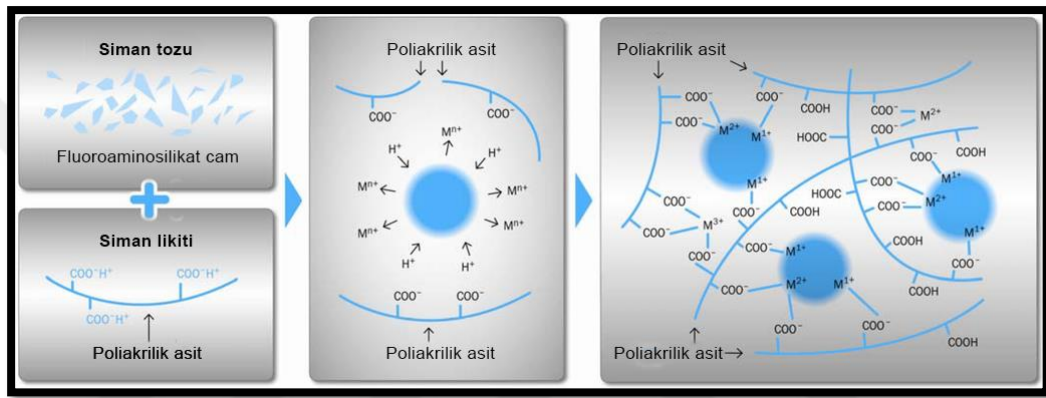
Geleneksel cam iyonomer simanlar sahip oldukları özellikleri nedeni ile dişhekimliğinin farklı alanlarında restoratif ve adeziv materyal olarak oldukça yaygın kullanılmaktadır.

Silikat siman ile polikarboksilat simanın hibriti biçiminde tanımlanan klasik cam iyonomer simanlar toz ve likit kısımlardan oluşurlar [47]. Toz, bazik flor- aluminosilikat cam tanecikleri, likit ise poliakrilik asit, akrilik-itakonik asit ve akrilik-maleik asit kopolimerlerinin karışımıdır. Bu asitler polielektrolit olup genel olarak polialkenoik asitler adı altında gruplandırılırlar [47]. Cam iyonomer simanlar asit-baz simanları olarak bilinen restoratif malzemeler sınıfına aittir [82]. Zayıf polimerik asitlerin cam tozları ile reaksiyona girmesi sonucu oluşan üründür [83].

2.3.1.1.1 Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması

- Çözünme fazı;** Toz ve likit karıştırıldığında polialkenoik asitten salınan hidrojen iyonları cam yüzeyine etki ederek silikat cam taneciklerinin dış yüzeyini çözer ve kalsiyum, alüminyum, florür iyonlarının salınmasına neden olur [47, 84].
- Şelasyon fazı;** Bu fazda, çift değerli kalsiyum iyonları asitlerin iyonize karboksil gruplarına şelasyon reaksiyonu ile bağlanır [47, 85]. **Şelasyon fazı** adı verilen bu başlangıç fazından sonra çapraz bağların oluşmaya devam etmesiyle sertleşme devam eder [86].
- Sertleşme fazı;** Likit içerisinde doğal olarak bulunan ve asit baz reaksiyonuyla açığa çıkan suyun etkisiyle polialkenoik asit tuzlarını içeren tuz matriks

(polialkenat) oluşur ve cam taneciklerinin yüzeyi hidrojele (silika hidrojel) dönüşür [47]. Bu evreye **sertleşme fazı** adı verilir. Bu hidrojel, sertleşme reaksiyonu tamamlandıktan sonra da varlığını devam ettirerek hem siman içerisinde hem de siman ile çevresi arasında iyon alışverişinin gerçekleşmesini sağlar [47]. Yavaş gerçekleşen ve yaklaşık 24-72 saat kadar süren bu evrede kalsiyum iyonları alüminyum iyonları ile yer değiştirir, güçlü çapraz bağlar oluşur ve cam iyonomer materyali daha dayanıklı bir yapıya sahip olur [47, 87] Tüm bu reaksiyonlar sonucunda diş ve cam iyonomer materyali arasında 6-12 MPa'lık bir bağlanma gerçekleşir [47], (Şekil 2.9).



Şekil 2.9 : Cam İyonomer Materyalinin Sertleşme Mekanizması [88].

Geleneksel cam iyonomerlerin çeşitli avantaj ve dezavantajları söz konusudur.

2.3.1.1.2 Geleneksel cam iyonomer simanların avantajları

1. En önemli özelliği flor salımı ve flor reşarj mekanizmalarına sahip olmasıdır. Bu mekanizmalar sayesinde çürük önleyici (antikaryojenik) özellik gösterirler [47, 89].
2. Biyolojik olarak uyumlu bir materyaldir. Yapısında bulunan poliakrilik asitin molekülleri (iyonik çapları) geniş olduğundan, dentin kanalcıklarından difüzyonu güç olur ve pH'sı düşük olmasına rağmen pulpayı etkilemez. Bu nedenle pulpa ve dişeti dokusunda irritasyona neden olmamaktadır [89].
3. Diş dokularına benzer termal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliğine sahiptir [89, 90].
4. Sertleşme reaksiyonundan sonra ağız sıvılarında çözünme oranı düşüktür [91].
5. Diş dokularına bağlanması kimyasal adezyon yolu ile gerçekleşir [92]. Mine, dentin ve semente bir ön işlem uygulanmasına gerek duyulmadan bağlanabilen tek

materyaldir [47]. Kimyasal bağlanma özelliği sayesinde sadece çürüğü kaldıracak şekilde kavite preparasyonu yapılmasını sağlar. Böylece tedavi daha konservatif bir şekilde gerçekleştirilebilir.

6. Sertleşme prosedürü ve dişe bağlanma reaksiyonu esnasında düşük büzülme değerleri gösterir. Mikrosızıntı veya sekonder çürük oluşumu yönünden rezin bazlı restoratif materyallere oranla daha iyi sonuçlar elde edilmektedir [80, 89].
7. Paslanmaz çelik, platin, altın ve amalgamla iyi bir bağlantı kurar. Amalgam onarımlarında kullanılabilir [89].
8. Klinik uygulaması hızlıdır ve komplike değildir [89, 93].
9. Cam iyonomer simanlar üretici firmalar tarafından amalgamlara alternatif olarak piyasaya sürülmüş diş rengindeki restoratif materyallerdir.
10. Yapıştırma simanı olarak kullanıldığında çok ince bir film tabası oluşturur [89].

2.3.1.1.3 Geleneksel cam iyonomer simanların dezavantajları

1. Sertleşme süresi uzundur [87].
2. Sertleşme sırasında su ve tükürükle temas ederse, materyalde pörözite, çatlama, renklenme ve çözünmeler oluşur. Sertleşmenin başlangıç evresinde su ile temas ederse yüzeyinden kalsiyum ve alüminyum iyonları uzaklaşır ve bu durum simanın translusentliğinin kaybolmasına ve sertleşmenin gecikmesine sebep olur. Böylece zayıflamış olan siman yüzeyi erozyona uğrar [89]. Uygulama sırasında aşırı neme, sertleşme sırasında ise dehidratasyona karşı hassastır [89]. Bu nedenle teknik hassasiyet gerektirir [89, 91].
3. Aşınmaya ve kırılmaya karşı direnci düşüktür [89, 91].
4. Bükülmeye karşı direnci amalgam ve kompozite göre daha düşüktür [91]
5. Okluzal streslerin fazla olduğu alanlarda abrazyona karşı direnci düşüktür [89, 91].
6. Kompozit rezinlerle kıyaslandığında estetik olarak yetersizdir ve renk skalası daha dardır. Ayrıca kompozit rezinlerden daha opak yapıda olup, çok iyi cila yapılamamaktadır [91].

2.3.1.2 Cam iyonomer sermet simanlar

1980'li yıllarda amalgamların civa toksitesini nedeniyle yoğun bir şekilde tartışılmasını takiben **sermet** adı verilen metal seramik simanların kullanımı gündeme gelmiştir. Bu materyaller gümüş-kalay alaşım partikülleri veya altın gibi metallerle camın yüksek ısı altında eritilip karıştırılmasından üretilirler. Tozun özellikleri hemen

hemen geleneksel cam iyonomer siman ile aynıdır. Materyal, eklenen titanyum oksit nedeniyle gri bir renk alır [94]. Cam iyonomer simanları geliştirmek amacıyla yapılan bu değişikliklerden elde edilen başarımın yetersiz olması sermet simanların kullanımını sınırlandırmıştır [47].

2.3.1.3 Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini arttırmak için materyalin likidinde bazı değişiklikler yapılmış, rezin eklenerek rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) elde edilmiştir. RMCİS'lar % 20 rezin ve % 80 cam iyonomer siman esaslı hibrit restoratif materyallerdir [95]. RMCİS, iyon salımı yapabilen fotosensitif cam toz ile fotoinitiyator içeren ve temeli poliakrilik asit olmak üzere iki farklı bileşenden oluşur [96]. RMCİS'in ilk reaksiyonu asit-baz reaksiyonu, ikincil reaksiyonu ise fotokimyasal polimerizasyondur [97]. Su ile erken temasa oldukça dirençlidirler. Dolayısıyla siman yüzeyini verniklerle ya da bonding ajanıyla korumaya gerek yoktur [47]. Bu siman uzamış çalışma süresi ve artmış yüzey sertliği gibi avantajlara sahip, biyolojik olarak uyumlu, dişe kimyasal olarak yapışabilen, flor salabilen hidrofilik, kısmen estetik, kolay uygulanabilen ve ağız dokularında az çözünen bir materyaldir [89, 96, 98].

2.3.1.4 Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanların zayıf mekanik özelliklerini ve okluzal kuvvetler karşısındaki aşınma direncini geliştirmek, sınırlı olan endikasyon alanlarını daha kapsamlı hale getirebilmek amacıyla yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS) geliştirilmişlerdir [99]. Kondanse edilebilen YVCİS'lar ilk olarak ART'de kullanılmak üzere geliştirilmiştir [100]. Yüksek toz/likit oranına sahip bu materyaller hızlı sertleşme reaksiyonu, yüksek mekanik ve fiziksel özellikler göstermekle birlikte konvansiyonel cam iyonomerlere göre daha translusent bir görünüme sahiptirler [101]. Literatürde, YVCİS'ların mekanik özelliklerinin amalgam dolgulara yakın değerlere sahip oldukları bildirilmiştir; hatta YVCİS'ların kalıcı dişlerin küçük ama yük alan kısımlarında da kullanılabilir olduğu bu yüzden amalgama alternatif olabileceği vurgulanmıştır [102]. Son yıllarda piyasaya sürülen Fuji IX GP Extra (GC, Japonya) ve Equia Fil (GC, Japonya) gibi restoratif dolgu malzemeleri ve üzerlerine uygulanan G-Coat Plus/Equia Coat gibi ışıkla sertleşen nanofil doldurucu rezin yüzey örtücüleri (GC, Japonya) sayesinde mekanik özelliklerinde ilerleme kaydedilmiş ve amalgama

alternatif olmasının mümkün olabileceği belirtilmiştir [103]. G-Coat Plus düşük viskoziteli bir rezin örtücü olup cam iyonomer simanın ve rezin kompozitlerin üzerinde vernik olarak kullanılabilirdiği gibi diş dental dokularına da bağlanabilmektedir. Ayrıca bu tip rezin örtücü ajanlar içerdikleri nanopartiküller sayesinde, cam iyonomeri, materyal tamamen olgunlaşmış ağız ortamının etkilerine duyarsız hale gelene kadar, erken dönemde oluşabilecek abrazyon etkilerine karşı korumaktadır [101, 104, 105]. Geleneksel cam iyonomer simanlardaki toz likit oranı 3:1 veya 4:1 iken; YVCİS'larda bu oran 6:1 veya 7:1'dir [106].

Sertleşme mekanizmaları geleneksel cam iyonomer simanlarla aynıdır ve asit-baz reaksiyonu sonucu gerçekleşir [106]. Bu simanların aşınma direnci, yüzey sertliği, fleksural kuvvetlere dayanıklılıkları artırılmış ve çözünürlükleri azaltılmıştır [107]. Ayrıca, flor salımı geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı orandadır ve biyouyumlulukları da benzerdir [107]. Bu materyallerle yapılan restorasyonlarda kabul edilebilir düzeyde estetik sonuçlar elde edildiği de bildirilmiştir [108].

2.3.1.5 Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler)

Kompomer olarak adlandırılan poliasit modifiye rezin kompozitler, kompozit rezin ile rezin modifikasyonlu cam iyonomer siman arasında yer alan, kompozitle cam iyonomer simanın olumlu özelliklerini birleştiren bir dolgu maddesidir [47]. Bu yüzden kompomerlerin fiziksel özellikleri geleneksel ve RMCİS'lara oranla daha iyidir. Üretici firmaların teknolojilerine göre birleşimleri bazı farklılıklar göstermekle beraber genel olarak 0,2-2,5 mm büyüklüğündeki cam tanecikleri (floro-alüminyo silikat, baryum alüminyum floro silikat, yiterbiyum triflorid), polialkenoik asitler ve organik rezin matriks karışımından oluşurlar [47].

Asit uygulaması gerektirmemesinden ötürü kullanım avantajı sağladığı ve dental dokularla biyouyumlu olduğu belirtilmiştir [109]. Florür salımı yapabilmesi, ışıkla sertleşmesi ve kaviteye uygulanmasının kolay olması kompomerlerin başlıca avantajlarından [110]. Işığın ulaşmadığı bölgelerde polimerize olamaması, rezin yapıdan kaynaklanan polimerizasyon büzülmesi, kompozitlere kıyasla daha düşük fiziksel özelliklere sahip olması ve florür salımlarının geleneksel ve RMCİS'lara göre daha düşük olması kompomerlerin dezavantajları arasında sayılabilir [111]. Kompomerlerin sürekli dişlerin Sınıf V, süt dişlerinin ise Sınıf I ve II restorasyonlarda kullanımını önerilmektedir [47].

2.3.1.6 Giomerler

Giomerler, cam iyonomerlerin flor salımı ve reşarj özellikleri ile kompozitlerin estetik, cilalanabilme ve biyouyumluluk özelliklerinin birleştirilmesiyle elde edilen yeni bir tür hibrit cam iyonomer materyaldir [112]. Giomerler diğer cam iyonomer modifikasyonlarından farklı olarak, içeriğinde, önceden reaksiyona girmiş cam (Pre-reacted glass-PRG) doldurucular bulundurmaktadır [113].

2.3.1.7 Cam karbomerler

Cam iyonomer simanların geliştirilmesine yönelik yapılan çalışmalarda, geleneksel cam iyonomer materyalinin kimyasal içeriğinin değiştirilmesi ile gerçek mineye benzer bir materyal olan cam karbomer keşfedilmiştir [114]. Son yıllarda geliştirilen bu materyal, nano boyuta indirgenmiş toz partiküllerinin florapatit içeren cam karbomer simanla birleşiminden oluşmaktadır [115, 116]. Avrupa Patent Kurulu'nda (20040748628) reaktif camın dialkil siloksanlarla işlem gördüğü belirtilmiştir [117]. Cam karbomerin likidi poliakriliktir asittir. Cam karbomerin klinik uygulaması, kimyasal reaksiyon sırasında üretici firma tarafından önerilen ısı uygulanması haricinde cam iyonomer simanlar ile benzerdir [115]. Ayrıca geleneksel cam iyonomerlerden farklı olarak cam karbomerin üzerine GCP Gloss (GCP Dental, Hollanda) adı verilen ve materyalin şekillendirilmesini takiben restorasyonun cilasını da sağlayan silikon bazlı bir örtücü uygulanmaktadır. Üretici firma GCP Gloss'un geleneksel cam iyonomerlerin en büyük dezavantajlarından biri olan neme hassasiyet probleminin aşılmasında faydalı olduğunu iddia etmektedir. GCP Gloss cam karbomerin yüzeyinin ilk sertleşme reaksiyonu sırasında neme ve tükürüğe maruz kalmasını engellediği gibi ikinci fazdaki dehidratasyondan da korunmasında etkili olan silikon bazlı bir örtücü ajandır [115].

Cam karbomerlerin polimerizasyon sürecinde bir LED (Laser Emission Diode) cihazı (dalga boyu: 1400 mw/cm² ve 60 °C) ile restorasyonun her bir yüzeyine 60-90 sn boyunca, restorasyona dik açı oluşturacak ve mümkün olan en yakın teması sağlayacak şekilde ısı uygulaması yapılması üretici firma tarafından önerilmektedir. Ayrıca üretici firma, GCP Gloss uygulamasının, materyalin özelliklerini geliştirdiğini iddia etmektedir.

Cam karbomerler genel olarak dişlerin astarlanması, restorasyonlara bağlanması, yapıştırılması, örtülenmesi veya restorasyonu amacıyla kullanılabilen materyallerdir

[101, 115]. Üretici firma cam karbomerlerin içerdikleri kalsiyum florapatit nanokristallerinin, remineralizasyon işlemi için çekirdek görevi gördüğünü ve boyutlarından dolayı daha kolay çözünerek florapatit formasyonunu başlattığını iddia etmektedir [118]. Buna ilaveten yapılan çalışmalarda yapıya hidroksiapatit ve florapatit eklenmesinin cam iyonomer materyallerinin mekanik özelliklerini geliştirdiği rapor edilmiştir [119, 120].

Üretici firma, cam karbomer simanların diğer cam iyonomer simanlarla kıyaslandığında daha iyi performans gösterdiğini, rezin içermediklerinden ötürü restorasyonda büzülme ve genleşmenin olmadığını, çok iyi flor salımı yaptığını, abrazyona daha az hassasiyet gösterdiğini, ağız sıvılarında daha az çözündüğünü, cilalanabilirliğinin daha iyi olduğunu, neme duyarlılığının daha az olduğunu, daha iyi bağlandığını, yüzey özelliklerinin ve sertliğinin daha iyi olduğunu ve monomer içermediklerinden dolayı biyouyumlu olduklarını iddia etmektedir. Cam karbomerlerin iyi bir akıcılığa sahip olması, kolay bir şekilde kaviteye uygulanabilmesi, sertleşme süresinin uzun olmaması, fiziksel özelliklerinin yüksek olmasından dolayı yüksek stres taşıyan bölgelerde kullanılabilmesi, dentin yapısının taklidinde ve kor yapımında kullanılabilmesi gibi avantajları bildirilmiştir [121].

Literatürde daha çok cam karbomerlerin intrapulpal termal değişiklik üzerine olan etkileriyle ilgili araştırmalara rastlanılmıştır [122-124]. Materyalin fiziksel özelliklerini araştıran, değişik materyallerle farklı açılardan kıyaslayan az sayıda çalışma mevcuttur [125, 126]. Beyazlatma ajanlarının cam karbomerin yüzey mikrosertliği, yüzey pürüzlülüğü, renk stabilitesi gibi fiziksel özelliklerine olan etkilerinin araştırıldığı bir çalışma henüz yapılmamıştır. Bu yüzden, cam karbomerin araştırıldığı *in vitro* ve *in vivo* çalışmalara duyulan ihtiyaç açıkça görülmektedir.

2.4 Dental Restoratif Materyallerin Mikrosertlik Ölçümü

Literatürde beyazlatma ajanlarının, restoratif materyallerin mikrosertliği üzerine olan etkilerini araştıran pek çok çalışma mevcuttur [43, 127]. Dental restoratif materyallerin yüzey mikrosertliği, çigneme ve ısırma kuvvetleri karşısında deformasyona uğramamaları ya da kırılmamaları açısından önemlidir. Düşük yüzey mikrosertliğine sahip bir restoratif materyal, gelen kuvvetler karşısında daha kolay pürüzlü bir hale ya da ufak bir çentikten kırığa varan derecelerde hasara uğrayacağı için tercih edilmez. Yüzeydeki bu bozulmalar bakteri tutunması, renklenme gibi

istenmeyen etkilere sebep olabilir. Bu nedenle dental restoratif malzemelerin diş minesine yakın mikrosertlik değerlerine sahip olması istenmektedir.

Mikrosertlik testleri genellikle materyallerin fiziksel özelliklerini değerlendirmekle beraber dişlerin sertliklerini ölçmek için de sıklıkla kullanılmaktadır [128, 129]. Bu metod kolay uygulanabilir ve hızlıdır. Bunun yanısıra test edilecek materyalden alınan küçük bir yüzey örneği de test için yeterli olmaktadır [130]. Knoop ve Vickers, dental araştırmalarda en sık kullanılan mikrosertlik ölçüm metodlarıdır. Sertlik değeri, örnek yüzeylerine dört köşeli pramidal elmas bir ucun seçilen bir kuvvet değeriyle belirli bir süre boyunca baskı oluşturmasıyla elde edilir [131] (Şekil: 2.10). Ölçülecek materyalin yüzeyi düz ve iyice cilalanmış olmalıdır. Yükleme yapılan ucun teması son bulduğunda ortaya çıkan girintinin köşegenleri optik mikroskopla ölçülür [130]. Sertlik değeri örneğe uygulanan baskı kuvveti ve ortaya çıkan girintinin şekli arasındaki oranla belirlenir [130]. Daha sonra materyallerin sertliği aşağıda belirtilen formüllerle hesaplanır [130]:

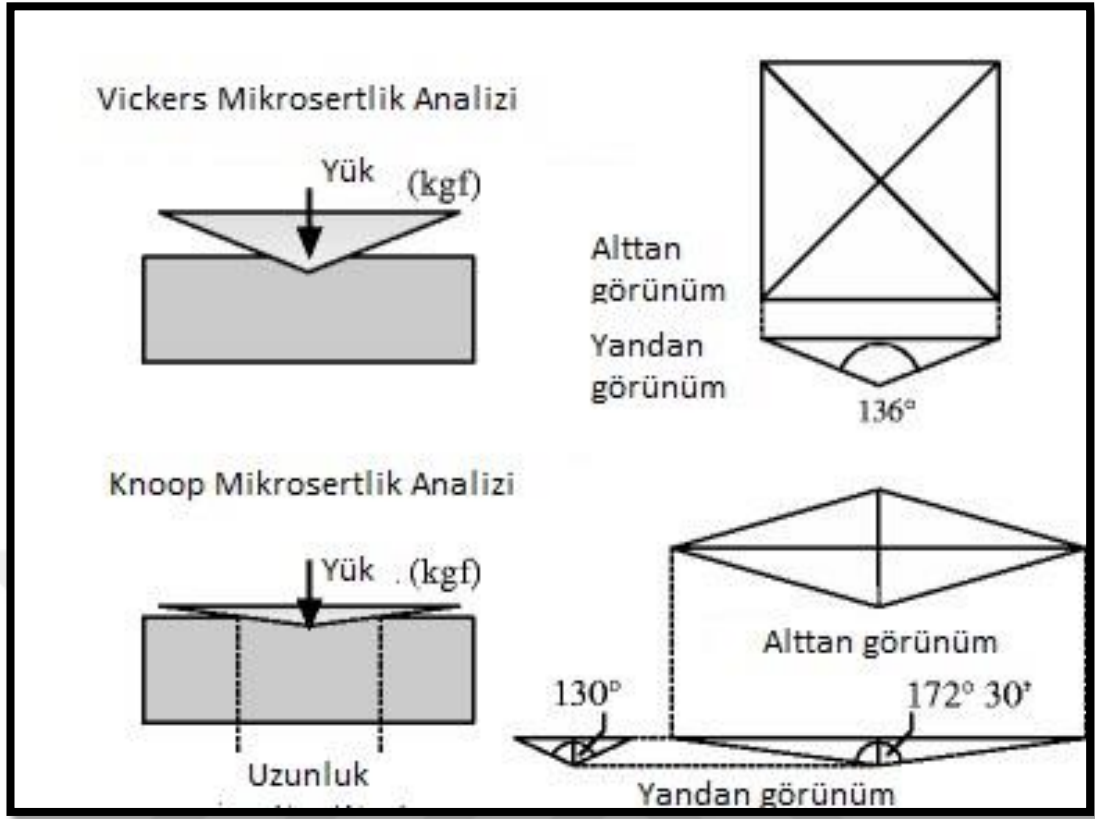
- Knoop mikrosertlik testi için kullanılan hesaplamadır: $14230 (F/d^2)$,
- Vickers mikrosertlik testi için kullanılan hesaplamadır: $1854 (F/d^2)$.



Şekil 2.10 : Farklı süre ve yükleme değerlerinde mine yüzeyinde oluşturulan bir grup Vickers mikrosertlik girintisi [130].

Ortaya çıkan şeklin büyüklüğü arttıkça sertliğin daha az olduğu anlaşılır. Ölçüm değerlerinin güvenilirliği açısından örneğin 3 farklı noktasından ölçümü yapılmalı ve hesaplamaları yapıldıktan sonra, aritmetik ortalaması alınıp çıkan sonuç kaydedilmelidir.

Vickers mikrosertlik ölçümünde kullanılan elmas pramidal uç kare şeklinde girinti oluştururken, Knoop mikrosertlik ölçümünde ise şekil uzun ve kısa kenarının birbirine olan yaklaşık oranın 7:1 olduğu bir dörtgendir ve sertlik hesaplamalarında sadece uzun kenarı kullanılır [131].



Şekil 2.11 : Vickers ve Knoop İndentasyon Diyagonalı [132].

Gasga, dişlerin sertliğini ölçtüğü çalışmalarında Vickers mikrosertlik ölçümünün kare şeklinde olmasından ötürü daha dengeli bir basınç oluşturduğunu ve bu yüzden mine, dentin gibi sertlikleri farklı dokularda veya düz olmayan yüzeylerde bile Knoop'tan daha kullanışlı olduğunu iddia etmiştir [133]. Öte yandan Meredith ve arkadaşları Knoop mikrosertlik ölçümünün en popüler mikrosertlik ölçüm metodu olduğunu bildirmişlerdir [134]. Knoop'un, Vickers'ın oluşturduğu baskıdan daha uzun ve yüzeysel bir şekil oluşturması kırılğan materyalleri çatlatmadan yada kırığa sebep olmadan ölçüm yapılabilmesine imkan vermektedir [130, 134]. Ayrıca, uzun diyagonal, Vickers'ın kısa diyagonalinden daha kolay okunur [130, 134]. Bununla birlikte, Knoop'un uzun diyagonalinin avantajı, konik ucun dentin yüzeyinde nereye gittiğine karar verme zorluğu ile dengelenmiştir [130, 134]. Mine ve dentin dokusunun mikrosertlik ölçümleri için standart bir şart yoktur [130]. Bu nedenle, test koşullarının diğer bir deyişle Vickers ya da Knoop mikrosertlik yöntemlerinden hangisinin kullanılacağına seçimi araştırmacının kararına bağlı olarak gerçekleşmektedir [130].

2.5 Dental Restoratif Materyallerin Renk Analizi

2.5.1 Dişhekimliğinde renk kavramı

Restoratif diş hekimliği, bilim ve sanatın bir karışımıdır [135]. Restoratif diş hekimliğinin başarısı, fonksiyonel ve estetik sonuçlar temelinde belirlenir [135]. Estetik başarıya ulaşmak için sırasıyla pozisyon, kontur, doku ve renk olarak dört temel belirleyici faktörün sağlanması gerekmektedir [135]. Estetik diş hekimliği, diş hekiminin sanatsal yeteneklerine dair çeşitli uygulamalar gerektirdiği için, rengin temel bilimsel ilkelerinin bilinmesi esastır [135].

Dental beyazlatma, restoratif diş hekimliğinin estetiğe hitap eden en önemli tedavilerinden biridir ve etkinliğinin, başarısının değerlendirilebilmesi için tedavi protokolünün öncesi ve sonrası renk analizlerinin yapılıp sonuçların kaydedilmesi açısından önemlidir.

Restoratif dolgu materyallerinin renk stabilitesi restorasyonların estetik başarısı için vazgeçilmez bir şarttır. Restorasyonu olan ve beyazlatma tedavisi yapılacak olan bir hastada, varolan dolgusunun bu işlemde sonra, total renk değişimi açısından nasıl etkileneceğinin araştırılması üzerinde durulması gereken bir konudur.

Renk; görme sisteminde, bir maddeden geçen ve geriye yansıyan ışık dalgalarına karşılık oluşan fizikokimyasal bir algıdır [136]. Farklı diş hekimleri aynı rengi değişik algılayabileceği gibi aynı diş hekiminin değişik zamanlarda aynı rengi farklı değerlendirebilmesi de mümkündür [137]. Rengin algılanması subjektif bir olgu olup, nedeni metamerizm kavramı ile açıklanabilir. Işık dalgası, cisim ve gözlemci, renk algısını oluşturan üç temel bileşendir, bunlardan herhangi birine bağlı olarak renk algısı değişebilir [138]. Bir ışık kaynağı altında aynı görünen iki rengin, farklı bir ışık kaynağı altında birbirinden değişik iki renk gibi algılanması olgusuna **metamerizm** adı verilir. Diş hekimliği uygulamalarında, çalışılan diş kliniği ve teknisyen laboratuvarının aydınlatma standardizasyonunun sağlanması diş veya restorasyon renginin yanlış değerlendirilmesinin önlenmesi açısından önem taşımaktadır [139]. Renk analizi yapılırken; dişe bakış açısı ve uzaklığı, ışık kaynağının cinsi ve miktarı, günün saati gibi birçok değişken göz önünde bulundurulmalıdır [136].

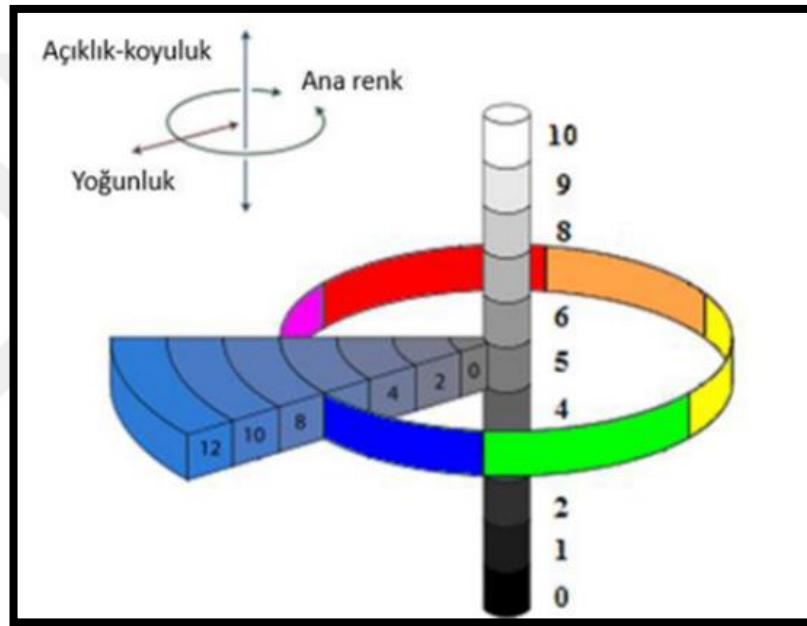
2.5.2 Munsell Renk Sistemi

Munsell renk sistemi, Munsell renk atlası'yla tanınan Albert Henry Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilmiştir (Şekil: 2.12). Munsell'e göre rengin 3 boyutu vardır [140]:

1-Hue (Renk tonu),

2-Value (Renk değeri)

3-Chroma (Renk yoğunluğu)



Şekil 2.12 : Munsell Renk Sistemi [141].

2.5.2.1 Hue (Renk Tonu)

“Ton”, bir renk ailesini diğerinden ayıran niteliklerdir [135], diğer bir deyişle ana renk veya renk çeşidi anlamına gelir (Şekil:2.13). Algılanan rengin tam dalga boyu mevcut olmasa bile, algılanan rengi veren görünür spektrumdaki dominant dalga boyu aralığı olarak belirtilen ton, bir dalga boyunun toplamının fizyolojik ve psikolojik bir yorumudur [135]. Renk sistemi üzerinde kırmızı=R, sarı=Y, yeşil=G, mavi=B, mor=P, sarı-kırmızı=YR, yeşil-sarı=GY, mavi-yeşil=BG, mor-mavi=PB, kırmızı-mor=RP şeklinde adlandırılan, sırasıyla 5 ana renk ve 5 yardımcı renk olmak üzere toplam 10 adet hue (renk tonu), bulunur [140]. Ayrıca, hue yaygın olarak kullanılan Klasik Vita

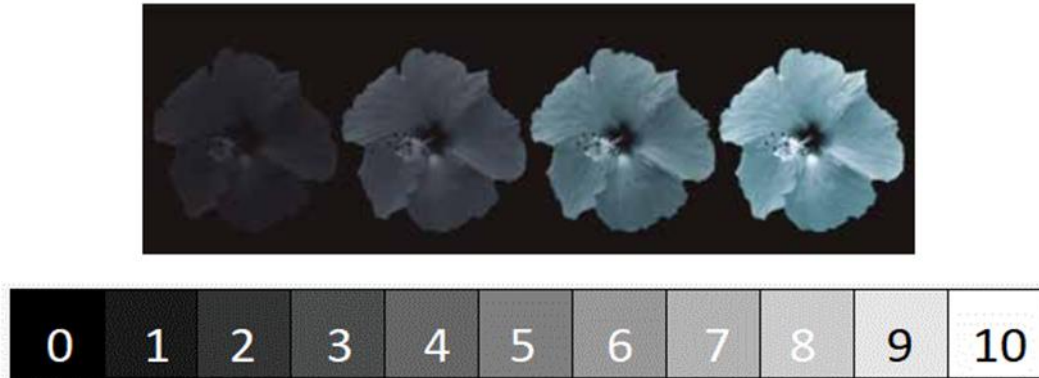
Skalası A: Kırmızımsı kahverengi, B: Kırmızımsı sarı, C: Gri, D: Kırmızımsı gri olarak dört rengi içerirken, Vita Master 3D Renk Skalası L, M, R olarak daha sarı, orta, daha kırmızı olarak 3 farklı renk tonunu içerir.



Şekil 2.13 : Hue (Renk tonu) [142].

2.5.2.2 Value (Renk Değeri)

Aynı renk tonunun açıklık ya da koyuluk değerini, diğer bir ifadeyle parlaklık veya matlık derecesini tanımlayan kavrama “Value” (Renk değeri) denir [143], (Şekil:2.14). Parlaklık, bir cisimden yansıyan ışığın miktarı arttıkça artar [144]. Beyaz tüm ışığı yansıtır, siyah ise tüm ışığı absorbe eder. Bir nesnenin value yani parlaklığındaki değişiklikler o rengin içerdiği siyah-beyaz miktarındaki farklılıkların bir sonucudur [143]. Value grafiğinde saf siyah 0, saf beyaz 10 ile temsil edilirken [144], saf beyaz ve saf siyah [140] ulaşılamaz değerler olarak kabul görür [143]. 0-10 arasında farklılık gösteren değerler ile gri tonları; farklı value değerlerine sahip renklerin oluşmasına sebep olurken, açık renkler; yüksek value değerine (daha parlak), koyu renkler ise düşük value değerine (daha mat) sahiptir [143]. Value, Vita 3D Master Renk Skalasında 0,1,2,3,4,5 olarak isimlendirilirken, skalanın kullanım klavuzunda dış rengi seçiminde ilk değerlendirilmesi gereken kriter olduğu belirtilmiştir.



Şekil 2.14 : Value (Renk değeri) [142].

2.5.2.3 Chroma (Renk Yoğunluğu)

Chroma (yoğunluk), rengin doygunluğunun bir ifadesidir [145], (Şekil:2.15). Rengin chromasının artması, birim alandaki pigment yoğunluğunun ve canlılığının artması demektir [145]. Chroma ile value ters orantılı olup, hue bu iki kriterden bağımsızdır [136]. İki farklı dış aynı hue'ya sahip olduğu halde biri diğerinden daha sarı gözükebilir [146]. Renk doygunluğunun artması yani chromanın artmasıyla rengin daha baskın hale gelmesi, daha sarı gözükmesi mümkündür. Yoğunluk Vita Renk Skalalarında numaralarla ifade edilir.



Şekil 2.15 : Chroma (Renk yoğunluğu), [142].

Bir rengi tanımlamak için o renge ait bu üç değeri bilmek yeterlidir ve rengin sayısal değerlerle açıklanabilmesine olanak tanır. Rengin sayısal olarak ifadesini mümkün kılan bu numaralandırma sistemine “Munsell Notasyonu” adı verilir [147].

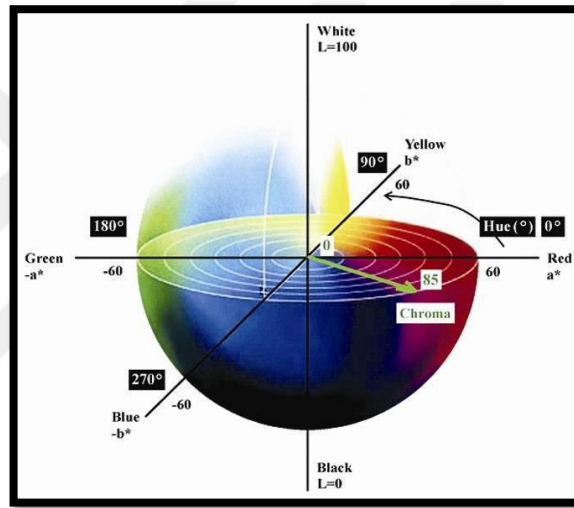
2.5.3 CIE Renk Sistemi

Renk ve görünüm gibi alanlarda standartları belirlemek için kurulan Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) tarafından 1931 yılında yapılan düzenlemede, standart bir ışık kaynağı ve standart bir gözlemci eşliğinde, insan gözünün bir renge gösterdiği tepkiyi yansıtan üç uyaranlı değerlerin hesaplanabilmesi mümkün olmuştur [148]. Ayrıca, CIE 1976'da gözdeki renk reseptörlerini (kırmızı, yeşil ve mavi) baz alan renk algılama teorisini destekler nitelikte olan ve CIE Lab olarak adlandırılan uzay sistemini tanımlamıştır [149]. Bu sistem günümüzde hala en popüler renk uzaylarından biridir [149], (Şekil: 2.16). CIE Lab sistemine göre, L, a ve b parametrelerinin kullanılmasıyla, polikromatik bir görsel algı olan rengin [150], 3 boyutlu renk uzayı tanımlanabilir ve yaklaşık renk aralığı hesaplanabilir. Munsell

renk sisteminde bileşenleri olan hue, chroma ve value değerleri, CIE Lab renk sisteminde L, a, b olarak üç farklı eksende tanımlanmıştır.

CIE Lab koordinat düzlemi;

- L eksen: rengin açıklığını, koyuluğunu belirten ve siyah (0) ile beyaz (100) aralığında izlenen eksen (Lightness eksen),
- a eksen: kırmızı-yeşil yoğunluğunu belirten ve kırmızı (+a) ile yeşil (-a) aralığında izlenen eksen,
- b eksen: sarı-mavi yoğunluğunu belirten ve sarı (+b) ve mavi (-b) aralığında izlenen eksen olmak üzere üç eksen ile üç taraflı uyarılara (tristimulus) karşı verilen tepkinin ölçümü olan X, Y ve Z değerlerinden oluşur [151, 152].



Şekil 2.16 : CIE Lab Renk Sistemi [153].

Bu sistem, doğal dişlerin ve yapılan dental restorasyonların renginin belirlenmesinde başarılı sonuçlar vermektedir [151]. Aynı zamanda, bu sistem insan görsel algısıyla belirlenen renk farklılıklarının objektif bir şekilde tespit edilmesine imkan tanır [151]. İki cisim arasındaki renk farklılıkları, ΔE sembolüyle ifade edilir ve CIE Lab renk sistemine göre aşağıdaki formül uygulanarak hesaplanır [154]:

$$\Delta E = \sqrt{(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2}$$

ΔE , renkte meydana gelen değişimin miktarını ortaya koyarken renk farklılıklarının yönünü gösteremez [151].

ΔE değerinin yorumlanması ile ilgili yapılan çalışmalarda farklı görüşler olmakla beraber genel kanı $\Delta E < 1$ olduğu durumlarda diş veya restorasyonlardaki renk değişikliklerinin zor fark edildiğidir. $\Delta E > 1$ olduğunda ise renk farklılığı klinik olarak algılanabilir kabul edilir [152, 155]. Ayrıca, klinik olarak kabul edilebilir en yüksek renk farklılık değerinin 3,3 olduğu düşünölmektedir [155, 156].

Ayrıca, total renk değişim değerlerinin etkilerinin daha detaylı bir şekilde sınıflandırılabilmesine imkan tanıyan “NBS Sistemi” de dental araştırmalarda kullanılmaktadır [157].

Tablo 2.1: NBS (National Bureau of Standards) Sistemi

ΔE	NBS kriteri
0-0,5	İz: son derece hafif değişiklik
0,5-1,5	Hafif: hafif değişiklik
1,5-3	Farkedilir: gözlenebilir değişiklik
3-6	Kayda değer: görünen değişiklik
6-12	çok: oldukça belirgin değişiklik
12 ve fazlası	çok fazla: başka renge dönüşen değişiklik

Bu tez çalışmasında bulgular NBS sistemi esas alınarak değerlendirildi.

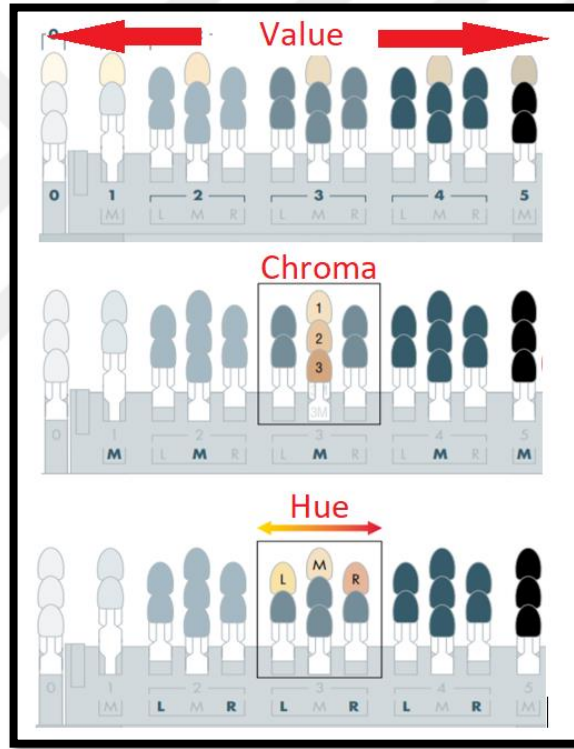
2.5.4 Renk ölçüm yöntemleri

1. Görsel yolla renk ölçümü
2. Cihaz aracılığıyla yapılan renk ölçümü
 - Kolorimetre
 - Spektrometre
 - Spektrofotometre
 - Dijital kameralar ve görüntü sistemleri

2.5.4.1 Görsel yolla renk ölçümü

Bir araştırmada belli sayıda kişinin görme duyusu vasıtasıyla yapılan subjektif bir değerlendirme yöntemidir [139]. Munsell renk sistemine göre yapılan değerlendirmelerde sırasıyla value, chroma ve hue değeri tespit edilerek renk belirlenebilir.

Bir diğer görsel yolla renk ölçüm metodu da bir skala yardımıyla kıyaslama yapılarak rengin tespit edilmesidir [158]. Görsel yolla renk ölçümünde yanlış değerlendirme yapılmasına sebep olabilecek bazı etkenler mevcuttur [139]. Aydınlatma standardizasyonunun sağlanamaması, dental dokuların kuru ya da ıslak oluşu gibi etkenler ve metamerizm, hatalı renk ölçümüne neden olabilen ortam koşullarına sebep olabilir [139]. Renk skalasının güvenilirliği önemlidir [139]. Renk ölçümü yapacak kişilerin psikolojik durumu, yaşı, cinsiyeti, görme kusurları, daha önceki renk tecrübeleri, gözün yorgunluğu, renk körlüğü gibi kişiye bağlı etkenler nedeniyle de ölçümde hatalar yapılabilir [139, 150]. Bu sınırlamalara rağmen, diş hekimliği uygulamalarında en sık kullanılan renk seçim yöntemi, standart renk skalaları kullanılarak yapılan kıyaslamalardır [159].



Şekil 2.17 : Vita 3D Master Skalası, yukarıdan aşağıya sırasıyla value, chroma ve hue değerlerinin skaladaki şematik gösterimi,

<https://www.vita-zahnfabrik.com> sitesinden alınmıştır [160].

Uygulamasının pratik oluşu, maliyetinin düşük olması ve tekrarlanabilir olması avantaj sağlamaktadır (Şekil 2.17). Ancak, piyasada yer alan renk skalalarının birbirinden farklı oluşu ve renk skalaları ile dişlerin veya restoratif materyallerin yüzey yapılarının uyuşmaması renk seçiminde hatalara sebebiyet verebilir. Daha kesin

sonuçlar elde edebilmek için restorasyon materyali ile skalanın aynı malzemeden yapılmış olması önerilmektedir [152]. Her şeye rağmen, görsel olarak rengin kıyaslanmasında kullanılan bu yöntem, cihazla tespit yöntemine göre güvenilir bulunmamıştır [161].

2.5.4.2 Cihaz kullanılarak yapılan renk lm

Dış hekimliği uygulamalarında renk analizleri görsel yolla, standart skalalar vasıtasıyla yapılabileceği gibi daha objektif bir değerlendirme elde edilebilmesi ve rengin sayılarla ifade edilebilmesi açısından çeşitli cihazlarla da yapılabilmektedir. Bu aletli renk analiz sistemleri, tek bir noktadan ölüm yapan noktasal renk ölüm cihazı ile dışın renk haritasını çıkaran tam yüzey renk ölüm cihazları olmak üzere iki eşitirler [162-164]. Renk lme cihazının güvenilirliği, doğruluğu bilinen bir diğer cihazla kıyaslanması sonucu değerlendirilir [152]. Bir renk analiz cihazının, aynı dış üzerinde yapılan farklı ölümlerde benzer sonuçlar vermesi o renk analiz sisteminin tutarlı (tekrarlanabilir) olduğu anlamına gelir. [152]. Sistem hassasiyeti oranında tekrarlanabilir analizler yapar [163]. Cihaz kullanımının kalibrasyon gerektirebilmesi, belli bir alım-bakım bütçesi ve tekniği gerektirmesi gibi birtakım zorlayıcı yönleri de vardır.

Günümüzde renk analizi yapmak amacıyla kolorimetreler, dijital kameralar ve görüntüleme sistemleri, spektrofotometreler ve spektroradyometreler kullanılmaktadır [164].

2.5.4.2.1 Kolorimetreler

İnsan gözünün ağsı tabakasını taklit eden bir tasarıma sahip olan kolorimetreler, aynı insan gözündeki gibi kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere 3 tane filtreye sahiptirler [152]. Yansıyan ışığın bu üç filtreden geçmesi sonucu rengin fiziksel özelliklerinin analizi yapılır [139, 152, 165].

Spektrofotometrelerden daha ucuz olmasına karşın görsel renk analiz yöntemlerine göre daha maliyetlidirler [152]. Kolorimetreler düz ve eğimli yüzeylerde kullanılırken, hatalı sonuç verebilirler [166]. Bunun yanı sıra, cihazın konumu ve açısı, ortamın aydınlatma koşulları, dental dokuların renklenmiş, rk veya dehidrate olması gibi özellikleri nedeniyle kolorimetre ile yapılan renk tespitleri değişkenlik gösterebilir [167]. ShadeVision (X-Rite Grandville, ABD), ShadeEye (Shofu, Dental

GmbH, Almanya), Minolta CR-321 (Konica Minolta, Japonya) ve Cynovad Shade Scan (Cynovad, Kanada) piyasada bulunan belli başlı kolorimetrelere örnek olarak gösterilebilir [152].

Yapılan bir çalışmada, bir kolorimetre olan ShadeEye NCC'nin renk ölçüm keskinliği görsel ölçme tekniğiyle kıyaslanmıştır [168]. Çalışmada, kolorimetrenin Munsell renk skalasına nazaran daha doğru sonuçlar verdiği gözlenmiştir [168]. Fakat elde edilen ölçümlerin daha güvenilir olabilmesi için, Vita notasyonuna dönüştürülmeleri gerekmektedir [168]. Kolorimetrelerden elde edilen verilerin aralığını, keskinliğini ve karakteristik özelliklerini değerlendirmek ve ölçümleri daha güvenilir hale getirebilmek için Vita renk skalalarıyla kontrol edilmeleri gerekmektedir [168].

2.5.4.2.2 Spektrometre

Spektrometreler ışık şiddetinin (radyometri) ölçülmesinde kullanılan aletlerdir. Analiz verilerinin gerçek görüş şartlarında elde edilebilmesi bu cihazların en önemli avantajıdır. Dental çalışmalarda kullanılan spektrometreler gibi temazsız renk ölçüm cihazlarında (telespektrometreler), renk analizi yapılacak obje ile dışsal ışık kaynağı arasında aralık bulunmaz [169]. Böylece, gözlem sırasında varolan ışık yoğunluğunun örneklerin üzerine gölge düşürmesi engellenir [169]. Fakat, bu cihazların kullanımında teknik hassasiyet söz konusu olup ufak bir değişikliğin bile büyük sapmalara neden olabileceği unutulmamalıdır [136].

2.5.4.2.3 Spektrofotometreler

Spektrofotometreler; rengin translusensliğini, yansımaları, absorpsiyon düzeyini ölçen fotometrik cihazlar olup yüzeysel renk analizlerinde sıklıkla tercih edilirler [170]. Bu cihazlar çeşitli dalga boylarında kapsamlı ölçüm yapabilecek çok sayıda sensör içeren spektrofotometrik sistem ile veri toplarlar. Toplanan veri, yansıyan ışığın; beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranlanarak hesaplanmasıyla analiz edilir. Bu yolla normalde gözden kaçabilecek ufak renk farklılıkları bile tespit edilebilir. Direkt dental kullanıma yönelik olarak ürettikleri ve metamerizmden etkilenmedikleri için spektrofotometrelerin kolorimetrelere göre diş hekimliği alanında kullanımları daha avantajlıdır. Kullanımının kolay olması, tekrarlanabilir olması, hızlı, objektif olması gibi avantajları bulunmaktadır. Kalibre edilmeleri gerekir.

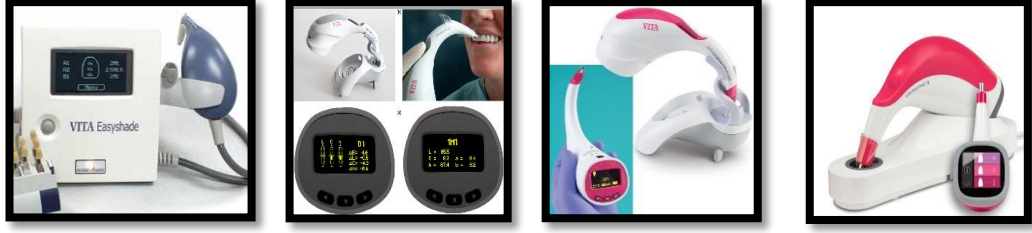
CrystalEye (Olympus, ABD), Vita Easyshade Advance 4.0 (Vita Zahnfabrik, Almanya), Shade-X (XRite Grandville, ABD), SpectroShade Micro (MHT, İsviçre) piyasada bulunan spektrofotometrelerdendir [152].

Vita Easyshade (Vita Zahnfabrik, Almanya) dental klinik kullanım için uygun olan spektrofotometrelerden biridir [169]. Bu cihazın ilk jenerasyonunun yazılımı sadece doğal dişlere özgü olan CIE Lab renk değerlerini vermek üzere programlanmıştı [169]. Seramik bir restorasyonun rengini analiz etmek için kullanıldığında ise cihaz veritabanında önceden ayarlanmış renk değerlerinden bağımsız, farklı renk değerleri ortaya çıkmaktaydı [169]. Bir başka ifadeyle, cihaz doğal dişlerde ve değişik restoratif malzemelerin renk ölçümünde farklı bir tarama yöntemiyle veri alımını gerçekleştirmekteydi.

2009 yılında Vita Zahnfabrik'ın piyasaya sürdüğü ikinci jenerasyon olan Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Almanya), eski tip cihazın (Vita Easyshade) dental doku veya restoratif materyalde renk ölçmek için içerdiği iki farklı tip spektrofotometre yerine iki farklı LED lambası içermektedir [169]. Bu lambalar sayesinde ölçümü yapılacak cisme göre farklı ışık sağlamaktadır. Ayrıca Vita Easyshade Compact cihazı, daha küçük ve kablosuz olup kullanımı daha kolaydır [169].

Daha sonra 2013 yılında üretici firma, üçüncü jenerasyon olarak Vita EasyShade Advance 4.0'ı (Vita Zahnfabrik, Almanya) geliştirmiştir. Bu cihaz, Vitapan Classical, Toothguide 3D-Master ve Linearguide 3D-Master skalalarına göre renk ölçümü yapmaktadır. 30 renk ölçümünü hafızasında saklayabilmektedir. Vita EasyShade Compact ve Vita EasyShade Advance 4.0 cihazlarının kıyaslandığı bir çalışmada her ikisinin de zamanla dişlerde oluşan renk farklılıklarının tespit edilmesinde başarılı ve tekrarlanabilir sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir [171]. Ayrıca Vita EasyShade Advance 4.0'ın, Compact'a göre daha güvenilir olduğu rapor edilmiştir [171].

En son piyasaya sürülen jenerasyon ise Vita EasyShade Advance 5.0 olup, üretici firma bu spektrofotometrenin öncü versiyonlarından çok daha gelişmiş olduğunu iddia etmektedir (Şekil 2.18).



Şekil 2.18 : Soldan sağa sırasıyla Vita EasyShade, Vita EasyShade Compact, Vita EasyShade Advance 4.0, Vita EasyShade Advance 5.0.

2.5.4.2.4 Dijital kameralar ve görüntü sistemleri

Günümüzde dijital fotoğraflama, görüntüleme ve kayıt sistemleri diş hekimliğinin vazgeçilmez bir parçası haline gelmiştir. Dental klinik ve teknisyen laboratuvarı arasında bir iletişim köprüsü görevi gören bu sistemler daha çok dişin yüzeysel özelliklerini yansıtan bir rehber görevi görmekte ve renk ölçümüne de belli bir oranda katkıda bulunmaktadır.

Görüntüleme sistemlerinde, tek bir açıdan değil de tüm yönlerden objenin görünümünün imaj halinde elde edilebilmesi çok büyük avantajlar sağlar [136]. Geleneksel renk skalalarıyla beraber alınan fotoğraflar ve polarize filtreler gibi yardımcı unsurların beraber kullanımı dijital kameralardan faydalanımı arttırmaktadır.

2.6 Dental Restoratif Materyallerin Pürüzlülüğünün Ölçümü

2.6.1 Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, bir materyalin elde edilmesi veya üretilmesini takiben, fiziksel özelliklerine de bağlı olarak yüzey dokusunda meydana gelen çok ince düzensizliklerdir [136]. Diş hekimliği pratiğinde yapılan her türlü restorasyonda anatomik şekil ve kurvatürlerin taklit edilmesi hariç, pürüzsüz yüzeylerin elde edilmesi fonksiyonel kullanım, estetik ve sağlık açısından en önemli gerekliliklerden biridir. Şekillendirme ve polisaj işlemleri sayesinde restorasyonlara uygun bir kontur, okluzyon ile pürüzsüz bir yüzey kazandırmak mümkündür [172]. İstenilen estetik görünüm için parlak ve mükemmel pürüzsüzlükte bir yüzey şarttır [8]. Pürüzlü yüzeyler daha az serbest yüzey enerjisine sahip oldukları için, yapılan restorasyonların pürüzlülüğü arttıkça plak akümülyasyonu ve renklenmeler artmakta ve bu nedenle kompozit restorasyonların estetiği olumsuz yönde etkilenebilmektedir [9]. Buna

ilaveten, yapılan araştırmalarda, daha pürüzsüz restorasyon yüzeylerinin, sürtünmeyi azaltarak aşınmaları ve dolayısıyla kırılmaları önlediği gözlenmiştir [9].

Tüm bunlar göz önüne alındığında, yüzey pürüzlülüğünün artması periodontal hastalıklar ve çürüklerin de yaygınlaşmasına sebep olacağından, restorasyonların klinik başarısı ve hasta konforu için, mümkün olduğunca pürüzsüz yüzeylerin elde edilmesi ve korunması, üzerinde durulması gereken çok önemli bir konudur [173].

2.6.1.1 Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Yüzey pürüzlülüğünü kalitatif ve kantitatif metodlarla ölçmek mümkündür [8]:

- **Kantitatif Metodlar**

- Konvansiyonel Profilometre

- Lazer Uçlu Profilometre

- **Kalitatif Metodlar**

- Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)

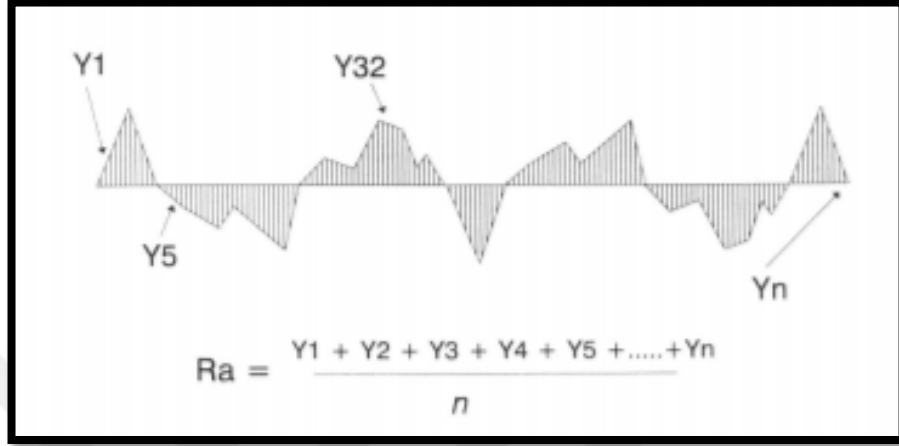
- Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

2.6.1.1.1 Kantitatif metodlar

2.6.1.1.1.1 Konvansiyonel profilometreler

Konvansiyonel profilometreler yüzey pürüzlülüğünü sayısal değerlere dönüştüren cihazlardır. Bir materyal üzerindeki çok ufak yüzey düzensizlikleri, ölçülen örnek üzerinde sürüklenen bir uç vasıtasıyla cihaza kaydedilmektedir. Ölçüm ucunun materyalin yüzeyine dik olarak konumlanması bu sistemin önemli bir limitasyonudur [174]. Sensör, aletin dönüştürme sistemini baz alarak dikey eksendeki yükseklik değişimlerini analiz eder. Ölçümü yapılacak materyalden doğru sonuç alınabilmesi için örneğin yüzeyinin ölçüm yapılan düzleme paralel diğer bir deyişle olabildiğince düzgün hazırlanması ve sensörün eksen dönüştürme ayarının doğruluğu önemlidir [175]. Profilometre ile yüzey ölçümü yapılacağı zaman bazı kavramların bilinmesine ihtiyaç vardır [176]:

- **Ortalama Pürüzlülük (Ra):** Ölçüm yapılan alan içinde kalan profil yükseklik değerlerinin aritmetik ortalamasıdır (Şekil 2.19). Yapılan çoğu dental araştırmada yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede sadece Ra değeri kullanılmaktadır [177, 178].



Şekil 2.19 : Ortalama Pürüzlülük, Ra [179].

- **Ortalama Maksimum Peak Yüksekliği, Rz** yüzeydeki en yüksek uçların tepe noktalarının ortalama değerini verirken;
- **Ortalama Maksimum Yüzey Derinliği, Rpm** ise yüzeydeki en derin noktaların ortalamasını ifade etmektedir. Rpm yüzey şekli hakkında güvenilir bir bilgi kaynağı iken Ra ve Rz değerleri tek başına yüzey şekli hakkında bilgi vermezler [179].
- **Rpm\Rz oranı** ise profil şekli hakkında önemli bilgiler veren bir oran olup; 0,5'ten küçükse yuvarlak kenarlı bir yüzeyi, 0,5'ten büyükse keskin kenarlı bir yüzeyi işaret eder [179].

2.6.1.1.2 Lazer Uçlu Profilometreler

Lazer uçlu profilometreler ile, konvansiyonel profilometreden farklı olarak, yüzeyin pürüzlülüğünü, yüzeye temas etmeden çalışan ve yüzeyin şeklini tamamen dublike eden bir uçla yapmak mümkündür [180]. Örnek yüzeyi lazerle taranır ve elde edilen veriler Ra ve LR (LR: doğru profil uzunluğu oranını belirleyen boyutsal bir parametre) olmak üzere iki farklı parametre elde edilmesi amacıyla kullanılır [181]. LR değeri ideal pürüzsüzlük değerinin ifadesidir [181].

2.6.1.1.2 Kalitatif metodlar

2.6.1.1.2.1 Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), çok ufak bir alana odaklanan yüksek enerjili elektronların, yüzeyden yansıyarak ikincil elektronlara dönüşmesi ve sensörler tarafından algılanıp yükseltilerek, datayı işleyecek özel bir bilgisayar sistemine gönderilmesi prensibiyle çalışır [182]. Taramalı Elektron Mikroskobu ile yapılan yüzey ölçümleri, klasik metodlara kıyasla daha detaylı sonuçlar vermekle beraber, profilometre ile yapılan analizleri destekleyerek daha güvenilir sonuçların elde edilmesinde de kullanılır [183]. SEM ile yapılan ölçümlerde örnek yüzeyinin bir ön işleme tabi tutulması gerekmektedir. Hızlı ve hassas ölçümler yapabilen bu cihaz, yüzeyin topografik olarak görüntülenmesinin yanı sıra, element analizi yapabilmesi nedeniyle de geniş bir kullanım alanına sahiptir.

2.6.1.1.2.2 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Binning ve Rohrer tarafından geliştirilen Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) çok yüksek çözünürlüğe sahip bir tür taramalı kuvvet mikroskobudur. AFM tarafından incelenen örnekler hemen hemen hiç ön hazırlık gerektirmez [180]. AFM ile yapılan ölçümlerde, nanometre boyutlarına kadar detaylı bir pürüzlülük bilgisi elde etmek mümkündür [180]. Normalde hijyenik seviye olarak belirtilen (canlının yaşayamayacağı kadar derin) seviyelerin altındaki yüzeylerin bile üç boyutlu tanımlanmasını mümkün kılmaktadır [180]. Tarama süresinin uzun olması ve andırkatları belirlemedeki başarısızlığı AFM kullanımının dezavantajlarından [184].

2.7. Diş Hekimliğinde Termal Yaşlandırma Uygulaması

Dişler ve restoratif materyaller ağız içerisinde devamlı ısı ve pH değişimlerine maruz kalırlar. Normal şartlarda, oral kavitenin ortalama sıcaklığı 35.2 °C olarak bulunmuştur [185]. Fonksiyon altında kaydedilen maksimum ve minimum ağız sıcaklıkları ise, sıcak sıvıların ön dişlerin ağız içi sıcaklığını yaklaşık 70 °C 'ye çıkarabildiğini ve buzlu içeceklerin tüketiminin aynı dişi 0 °C 'ye düşürdüğünü göstermektedir [186]. Klinik araştırmalar maliyetli ve zaman alıcı olduklarından dolayı çoğunlukla laboratuvar simülasyonları yapılmaktadır [187]. Termal yaşlandırma,

bu simülasyonlarda temsil edilen bir *in vivo* işlemdir ve uygulama prosedürleri önemli ölçüde değişkenlik göstermektedir [187]. Birkaç çalışma dışında [188-193], *in vivo* gözlemlere başvurulmasına gerek duyulmadan *in vitro* olarak termal yaşlandırmanın taklit edilmesi her zaman önerilmektedir [187].

Ağız içindeki en düşük sıcaklık değerleri 0-36 °C aralığında değişkenlik gösterir ve ortalaması 6,6 °C'dir [187]. En yüksek sıcaklık değerleri ise 40-100 °C aralığında değişkenlik gösterir ve ortalaması 55,5 °C'dir [187]. Bu yüzden çalışmaların çoğunda termal yaşlandırmanın ısı değişimini taklit edecek şekilde sıcak su banyosu 55 °C ve soğuk su banyosu 5,5 °C'dir [194, 195]. Termal yaşlandırma uygulamasında örnekler sırasıyla bir kez soğuk, bir kez de sıcak su banyosunun içinde 15 ila 60 saniye süreyle bekletilir, bir banyodan diğer banyoya geçiş süresi ise 5-10 saniyedir. Bu işlem en az 500 kez tekrarlanmalıdır [196]. 10.000 siklus ağız içi ortamda bir yıllık geçirilen süreyi taklit etmektedir [187].

Ev tipi beyazlatma prosedürleri uygulanacak olan hastalarda klinik olarak kabul edilebilir durumda olan ve değiştirilmesi gerekmeyen restorasyonlar mevcut olabilir. Bu durumda izlenilecek tedavi adımlarını belirleyebilmek için; ağızda bulunan restorasyonların beyazlatma ajanlarından etkilenip etkilenmediğinin bilinmesi faydalı olabilir. Bu nedenle restoratif dolgu materyallerinin mikrosertliği, yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi gibi restorasyonların başarısını etkileyen fiziksel özelliklerinin beyazlatma uygulanmasından önce ve sonra *in vitro* olarak incelenmesinin faydalı olacağı düşünülmektedir. Böylelikle klinik olarak kabul edilebilir durumda olan restorasyonların beyazlatma işlemi sonrasında değiştirilme gereksinimlerinin belirlenmesi önemlidir.

Literatürde termal siklus ile yaşlandırma yapılan ve beyazlatma ajanları uygulanan restoratif materyallerle ilgili az sayıda çalışma vardır [197, 198]. Diğer çalışmalardan farklı olarak bu *in vitro* araştırmada, güncel diş rengindeki restoratif materyaller termal yaşlandırma prosedürüne tabi tutulduktan sonra, uygulanan ev tipi beyazlatma ajanlarının materyallerin fiziksel özellikleri üzerine etkilerinin araştırılması amaçlandı.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, yapay tükürük içinde termal yolla yaşlandırılan ve sonrasında iki farklı ev tipi beyazlatma prosedürü uygulanan dört farklı güncel diş rengindeki restoratif materyallerin fiziksel özellikleri *in vitro* olarak incelendi.

Deneyle, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarı'nda *in vitro* koşullarda gerçekleştirildi. Çalışmada kullanılan örnekler, oluşabilecek hataları minimuma indirmek ve çalışmayı standardize etmek için aynı araştırmacı tarafından, günün aynı saatlerinde ve aynı koşullarda hazırlandı. Bu tez çalışması Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar ve Projeler Koordinatörlüğü tarafından desteklendi (Proje no: 6.2017/9).

3.1 Çalışmada Kullanılan Materyaller

3.1.1 Çalışmada kullanılan restoratif materyaller

Çalışmada 4 farklı özellikteki güncel diş rengindeki restoratif materyal kullanıldı (Şekil 3.1).

Seçilen güncel diş rengindeki restoratif materyaller;

- Ormocer bazlı nano-hibrit üniversal kompozit rezin (Admira Fusion, Voco, Almanya);
- Cam karbomer restoratif materyali (GCP Cam karbomer, GCP Dental, Hollanda);
- Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman materyali (Equia Forte, GC Dental, Japonya);
- TCD-üretan matriks bazlı nano-hibrit üniversal kompozit rezindir (Charisma Topaz, Kulzer, Japonya).

Çalışmada kullanılan materyallerin tipleri, ticari ismi, özellikleri, üretici firma adı ve seri numaraları Tablo 3.1'de; içerikleri ise Tablo 3.2'de gösterilmiştir.

Kullanılan tüm restoratif materyallerin rengi standardizasyonu sağlamak amacıyla A2 olarak belirlendi.

Tablo 3.1 : Çalışmada kullanılan materyaller.

	Ticari ismi	Özellikler	Üretici firma ve seri no
Kompozit rezin	Admira Fusion	Ormocer esaslı nano-hibrit üniversal dolgu materyali	Voco, Almanya Lot/SN: 1717379
Cam karbomer dolgu	GCP Glass Fill	Bulk Fill Cam Karbomer Restoratif Sistem	GCP, Hollanda Lot:7609020
Cam karbomer bitim materyali	GCP Gloss	Monomer içermeyen koruyucu vernik	GCP, Hollanda Lot:1607101
Yüksek viskoziteli cam iyonomer dolgu	Equia Forte	Bulk Fill Cam Hibrit Restoratif Sistem	GC, Japonya Lot: 1611221
Rezin bazlı yüzey örtücü	Equia Forte Coat	Işıklı sertleşen rezin bazlı yüzey örtücü	GC, Japonya Lot: 1711021
Kompozit rezin	Charisma Topaz	TCD matriks esaslı nano-hibrit üniversal dolgu materyali	Kulzer, Japonya Lot: 010042A
Tek aşamalı kompozit cilası	Dimanto	Elmas emdirilmiş cila lastiği	Voco, Almanya Lot/SN: 1708138



Şekil 3.1 : Çalışmada kullanılan restoratif materyaller.

Tablo 3.2 : Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal içerikleri.

Materyallerin kimyasal içerikleri	
Admira Fusion	Ormocer bazlı rezin matriks, silikon oksit nano doldurucu, cam seramik doldurucu
GCP Glass Fill	Fluoro-alumino-silikat cam, nanofluoro/hidroksiapatit, poliasitler
GCP Gloss	Modifiye polisiloksanlar
Equia Forte	Toz: fluoro-alümino silikat cam, yüksek reaktif fluoro-alümino silikat cam Likit: Yüksek moleküler ağırlıklı polakrilik asit
Equia Forte Coat	Metil metakrilat, difenilfosfin oksit, metakriloksidekil dihidrejen fosfat, 2-6-ditert-bütül-p kresol
Charisma Topaz	TCD ve UDMA bazlı matriks, Ba-Al-F-cam, YbF ₃ , SiO ₂

3.1.2 Çalışmada Kullanılan Beyazlatma Ajanları

3.1.2.1 Opalescence PF % 10 ev tipi beyazlatma ajanı

İçeriğinde, üretici firmanın verdiği bilgiye göre; % 10 KP (%3,6 HP), gliserin, su, ksilitol, karbomer, PEG-300, sodyum hidroksit, aroma, potasyum nitrat, EDTA ve sodyum florid bulunmaktadır [199]. Opalescence PF % 10 (Ultradent, ABD) içerdiği düşük KP oranı sayesinde hassasiyet riski en düşük ajanlardan biridir ve çoğunlukla ev tipi beyazlatma uygulamalarında kullanılır. Isıyla şekillenebilen hazır plaklar veya çoğunlukla kişiye özel plaklar vasıtasıyla 0,5 mm kalınlığında dişlerin bukkal yüzeylerine uygulanan bu ürünün, üretici firma tarafından ortalama 2 hafta süreyle, günlük 8-10 saat kullanımı tavsiye edilmektedir.



Şekil 3.2 : Opalescence PF % 10.

3.1.2.2 Opalescence Quick PF % 45 bekleme odası tipi beyazlatma ajanı

Opalescence Quick PF % 45 (Ultradent, ABD) yüksek oranda karbamid peroksit içeren ve hekim gözetiminde uygulanan bir ajandır (Şekil 3.3). Hassasiyet oluşturmaması için içeriğine potasyum nitrat ve florid eklenmiştir [199]. Üretici firma tarafından günlük maksimum 30 dakika kullanılması tavsiye edilmektedir. Isıyla şekillenebilen hazır plaklar veya kişiye özel plaklar vasıtasıyla ortalama 0,5 mm kalınlığında dişlerin bukkal yüzeylerine uygulanır.

Farklı yöntemlerle uygulanabilen bu ürün, ev tipi beyazlatma tedavisine başlamadan önce hekimin klinikte tek sefer uygulayabileceği bir başlangıç tedavisi

olabileceği gibi (sonrasında hasta % 10-16-20 veya 35'lik KP içeren kitlerle evde tedavisine devam eder), hekim kontrolünde belli bir süre (1-2 hafta) klinikte de uygulanabilir. Ofis tipi beyazlatma uygulamasından sonra hekim tarafından ek tedavi olarak da uygulanması mümkündür.



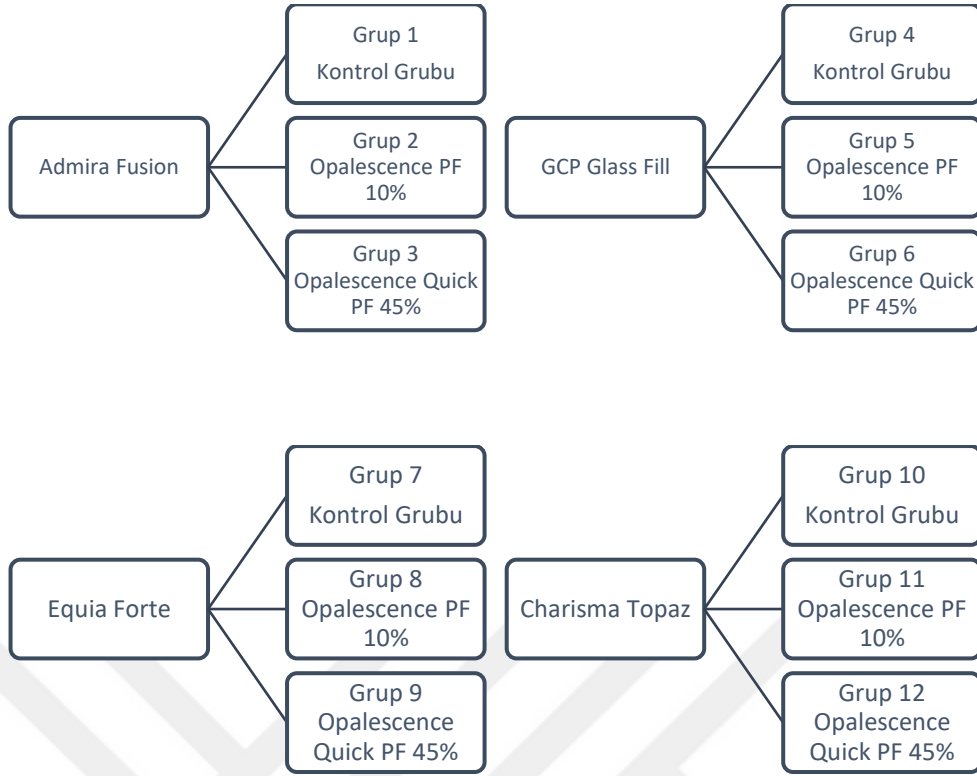
Şekil 3.3 : Opalescence Quick PF % 45.

Tablo 3.3: Çalışmada kullanılan beyazlatma ajanlarının içeriği [200].

Beyazlatma Materyali	Materyalin İçeriği
Opalescence PF % 10.	% 10 karbamid peroksit, potasyum nitrat, % 0.11 florid, karbopol, gliserin
Opalescence Quick PF % 45	% 45 karbamid peroksit, potasyum nitrat, % 0.11 florid, karbopol, gliserin

3.2 Deney Gruplarının Belirlenmesi

Kullanılan restoratif materyallere göre 4 ana grup oluşturuldu. Daha sonra kullanılan beyazlatma ajanlarına göre 2 alt gruba ayrıldı. Kontrol grubuna ise herhangi bir beyazlatma işlemi uygulanmadı. Toplam 12 grup elde edildi (Şekil 3.4). Örnek genişliğini belirlemek için power analizi yapıldı ve her bir gruptaki örnek sayının en az 10 olması (n=10) planlandı. Toplamda 120 tane örnek hazırlandı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 : Çalışmada yer alan gruplar.

3.3 Çalışma Planı

3.3.1 Örneklerin hazırlanması

Tüm örnekler 2x10 mm'lik metal kalıp içerisinde hazırlandı (Şekil 3.5). Admira Fusion dolgu materyali, kalıbın içine siman fulvarı yardımıyla yerleştirildi. Üzerine şeffaf bant konup, mikroskop camı (lam) yardımıyla yüzey kontrol edildi. Üretici firma talimatlarına uygun olarak, dalga boyu 395–480 nm arasında olan yüksek şiddetli ışık üreten LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) ile 20 saniye polimerize edildi (Şekil 3.5). Sırasıyla 400, 600, 800 ve 1000 grenlik silikon karbid zımparalarla 10'ar saniye, polisaj cihazı (Minitech 233, Presi, Fransa), (Şekil 3.6) kullanılarak su soğutması altında düzgün bir yüzey haline getirildi. Daha sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda elmas partikülleri içeren polisaj lastiği (Dimanto, Voco, Almanya), (Şekil 3.6) ile 1 dakika boyunca düşük devirli mikromotorla su soğutması altında polisajı yapıldı.

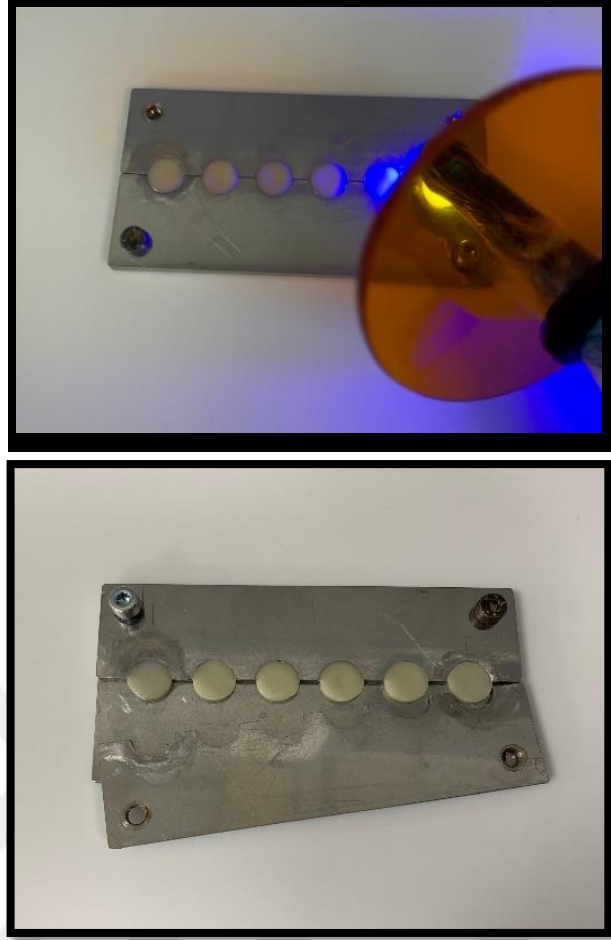
GCP Glass Fill kapsülü arkasındaki butona bastırılarak karıştırılmaya hazır hale getirildi. Carbomix Kapsül Karıştırıcı'ya (GCP Dental, Hollanda) yerleştirilen kapsül, üretici firmanın talimatlarına uyularak 15 saniye karıştırıldı. Karıştırıcıdan çıkarılıp

taşıyıcıya takılan kapsül 2x10 mm'lik metal kalıp içine enjekte edildi. Bir bond kabına konulan GCP Gloss, parmak basıncıyla dolgunun üzerine sürülerek yaklaşık 1 dakika boyunca şekil verildi. Dolgunun üzerine direkt temas edecek şekilde yerleştirilen 1.400m/cm² ışık gücündeki GCP CarboLED ışık cihazı (GCP Dental, Hollanda) 90 sn boyunca uygulandı. Sırasıyla 400, 600, 800 ve 1000 grenlik silikon karbid zımparalarla 10'ar saniye, polisaj cihazı (Minitech 233, Presi, Fransa) kullanılarak, su soğutması altında düzgün bir yüzey haline getirildi. Sonra elmas partiküller içeren polisaj lastiği (Dimanto, Voco, Almanya) ile su soğutması altında 1 dakika boyunca polisajı yapıldı.

Equia Forte kapsülü butonuna basılıp karıştırmaya hazır hale getirildi. Amalgamatöre yerleştirilen kapsül 10 saniye karıştırıldı. Karıştırıcıdan çıkarılan kapsül taşıyıcıya yerleştirilip dolgu materyali 2x10 mm'lik metal kalıplara enjekte edildi. Materyalin yüzeyi şeffaf bant ve mikroskop camı yardımıyla düzleştirilip 3,5 dakika sertleşmesi beklendi. Sırasıyla 400, 600, 800 ve 1000 grenlik silikon karbid zımparalarla 10'ar saniye, polisaj cihazı (Minitech 233, Presi, Fransa), kullanılarak su soğutması altında düzgün bir yüzey haline getirildi. Sonra elmas partiküller içeren polisaj lastiği (Dimanto, Voco, Almanya) ile düşük devirli mikromotor ile su soğutması altında 1 dakika boyunca polisajı yapıldı ve hava spreyi ile kurutuldu. Daha sonra bond fırçası yardımıyla materyalin sadece üst yüzeyine Equia Forte Coat sürüldü. Hava spreyi sıkılmadan LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) ile 20 saniye boyunca polimerize edildi.

Charisma Topaz dolgu materyali, 2x10 mm'lik metal kalıbın içine siman fulvarı yardımıyla yerleştirildi. Üzerine şeffaf bant konup, siman camı yardımıyla düzgünlüğü kontrol edildi. Üretici firma talimatlarına uygun olarak LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) ile 20 saniye polimerize edildi (Şekil 3.5). Sırasıyla 400, 600, 800 ve 1000 grenlik silikon karbid zımparalarla 10'ar saniye, polisaj cihazı (Minitech 233, Presi, Fransa), kullanılarak su soğutması altında düzgün bir yüzey haline getirildi. Daha sonra elmas partiküller içeren polisaj lastiği (Dimanto, Voco, Almanya) kullanılarak 1 dakika boyunca düşük devirli mikromotor ile su soğutması altında polisajı yapıldı.

Her dolgu materyalinden 30 adet olmak üzere toplam 120 adet örnek hazırlandı.



Şekil 3.5 : Örneklerin metal kalıp içerisinde hazırlanması.



Şekil 3.6 : Polisaj cihazı (Minitech 233) ve Dimanto elmas emdirilmiş silikon cila lastiği.

3.3.2 Örneklerin Saklanması

Örnekler hazırlandıktan ve rastgele gruplara ayrıldıktan sonra her bir örneğin arkasına ait olduğu grubu belirten bir harf ve 1'den 10'a kadar bir numara küçük bir frez yardımıyla yazıldı. Hazırlanan tüm örnekler içi yapay tükürük ile dolu koyu renkli

cam şişeler içerisinde, 24 saat oda ısısında bekletildi [201], (Şekil 3.7). Yapay tükürük solüsyonu Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyokimya Anabilim Dalı'nda günlük olarak hazırlandı. Yapay tükürüğün içeriği Tablo 3.4'de yer almaktadır.

Tablo 3.4 : Yapay tükürük formülü [201].

Yapay Tükürük İçeriği	1 litre distile suda bulunan miktar
NaCl	0,400 gr
KCl	0,400 gr
CaCl ₂ H ₂ O	0,795 gr
NaH ₂ PO ₄	0,69 gr
H ₁₈ Na ₂ O ₉ S	0,005 gr
CH ₄ N ₂ O	0,001 gr



Şekil 3.7 : Örneklerin gruplara ayrıldıktan sonra koyu renkli cam şişelerde yapay tükürük içerisinde muhafaza edilmesi.

3.3.3 Yapay yaşlandırma uygulaması

Tüm örnekler yapay tükürük kullanılarak termal siklus cihazında (SD Mechatronik Thermocyclers, SD Mechatronik, Almanya) 10.000 siklus uygulanarak yaşlandırma işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.8). Termal siklus cihazının uygulama prosedürü örneklerin sırasıyla bir kez soğuk (5 °C) bir kez de sıcak su banyosu (55 °C) içinde 30 saniye süreyle bekletilmesi ve bir banyodan diğer banyoya geçiş süresi 10 saniye olacak şekilde toplamda 10.000 siklus olacak şekilde ayarlandı.



Şekil 3.8 : Termal Siklus Cihazı (SD Mechatronik Thermocycler, Almanya).

3.3.4 Termal yaşlandırma sonrası örneklerin fiziksel özelliklerinin ölçülmesi

3.3.4.1 Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi

Termal yaşlandırma uygulaması bittikten sonra tüm örneklerin yüzey pürüzlülükleri konvansiyonel profilometre (MarSurf M 300 C, Mahr GmbH, Almanya) cihazı kullanılarak ölçüldü. Öncelikle cihaz kalibre edildi ve her örneğin 3 farklı bölgesinden 3 pürüzlülük ölçümü yapıldı. Bu 3 ölçümün aritmetik ortalaması alınarak her örnek için bir yüzey pürüzlülüğü değeri hesaplandı.



Şekil 3.9 : Konvansiyonel profilometre cihazı (MarSurf M 300 C, Almanya).

3.3.4.2 Örneklerin renk analizlerinin yapılması

Termal yaşlandırma uygulamasından sonra, tüm örneklerin renk ölçümleri bir spektrofotometre (Vita EasyShade Advance 4.0, Vita Zahnfabric, Almanya), (Şekil 3.10) yardımıyla, günün aynı saatlerinde ve aynı ışık altında, 3'er defa yapıldı. Bulunan L, a ve b değerlerinin aritmetik ortalaması alınıp her örnek için tek bir L, a ve b değeri kaydedildi. Her 3 örnek sonrası cihaz kalibre edildi.



Şekil 3.10 : Spektrofotometre (Vita EasyShade Advance 4.0, Almanya) cihazı.

3.3.4.3 Örneklerin mikrosertlik değerlerinin ölçülmesi

Termal yaşlandırma uygulaması bittikten sonra örneklerin mikrosertlik ölçümleri bir mikrosertlik test cihazı (Shimadzu Mikrosertlik Test Cihazı HMV-2 Serisi, Shimadzu, Japonya) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.11). Öncelikle cihaz kalibre edildi. 1,96 Newton yük 15 saniye boyunca çizici uç aracılığıyla örneğe uygulandı. Bu işlem her bir örnek için, örneklerin üst yüzeyindeki 3 farklı noktada tekrarlandı. Aritmetik ortalama alınıp her örnek için bir mikrosertlik değeri tespit edildi.



Şekil 3.11 : Shimadzu Mikrosertlik Test Cihazı HMV-2 Serisi

3.3.5 Örneklere ev tipi beyazlatma işlemi uygulanması

Kontrol gruplarına (1, 4, 7, 10) herhangi bir beyazlatma ajanı uygulanmadı. Kontrol grubundaki örnekler 37 °C'lik etüvde yapay tükürük içerisinde, üzeri sterilizasyon poşeti ile örtülü olan metal küvet içerisinde 14 gün boyunca bekletildi.

Grup 2, 5, 8 ve 11'deki örnekler her gün 8 saat boyunca 14 gün süreyle üzerlerine yaklaşık 0,5 mm kalınlığında % 10'luk Opalescence PF jel yayılarak, 37 °C'lik etüvde, tabanında çok az miktarda yapay tükürük bulunan ve üzeri sterilizasyon poşeti ile kaplanan metal küvet içerisinde bekletildi. Her beyazlatma uygulamasından sonra distile suyla yıkanan örnekler, günün geri kalan saatlerinde yapay tükürük solüsyonu içinde 37 °C'lik etüvde 14 gün boyunca bekletildi.

Grup 3, 6, 9 ve 12'deki örnekler hergün 30 dakika boyunca 14 gün süreyle üzerlerine yaklaşık 0,5 mm kalınlığında % 45'lik Opalescence Quick PF jel yayılarak, 37°C'lik etüvde, örneklerin tabanında çok az miktarda yapay tükürük bulunan ve üzeri sterilizasyon poşeti ile kaplanan metal küvet içerisinde bekletildi. Her beyazlatma uygulamasından sonra distile suyla yıkanan örnekler günün geri kalan saatlerinde, yapay tükürük solüsyonu içinde 37°C'lik etüvde 14 gün boyunca bekletildi.



Şekil 3. 12 : Etüv'de deney örneklerinin bekletilmesi.

3.3.6 Beyazlatma işleminden sonra örneklerin fiziksel özelliklerinin ölçülmesi

Beyazlatma prosedürü bittikten sonra tüm örneklerin yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik ölçümleri ile renk analizleri tekrarlandı.

3.4 Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Verilerin istatistiksel analizi, Windows için SPSS (SPSS Inc., Chicago, Illinois, ABD) 15.0 versiyon paket programı kullanılarak yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi. Normal dağılım gösteren verilerin çoklu karşılaştırmaları için ortalamalar arası fark alınarak parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı. ANOVA testinde önemli bulunan grup ortalamaları, yapıya göre Post-Hoc test olarak Dunnet ve Bonferroni testleri kullanıldı. Eşleştirilmiş gruplarda ortalama değerlerin karşılaştırılmasında Student's t testi kullanıldı. Hipotezler çift yönlü olup, $p \leq 0.05$ olduğunda anlamlı olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1 Mikrosertlik Bulguları

Admira Fusion dolgu materyali ile oluşturulan Grup 1, 2, 3'te yer alan örneklerden termal yaşlandırma ve beyazlatma prosedürleri sonrası ölçülen Vickers mikrosertlik değerleri (VMH) arasındaki fark alınarak tanımlayıcı istatistik analizi gerçekleştirildi (Tablo 4.1) ve istatistiksel karşılaştırmalar yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi (Tablo 4.1).

Normal dağılım gösteren verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.2). Kıyaslanılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,487$) (Tablo 4.2). Sonuçlar iki yönlü Dunnett t testi ile desteklendi (Tablo 4.3).

Admira Fusion ile oluşturulan gruplardan Grup 1'e hiçbir beyazlatma prosedürü uygulanmadı ve referans grup olarak alındı. % 10'luk KP (Grup2) ve % 45'lik KP (Grup 3) ile işleme tabi tutulan Admira Fusion grupları Grup 1 ile kıyaslandı. Grup 1 ile Grup 2 arasında ($p=0,403$) ve Grup 1 ile Grup 3 arasında ($p=0,612$) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.3).

GCP Glass Fill materyali ile oluşturulan Grup 4, 5, 6'da yer alan örneklerden termal yaşlandırma ve beyazlatma prosedürleri sonrası ölçülen VMH değerleri arasındaki fark alınarak tanımlayıcı istatistik analizi gerçekleştirildi (Tablo 4.4) ve istatistiksel karşılaştırmalar yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi (Tablo 4.4).

GCP Glass Fill materyali ile oluşturulan gruplardan Grup 4'e hiçbir beyazlatma prosedürü uygulanmadı ve referans grup olarak alındı. Verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.5) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,047$). ANOVA testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu için ($p<0,05$), Post-Hoc testi olarak iki yönlü Dunnett t testi yapıldı (Tablo 4.6).

% 10'luk KP (Grup 5) ve % 45'lik KP (Grup 6) ile işleme tabi tutulan GCP Glass Fill grupları Grup 4 ile kıyaslandı. Grup 4 ile 5 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0,564$) ; Grup 4 ile 6 arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,029$) (Tablo 4.6).

% 45 KP içeren beyazlatma uygulamasının Glass Fill restoratif materyalinin mikrosertliğinde kontrol grubuna kıyasla azalmaya yol açtığı gözlemlendi (Tablo 4.58).

Equia Forte dolgu materyali ile oluşturulan Grup 7, 8, 9'da yer alan örneklerden termal yaşlandırma ve beyazlatma prosedürleri sonrası ölçülen VMH değerleri arasındaki fark alınarak tanımlayıcı istatistik analizi gerçekleştirildi (Tablo 4.7) ve istatistiksel karşılaştırmalar yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi (Tablo 4.7).

Equia Forte ile oluşturulan gruplardan Grup 7'ye hiçbir beyazlatma prosedürü uygulanmadı ve referans grup olarak alındı. Verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.8) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,008$). ANOVA testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu için, Post-Hoc testi olarak iki yönlü Dunnett t testi yapıldı (Tablo 4.9).

% 10'luk KP (grup 8) ve % 45'lik KP (grup 9) ile işleme tabi tutulan Equia Forte grupları Grup 7 ile kıyaslandı. Grup 7 ile 8 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0,960$) ; Grup 7 ile 9 arasında ise anlamlı fark bulundu ($p=0,009$), (Tablo 4.9).

% 45 KP içeren beyazlatma uygulamasının Equia Forte'nin VMH değerini kontrol grubuna kıyasla arttırdığı gözlemlendi (Tablo 4.61).

Charisma Topaz dolgu materyali ile oluşturulan grup 10, 11, 12'da yer alan örneklerden termal yaşlandırma ve beyazlatma prosedürleri sonrası ölçülen VMH değerleri arasındaki fark alınarak tanımlayıcı istatistik analizi gerçekleştirildi (Tablo 4.10) ve istatistiksel karşılaştırmalar yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi (Tablo 4.10).

Charisma Topaz ile oluşturulan gruplardan Grup 10'a hiçbir beyazlatma prosedürü uygulanmadı ve referans grup olarak alındı. Verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.11) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,023$). ANOVA

testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu için, Post-Hoc testi olarak iki yönlü Dunnett t testi yapıldı (Tablo 4.12).

% 10'luk KP (Grup 11) ve % 45'lik KP (Grup 12) ile işleme tabi tutulan Charisma Topaz grupları grup 10 ile kıyaslandı. Grup 10 ile 11 arasında ($p=0,025$) ve Grup 10 ile 12 arasında ($p=0,039$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (Tablo 4.12).

% 10 KP ve % 45 KP içeren beyazlatma uygulamalarının Charisma Topaz'ın mikrosertliğinde kontrol grubuna kıyasla azalmaya yol açtıkları gözlemlendi (Tablo 4.10) (Tablo 4.64).

Grup 2, 5, 8 ve 11, %10 KP içeren ürün ile beyazlatma prosedürüne tabi tutulan gruplar olup bu 4 grup kendi arasında kıyaslandı. İlk olarak tanımlayıcı istatistiksel analiz yapıldı (Tablo 4.13). Normal dağılım gösteren verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.14) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,083$). Post-Hoc testi olarak Bonferroni testi yapıldı ve sonuçlar desteklendi ($p\geq 0,05$), (Tablo 4.15).

Grup 3, 6, 9 ve 12, %45 KP içeren ürün ile beyazlatma prosedürüne tabi tutulan gruplar olup bu 4 grup kendi arasında kıyaslandı. İlk olarak tanımlayıcı istatistiksel analiz yapıldı (Tablo 4.16). Normal dağılım gösteren verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.17) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,002$). ANOVA testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu için, Post-Hoc testi olarak Bonferroni testi yapıldı (Tablo 4.18). Grup 6 ile 9 arasında ($p=0,02$) ve Grup 9 ile 12 arasında ($p=0,010$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (Tablo 4.18). %45'lik KP uygulaması sonucu GCP Glass Fill (Grup 6) ve Charisma Topaz'ın (Grup 12) VMH değerinde azalma gözlemlendi (Tablo 4.58) (Tablo 4.64). Admira Fusion'un (Grup 3) VMH değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi (Tablo 4.55). Diğer taraftan Equia Forte'nin (Grup 9) VMH değerinin % 45 KP beyazlatma prosedürü uygulaması sonrası arttığı tespit edildi. (Tablo 4.61).

Tablo 4.1: Grup 1,2 ve 3 Vickers mikrosertlik (VMH) değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 1	10	1,85	11,77	3,72	-6,57	10,27	-13,1	24,7
Grup 2	10	7,24	11,83	3,74	-1,22	15,7	-14,2	20
Grup 3	10	5,72	5,96	1,88	1,46	9,99	-3,7	15,3
Total	30	4,94	10,14	1,85	1,15	8,72	-14,2	24,7

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.2: Admira Fusion grupları VMH değerleri ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	154,47	2	77,23	0,74	0,487
Grup İçinde	2824,63	27	104,62		
Total	2979,09	29			

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.3: Admira Fusion grupları VMH değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.

Grup 1 ile kıyaslama	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Grup 2	5,39	4,57	0,403	-5,28	16,06
Grup 3	3,87	4,57	0,612	-6,8	14,54

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4. 4: Grup 4, 5 ve 6 VMH değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 4	10	-4,18	13,51	4,27	-13,8	5,49	-21,5	15,4
Grup 5	10	2,69	14,58	4,6	-7,74	13,1	-12,7	32,9
Grup 6	10	15,14	21,1	6,67	0,04	30,2	-22,4	40,8
Total	30	4,55	18,08	3,3	-2,2	11,3	-22,4	40,8

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.5 : GCP Glass Fill grupları VMH değerleri ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	1918,2	2	959,1	3,42	0,047
Grup İçinde	7564,3	27	280,16		
Total	9482,5	29			

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.6 : GCP Glass Fill grupları VMH değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.

Grup 4 ile kıyaslama	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Grup 5	6,88	7,49	0,564	-10,6	24,3
Grup 6	19,3	7,49	0,029	1,85	36,8

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.7 : Grup 7, 8 ve 9 VMH değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 7	10	1,82	4,2	1,3	-1,2	4,84	-5,1	7,4
Grup 8	10	1,27	7,37	2,3	-4	6,54	-11,8	10
Grup 9	10	-5,3	2,9	0,93	-7,4	-3,2	-11	-2,5
Total	30	-0,74	5,99	1,09	-2,98	1,5	-11,8	10

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.8 : Equia Forte grupları VMH değerleri ANOVA testi

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	313,88	2	156,94	5,83	0,008
Grup İçinde	726,68	27	26,91		
Total	1040,56	29			

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.9 : Equia Forte grupları VMH değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.

Grup 7 ile kıyaslama	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Grup 8	-0,55	2,32	0,960	-5,96	4,86
Grup 9	-7,12	2,32	0,009	-12,5	-1,71

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.10 : Grup 10, 11 ve 12 VMH değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 10	10	4,26	6,3	2	-,27	8,8	-4,2	15
Grup 11	10	13,2	8,5	2,7	7,1	19,3	0,3	27,2
Grup 12	10	12,5	7,7	2,4	7,03	18	1,2	23,2
Total	30	9,99	8,39	1,5	6,86	13,1	-4,2	27,2

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.11 : Charisma Topaz grupları VMH değerleri ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	495,2	2	247,6	4,33	0,023
Grup İçinde	1544,70	27	57,2		
Total	2039,94	29			

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.12 : Charisma Topaz grupları VMH değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.

Grup 10 ile kıyaslama	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Grup 11	8,93	3,38	0,025	1,04	16,8
Grup 12	8,27	3,38	0,039	0,38	16,16

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.13 : %10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların VMH değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 2	10	7,24	11,83	3,74	-1,2	15,7	-14,2	20
Grup 5	10	2,7	14,58	4,6	-7,74	13,12	-12,7	32,9
Grup 8	10	1,27	7,37	2,33	-4	6,5	-11,8	10
Grup 11	10	13,2	8,5	2,7	7,1	19,28	0,30	27,2
Total	40	6,098	11,5	1,8	2,4	9,78	-14,2	32,9

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.14 : %10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların VMH değerlerinin kıyaslanması, ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	865,25	3	288,42	2,4	0,083
Grup İçinde	4311,94	36	119,78		
Total	5177,19	39			

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.15 : % 10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların VMH değerlerinin kıyaslanması, Bonferroni testi..

Gruplar	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı		
				Alt Sınır	Üst Sınır	
2	5	4,55	4,9	1,000	-9,1	18,2
	8	5,97	4,9	1,000	-7,7	19,6
	11	-5,95	4,9	1,000	-19,6	7,7
5	2	-4,55	4,9	1,000	-18,2	9,1
	8	1,42	4,9	1,000	-12,2	15,1
	11	-10,5	4,9	0,232	-24,2	3,2
8	2	-5,97	4,9	1,000	-19,6	7,7
	5	-1,42	4,9	1,000	-15,1	12,2
	11	-11,92	4,9	0,120	-25,6	1,7
11	2	5,95	4,9	1,000	-7,7	19,6
	5	10,5	4,9	0,232	-3,2	24,2
	8	11,92	4,9	0,120	-1,7	25,6

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.16 : % 45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların VMH değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 3	10	5,7	5,95	1,9	1,5	9,98	-3,7	15,3
Grup 6	10	15,1	21,1	6,7	0,04	30,2	-22,4	40,8
Grup 9	10	-5,3	2,9	0,9	-7,4	-3,2	-11	-2,5
Grup 12	10	12,5	7,69	2,4	7,02	18,03	1,2	23,2
Total	40	7,02	13,8	2,2	2,6	11,4	-22,4	40,8

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder

Tablo 4.17 : % 45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların VMH değerlerinin kıyaslanması, ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	2497,7	3	832,6	6,071	0,002
Grup İçinde	4937,2	36	137,1		
Total	7434,9	39			

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.18 : % 45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların VMH değerlerinin kıyaslanması, Bonferroni testi.

Gruplar	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı		
				Alt Sınır	Üst Sınır	
3	6	-9,4	5,2	0,483	-24	5,2
	9	11	5,2	0,254	-3,6	25,6
	12	-6,8	5,2	1,000	-21,4	7,8
6	3	9,4	5,2	0,483	-5,2	24
	9	20,4	5,2	0,002	5,8	35
	12	2,6	5,2	1,000	-12	17,2
9	3	-11	5,2	0,254	-25,6	3,6
	6	-20,4	5,2	0,002	-35	-5,8
	12	-17,8	5,2	0,010	-32,4	-3,2
12	3	6,8	5,2	1,000	-7,8	21,4
	6	-2,6	5,2	1,000	-17,2	12
	9	17,8	5,2	0,010	3,2	32,4

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

4.2 Renk Değişimi Bulguları

Admira Fusion dolgu materyali ile oluşturulan Grup 1, 2, 3'te yer alan örneklerden termal yaşlandırma ve beyazlatma prosedürleri sonrası ölçülen ve hesaplanan total renk değişim değerlerinin (ΔE) tanımlayıcı istatistik analizi gerçekleştirildi (Tablo 4.19) ve istatistiksel karşılaştırmaları yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi (Tablo 4.19).

Normal dağılım gösteren verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.20). Kıyaslanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,297$), (Tablo 4.20). Sonuçlar iki yönlü Dunnett t testi ile desteklendi (Tablo 4.21).

Admira Fusion ile oluşturulan gruplardan Grup 1'e hiçbir beyazlatma prosedürü uygulanmadı ve referans grup olarak alındı. % 10'luk KP (Grup 2) ve % 45'lik KP (Grup 3) ile işleme tabi tutulan Admira Fusion grupları Grup 1 ile kıyaslandı. Grup 1 ile 2 arasında ($p=0,211$) ve Grup 1 ile 3 arasında ($p=0,619$) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Tablo 4.21).

GCP Glass Fill dolgu materyali ile oluşturulan Grup 4, 5, 6'da yer alan örneklerden termal yaşlandırma ve beyazlatma prosedürleri sonrası ölçülen ve hesaplanan ΔE değerlerinin tanımlayıcı istatistik analizi gerçekleştirildi (Tablo 4.22) ve istatistiksel karşılaştırmalar yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi (Tablo 4.22).

GCP Glass Fill ile oluşturulan gruplardan Grup 4'e hiçbir beyazlatma prosedürü uygulanmadı ve referans grup olarak alındı. Verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.23) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,000$). ANOVA testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu için, Post-Hoc testi olarak iki yönlü Dunnett t testi yapıldı (Tablo 4.24).

% 10'luk KP (Grup 5) ve % 45'lik KP (Grup 6) ile işleme tabi tutulan GCP Glass Fill grupları Grup 4 ile kıyaslandı. Grup 4 ile 5 arasında ($p=0,000$) ve grup 4 ile 6 arasında ($p=0,006$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (Tablo 4.24).

% 10 KP ve % 45 KP içeren beyazlatma uygulamalarının, GCP Glass Fill'in ΔE değerlerini, kontrol grubuna kıyasla arttırdığı gözlemlendi (Tablo 4.59).

Equia Forte dolgu materyali ile oluşturulan Grup 7, 8, 9'da yer alan örneklerden termal yaşlandırma ve beyazlatma prosedürleri sonrası ölçülen ve hesaplanan ΔE değerlerinin tanımlayıcı istatistik analizi gerçekleştirildi (Tablo 4.25) ve istatistiksel karşılaştırmalar yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi (Tablo 4.25).

Equia Forte ile oluşturulan gruplardan Grup 7'ye hiçbir beyazlatma prosedürü uygulanmadı ve referans grup olarak alındı. Verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.26) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,055$). Sonuçları desteklemek için Post-Hoc testi olarak iki yönlü Dunnett t testi yapıldı (Tablo 4.27).

% 10'luk KP (Grup 8) ve % 45'lik KP (Grup 9) ile işleme tabi tutulan Equia Forte grupları Grup 7 ile kıyaslandı. Grup 7 ile 8 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ($p=0,032$); Grup 7 ile 9 arasında bulunmadı ($p=0,245$), (Tablo 4.27).

% 10 KP içeren beyazlatma uygulamasının, Equia Forte'nin ΔE değerlerini, kontrol grubuna kıyasla arttırdığı gözlemlendi (Tablo 4.62).

Charisma Topaz materyali ile oluşturulan Grup 10, 11, 12'da yer alan örneklerden termal yaşlandırma ve beyazlatma prosedürleri sonrası ölçülen ve hesaplanan ΔE değerlerinin tanımlayıcı istatistik analizi gerçekleştirildi (Tablo 4.28) ve istatistiksel karşılaştırmalar yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi (Tablo 4.28).

Charisma Topaz ile oluşturulan gruplardan Grup 10'a hiçbir beyazlatma prosedürü uygulanmadı ve referans grup olarak alındı. Verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.29) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,005$). ANOVA testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu için, Post-Hoc testi olarak iki yönlü Dunnett t testi yapıldı (Tablo 4.30).

% 10'luk KP (Grup 11) ve % 45'lik KP (Grup 12) ile işleme tabi tutulan Charisma Topaz grupları grup 10 ile kıyaslandı. Grup 10 ile 11 arasında ($p=0,013$) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken; Grup 10 ile 12 arasında ($p=0,913$) bulunmadı (Tablo 4.30).

% 10 KP içeren beyazlatma uygulamasının, Topaz'ın ΔE değerlerini , kontrol grubuna göre azalttığı tespit edildi (Tablo 4.65).

Grup 2, 5, 8 ve 11, %10 KP içeren ürün ile beyazlatma prosedürüne tabi tutulan gruplar olup bu 4 grup kendi arasında kıyaslandı. İlk olarak tanımlayıcı istatistiksel analiz yapıldı (Tablo 4.31). Normal dağılım gösteren verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.32) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,000$). ANOVA testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu için, Post-Hoc testi olarak Bonferroni testi yapıldı (Tablo 4.33). Grup 2 ile Grup 5 arasında ($p=0,000$); Grup 5 ile Grup 8 arasında ($0,001$); Grup 5 ile Grup 11 arasında ($0,000$) ve Grup 8 ile Grup 11 arasında ($0,004$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (Tablo 4.33).

% 10 KP içeren beyazlatma prosedürünün uygulandığı tüm gruplar kıyaslandığında, en yüksek ΔE değeri GCP Glass Fill'de gözlemlendi (Tablo 4.31). Equia Forte'nin ΔE değeri Topaz'dan fazla bulundu (Tablo 4.31).

Grup 3, 6, 9 ve 12, %45 KP içeren ürün ile beyazlatma prosedürüne tabi tutulan gruplar olup bu 4 grup kendi arasında kıyaslandı. İlk olarak tanımlayıcı istatistiksel analiz yapıldı (Tablo 4.34). Normal dağılım gösteren verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.35) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,175$). Sonuçlar Bonferroni testi ile desteklendi (Tablo 4.36).

Tablo 4.19 : Grup 1,2 ve 3 total renk değişimi (ΔE) değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 1	10	4,08	1,49	0,47	3,02	5,14	2,06	7,24
Grup 2	10	3,04	1,1	0,35	2,2	3,8	1,39	5,37
Grup 3	10	3,5	1,7	0,55	2,3	4,78	1,32	5,86
Total	30	3,55	1,48	0,27	3	4,1	1,32	7,24

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.20 : Admira Fusion grupları ΔE değerleri ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	5,46	2	2,73	1,272	0,297
Grup İçinde	58,02	27	2,15		
Total	63,48	29			

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.21 : Admira Fusion grupları ΔE değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.

Grup 1 ile kıyaslama	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Grup 2	-1,04	0,65	0,211	-2,6	0,48
Grup 3	-0,55	0,65	0,619	-2,07	0,98

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.22 : Grup 4, 5 ve 6 ΔE değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 4	10	2,44	1,46	0,46	1,4	3,49	0,33	4,32
Grup 5	10	6,8	2,16	0,68	5,2	8,37	4,32	9,99
Grup 6	10	4,9	1,275	0,4	3,97	5,8	2,89	6,81
Total	30	4,7	2,4	0,4	3,81	5,63	0,33	9,99

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.23 : GCP Glass Fill grupları ΔE değerleri ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	96,58	2	48,291	17,157	0,000
Grup İçinde	75,99	27	2,815		
Total	172,58	29			

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.24 : GCP Glass Fill grupları ΔE değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.

Grup 4 ile kıyaslama	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Grup 5	4,38	0,75	0,000	2,63	6,1
Grup 6	2,44	0,75	0,006	0,69	4,2

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.25 : Grup 7, 8 ve 9 ΔE değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 7	10	2,86	0,81	0,26	2,28	3,45	1,47	4,41
Grup 8	10	4,23	1,3	0,4	3,3	5,17	1,67	5,80
Grup 9	10	3,68	1,4	0,4	2,66	4,7	1,91	6,51
Total	30	3,59	1,3	0,2	3,1	4,1	1,47	6,51

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.26 : Equia Forte grupları ΔE değerleri ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	9,48	2	4,740	3,24	0,055
Grup İçinde	39,5	27	1,463		
Total	48,97	29			

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.27 : Equia Forte grupları ΔE değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.

Grup 7 ile kıyaslama	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Grup 8	1,37	0,54	0,032	0,107	2,63
Grup 9	0,81	0,54	0,245	-0,45	2,08

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.28 : Grup 10, 11 ve 12 ΔE değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 10	10	3,47	1,18	0,37	2,62	4,3	2,29	5,68
Grup 11	10	1,9	0,46	0,14	1,59	2,26	1,21	2,49
Grup 12	10	3,66	1,6	0,5	2,5	4,8	,98	6,01
Total	30	3,01	1,38	0,25	2,5	3,5	,98	6,01

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.29 : Charisma Topaz grupları ΔE değerleri ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	17,97	2	8,99	6,472	0,005
Grup İçinde	37,48	27	1,39		
Total	55,4	29			

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.30 : Charisma Topaz grupları ΔE değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.

Grup 10 ile kıyaslama	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Grup 11	-1,54	0,5	0,013	-2,77	-0,31
Grup 12	0,186	0,5	0,913	-1,04	1,4

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.31: % 10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların ΔE değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 2	10	3,04	1,1	0,34	2,25	3,83	1,39	5,37
Grup 5	10	6,8	2,16	0,68	5,28	8,37	4,3	9,99
Grup 8	10	4,2	1,3	0,41	3,3	5,17	1,7	5,8
Grup 11	10	1,9	0,464	0,15	1,6	2,26	1,2	2,49
Total	40	4	2,28	0,36	3,28	4,7	1,2	9,99

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.32: % 10 KP beyazlatma yapılan tüm grupların ΔE değerlerinin kıyaslanması, ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	132,76	3	44,25	22,623	0,000
Grup İçinde	70,42	36	1,96		
Total	203,18	39			

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.33: % 10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların ΔE değerlerinin kıyaslanması, Bonferroni testi.

Gruplar	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı		
				Alt Sınır	Üst Sınır	
2	5	-3,79	0,63	0,000	-5,53	-2,04
	8	-1,2	0,63	0,385	-2,94	0,55
	11	1,11	0,63	0,501	-0,63	2,86
5	2	3,79	0,63	0,000	2,04	5,53
	8	2,59	0,63	0,001	0,85	4,3
	11	4,9	0,63	0,000	3,16	6,6
8	2	1,2	0,63	0,385	-0,55	2,94
	5	-2,59	0,63	0,001	-4,34	-0,85
	11	2,3	0,63	0,004	0,56	4,05
11	2	-1,11	0,63	0,501	-2,86	0,63
	5	-4,9	0,63	0,000	-6,65	-3,16
	8	-2,3	0,63	0,004	-4,05	-0,56

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.34: % 45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların ΔE değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 3	10	3,5	1,74	0,55	2,29	4,8	1,32	5,86
Grup 6	10	4,89	1,28	0,4	3,97	5,8	2,89	6,81
Grup 9	10	3,68	1,4	0,4	2,66	4,7	1,91	6,51
Grup 12	10	3,66	1,6	0,5	2,5	4,8	0,98	6,01
Total	40	3,9	1,56	0,25	3,4	4,44	0,98	6,81

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.35: % 45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların ΔE değerlerinin kıyaslanması, ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	12,08	3	4,027	1,747	0,175
Grup İçinde	82,97	36	2,305		
Total	95,05	39			

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.36 : % 45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların ΔE değerlerinin kıyaslanması, Bonferroni testi.

Gruplar	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı		
				Alt Sınır	Üst Sınır	
3	6	-1,35	0,68	0,327	-3,245	0,55
	9	-0,14	0,68	1,000	-2,038	1,75
	12	-0,12	0,68	1,000	-2,012	1,78
6	3	1,35	0,68	0,327	-0,55	3,24
	9	1,2	0,68	0,503	-0,69	3,1
	12	1,2	0,68	0,466	-0,66	3,13
9	3	0,14	0,68	1,000	-1,75	2,04
	6	-1,2	0,68	0,503	-3,1	0,69
	12	0,027	0,68	1,000	-1,87	1,92
12	3	0,12	0,68	1,000	-1,78	2,01
	6	-1,23	0,68	0,466	-3,13	0,66
	9	-0,027	0,68	1,000	-1,92	1,87

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

4.3 Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Admira Fusion materyali ile oluşturulan Grup 1, 2, 3'te yer alan örneklerden termal yaşlandırma uygulaması sonrası ve beyazlatma prosedürleri sonrası ölçülen pürüzlülük değerleri (Ra) arasındaki fark alınarak tanımlayıcı istatistik analizi gerçekleştirildi (Tablo 4.37) ve istatistiksel karşılaştırmalar yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi (Tablo 4.37).

Normal dağılım gösteren verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.38). Kıyaslanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,216$), (Tablo 4.38). Sonuçlar iki yönlü Dunnett t testi ile desteklendi (Tablo 4.39).

GCP Glass Fill dolgu materyali ile oluşturulan Grup 4, 5, 6'da yer alan örneklerden termal yaşlandırma ve beyazlatma prosedürleri sonrası ölçülen Ra değerleri arasındaki fark alınarak tanımlayıcı istatistik analizi gerçekleştirildi (Tablo 4.40) ve istatistiksel karşılaştırmalar yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi (Tablo 4.40).

Verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,002$), (Tablo 4.41). ANOVA testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu için, Post-Hoc testi olarak iki yönlü Dunnett t testi yapıldı (Tablo 4.42).

% 10'luk KP (Grup 5) ve % 45'lik KP (Grup 6) ile işleme tabi tutulan GCP Glass Fill grupları Grup 4 ile kıyaslandı. Grup 4 ile 5 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0,087$) ; Grup 4 ile 6 arasında fark bulundu ($p=0,001$), (Tablo 4.42).

%45'lik KP uygulamasının kontrol grubuna kıyasla, GCP Glass Fill'in Ra değerinde artışa sebep olduğu gözlemlendi (Tablo 4.60).

Equia Forte dolgu materyali ile oluşturulan grup 7, 8, 9'da yer alan örneklerden termal yaşlandırma ve beyazlatma prosedürleri sonrası ölçülen Ra değerleri arasındaki fark alınarak tanımlayıcı istatistik analizi gerçekleştirildi (Tablo 4.43) ve istatistiksel

karşılaştırmalar yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi (Tablo 4.43).

Verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.44) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı ($p=0,131$). Sonuçlar iki yönlü Dunnett t testi ile desteklendi (Tablo 4.45).

% 10'luk KP (Grup 8) ve % 45'lik KP (Grup 9) ile işleme tabi tutulan Equia Forte grupları Grup 7 ile kıyaslandı. Grup 7 ile 8 arasında ($p=0,082$) ve Grup 7 ile 9 arasında ($p=0,491$) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Tablo 4.45).

Charisma Topaz dolgu materyali ile oluşturulan Grup 10, 11, 12'da yer alan örneklerden termal yaşlandırma ve beyazlatma prosedürleri sonrası ölçülen Ra değerleri arasındaki fark alınarak tanımlayıcı istatistik analizi gerçekleştirildi (Tablo 4.46) ve istatistiksel karşılaştırmalar yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler için sürekli değişkenlerin ortalama \pm standart sapma (SD) değerleri verildi (Tablo 4.46).

Verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.47) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,127$). Sonuçlar iki yönlü Dunnett t testi ile desteklendi (Tablo 4.48). % 10'luk KP (Grup 11) ve % 45'lik KP (Grup 12) ile işleme tabi tutulan Charisma Topaz grupları Grup 10 ile kıyaslandı. Grup 10 ile 11 arasında ($p=0,784$) ve Grup 10 ile 12 arasında ($p=0,261$) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Tablo 4.48).

Grup 2, 5, 8 ve 11, %10 KP içeren ürün ile beyazlatma prosedürüne tabi tutulan gruplar olup bu 4 grup kendi arasında kıyaslandı. İlk olarak tanımlayıcı istatistiksel analiz yapıldı (Tablo 4.49). Normal dağılım gösteren verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.50) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,000$). ANOVA testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu için, Post-Hoc testi olarak Bonferroni testi yapıldı (Tablo 4.51). Grup 2 ile Grup 5 arasında ($p=0,000$); Grup 5 ile Grup 8 arasında ($0,000$); Grup 5 ile Grup 11 arasında ($0,000$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (Tablo 4.51).

%10'luk KP uygulanan tüm gruplar yüzey pürüzlülüğü açısından kıyaslandığında, diğer tüm dolgu materyallerine göre GCP Glass Fill'in Ra değerinin çok daha fazla arttığı gözlemlendi (Tablo 4.60).

Grup 3, 6, 9 ve 12, %45 KP içeren ürün ile beyazlatma prosedürüne tabi tutulan gruplar olup bu 4 grup kendi arasında kıyaslandı. İlk olarak tanımlayıcı istatistiksel analiz yapıldı (Tablo 4.52). Normal dağılım gösteren verilerin çoklu karşılaştırmaları için parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı (Tablo 4.53) ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,000$). ANOVA testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu için, Post-Hoc testi olarak Bonferroni testi yapıldı (Tablo 4.53). Grup 3 ile Grup 6 arasında ($p=0,000$); Grup 6 ile Grup 9 arasında ($0,000$); Grup 6 ile Grup 12 arasında ($0,000$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (Tablo 4.54).

%45'lik KP uygulanan tüm gruplar yüzey pürüzlülüğü açısından kıyaslandığında, diğer tüm dolgu materyallerine göre GCP Glass Fill'in Ra değerinin çok daha fazla arttığı gözlemlendi (Tablo 4.60).

En fazla Ra değeri artışı, hem % 10'luk hem de % 45'lik KP uygulanan GCP Glass Fill gruplarında gözlemlendi (Tablo 4.60).

Tablo 4.37 : Grup 1,2 ve 3 pürüzlülük (Ra) değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 1	10	-0,097	0,2	0,06	-0,24	0,048	-0,67	0,004
Grup 2	10	0,01	0,1	0,04	-0,09	0,1	-0,2	0,19
Grup 3	10	-0,078	0,04	0,015	-0,1	-0,04	-0,17	-0,02
Total	30	-0,054	0,15	0,027	-0,1	0,002	-0,67	0,19

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.38 : Admira Fusion grupları Ra değerleri ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	0,07	2	0,035	1,621	0,216
Grup İçinde	0,58	27	0,021		
Total	0,65	29			

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.39 : Admira Fusion grupları Ra değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.

Grup 1 ile kıyaslama	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Grup 2	0,11	0,065	0,179	-0,04	0,26
Grup 3	0,02	0,065	0,936	-0,13	0,17

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.40 : Grup 4, 5 ve 6 pürüzlülük değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 4	10	-0,1	0,17	0,05	-0,22	0,016	-0,346	0,216
Grup 5	10	-1,03	0,60	0,19	-1,46	-0,6	-1,76	-0,007
Grup 6	10	-1,87	1,6	0,51	-3,028	-0,72	-4,62	0,115
Total	30	-1	1,2	0,2	-1,45	-0,55	-4,62	0,216

. $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.41 : GCP Glass Fill grupları Ra değerleri ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	15,65	2	7,83	7,823	0,002
Grup İçinde	27,007	27	1		
Total	42,66	29			

. $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.42 : GCP Glass Fill grupları Ra değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.

Grup 4 ile kıyaslama	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Grup 5	-0,925	0,4	0,087	-1,97	0,1
Grup 6	-1,769	0,4	0,001	-2,8	-0,7

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.43: Grup 7, 8 ve 9 Ra değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 7	10	-0,33	0,683	0,2	-0,82	0,16	-2,026	0,315
Grup 8	10	0,15	0,47	0,15	-0,19	0,48	-0,28	1,3
Grup 9	10	-0,096	0,3	0,096	-0,3	0,12	-0,46	0,42
Total	30	-0,09	0,5	0,096	-0,29	0,1	-2,026	1,34

. p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.44 : Equia Forte grupları Ra değerleri ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	1,141	2	,571	2,194	0,131
Grup İçinde	7,021	27	,260		
Total	8,162	29			

. p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.45 : Equia Forte grupları Ra değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.

Grup 7 ile kıyaslama	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Grup 8	0,48	0,23	0,082	-0,05	1
Grup 9	0,235	0,23	0,491	-0,297	0,77

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.46 : Grup 10, 11 ve 12 Ra değerleri tanımlayıcı istatistiksel analiz.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 10	10	0,014	0,084	0,027	-0,05	0,074	-0,101	0,19
Grup 11	10	0,041	0,12	0,038	-0,04	0,13	-0,05	0,35
Grup 12	10	-0,05	0,1	0,033	-0,13	0,02	-0,25	0,085
Total	30	0	0,11	0,019	-0,04	0,04	-0,25	0,35

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.47 : Charisma Topaz grupları Ra değerleri ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	,048	2	,024	2,229	0,127
Grup İçinde	,289	27	,011		
Total	,337	29			

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.48 : Charisma Topaz grupları Ra değerleri 2 yönlü Dunnett t testi.

Grup 10 ile kıyaslama	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Grup 11	0,027	0,046	0,784	-0,081	0,135
Grup 12	-0,068	0,046	0,261	-0,176	0,04

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.49 : % 10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların Ra değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 2	10	0,01	0,14	0,045	-0,089	0,11	-0,24	0,19
Grup 5	10	-1,029	0,6	0,19	-1,46	-0,6	-1,76	-0,007
Grup 8	10	0,15	0,47	0,15	-0,19	0,48	-0,28	1,34
Grup 11	10	0,04	0,12	0,038	-0,04	0,126	-0,05	0,35
Total	40	-0,21	0,61	0,097	-0,4	-0,01	-1,76	1,34

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.50 : % 10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların Ra değerlerinin kıyaslanması, ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	9,1	3	3,03	19,78	0,000
Grup İçinde	5,52	36	0,15		
Total	14,6	39			

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.51 : %10 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların Ra değerlerinin kıyaslanması, Bonferroni testi.

Gruplar	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı		
				Alt Sınır	Üst Sınır	
2	5	1,042	0,175	0,000	0,55	1,5
	8	-0,13	0,175	1,000	-0,62	0,35
	11	-0,0275	0,175	1,000	-0,52	0,46
5	2	-1,042	0,175	0,000	-1,53	-0,55
	8	-1,175	0,175	0,000	-1,66	-0,69
	11	-1,07	0,175	0,000	-1,56	-0,58
8	2	0,13	0,175	1,000	-0,35	0,62
	5	1,175	0,175	0,000	0,69	1,66
	11	0,106	0,175	1,000	-0,38	0,59
11	2	0,0275	0,175	1,000	-0,46	0,52
	5	1,07	0,175	0,000	0,58	1,55
	8	-0,106	0,175	1,000	-0,59	0,38

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.52 : %45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların Ra değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.

0	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
Grup 3	10	-0,078	0,049	0,015	-0,11	-0,043	-0,17	-0,018
Grup 6	10	-1,87	1,62	0,51	-3,028	-0,715	-4,62	0,115
Grup 9	10	-0,096	0,3	0,096	-0,31	0,12	-0,46	0,42
Grup 12	10	-0,05	0,1	0,033	-0,129	0,02	-0,246	0,085
Total	40	-0,52	1,1	0,177	-0,88	-0,168	-4,62	0,42

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.53 : %45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların Ra değerlerinin kıyaslanması, ANOVA testi.

	Kare Değerleri Toplamı	df	Ortalama Kare Değeri	F	Anlamlılık
Gruplar Arasında	24,2	3	8,067	11,86	0,000
Grup İçinde	24,48	36	0,68		
Total	48,68	39			

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.54 : %45 KP ile beyazlatma yapılan tüm grupların Ra değerlerinin kıyaslanması, Bonferroni testi.

Gruplar	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı		
				Alt Sınır	Üst Sınır	
3	6	1,79	0,37	0,000	0,76	2,82
	9	0,018	0,37	1,000	-1,01	1,05
	12	-0,02	0,37	1,000	-1,05	1,006
6	3	-1,79	0,37	0,000	-2,82	-0,76
	9	-1,78	0,37	0,000	-2,8	-0,7
	12	-1,82	0,37	0,000	-2,8	-0,79
9	3	-0,018	0,37	1,000	-1,05	1,01
	6	1,78	0,37	0,000	0,74	2,8
	12	-0,04	0,37	1,000	-1,07	0,99
12	3	0,02	0,37	1,000	-1,006	1,053
	6	1,82	0,37	0,000	0,79	2,85
	9	0,04	0,37	1,000	-0,99	1,07

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade eder.

Tablo 4.55: Admira Fusion grupları VMH değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.

	Termal Siklus Sonrası ort. \pm SS.	Beyazlatma Sonrası ort. \pm SS.
Admira Fusion Kontrol	67,94 \pm 5,188	66,09 \pm 11,150
Admira Fusion % 10 CP	69,82 \pm 9,87	62,58 \pm 8,324
Admira Fusion % 45 CP	64,93 \pm 5,796	59,21 \pm 3,783

Tablo 4.56: Admira Fusion grupları NBS sistemine göre ΔE değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.

	ΔE ort. \pm SS.
Admira Fusion Kontrol	3,75 \pm 1,485
Admira Fusion % 10 CP	2,79 \pm 1,103
Admira Fusion % 45 CP	4,17 \pm 1,738

Tablo 4.57: Admira Fusion grupları Ra değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.

	Termal Siklus Sonrası ort. \pm SS.	Beyazlatma Sonrası ort. \pm SS.
Admira Fusion Kontrol	0,12 \pm 0,067	0,21 \pm 0,21
Admira Fusion % 10 CP	0,19 \pm 0,067	0,18 \pm 0,09
Admira Fusion % 45 CP	0,11 \pm 0,036	0,19 \pm 0,062

Tablo 4.58: GCP Glass Fill grupları VMH değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.

	Termal Siklus Sonrası ort. \pm SS.	Beyazlatma Sonrası ort. \pm SS.
GCP Glass Fill Kontrol	47,13 \pm 12,56	51,31 \pm 8,311
GCP Glass Fill % 10 KP	48,52 \pm 11,254	45,83 \pm 8,026
GCP Glass Fill % 45 KP	49,58 \pm 11,83	34,44 \pm 12,98

Tablo 4.59: GCP Glass Fill grupları NBS sistemine göre ΔE değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.

	ΔE ort. \pm SS.
GCP Glass Fill Kontrol	2,24 \pm 1,463
GCP Glass Fill % 10 CP	6,28 \pm 2,162
GCP Glass Fill % 45 CP	4,48 \pm 1,275

Tablo 4.60: GCP Glass Fill grupları Ra değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.

	Termal Siklus Sonrası ort. \pm SS.	Beyazlatma Sonrası ort. \pm SS.
GCP Glass Fill Kontrol	0,59 \pm 0,193	0,69 \pm 0,17
GCP Glass Fill % 10 CP	0,57 \pm 0,236	1,59 \pm 0,626
GCP Glass Fill % 45 CP	0,64 \pm 0,14	2,51 \pm 1,664

Tablo 4.61: Equia Forte grupları VMH değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.

	Termal Siklus Sonrası ort. \pm SS.	Beyazlatma Sonrası ort. \pm SS.
Equia Forte Kontrol	34,22 \pm 4,551	32,4 \pm 3,321
Equia Forte % 10 CP	32,07 \pm 3,474	30,08 \pm 6,683
Equia Forte % 45 CP	31,52 \pm 5,689	36,82 \pm 5,335

Tablo 4.62: Equia Forte grupları NBS sistemine göre ΔE değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.

	ΔE ort. \pm SS.
Equia Forte Kontrol	2,63 \pm 0,811
Equia Forte % 10 CP	3,89 \pm 1,309
Equia Forte % 45 CP	3,38 \pm 1,419

Tablo 4.63: Equia Forte grupları Ra değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.

	Termal Siklus Sonrası ort. \pm SS.	Beyazlatma Sonrası ort. \pm SS.
Equia Forte Kontrol	0,68 \pm 0,356	1,01 \pm 0,569
Equia Forte % 10 CP	0,66 \pm 0,464	0,52 \pm 0,189
Equia Forte % 45 CP	0,45 \pm 0,261	0,55 \pm 0,237

Tablo 4.64: Charisma Topaz grupları VMH değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.

	Termal Siklus Sonrası ort. \pm SS.	Beyazlatma Sonrası ort. \pm SS.
Charisma Topaz Kontrol	76,96 \pm 7,096	72,7 \pm 4,554
Charisma Topaz % 10 CP	75,41 \pm 7,89	62,22 \pm 4,465
Charisma Topaz % 45 CP	75,1 \pm 3,58	62,57 \pm 6,633

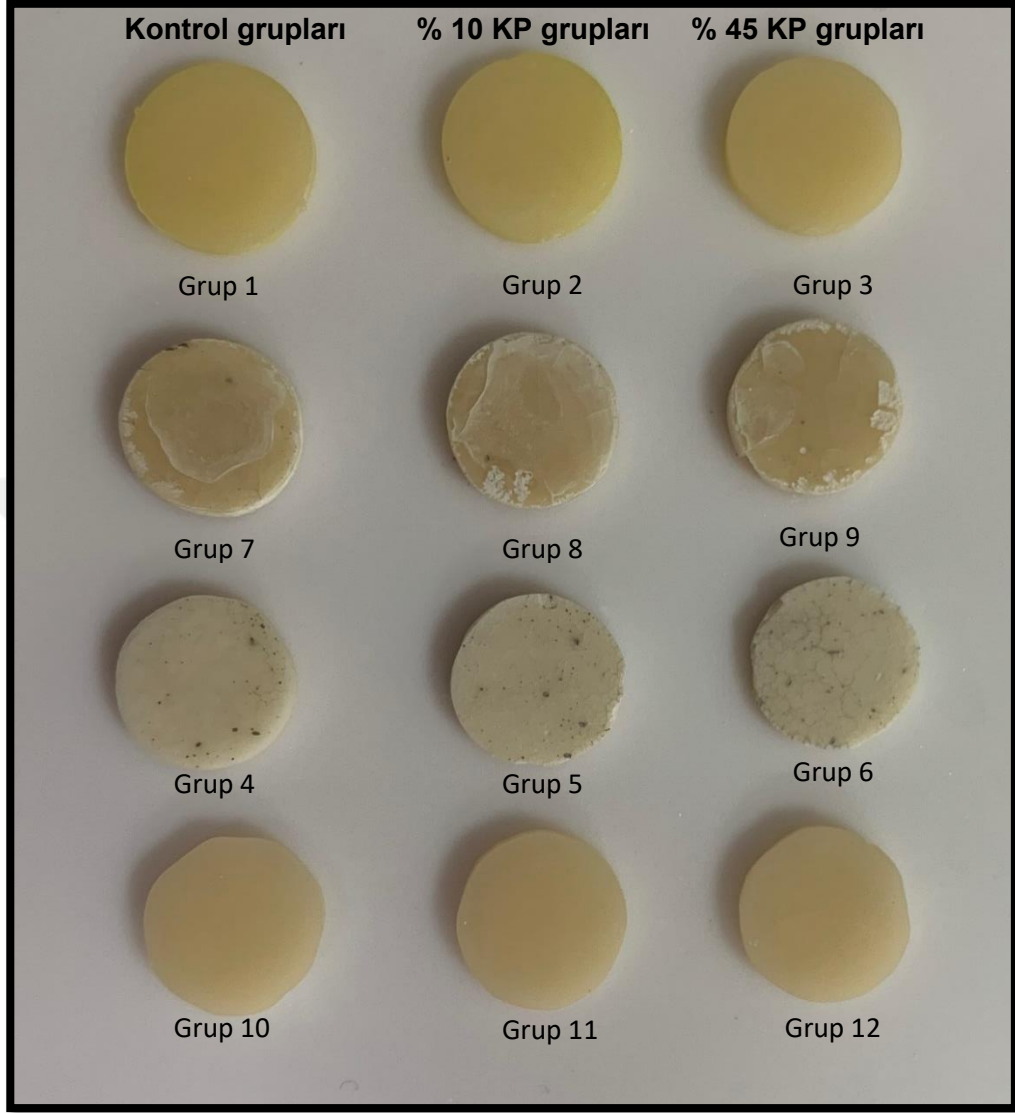
Tablo 4.65: Charisma Topaz grupları NBS sistemine göre ΔE değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.

	ΔE ort. \pm SS.
Charisma Topaz Kontrol	3,19 \pm 1,179
Charisma Topaz % 10 CP	1,77 \pm 0,464
Charisma Topaz % 45 CP	3,35 \pm 1,599

Tablo 4.66: Charisma Topaz grupları Ra değerleri ortalamaları ve standart sapma değerleri.

	Termal Siklus Sonrası ort. \pm SS.	Beyazlatma Sonrası ort. \pm SS.
Charisma Topaz Kontrol	0,19 \pm 0,122	0,18 \pm 0,079
Charisma Topaz % 10 CP	0,17 \pm 0,135	0,13 \pm 0,042
Charisma Topaz % 45 CP	0,12 \pm 0,050	0,18 \pm 0,080

Şekil 4.1: Her gruptan rasgele alınan bir örneğin tüm prosedürler tamamlandıktan sonra yüzeylerinde oluşan değişikliklerin fotoğrafı.



5.TARTIŞMA

5.1 Gereç ve Yöntemin Tartışması

Günümüzde; diş hekimliği pratiğinde birçok farklı restoratif materyal kullanılmaktadır. Bu materyallerin fiziksel özelliklerini bilmek aldığımız verimi arttırmak açısından önemlidir. Beyazlatma işleminin restoratif materyallere olan etkilerinin araştırılması, özellikle ev tipi beyazlatma uygulamalarının yapılacağı hastalarda önemli olabilir. 1980'lerin sonlarında diş hekimleri tarafından reçete edilen ve evde kullanılan beyazlatma uygulamaları yaygınlaşmıştır [11]. Dental ofiste veya evde uygulanan vital diş beyazlatma teknikleri ve ürünlerinin geliştirilmesi sonucunda diş beyazlatma alanında çarpıcı değişimler gözlenmiştir [11]. Farklı materyallerin etkinliği düşünüldüğünde ve avantajlarıyla dezavantajları karşılaştırıldığında, diş beyazlatmada en sık kullanılan materyaller hidrojen peroksit, karbamid peroksit ve sodyum perborat'tır [202, 203].

Birçok farklı beyazlatma prosedürü bulunmakla beraber hepsi ortak bir kimyasal reaksiyonu baz almaktadır [204]. Bu reaksiyon HP'in, peroksitlerin degradasyonu sayesinde kararsız serbest radikallere dönüşüp, büyük pigment moleküllerini oksidasyon-redüksiyon reaksiyonları ile parçalamasıdır [204]. KP içeren ajanlar da önce HP'e dönüşerek aynı reaksiyonu gerçekleştirirler [204].

KP'in ev beyazlatma sistemi olarak kullanıma sunulması sayesinde beyazlatma alanında belirgin bir talep artışı gözlenmiştir [29]. Bunun sebebi olarak, KP içeren beyazlatma ajanlarının uygulama kolaylığı, güvenli oluşu, kolay ulaşılabilir olması, ekonomik ve yüksek oranda başarılı sonuçlar elde edilmesi sayılabilir [29].

Attin ve arkadaşları, ev tipi beyazlatma uygulamalarında düşük konsantrasyonlu HP ajanını kişiye özel kaşıklarla günde 4-8 saat, 2-4 haftalık süreyle uygulanmasını önermişlerdir [205]. Boushell ve arkadaşları, 10-17 yıllık takip çalışmalarında ev tipi beyazlatma uygulamalarının minimum yan etkiye sahip olduklarını ve sonuçların tatmin edici olduğunu belirtmişlerdir [206]. Bununla beraber, % 10-15 arasında

değişen oranlarda KP içeren beyazlatma ajanlarının en geniş kullanım alanına sahip ev tipi beyazlatma ürünleri olarak kabul edilmişlerdir [207]. Literatürde bu ajanların güvenilir ve etkili olduklarını destekleyen çalışmalar bulunmaktadır [208, 209].

% 45'lik KP içeren ajanlarla yapılan ve 'bekleme odası tipi beyazlatma' olarak da isimlendirilen uygulamada ise, KP oranının artmasına bağlı olarak uygulama süresi günde 30 dakika ile bir saat arasına kadar düşmüştür. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda ise maksimum iki hafta kadar uygulanabileceği belirtilmektedir. Bu uygulamanın en büyük avantajı hastanın zamandan tasarruf etmesidir.

Klinik uygulamalarda beyazlatma yapılması planlanan hastalarda sıklıkla diş rengindeki restorasyonlarla karşılaşılabilir [210]. Beyazlatma ajanları gibi güçlü okside edici ajanların restoratif materyallerin fizikomekanik özellikleri üzerine olan etkileri ile ilgili literatürde çok fazla çalışma bulunmamaktadır [210]. Bu noktadan hareketle bu tez çalışmasında, farklı yüzdelerdeki KP ajanının diş rengindeki güncel restoratif materyallerinin fiziksel özellikleri üzerindeki etkisi araştırıldı.

Rezin bazlı kompozit rezin materyalleri sahip oldukları iyi fiziksel ve estetik özellikleri sebebiyle diş hekimliği pratiğinde yaygın kullanım alanına sahiptir [127]. Keşfedildikleri günden beri, rezin kompozitlerin klinik özelliklerinin geliştirilmesi için birçok çalışma yürütülmüştür [127]. Dental kompozit rezin materyallerinin devrimsel gelişimi estetik restoratif dişhekimliğinde de yeni ufuklar açmıştır [211].

1998 yılında kompozit rezinlerin özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla geleneksel kompozitlerin organik fazının modifiye edilmesiyle üretilmiş ormocerler klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur. Organik modifiye seramiklerin kısaltılması olan ormocerler, hibrit moleküler yapı; organik gruplarının inorganik back bone'larına sol-jel reaksiyonu ile bağlandığı kompozit rezinlerdir [127]. Ormocer materyalleri inorganik silanlanmış doldurucu partikülleri ihtiva ederler [127]. 3 boyutlu çapraz bağlı kopolimer olan bu rezinler Bis-GMA içermezler [127]. Seramik polisiloksan içeriklerinden dolayı; kompozit rezinlerin içerdiği dimetakrilat monomer matrikslere oranla daha az polimerizasyon büzülmesi gösterirler [212]. Renk skalasının genişliği, seramik doldurucu içeriği gibi özellikleri sebebiyle estetik restoratif materyal olarak kullanımı tavsiye edilmektedir. Bu çalışmada kullanılan Admira Fusion'ın, önceki versiyonu olan Admira'dan farkı, nano-hibrid olması ve hem organik fazında hem de inorganik doldurucu partiküllerin yapısında silisyum

oksit bulunmasıdır. Ayrıca Admira Fusion'un kütleli doldurucu oranı %78'den %84'e yükseltilmiş ve bunun sonunda da materyalin daha az polimerizasyon büzülmesi göstereceği iddia edilmiştir. Literatürde Admira Fusion materyalinin beyazlatma sonrası fiiksel özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanılmamış olması çalışmamıza dahil etme kriterimizdir.

Kompozit rezinlerin organik fazının modifiye edilmesi ile elde edilen bir diğer materyal ise TCD-üretan matrisli bazlı kompozit rezinlerdir. Trisiklodekan-üretan (TCD-üretan) monomerleri günümüzde bazı kompozitlerin yapısında kullanılmaya başlanmıştır [70]. Üretici firma trisiklodekanların üretan gruplarını içeren yeni metakrilik asit türevlerinin; hidroksilalkil metakrilik asit esterlerinin sırasıyla diisosiknatlar ve polioller ile reaksiyona girmesi sonucu oluştuğunu belirtmektedir [71]. TCD-üretan omurgasının yapısının rijit olduğu ve bu yüzden de polimerizasyon büzülmesini azalttığı kanıtlanmıştır [70]. Literatürde ev tipi beyazlatmanın kompozit rezinler ve cam iyonomerlerin fiziksel özelliklerine olan etkilerinin araştırıldığı farklı çalışmalar mevcuttur [213, 214]. El-Murr ve arkadaşları, yaptıkları bir derlemede (JCDA, 2011) cam iyonomerlerden, kompozit rezinlere ve amalgamlara kadar birçok materyalin beyazlatma uygulamaları sonrası fiziksel özelliklerini değerlendirmişler ve restoratif dental ürünlerin çeşidine göre fiziksel özelliklerinin farklılık gösterdiğini bildirmişlerdir [214]. Buna karşılık güncel materyaller olan cam karbomer ve TCD-üretan matrisli içeren kompozit rezinler üzerine ev tipi beyazlatma ajanlarının etkisinin araştırıldığı bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Cam iyonomer simanlar, daimi ve estetik restoratif materyaller olarak kompozit rezinlere göre daha az tercih edilirler. Buna rağmen diş dokularına kimyasal olarak bağlanabilmeleri ve flor salımı gibi üstün özellikleri nedeniyle; sürekli geliştirilen materyallerdir.

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar ve cam karbomerler bulk olarak uygulanabilen, Bis-GMA içermeyen, biyouyumlu cam iyonomer türevi materyallerdir.

Çalışmamızda dört farklı güncel diş renginde restoratif materyal kullanıldı. Bu materyalleri seçerken göz önünde bulundurulmuş kriterler;

- Bis-GMA içermemeleri,
- biyouyumlu olmalarıdır.

Seçilen iki rezin bazlı materyal (Admira Fusion, ormocer bazlı ve Charisma Topaz, TCD-üretan matriks bazlı) geleneksel kompozit rezinlerin organik fazının modifiye edilmesiyle geliştirilmiş üniversal nano-hibrit kompozit rezinlerdir.

Diğer iki materyal ise cam iyonomer bazlı (GCP Glass Fill, ormocer esaslı cam iyonomer siman ve Equia Forte, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman) bulk yerleştirilen ve üzerlerine yüzey örtücüsü uygulanan materyallerdir. Literatürde cam iyonomer siman materyallerinin beyazlatma sonrası yüzey mikrosertliklerinin, total renk değişimlerinin ve yüzey pürüzlülüklerinin üzerine olan etkilerinin bir arada değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu nedenle bu üç fiziksel değişkenin birden araştırılmasının literatüre katkı sağlayacağı düşüncesindeyiz.

Bu tez çalışmasında iki farklı konsantrasyona sahip ve farklı sürelerde uygulanan KP ile yapılan beyazlatma işleminin güncel diş renkli restoratif dolgu materyallerinin fiziksel özellikleri üzerine olan etkilerinin incelenmesi amaçlandı. Restorasyonların fiziksel özelliklerinin incelenmesi için yüzey mikrosertliği, total renk değişimleri ve yüzey pürüzlülüğü verileri değerlendirildi.

Estetik bir restorasyonun uzun ömürlü olması için gereken en önemli fiziksel özelliklerden biri yeterli mikrosertliğe sahip olmasıdır. Bu sayede aşınmaya karşı direnci yüksek, kolaylıkla bozulmayan ve formunu kaybetmeyen bir restorasyondan bahsetmek mümkün olur. Diş hekimliği alanında restoratif materyallerin fiziksel özellikleri ile ilgili yapılan araştırmalarda sıklıkla mikrosertlik ölçümleri yapılmaktadır [215-217]. Literatürde, Knoop ve Vickers mikrosertlik ölçüm metodları ile yapılan birçok dental araştırma mevcuttur [217, 218].

Gutierrez-Salazar, dişlerin sertliğini ölçtüğü çalışmalarında Vickers mikrosertlik ölçüm alanının kare şeklinde olmasından ötürü daha dengeli bir basınç oluşturduğunu ve bu yüzden de mine, dentin gibi sertlikleri farklı olan dokularda veya düz olmayan yüzeylerde bile Knoop mikrosertlik ölçümünden daha kullanışlı olduğunu iddia etmiştir [133]. Diğer taraftan, Chuenarrom ve arkadaşları ise Knoop'un, Vickers'ın oluşturduğu baskıdan daha uzun ve yüzeysel bir şekil oluşturmasının, kırılğan materyalleri çatlatmadan yada kırığa sebep olmadan ölçüm yapılabilmesine imkan verdiğini rapor etmişlerdir [130, 134]. Knoop mikrosertlik ölçüm yönteminin bu avantajına karşın konik ucun dentin yüzeyinde nereye gittiğine karar verme zorluğu ise bir dezavantajdır [130, 134]. Vickers yada Knoop mikrosertlik yöntemlerinden

hangisinin kullanılacağına seçimi çoğunlukla araştırmacının kararına bağlı olarak gerçekleşmektedir [130]. Bu tez çalışmasında da daha dengeli bir basınç alanı oluşturması nedeniyle Vickers mikrosertlik ölçüm yöntemi tercih edildi.

Bir restorasyonun renk stabilitesi de estetik açıdan en önemli kriterlerden biridir. Rimmer ve arkadaşlarının yaptığı protetik restorasyonların estetik algısıyla ilgili bir çalışmada, hasta değerlendirmelerinde restorasyon renginin en önemli faktör olarak görüldüğü tespit edilmiştir [219]. Powers ve arkadaşları ise anterior metal seramik restorasyonu olan hastaların % 80'inin doğal dişle protetik restorasyon arasındaki renk uyumsuzluğunu fark ettiğini rapor etmişlerdir [136]. Renk analizi yapmak için çeşitli cihazlar ve yöntemler mevcuttur. Kozmetik diş hekimliğine olan ilginin artmasıyla renk analizi yapan cihazların gelişimi ve çeşitliliği de artmıştır. Son yıllarda, spektrofotometreler ve kolorimetreler gibi diş hekimliği pratiğine de uygun olan çeşitli renk ölçüm cihazları kullanıma sunulmuştur. Paul ve arkadaşlarının yaptığı, görsel yöntemler ve spektrofotometrelerin renk seçimindeki klinik başarısını değerlendirdikleri çalışmada, spektrofotometrelerin doğru sonuçlar veren, kullanışlı, pratik cihazlar olduğunu bildirmişlerdir [220]. Zenthöfer ve arkadaşları ise yaptıkları çalışmada görsel yöntemler ile Vita Easyshade 4.0 Advance ve Vita Easyshade Compact cihazlarını uyum açısından *in vitro* ve *in vivo* olarak incelemişlerdir [171]. Bu değerlendirmelerin sonucunda her iki cihazın da güvenilir sonuçlar verdiğini ve zamanla dişlerde meydana gelen renk değişimlerini belirlemede kullanılabileceklerini rapor etmişlerdir [171].

Bu tez çalışmasında; güvenilir sonuçlar vermesi, uygulamasının kolay ve tekrar edilebilir oluşu ve restorasyonların rengini değerlendirmede en yaygın kullanılan dijital cihazlardan biri olması nedeniyle Vita Easyshade 4.0 Advance ile renk analizleri yapıldı.

Bir restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğü; restorasyonun estetik görüntüsünde ve renklenmesinde, plak akümülyasyonunda sekonder çürük ve gingival irritasyon oluşumunda önemli bir etkiye sahiptir [221]. Yüzey pürüzlülüğünü kantitatif ve kantitatif metodlarla ölçmek mümkündür. Geleneksel profilometrelerin diş hekimliği araştırmalarında kullanımı diğer yöntemlere nazaran daha eskiye dayanmaktadır. Literatürde geleneksel profilometre ile pürüzlülük değerlerinin ölçüldüğü birçok araştırma mevcuttur [200, 222]. Uygulamanın kolay ve tekrar edilebilir olması ayrıca

örnek sayısının fazlalığı nedeni ile bu çalışmada geleneksel bir profilometre ile yüzey pürüzlülük değerleri ölçüldü.

Klinik çalışmalarda standardize olmayan insan faktörü nedeniyle ve ayrıca maliyetli, zaman alıcı, takip gerektiren prosedürleri içerdiklerinden ötürü araştırmacılar çoğunlukla laboratuvar simülasyonlarını tercih ederek daha gerçekçi sonuçlar elde etmeyi amaçlamaktadır. Termal yaşlandırma, *in vivo* koşulları *in vitro* koşullarda simüle eden bir uygulamadır [187]. Gale ve Darvell dental restorasyonların laboratuvar testlerinde uygulanan termal yaşlandırma prosedürlerini inceledikleri kapsamlı bir çalışmada [188-193], *in vivo* gözlemlere başvurulmasına gerek duyulmadan *in vitro* koşullarda termal yaşlandırma yapılmasının önerildiğini tespit etmişlerdir [187]. Aynı çalışmada termal yaşlandırma uygulaması ile yapılan birçok çalışma gözden geçirilmiş ve listelenmiştir [187].

Çalışmalarda termal yaşlandırma prosedüründe uygulanan döngü sayısı 1'den 1.000.000'a kadar değişkenlik göstermektedir [187]. Bu döngü sayılarının ortalama değeri 500, medyan değeri 10.000 olarak bulunmuştur [187]. Gale ve Darvell ayrıca 10.000 döngülük termal yaşlandırma uygulamasının ağız içerisinde geçen 1 yıllık süreye eşdeğer olduğunu iddia etmektedir [187]. Literatürde 10.000 döngülük termal yaşlandırma uygulaması yapılan çalışmalar mevcuttur [223-225]. Yine literatürde restoratif materyallerin yapay tükürük içerisinde saklandığı ve distile suyla termal yaşlandırma uygulamasının yapıldığı çalışmalar mevcuttur [224-227]. Aydoğan Ayaz ve arkadaşları polimetilmetakrilat ve poliamid bazlı oral protetik kaide materyallerine termal yaşlandırma uygulamasının etkilerini araştırmışlardır [228]. 3 farklı prosedür uygulanan bu çalışmada kontrol gruplarına termal yaşlandırma uygulanmamış; diğer iki gruptan birine sırasıyla yapay tükürük içinde 10.000 ve distile su içinde 5.000 siklus; diğerine ise yapay tükürük içine 20.000 ve distile su içinde 10.000 siklus uygulanmıştır [228]. Bu uygulamanın sebebi olarak ise hareketli protetik kaide materyallerinin 8 saatlik uyku süresince ağız dışında su içinde bekletilmesi; hasta uyanırken ise takılması gösterilmiştir [228]. Bu ortamın *in vitro* olarak daha iyi taklit edilebilmesi amacıyla termal siklus uygulamasında yapay tükürük ve ardından distile su kullanılmıştır [228]. 2 farklı kompozit rezin materyalinin yanı sıra cam iyonomer içerikli restoratif materyallerin kullanıldığı bu tez çalışmasında üretici firmaların distile su yerine yapay tükürük kullanılmasını tavsiye etmeleri nedeniyle ve aynı

zamanda *in vivo* koşulların daha başarılı taklit edilebilmesi amacıyla distile su yerine yapay tükürük kullanıldı.

Literatürde cila işlemleri için genellikle alüminyum oksit içerikli cila diskleri kullanılmaktadır [229, 230]. Diğer taraftan üretici firma Admira Fusion'ın cilasının elmas partikül içeren lastik ile yapılmasının pürüzsüz bir yüzey elde etmek için en uygun yöntem olduğunu önermiştir. Bu yüzden bu çalışmada kullanılan tüm restoratif materyallerin cila işlemleri elmas partikül içeren lastik (Dimanto, Voco, Almanya) ile gerçekleştirildi. Standardı sağlamak için tüm materyallerde aynı cila yöntemi kullanıldı.

Bu tez çalışmasında % 10 KP ve % 45 KP ev tipi beyazlatma ajanları kullanıldı. Bu iki ev tipi beyazlatma ajanı seçilerek, aynı materyalin farklı konsantrasyon ve uygulama sürelerinde restoratif materyallerin fiziksel özelliklerine olan etkilerinin araştırılması amaçlandı. Literatürde birçok araştırmacı tarafından % 10 KP, daha düşük sıklıkla hassasiyete sebep olması ve hasta kullanımı açısından güvenilir olması sebebiyle altın standart olarak kabul edilmektedir [29]. % 45 KP uygulamasının ise günlük uygulama süresi çok daha kısa olup hastanın tedaviye adaptasyonunu arttıracığı düşünülmektedir. Bu yüzden bu güncel ajanın geleneksel olarak kullanılan düşük konsantrasyondaki ev tipi beyazlatma ajanı (% 10 KP) ile karşılaştırılması amaçlandı.

5.2 Bulguların Tartışması

5.2.1. Admira Fusion'un bulgularının değerlendirilmesi

5.2.1.1 Yüzey mikrosertliği

Bu çalışmada, % 10 ve % 45'lik KP içeren diş beyazlatma uygulamalarının, ormocer restoratif materyalinin yüzey VMH değeri üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı tespit edildi ($p>0,05$).

Polydorou ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ormocere, %15'lik KP uyguladıktan sonra, materyalin yüzey mikrosertliğinde bir değişim oluşmadığını belirtmişlerdir [1].

Yine Taher ve arkadaşları da ormocer bazlı bir dolgu materyali üzerine % 15'lik KP uyguladıkları çalışmada yüzey mikrosertliğinin değişmediğini bildirmişlerdir [231].

Polydorou ve arkadaşları yaptıkları bir diğer çalışmada ise % 38'lik HP ofis tipi beyazlatma ajanını farklı sürelerde çeşitli restorasyonlara uygulamışlar ve cilalanmış ormocer bazlı dolgu materyalinde yüzey mikrosertliğinin arttığını; cilalanmamış ormocerde ise bir değişiklik olmadığını gözlemlemişlerdir [210]. Mikrosertlik artışının cilalama işleminden mi yoksa beyazlatma prosedüründen mi olduğu tam olarak tespit edilememiş olsa da; beyazlatma ajanının ormocer materyali üzerine mikrosertlik açısından olumsuz bir etki oluşturmadığı bildirilmiştir [210]. Yapılan bu çalışmaların sonuçları bizim çalışmamızın bulguları ile uyumludur.

Öte yandan, Gürkan ve arkadaşları, % 10 KP ve % 6,5 HP'in, ormocer materyalinin yüzey mikrosertliğinde azalmaya sebep olduğunu bildirmişlerdir [232]. Gürkan ve arkadaşlarının çalışmasından farklı olarak bu tez çalışmasında ormocer esaslı nano-hibrit bir materyal olan Admira Fusion kullanıldı [232]. Mikrosertliğin azalmasının sebebi materyaldeki doldurucu oranının Admira Fusion materyalinin doldurucu oranından daha düşük olmasına bağlanabilir [232].

5.2.1.2 Total renk değişimi

Bu tez çalışmasında , % 10 KP ve % 45 KP içeren beyazlatma prosedürlerinin ormocer içerikli restoratif materyelin, ΔE değerleri üzerine etkisi incelendiğinde kontrol grubunun NBS sistemine göre ΔE değeri 3,75 olarak bulundu (Tablo 5.56), bu değer literatürde “kayda değer” görünen renk değişimi şeklinde ifade edilmektedir [233]. ΔE değerinin yüksek bulunmasının sebebi yapay tükürükle yapılan yaşlandırma işlemi olabilir. % 10 KP uygulaması sonrası NBS sistemine göre ΔE değeri 2,79 bulundu (Tablo 5.56), bu değer literatürde “farkedilir” gözlenebilir renk değişimi şeklinde ifade edilmektedir [233] % 45 KP ile beyazlatma uygulanan ormocer grubunun NBS sistemine göre ortalama total renk değişim değeri 4,17 olup (Tablo 5.56), kontrol grubuna benzer şekilde kayda değer ΔE değeri elde edildi (Tablo 5.56).

Gürbüz ve arkadaşlarının yürüttüğü araştırmada, % 6,5 HP içeren striplerin nanofil kompozit rezin ve ormocer bazlı kompozit rezinin total renk değişimi üzerine olan etkileri incelenmiştir. Bu tez çalışmasından farklı olarak, incelenen materyallerde çalışmanın baz aldığı klinik olarak kabul edilebilir total renk değişim değeri olan ΔE

> 5.5'in üzerinde değerler bulunmuştur [44] . Araştırmacılar çalışmanın kısıtlayıcı faktörleri olarak; kolorimetre kullanmalarının özellikle L* değerlerini algulamalarındaki güçlükten dolayı ölçülen renk değerlerinde farklılığa sebep olabileceğini (restorasyon materyallerindeki renk değişiminin sebebi bu olabilir) ve küçük çıkışlı kolorimetrelerin köşe kaybı (edge-loss) etkisine neden olabileceğini belirtmişlerdir [234, 235].

Hubbezoğlu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ise ormocer ve iki farklı kompozitin % 16 KP ,% 37 KP, % 35 HP ile beyazlatma sonrası ΔE değerleri, faz modülasyonu yapılmış spektroskopik elipsometri (kolorimetre) ile ölçülmüştür [236]. Tüm materyallerin ΔE değerleri çalışmada belirtilen klinik olarak kabul edilebilir sınır olan 3,3'ten az bulunmuştur [236]. Buna rağmen % 35 HP ile beyazlatılan ormocerin daha fazla total renk değişimi gösterdiği de bildirilmiştir [236]. HP, rezinden zengin kompozit materyalleri degrade edebilen agresif oksidasyon kapasitesine sahip bir ajandır [231, 237]. Bu çalışmada Hubbezoğlu ve arkadaşları, beyazlatma sonrası ormocer bazlı materyalin mikrofil kompozitle aynı oranda renk değişikliğine uğradığını tespit etmişlerdir [236]. Elde ettikleri bu bulgulara sebep olarak, materyallerin organik matrikslerinin farklı olmasının yanında inorganik doldurucu çeşidi ve rezin matriksin hacimsel oranının da beyazlatma sonrası renk değişimi üzerinde etkili olabileceğini iddia etmişlerdir [231, 236, 238].

Rosentritt ve arkadaşları, bu tez çalışmasındaki bulguların aksine günde 2 saat % 16 KP uygulanan ormocer materyalinin total renk değişiminin kritik sınırın üzerinde olduğunu; fakat daha az konsantrasyonda uygulanan (% 10, % 11 KP) ve daha yüksek konsantrasyonlu ama daha kısa süreli (günde 10 dakika, % 35 HP) olan uygulamaların ise etkilerinin olmadığını rapor etmişlerdir [239]. Rosentritt ve arkadaşlarının çalışmasıyla bizim tez çalışmamızın bulguları arasındaki farklılığın beyazlatma ajanlarının oranlarının ve uygulama sürelerinin farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

5.2.1.3 Yüzey pürüzlülüğü

Literatürde klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değeri (Ra), plak retansiyonu ve akümüasyonu için kritik değer olan 0.2 µm olarak belirlenmiştir [240].

Bu çalışmada, % 10 KP ve % 45 KP içeren beyazlatma uygulamalarının, ormocerin yüzey pürüzlülüğü üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı ($p < 0,05$) ve klinik olarak kabul edilebilir Ra değerlerine (sırasıyla Ra değerleri; 0,19 ve 0,11) sahip oldukları tespit edildi (Tablo5.57).

Gürbüz ve arkadaşları, % 6,5 HP kullanarak yaptıkları çalışmada, çalışmamıza benzer sonuçlar elde ederek, ormocerin yüzey pürüzlülüğünün beyazlatma ajanlarından etkilenmediğini bildirmişlerdir [44]. Bununla beraber çalışmanın kısıtlayıcı faktörü olarak *in vivo* koşulları birebir sağlayamaması (çünkü ağız içinde, restorasyonlar şeffaf bantla bitirilmemektedir) gösterilmiştir [44].

Cengiz ve arkadaşlarının, 5 farklı kompozit rezinin %10 KP ve %10 HP uygulandıktan sonra yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri çalışmalarında, her iki beyazlatma materyalinin de ormocerin Ra değerini kritik değerin üzerine çıkardığını bildirmişlerdir [241]. Yüzey pürüzlülüğünde gözlenen artışların; HP sebebiyle oluşan serbest radikallerin, hedeflenen pigment moleküllerinin yanı sıra kompozit rezinlerin hidrolitik degradasyonlarını da tetiklemesi sonucu gerçekleştiğini bildirmişlerdir [242, 243].

Gürgan ve arkadaşları da %10 KP ve % 6,5 HP kullandıkları çalışmada benzer sonuçlar elde etmişlerdir [232]. % 6,5 HP (günde 30 dakika) ile işlem gören ormocerin yüzey pürüzlülüğünün % 10 KP'e göre (günde 2 saat) daha yüksek olmasının sebebinin HP oranının farklılığından kaynaklandığını bildirmişlerdir [232].

Bu çalışmaların bulgularından farklı olarak, bizim çalışmamızda ormocerin yüzey pürüzlülüğünde herhangi bir değişim gözlenmemesinin nedenlerinden biri, uygulanan cila işlemlerinin farklılığı olabilir. Üretici firmanın önerdiği şekilde bu çalışmada elmas partikül içeren cila lastiği uygulandı. Ayrıca örnekler yapay tükürük içerisinde termal yaşlandırma işlemine tabi tutuldu ve yine örnekler beyazlatma prosedürlerinin uygulanması sırasında distile su içerisinde değil yapay tükürükte bekletildi. Yüzey pürüzlülüğü değerleri ormocer için kabul edilebilir kritik değerin altında elde edildi. Bu bulgular ışığında nano-hibrit ormocerin yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik ve renk özelliklerinin beyazlatma prosedürlerinden etkilenmediğini söyleyebiliriz.

5.2.2 GCP Glass Fill'in bulgularının değerlendirilmesi

5.2.2.1 Yüzey mikrosertliği

Bu çalışmada, % 10 KP içeren diş beyazlatma uygulamasının, cam karbomer restoratif materyalinin yüzey VMH değeri üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı tespit edildi ($p>0,05$).

% 45 KP içeren beyazlatma uygulamasının ise cam karbomerin yüzey VMH değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturduğu ($p<0,05$) ve azalmaya sebep olduğu gözlemlendi (Tablo 5.58). Bu duruma, farklı KP konsantrasyonlarındaki farklı HP oranlarının neden olduğu düşünülebilir.

Sharafeddin ve arkadaşları 2017 yılında yaptıkları çalışmada, yapısına mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla hidroksiapatit eklenen iki farklı cam iyonomer simana %15 KP uygulamışlar ve mikrosertliğini incelemişlerdir [244]. Her iki materyalin yüzey mikrosertliğinin; % 15 KP uygulaması neticesinde azaldığını bildiren bu çalışmada, hidroksiapatit eklenmesinin olumlu bir etkisi gözlenmemiştir [244]. Bu duruma HP'in serbest radikaller vasıtasıyla rezin ile doldurucu arasındaki bağlantıyı zayıflatmasının neden olabileceği belirtilmiştir [244]. Bunun yanı sıra polimerin en kırılabilir kısmı kabul edilen doymamış çift bağların da polimer zincirinin ayrılmasına ve organik matriksin erozyonu sonucu materyalin yüzey mikrosertliğinde azalmaya neden olabileceği bildirilmiştir. [244].

Ladan ve arkadaşları ise geleneksel ve RMCİS dolgu materyallerinin diod lazer destekli % 40 HP ile beyazlatma uygulamasına maruz kaldıktan sonra yüzey mikrosertliğinde azalma olduğunu tespit etmişlerdir [76]. RMCİS'ların mikrosertliklerindeki azalmanın geleneksel olanlara göre daha fazla olmasının nedeninin, içerdikleri organik rezin matriksinden dolayı olabileceğini öne sürmüşlerdir [76].

Bahannan yaptığı çalışmada % 10 KP, % 20 KP ve % 35 KP içeren beyazlatma ajanlarının RMCİS'in yüzey mikrosertliği üzerine olan etkilerini incelemiştir [245]. Örnekler yapay tükürükte bekletildikten sonra herhangi bir yaşlandırma işlemine tabi tutulmamıştır. % 10'luk KP uygulaması istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmazken ($p>0,05$); % 20 KP ve % 35 KP uygulamasının yüzey VMH değerlerini belirgin bir şekilde azalttığı gözlemlenmiştir ($p<0,05$) [245]. RMCİS'da gözlenen porözitelerin ve yapısında bulunan doldurucu partikül miktarının bu duruma yol

açabileceğini düşünmüştür [245]. Bu tez çalışmasında da % 10'luk KP içeren beyazlatma ajanı cam karbomerin mikrosertliğinde değişiklik oluşturmazken; % 45 KP içeren beyazlatma ajanı materyalin mikrosertliğinin azalmasına neden oldu. Çalışmamızın bulguları Bahannan ve arkadaşları ile Ladan ve arkadaşlarının bulguları ile uyumludur.

Yap ve arkadaşları ise, % 35 HP ve % 35 CP ile beyazlatma uyguladıkları çalışmalarında, kompomer ve RMCİS'in yüzey mikrosertliklerinin bu uygulamalardan etkilenmediklerini iddia etmişlerdir [221]. Bu bulgularından yola çıkarak beyazlatmanın restoratif materyaller üzerine olan etkilerinin materyal çeşidine bağlı olduğu kanısına varmışlardır [221].

Türker ve Biskin'in yaptığı çalışmada ise % 10 KP, % 16 KP, % 10 KP ve carbapol jel içeren üç farklı beyazlatma ajanının ışıkla sertleşen modifiye cam iyonomer siman dolgu materyalinin yüzey mikrosertliğini arttırdığını rapor etmişlerdir [246]. Bu bulgunun cam iyonomer simanın erozyona uğraması sonucu açığa çıkan silika çekirdeklerin materyalin üzerinde birikerek yüzeyel bir sertleşmeye neden olması sonucu ile ilintili olduğunu ifade etmişlerdir [246].

5.2.2.2 Total renk değişimi

% 10 KP ve % 45 KP içeren beyazlatma uygulamalarının cam karbomerin ΔE değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka sebep oldukları gözlemlendi ($p < 0,05$). % 10 KP uygulaması sonrası GCP Glass Fill'in NBS sistemine göre ΔE değerinin, literatürde "çok" oldukça belirgin renk değişikliği olarak ifade edilen aralıkta yer aldığı tespit edildi [233] ($\Delta E=6,28$) (Tablo 5.59). % 45 KP uygulaması ise literatürde (NBS Sistemi'ne göre) "kayda değer" görünen renk değişimi olarak ifade edilen aralıkta yer alan ΔE değerine sebep oldu ($\Delta E=4,48$), (Tablo 5.59).

Yu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, 25 °C'de ve 37 °C'deki yapay tükürükte uyguladıkları % 40 HP'in geleneksel cam iyonomer siman ve kompomerlerin total renk değişim değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklara sebep olduğunu bulmuşlardır ($p < 0,05$) [247]. Geleneksel cam iyonomer simanın ve kompomerin beyazlatma sonrası ΔE değerleri hem 25 °C'de hem de 37 °C'de artmıştır [247]. Bunun yanı sıra kompomerin beyazlatma sonrası ΔE değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerlerin üzerindeyken ($\Delta E > 3,3$); geleneksel cam iyonomer simanlar için klinik olarak kabul edilebilir sınırlardadır [247]. Bu renk değişiminin; kompomerin rezin-

doldurucu ara yüzeyindeki kimyasal bağların, kompozite oranla daha zayıf olmasına ve bundan ötürü de beyazlatıcı ajanların daha derin tabakalara kolay yayılabimesine bağlamışlardır [247]. Ayrıca beyazlatma sonrası amin oksidasyonu kaynaklı yansıma değişiklikleri nedeniyle de önemli renk değişikliklerinin gözlenebileceğini belirtmişlerdir [42].

Canay ve Çehrelî ise yaptıkları araştırmada % 10 KP ve % 10 HP solüsyonlarında bekletilen iki kompomerin ve iki kompozit rezinin ΔE değerlerini incelemişlerdir [248]. % 10 HP'in tüm materyallerde belirgin renk değişimine sebep olduğunu ($p<0,001$); % 10 KP'in ise sadece bir kompomerde (Dyract AP, Dentsply, Almanya) klinik olarak kabul edilemez ΔE değerine sebep olduğunu tespit etmişlerdir ($p<0,001$), [248]. Bu bulgunun kompomerin yapısında bulunan poliasitten kaynaklanabileceği belirtmişlerdir [248].

Literatürde cam karbomer materyali kullanılarak beyazlatma yapılmış çalışmalara rastlanılmadığından bulgularımız cam iyonomer esaslı materyaller üzerinden tartışıldı. Bu yüzden bulgular arasındaki farklılıklar materyallerin farklı olmasından kaynaklanmaktadır.

5.2.2.3 Yüzey pürüzlülüğü

Bu tez çalışmasında, % 10'luk KP uygulamasının kontrol grubu ile kıyaslandığında R_a değeri açısından aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulundu ($p>0,05$). Öte yandan % 45'lik KP uygulamasının kontrol grubuna kıyasla, cam karbomerin yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir artışa sebep olduğu gözlemlendi ($p<0,05$) (Tablo 4.60). Bununla beraber, tüm cam karbomer gruplarında R_a değerinin, kritik değerden daha yüksek olduğu gözlemlendi (Tablo 5.60)

Markoviç ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, cam iyonomer siman ve iki farklı kompozit rezine % 16 KP, % 22 KP ve % 38 HP uygulamışlar ve materyallerin yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişlerdir [249]. Tüm materyallerde yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulmuşlardır ($p<0,05$). Ancak HP grupları hariç diğer tüm grupların sayısal değer olarak klinik açıdan kabul edilebilir R_a değerlerine sahip olduğunu tespit etmişlerdir [249]. En fazla R_a değerleri başlangıçta ve beyazlatma sonrasında cam iyonomer siman materyalinde gözlenmiştir [249]. Araştırmacılar bu durumu materyallerin başlangıçtaki pürüzlülüklerine bağlamıştır. Daha pürüzlü yüzeylerin beyazlatma ajanı ile daha çok

temas alanı yaratacağından daha fazla etkileşime sebep olacağını iddia etmişlerdir [249]. Bu tez çalışmasında ise cam karbomer materyalinin beyazlatma öncesi ölçülen Ra değerinin kritik değerden yüksek olduğu bulundu. Beyazlatma sonrasında en fazla Ra değeri istatistiksel olarak % 45'lik KP gurubunda gözlemlendi ($p<0,05$).

Wattanapayungkul ve Yap yaptıkları çalışmada, distile suda bekletilen RMCİS, kompomer, giomer ve hibrit kompozit rezine % 35 HP (ofis tipi, toplam 30 dk. olacak şekilde iki sefer uygulanmıştır) ve % 35 KP'lik (ofis tipi, 30 dk. tek sefer uygulanmıştır) beyazlatma ajanı uygulayıp yüzey pürüzlülüklerine olan etkilerini araştırmışlardır [250]. Tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p<0,05$) [250]. Bu sonuca ofis tipinin, ev tipi beyazlatmaya göre çok daha kısa süreli uygulanmasının ve bu nedenle ajanın restorasyona nüfuz edecek yeterli zaman bulamamasının sebep olabileceğini ifade etmişlerdir [250]. Bu tez çalışmasında kullanılan ev tipi beyazlatma ajanlarının daha uzun süre veya daha yüksek konsantrasyonda uygulandığı için bulgular arasındaki farklılığa sebep olduğunu düşünmekteyiz.

Cam karbomerler de hidroksiapatit içeren yeni nesil cam iyonomer esaslı materyallerdir. Fakat literatürde beyazlatmanın cam karbomerler üzerine olan etkilerini inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır. Literatürde cam iyonomer simanların fiziksel özelliği üzerine beyazlatma ajanlarının etkisinin araştırıldığı çok sayıda çalışma olmasına rağmen [76, 244]; farklı tipteki cam iyonomer simanlara bakılarak bu yeni nesil materyallerin davranışları hakkında bir kıyaslama yapılması yanlıtıcı olabilir. Bu yüzden cam karbomer materyalinin beyazlatma sonrası fiziksel özelliklerinin araştırılmasına ihtiyaç vardır.

5.2.3 Equia Forte'nin bulgularının değerlendirilmesi

5.2.3.1 Yüzey mikrosertliği

% 10 KP içeren beyazlatma işleminin YVCİS restoratif materyalinin yüzey mikrosertliği üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı tespit edilirken ($p>0,05$); % 45 KP içeren beyazlatma uygulamasının ise istatistiksel olarak anlamlı bir farka sebep olduğu tespit edildi ($p<0,05$). % 45 KP uygulamasının yüzey mikrosertliğini arttırdığı gözlemlendi (Tablo 5.61).

Yu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada % 15 KP içeren ev tipi beyazlatma uygulamasına tabi tuttukları kompomer ve geleneksel cam iyonomer simanın yüzey mikrosertliğini değerlendirdikleri çalışmada; kompomerin mikrosertliğinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olduğunu bildirmişlerdir ($p<0,001$) [251]. Bunun aksine cam iyonomer simanın hem kontrol grubunda hem de beyazlatma uygulanan grubunda yüzey mikrosertliğinin arttığı görülmüştür ($p<0,001$). Bu durumun örneklerin yapay tükürükte bekletilmiş olmasından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir [252, 253]. Yapay tükürüğün içerisinde bulunan kalsiyum ve fosfat iyonlarının cam iyonomerin içine sızarak yüzeyinin sertleşmesine neden olabileceği ifade edilmiştir [252]. Ayrıca, beyazlatma sonrası yüzeyin erozyona uğraması sonucu oluşan silika çekirdeğin de bu sertleşme etkisine sebep olabileceğini belirtmişlerdir [251]. Bu tez çalışmasında % 10 KP içeren düşük konsantrasyonlu beyazlatma uygulamasında mikrosertlikte bir değişiklik gözlenmezken; % 45 KP'de konsantrasyonun artmasına bağlı olarak yüzeyin erozyona uğraması sonucu oluşan silika çekirdeği nedeniyle sertlik artmış olabilir (Şekil 4.1).

Klaric ve arkadaşları ise yaptıkları çalışmada bizim çalışmamızdaki sonucun aksine; % 40 HP uygulanan ve sonrasında 45 dk distile suda bekletilen YVCİS bazlı dolgu materyalinin yüzey mikrosertliğini azalttığını rapor etmişlerdir [43]. YVCİS (Equia, GC, Japonya) kullanılan çalışmada materyalin karıştırılması esnasında içinde kalan hava kabarcıklarının buna sebep olabileceğini söylemişlerdir [43]. Bu tez çalışmasında kullanılan YVCİS (Equia Forte) önceki versiyonu olan Equia'dan farklı olarak: geleneksel cam iyonomer siman tozun içine dağılmış, ultra ince, yüksek reaktif cam partikülleri eklenmiştir. Ayrıca yüzey örtücüsü de çok fonksiyonlu monomer içermektedir. Hem içeriğinin farklı olması hem de distile su yerine yapay tükürük kullanılması sertlikte azalma görülmemesinin nedeni olabilir. YVCİS materyalinin yapay tükürük içindeki iyonlarla iyon alışverişi yaptığını düşünmekteyiz.

Homayoon ve arkadaşları, % 22 KP içeren florsuz ve % 20 KP içeren florlu iki farklı beyazlatma ajanının; cam iyonomer bazlı dual cure kor materyali, RMCİS dolgu materyali ve iki farklı nanokompozitin yüzey mikrosertliği üzerine olan etkilerini incelemişlerdir [254]. %20 KP içeren florlu beyazlatma ajanının mikrosertlik üzerine bir etkisinin bulunmadığını, fakat % 22 KP içeren florsuz ajanın yüzey mikrosertliğini azalttığını rapor etmişlerdir [254]. Bizim çalışmamızda kullandığımız beyazlatma ajanları flor içeriklidir. Bu yüzden materyalin yüzey mikrosertliğinde azalma

olmamasının (% 10 KP değişim gözlenmezken; % 45 KP’de artış gözlendi) kullanılan beyazlatma ajanlarının flor içeriğinden kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

5.2.3.2 Total renk değişimi

% 10 KP içeren beyazlatma uygulaması, YVCİS’in ΔE değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluştururken ($p < 0,05$), % 45 KP’in ise fark yaratmadığı gözlendi ($p > 0,05$). Fakat hem % 10 KP ($\Delta E = 3,89$) hem de % 45 KP ($\Delta E = 3,38$) uygulamasının literatürde belirtilen (NBS sistemine göre) “kayda değer”, görünen renk değişimi değer aralığında yer aldığı tespit edildi (Tablo 5,62).

Rao ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada , % 6, % 10 ve % 16 KP içeren beyazlatma ajanları uygulanmış farklı restoratif materyallerden en çok cam iyonomerde belirgin ve klinik olarak fark edilebilir renk değişim değerlerinin gözlendiği rapor edilmiştir [255]. Bu tez çalışmasında da % 10 KP uygulanan grupta benzer şekilde kayda değer, görünen renk değişimi değerleri elde edildi. Diğer taraftan Rao ve arkadaşları, nanofil dolguların stabil ve klinik olarak kabul edilebilir renk değerlerine sahip olduğunu bildirilmişlerdir [255]. Bu durumun, cam iyonomer simanların renk stabilitelerinin düşük olmasından ve HP nedeniyle açığa çıkan serbest radikallerin metal poliakrilat tuzlarını yıkmasına bağlı olarak meydana gelebileceğinden bahsetmişlerdir [255].

Irawan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, % 20 KP ve % 40 HP içeren beyazlatma ajanlarını; nanofil kompozit, submikron kompozit ve nanofil cam iyonomer olan nanoionomer dolgu üzerine uygulamışlardır [256]. Tüm gruplarda istatistik olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ($p < 0,05$). Ayrıca submikron kompozitlerin ΔE değeri 3,3’ün üzerinde bulunmuşken; diğer grupların ΔE değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu tespit edilmiştir [256]. Ayrıca, cam iyonomer simanda meydana gelen renk değişiminin, içerdeği poliasitten kaynaklanmış olabileceği belirtilmiştir [255]. Beyazlatma sonrası kompozitlerin renk değişiminde, rezinin rengi, kimyasal aktivatör, başlatıcı ve inhibitör gibi birçok faktörün etkili olabileceği bildirilmiştir [255].

Li ve arkadaşlarının çalışmasında ise % 15 KP içerikli beyazlatma ajanının uygulanmasından sonra kompozit ve cam iyonomer dolgu materyallerinin rengine herhangi bir değişikliğe yol açmadığı ve bunun aksine kompomer materyalinin hem kimyasal kompozisyonunda hem de rengine değişikliğe neden olduğu rapor

edilmiştir [42]. Pürüzlülük değişimindeki farkların, sıkı çapraz bağlarla bağlanmış yüksek molekül ağırlığına sahip polimer molekülleri içeren materyallerin beyazlatma ajanının yüzeye nüfuz etmesini geciktirmeleri nedeniyle oluşabileceğini söylemişlerdir [42].

Literatürdeki çalışmalara bakıldığında hem kullanılan beyazlatma materyallerinin hem de cam iyonomer esaslı materyallerin farklı olmasından dolayı bulgular arasında farklılıklar gözlenmektedir [42, 255]. Bu sebepten ötürü beyazlatma sonrası gözlenen renk değişimindeki farklılıklar materyallerin içeriklerinden kaynaklanıyor olabilir.

5.2.3.3 Yüzey pürüzlülüğü

Çalışmamızda, % 10 KP ve % 45 KP uygulamalarının, YVCİS restoratif materyalinin yüzey pürüzlülüğü üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı tespit edildi ($p<0,05$). Buna rağmen YVCİS'in tüm gruplarında Ra değerlerinin kritik sınırın üzerinde çıktığı gözlemlenildi (Tablo 5.63).

Çehreli ve arkadaşları % 10 KP ve % 15 KP uygulanan YVCİS, dört farklı kompomer, iki farklı RMCİS, flor içeren ve içermeyen mikrofil kompozitin yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkilerini araştırmışlardır [257]. Beyazlatma sonrası RMCİS'larda, YVCİS'da ve kompomer materyallerinden birinde Ra değerleri azalmıştır [257]. Bizim çalışmamızdan farklı olarak bu çalışmada termal yaşlandırma yapılmamıştır. Ayrıca beyazlatma işlemleri esnasında örnekler distile suda bekletilmiştir. Bizim çalışmamızda ise yapay tükürük ile yaşlandırma yapılmış ve farklı beyazlatma prosedürleri uygulanmıştır. Tüm bu sebeplerin bulgular arasındaki farklılığın kaynağı olduğu düşünülebilir.

5.2.4 Charisma Topaz'ın bulgularının değerlendirilmesi

5.2.4.1 Yüzey mikrosertliği

Çalışmamızda, % 10 KP ve % 45 KP içeren beyazlatma uygulamalarının TCD-üretan matriks bazlı nano-hibrit kompozitin yüzey VMH değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka yol açtığı ve mikrosertlik değerlerini azalttığı gözlemlendi ($p<0,05$) (Tablo 5.64).

Yıkılğan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, bu tez çalışmasına benzer şekilde % 10 KP ve % 45 KP beyazlatma ajanlarını TCD matriks içeren restoratif materyale

uygulamışlardır [200]. Bu tez çalışmasından farklı olarak ise % 38 HP içeren ajanı da çalışmaya dahil etmişlerdir [200]. Distile suda bekletilen ve Sof-Lex (3M Espe, ABD) ile cila yapılan örnekler herhangi bir yaşlandırma işlemi uygulanmamıştır [200]. % 10 KP ve % 38 HP uygulamasının nano-hibrit kompozitin yüzey mikrosertliğini azalttığını bulmuşlardır [200]. % 45 KP uygulaması ise yüzey mikrosertliğinde anlamlı bir fark oluşturmamıştır ($p>0,05$) [200]. Bu farklılığın beyazlatma ajanının uygulama süresi ile ilgili olduğunu vurgulamışlardır [200]. En uzun süre uygulanan ajan % 10 KP iken % 38 HP ve % 45 KP daha kısa sürelerde uygulanmıştır [200]. % 45 KP'in materyalin yüzey mikrosertliği üzerinde etki oluşturmamasının sebebini, daha düşük konsantrasyonda (yaklaşık % 15) HP açığa çıkarmasından ve % 10 KP uygulamasına göre daha kısa süre kompozit ile temas etmesinden kaynaklanabileceğini ifade etmişlerdir [200]. Bu tez çalışmasında, Yıkılğan ve arkadaşlarının % 10 KP uygulaması sonucu elde ettiği bulgu, çalışmamızdaki % 10 KP uygulaması sonucu elde ettiğimiz bulgu ile aynıdır. Ancak, bizim çalışmamızda % 45 KP uygulanan grupta materyalin mikrosertliğinde azalma gözlemlenmişken; Yıkılğan ve arkadaşlarının çalışmasında aynı konsantrasyondaki beyazlatma uygulaması sonrası elde edilen mikrosertlik değeri değişmemiştir. Bulgulardaki bu farklılığın nedeni bizim çalışmamızda örnekler yapay tükürük ile termal yaşlandırma yapılması olabilir.

Nitekim, Ghavami-Lahiji ve arkadaşları termal siklus sonrası mikro-hibrit kompozitlerin yüzey mikrosertliğinin azaldığını ve yüzeyde deformasyonlar oluştuğunu bildirmişlerdir [258].

Kamangar ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, mikro-hibrit, nanofil ve siloran bazlı kompozit rezinlere % 15 KP ve % 40 HP uyguladıktan sonra mikrosertlik ve total renk değişimini incelemişlerdir [259]. Nanofil ve mikro-hibrit rezinlerin her iki beyazlatma uygulaması sonrasında mikrosertliklerinin azaldığı gözlenmiştir [259]. Beyazlatmanın siloran bazlı kompozitlerin yüzey mikrosertliğine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı bulunmuştur ($p>0,05$) [259]. Aynı beyazlatma ajanı uygulanan farklı kompozit rezinlerin mikrosertlik bulgularının farklı olabileceğini ifade etmişlerdir [259]. Bu durumun her kompozitin yapısında farklı özellikte organik matriks ve inorganik doldurucu (oranı ve boyutu) bulunmasıyla açıklanabileceğini dile getirmişlerdir [259]. Serbest radikaller, beyazlatma sırasında açığa çıkan polimer zincirleri ve çift bağları yıkabilen, materyale nüfuz edebilen kimyasal moleküller olarak ifade edilmiştir [259]. Bu serbest radikallerin rezin matrikse ve inorganik

doldurucu-rezin ara yüzüne etki ederek kompozitin yapısında yıkıma neden olabileceğini bildirilmişlerdir [259]. Mikrosertliğinde değişim gözlenmeyen siloran, diğer materyallerden farklı olarak Bis-GMA yerine siloran rezin içerdiğinden beyazlatmanın yüzey mikrosertliğine olan etkisinin materyale bağlı olarak değişiklik gösterebileceğini rapor etmişlerdir [259]. Kompozitlerin organik matriks yapısındaki farklılıklar da beyazlatma sonrası mikrosertlik değerlerinde farklılık göstermesine neden olabilir. Bu tez çalışmasında kullanılan kompozit rezinlerin organik yapıları da geleneksel kompozitlerden farklıdır.

5.2.4.2 Total renk değişimi

% 10 KP uygulamasının, TCD-üretan matriks bazlı nano-hibrit kompozitin ΔE değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka yol açtığı ve ΔE değerlerinde azalmaya neden olduğu gözlemlendi ($p < 0,05$) (Tablo 4.65). % 45 KP uygulamasının ise istatistiksel olarak anlamlı bir farka sebep olmadığı görüldü ($p > 0,05$). Bununla beraber; % 10 KP uygulanmış grubun literatürde (NBS sistemine göre) “Farkedilir”, gözlenebilir değişiklik olarak ifade edilen aralıkta ΔE değerine ($\Delta E = 1,77$); % 45 KP uygulamasının ise “Kayda değer”, görünen değişiklik aralığında bir değere ($\Delta E = 3,35$) sahip olduğu bulundu (Tablo 5.65).

Gouveia ve arkadaşları, % 16 KP ile iki farklı yoğunlaştırıcı ajanın (carbopol ve natrosol) tek tek veya kombine uygulandığı zaman, nano-kompozit rezinin ΔE değeri üzerine olan etkilerini araştırmışlardır [218]. Bu grupları yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan olarak da ikiye ayırmışlar ve kontrol grubuna hiçbir prosedür uygulamamışlardır [218]. Yaşlandırma yapılan grupların kendi arasında fark gözlenmezken, yaşlandırma yapılan ile yapılmayan gruplar arasında ise ΔE değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p < 0,05$). Yaşlandırmanın renk değişimini arttırdığı bulunmuştur. Bu tez çalışmasında kullanılan beyazlatma ajanları carbopol içermektedir. Gouveia ve arkadaşlarının çalışmasında yaşlandırma sonrası % 16 KP+carbapol uygulanan nano-kompozitin ΔE değerini arttırmışken, bu tez çalışmasında carbopol içeren % 10 KP uygulanmış nano-hibrit kompozit rezin materyalinin ΔE değerinde azalma gözlenirken; Carbopol içeren % 45 KP uygulanmış nano-hibrit kompozit rezin materyalinin ΔE değerinde ise fark görülmedi ($p > 0,05$). Çalışmamızın bulguları ile Gouveia ve arkadaşlarının bulguları arasındaki farklılık, bizim çalışmamızda kullandığımız ajanın yapısı içinde carbopol yoğunlaştırıcı

ajanının yer almasına ve diğer çalışmada ise yapıya sonradan ilave edilmesine bağlanabilir. Bunun haricinde her iki çalışmada kullanılan materyallerin organik matriks yapılarının farklı olması da sonuçların farklı çıkmasına sebep olmuş olabilir.

Kompozitlerin renk değişimlerinin rezin matrikste bulunan hidrofilik karakterli monomerlere bağlı olabileceği belirtilmiştir [218]. Bu hidrofilik monomerlerin beyazlatma sırasında açığa çıkan kimyasal molekülleri, su ile beraber rezin yapının içine çekerek, kompozit rezin renginin açılmasına sebep olabileceği de vurgulanmıştır [218]. Bu yüzden beyazlatmanın materyalin renk değişimi üzerine olan etkilerini öngörebilmek için rezin matriks yapısının bilinmesinin faydalı olacağı belirtilmiştir [218]. Bu tez çalışmasında kullanılan % 10 KP'in uygulama süresinin uzun olması, TCD-üretan esaslı kompozit rezinin organik fazına beyazlatma ajanının nüfus etmesine imkan vermiş olabilir. Bu sayede termal yaşlandırma sonrası renklenen kompozit rezinin renginin açılmasına sebep olmuş olabilir.

5.2.4.3 Yüzey pürüzlülüğü

Çalışmamızda, % 10 KP ve % 45 KP içeren diş beyazlatma uygulamalarının, TCD-üretan matriks bazlı nano-hibrit kompozit restoratif materyalinin yüzey pürüzlülüğü üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadıkları ve Ra değerlerinin kritik değerin altında kaldıkları tespit edildi ($p>0,05$) (Tablo 5.66).

Literatürde, TCD-üretan matriks içerikli nano-hibrit kompozitler kullanılarak beyazlatma sonrası yüzey özelliklerinin incelendiği çok az sayıda çalışmaya rastlandı. Yıkılğan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, % 10 KP, % 38 HP ve % 45 KP uygulamasının TCD matriks esaslı nano-hibrit kompozitin mikrosertliğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığını ($p>0,05$) ve bulunan Ra değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde kaldığını bildirmişlerdir ($Ra<0,2 \mu m$) [200]. Bu tez çalışmasında elde edilen bulgular, Yıkılğan ve arkadaşlarının çalışmasının (her ne kadar termal yaşlandırma yapmamış olsa da) yüzey pürüzlülük bulgularıyla uyumludur. Bizim çalışmamızdaki Ra değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde kalmasının sebebi, elmas içeren lastik ile cilalama esnasında organik matriks (TCD-üretan, UDMA) ve inorganik prepolimerize doldurucular içeren kompozit materyalinin eşit miktarda aşınmış olması olabilir.

İncelediğimiz tüm çalışmaların bulguları ile çalışmamızın bulguları arasındaki farklılıklar şu şekilde özetlenebilir;

- Kullanılan beyazlatma ajanının farklı tipte, içerikte, değişik konsantrasyonda, farklı uygulama süre/ aralıklarda ve farklı solüsyonlarda bekletme (yapay tükürük veya distile su) sebebiyle,
- Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin; kompozit materyallerin farklı organik ve inorganik yapıda, cam iyonomer esaslı materyallerin ise geleneksel cam iyonomer materyallerinden farklı bir yapıda olması sebebiyle,
- Materyalin fiziksel özelliklerini değerlendirmede kullanılan cihazların farklı olması sebebiyle olabilir.



6. SONUÇLAR

Güncel diş renkli restoratif dolgu materyallerine farklı uygulama prosedüründeki ev tipi beyazlatma ajanları uygulandıktan sonra fiziksel özelliklerini *in vitro* olarak incelediğimiz bu tez çalışmasında;

1. Ormocer yapılı restoratif materyalin yüzey mikrosertliğinin, pürüzlülüğünün ve renk stabilitesinin beyazlatma prosedürlerinden etkilenmediği bulundu.
2. Cam karbomere % 10 KP uygulamasının renk stabilitesini negatif etkilediği, mikrosertlik ve pürüzlülük değerleri üzerine bir değişime sebep olmadığı tespit edildi. % 45 KP uygulamasının ise tüm parametrelerde cam karbomeri olumsuz yönde etkilediği görüldü.
3. YVCİS'a % 10 KP uygulanmasının total renk değişim değerini arttırdığı, diğer parametrelerde değişiklik yaratmadığı gözlemlendi. % 45 KP'in ise yüzey mikrosertliğini arttırdığı, pürüzlülük ve renk değerlerinde değişiklik meydana getirmediği bulundu.
4. TCD-üretan matriks bazlı nano-hibrit kompozite % 10 KP uygulamasının materyalin mikrosertlik ve total renk değişim değerlerini azalttığı, pürüzlülüğünü ise etkilemediği gözlemlendi. % 45 KP uygulamasının ise sadece mikrosertliği azalttığı, diğer parametrelerde değişikliğe sebep olmadığı gözlemlendi.
5. % 10 KP uygulanan tüm gruplar birbirleri ile karşılaştırıldığında, mikrosertlik açısından aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı gözlemlendi ($p>0,05$). Total renk değişimi açısından bakıldığında ise, Cam karbomerin diğer gruplara göre daha fazla renk değişimi gösterdiği, TCD-üretan matriks bazlı nano-hibrit kompozitin ise total renk değişiminin azaldığı bulundu. Cam karbomerin yüzey pürüzlülüğünün, diğer tüm gruplardan farklı olduğu ve en yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu gözlemlendi.
6. % 45 KP uygulanan tüm gruplar birbirleri ile karşılaştırıldığında, cam karbomer ve TCD-üretan matriks bazlı nano-hibrit kompozitin

mikrosertliğinde azalma görülürken; YVCİS'in mikrosertlik değerinde artış gözlemlendi. % 45 KP uygulanan tüm gruplar birbirleri ile karşılaştırıldığında, total renk değişimi açısından aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı gözlemlendi ($p>0,05$). Yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirildiğinde ise, cam karbomerin diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı bir farka sebep olduğu bulundu.

Restoratif materyal olarak ormocer esaslı bir nano-hibrit kompozit kullanıldığında, bitirme işleminin elmas partikülleri içeren lastik cila ile yapılmasının uygun olduğunu düşünmekteyiz. Bulgularımızdan yola çıkarak, klinik olarak kabul edilebilir estetik ve fonksiyonel özelliklere sahip, ağızda var olan ormocer bazlı restoratif materyalle yapılmış restorasyonların beyazlatma sonrası değiştirilmesine gerek olmayabilir.

Bu çalışmada, ev tipi beyazlatma uygulanan cam karbomer esaslı restorasyonların hem renk hem de yüzey özelliklerini olumsuz etkilediğinden, ağızda var olan cam karbomer restorasyonların beyazlatma uygulamasından sonra değiştirilmesi önerilebilir.

YVCİS'a % 10 KP uygulandıktan sonra total renk değişiminin artması nedeniyle (diğer parametrelerde bir değişiklik gözlenmemesine rağmen) var olan restorasyonun beyazlatma sonrası değiştirilmesi uygun olabilir. Diğer taraftan, % 45 KP uygulaması renk ve pürüzlülük değerlerini etkilemezken mikrosertlik değerini arttırdığından buradan hareketle klinik olarak kabul edilebilir durumdaki YVCİS restorasyonların % 45 KP uygulaması sonrası değiştirilmesine gerek olmadığı söylenebilir.

% 10 KP uygulaması sonucu TCD-üretan matriks esaslı bir nano-hibrit kompozitin hem mikrosertliğinin hem de total renk değişim değerlerinin azalması nedeniyle restorasyonların beyazlatma sonrası değiştirilmesi önerilebilir. Her ne kadar total renk değişiminin azalması olumlu bir özellik gibi düşünülse de kompozitlerin renk stabilitesinin korunması istenen bir özelliktir. % 45 KP uygulaması ise Charisma Topaz'ın mikrosertliğini azalttığı için restorasyonların beyazlatma sonrası değiştirilmesi gerekebilir.

Bu tez çalışmasında, her ne kadar yapay tükürükle termal yaşlandırma yapılsa da *in vivo* ortamda var olan birçok değişkenin taklit edilememesi çalışmamızın limitasyonları arasındadır.

Ayrıca ağız ortamındaki restorasyonlar *in vitro* ortamda hazırlanan örnekler kadar iyi cilalanamamaktadır. Dolayısıyla restorasyon yüzeyleri daha pürüzlü kalabilir. Pürüzlü yüzeylerde de temas alanı artacağından, materyalin beyazlatma ajanlarıyla olan etkileşimi artabilir.

Buna ek olarak, örneklerimiz diş üzerinde hazırlanmadı. Fakat *in vivo* ortamda beyazlatma tedavisi sonrası dişlerin renginde gözlenen değişiklikler restoratif materyalin renginin daha farklı algılanmasına neden olabileceğinden bu da çalışmamızın diğer bir limitasyonudur.

Son olarak, klinisyenin hastaya yapılan restorasyon materyali hakkında (materyalin ve firmanın adı, materyalin rengi) yazılı bir bilgilendirme yapılması, özellikle beyazlatma uygulaması sırasında önemlidir.

7. KAYNAKLAR

1. Polydorou, O., Hellwig, E., & Auschill, T. M. (2007). The effect of at-home bleaching on the microhardness of six esthetic restorative materials. *J Am Dent Assoc*, 138(7), 978-984; quiz 1022.
2. Barghi, N. (1998). Making a clinical decision for vital tooth bleaching: at-home or in-office? *Compend Contin Educ Dent*, 19(8), 831-838; quiz 840.
3. Shafiei, F., & Doustfatemeh, S. (2013). Effect of a Combined Bleaching Regimen on the Microhardness of a Sealed Methacrylate-based and a Silorane-based Composite. *J Dent (Shiraz)*, 14(3), 111-117.
4. Bayne, S. C., Ferracane, J. L., Marshall, G. W., Marshall, S. J., & van Noort, R. (2019). The Evolution of Dental Materials over the Past Century: Silver and Gold to Tooth Color and Beyond. *J Dent Res*, 98(3), 257-265.
5. Okada, K., Tosaki, S., Hirota, K., & Hume, W. (2001). Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dental Materials*, 17(1), 34-39.
6. Al-Wahadni, A., Ajlouni, R., Al-Omari, Q., Cobb, D., & Dawson, D. (2002). Shade-match perception of porcelain-fused-to-metal restorations - A comparison between dentist and patient. *Journal of the American Dental Association*, 133(9), 1220-1225.
7. Chakravarthy, Y., & Clarence, S. (2018). The effect of red wine on colour stability of three different types of esthetic restorative materials: An in vitro study. *J Conserv Dent*, 21(3), 319-323.
8. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, 18(1), 155-163.
9. Borges, A. B., Marsilio, A. L., Pagani, C., & Rodrigues, J. R. (2004). Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *J Esthet Restor Dent*, 16(1), 42-47; discussion 48.
10. Feinman, R. A., GOLDSTEIN, R., & andGARBER, D. A. (1987). *Bleaching Teeth*, Chicago: Quintessence Pub.
11. Francis, G., Pradeep, K., Ginjupalli, K., & Saraswathi, V. (2017). Effects of bleaching agents on the microhardness and surface roughness of bulk fill composites. *World Journal of Dentistry*, 8(3), 196-201.
12. Thickett, E., & Cobourne, M. T. (2009). New developments in tooth whitening. The current status of external bleaching in orthodontics. *Journal of orthodontics*, 36(3), 194-201.
13. Christensen, G. J. (1991). Home-use bleaching survey-1991. *Clin Res Assoc Newsl*, 15(10), 2-3.

14. Dahl, J. E., & Pallesen, U. (2003). Tooth bleaching—a critical review of the biological aspects. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 14(4), 292-304.
15. Kwon, S. R., & Wertz, P. W. (2015). Review of the mechanism of tooth whitening. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(5), 240-257.
16. Bowles, W. H., & Thompson, L. R. (1986). Vital bleaching: the effects of heat and hydrogen peroxide on pulpal enzymes. *Journal of Endodontics*, 12(3), 108-112.
17. Cooper, J. S., Bokmeyer, T. J., & Bowles, W. H. (1992). Penetration of the pulp chamber by carbamide peroxide bleaching agents. *Journal of Endodontics*, 18(7), 315-317.
18. Heymann, H. O., Goldstein, R. E., & Haywood, V. B. (1997). Bleaching of vital teeth. *Quintessence international*, 28(6), 420-427.
19. Fasanaro, T. S. (1992). Bleaching teeth: history, chemicals, and methods used for common tooth discolorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 4(3), 71-78.
20. Goldstein, R. E., & Garber, D. A. (1995). *Complete dental bleaching*. Quintessence Publishing.
21. Haywood, V. B. (2006). Natural tooth bleaching. *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach*, 437-462.
22. Alaçam, T. (1990). *Endodonti*. Gazi Üniversitesi Basın Yayın Yüksek Okulu Basımevi.
23. Sulieman, M. (2006). An overview of bleaching techniques: history, chemistry, safety and legal aspects (part 1). *SADJ: journal of the South African Dental Association= tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging*, 61(7), 304.
24. Kugel, G., Perry, R. D., Hoang, E., & Scherer, W. (1997). Effective tooth bleaching in 5 days: using a combined in-office and at-home bleaching system. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 18(4), 378-380.
25. Greenwall, L. (2001). Intracoronal bleaching of non-vital teeth. *Bleaching techniques in restorative dentistry-an illustrated guide*.(Greewall L.) New York: Martin Dunitz, 159-72.
26. Settembrini, L., Gultz, J., Kaim, J., & Scherer, W. (1997). A technique for bleaching nonvital teeth: inside/outside bleaching. *The Journal of the American Dental Association*, 128(9), 1283-1284.
27. AM Sulieman, M. (2008). An overview of tooth-bleaching techniques: chemistry, safety and efficacy. *Periodontology 2000*, 48(1), 148-169.
28. Matis, B. A. (2003). Tray whitening: What the evidence shows. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 24(4A), 354-362.
29. Greenwall, L. (2001). Intracoronal bleaching of non-vital teeth. *Bleaching techniques in restorative dentistry-an illustrated guide*.(Greewall L.) New York: Martin Dunitz, 159-72.
30. American Dental Association. (2006). ADA Acceptance Program Guidelines Dentist-dispensed home-use tooth bleaching products April, 2006. Retrieved online May, 15, 2007.

31. Oktay, E. K. (2006). *Farklı vital beyazlatma sistemlerinin diş rengi üzerine etkilerinin klinik olarak karşılaştırılması*. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü (Doctoral dissertation, Doktora Tezi, 2006, Ankara).
32. Carey, C. M. (2014). Tooth whitening: what we now know. *Journal of Evidence Based Dental Practice*, 14, 70-76.
33. Buchalla, W., & Attin, T. (2007). External bleaching therapy with activation by heat, light or laser—a systematic review. *Dental materials*, 23(5), 586-596.
34. Cohen, W. (1998). Compendium of Continuing Education in Dentistry.
35. Kugel, G. (2003). Over-the-counter tooth-whitening systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 24(4A), 376-382.
36. De Geus, J. L., Wambier, L. M., Kossatz, S., Loguercio, A. D., & Reis, A. (2016). At-home vs in-office bleaching: a systematic review and meta-analysis. *Operative dentistry*, 41(4), 341-356.
37. Alaçam, T. E., Uzel, D., Alaçam, A., & Aydın, M. E. (2000). Ankara. *Barış yayınları*, 11-152.
38. Kihn, P. W., Barnes, D. M., Romberg, E., & Peterson, K. (2000). A clinical evaluation of 10 percent vs. 15 percent carbamide peroxide tooth-whitening agents. *The Journal of the American Dental Association*, 131(10), 1478-1484.
39. Yanıkoğlu, F. Ç., & Tağtekin, D. A. (2005). Bleaching konusuna yeni yaklaşımlar. *Dişhekimliği Dergisi*, 66, 30-3.
40. Rotstein, I., & Friedman, S. (1991). pH variation among materials used for intracoronal bleaching. *Journal of endodontics*, 17(8), 376-379.
41. Frencken, J. E., Peters, M. C., Manton, D. J., Leal, S. C., Gordan, V. V., & Eden, E. (2012). Minimal intervention dentistry for managing dental caries—a review: report of a FDI task group. *International dental journal*, 62(5), 223-243.
42. Li, Q., Yu, H., & Wang, Y. (2009). Colour and surface analysis of carbamide peroxide bleaching effects on the dental restorative materials in situ. *journal of dentistry*, 37(5), 348-356.
43. Klaric, E. S., Simenc, N., Rakic, M., Skenderovic, H., Sever, I., & Tarle, Z. (2016). Effects of bleaching agent on physical and aesthetic properties of restorative materials. *Dental materials journal*, 35(5), 788-795.
44. Gurbuz, A., Ozkan, P., Yilmaz, K., Yilmaz, B., & Durkan, R. (2013). Effect of at-home whitening strips on the surface roughness and color of a composite and an ormocer restorative material. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 22(1), 69-73.
45. Schwendicke, F., Göstemeyer, G., Blunck, U., Paris, S., Hsu, L. Y., & Tu, Y. K. (2016). Directly placed restorative materials: review and network meta-analysis. *Journal of dental research*, 95(6), 613-622.
46. Zöchbauer, H. (2011). Number of dental restorations worldwide. *Mark Res Ivoclar Vivadent*.
47. Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi.
48. Ferracane, J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 6(4), 302-318.
49. Anusavice, K. J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials-eBook*. Elsevier Health Sciences.

50. Van Noort, R. (2003). Resin composites and polyacid-modified resin composites. Van Noort R. *Introduction to dental materials*. St Louis: Mosby, 120-1.
51. Tian, M., Gao, Y., Liu, Y., Liao, Y., Hedin, N. E., & Fong, H. (2008). Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGDMA dental resins/composites containing nano fibrillar silicate. *Dental materials*, 24(2), 235-243.
52. Önal, B. (2004). Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İzmir*.
53. Ersoy, M., Özel, E & Gökçe, K. (2007). Farklı Uygulama Yöntemlerinin Kompozit Rezinlerin Mikrosertliğine Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007(1), 28-31.
54. Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.
55. Pehlivan, N., & Karacaer, Ö. (2014). Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 31(3), 160-6.
56. Karabela, M. M., & Sideridou, I. D. (2011). Synthesis and study of physical properties of dental light-cured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent. *Dental Materials*, 27(11), 1144-1152.
57. Uluakay, M., İnan, H., Yamanel, K., & Arhun, N. (2011). Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *Yayın Kuralları*, 895.
58. Trushkowsky, R. (2001). Versatility of resin composite: esthetic considerations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 22(4), 352.
59. Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (Eds.). (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
60. Rastelli, A. N., Jacomassi, D. P., Faloni, A. P. S., Queiroz, T. P., Rojas, S. S., Bernardi, M. I. B., ... & Hernandez, A. C. (2012). The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microscopy research and technique*, 75(6), 758-765.
61. Ilie, N., & Hickel, R. (2009). Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dental Materials*, 25(6), 810-819.
62. Ölmez, A. and D.J.C.Ü.D.H.F.D. Tuna, *Polimerizasyon Büzülmesine Etki Eden Faktörler*. 2002. 5: p. 52-57.
63. Rosin, M., Steffen, H., Korschake, C., Greese, U., Teichmann, D., Hartmann, A., & Meyer, G. (2003). One-year evaluation of anOrmocer restorative—a multipractice clinical trial. *Clinical Oral Investigations*, 7(1), 20-26.
64. Thickett, E., & Cobourne, M. T. (2009). New developments in tooth whitening. The current status of external bleaching in orthodontics. *Journal of orthodontics*, 36(3), 194-201.
65. Schneider, L. F. J., Cavalcante, L. M., Silikas, N., & Watts, D. C. (2011). Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. *Journal of oral science*, 53(4), 413-419.
66. Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82.

67. Bottenberg, P., Jacquet, W., Alaerts, M., & Keulemans, F. (2009). A prospective randomized clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: Five-year results. *Journal of dentistry*, 37(3), 198-203.
68. Bauer, C. M., Kunzelmann, K. H., & Hickel, R. (1995). Simulated food wear of composites and Ormocer (R). *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 50(9), 635-638.
69. Ünlü, N., & Çetin, A. R. (2008). Kompozit Rezin Materyallerin İçeriklerindeki Yeni Gelişmeler. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 14(3), 156-167.
70. Ilie, N., & Hickel, R. (2011). Resin composite restorative materials. *Australian dental journal*, 56, 59-66.
71. Reiners, J., Podszun, W., & Winkel, J. (1990). *U.S. Patent No. 4,952,614*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
72. Utterodt, A., Ruppert, K., Schaub, M., Diefenbach, C., Reischl, K., Hohmann, A., ... & Schönhof, N. (2008). Dental composites with Tricyclo [5.2. 02.6] decane derivatives. *European Patent EP1935393 assignee: Heraeus Kulzer GmbH*.
73. Kurokawa, R., Finger, W. J., Hoffmann, M., Endo, T., Kanehira, M., Komatsu, M., & Manabe, A. (2007). Interactions of self-etch adhesives with resin composites. *Journal of dentistry*, 35(12), 923-929.
74. Abu-bakr, Neamat Han, L., Okamoto, A., & Iwaku, M. (2000). Color stability of compomer after immersion in various media. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(5), 258-263.
75. Mujdeci, A., & Gokay, O. (2006). Effect of bleaching agents on the microhardness of tooth-colored restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95(4), 286-289.
76. Omrani, L. R., Khoshamad, S., Ghomshe, E. T., Chiniforush, N., & Kamangar, S. S. H. (2017). In Vitro Effect of Bleaching With 810 nm and 980 nm Diode Laser on Microhardness of Self-cure and Light-Cure Glass Ionomer Cements. *Journal of lasers in medical sciences*, 8(4), 191.
77. Wilson, A. D., & Kent, B. E. (1971). The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *Journal of Applied Chemistry and Biotechnology*, 21(11), 313-313.
78. Brito, C. R., Velasco, L. G., Bonini, G. A., Imparato, J. C. P., & Raggio, D. P. (2010). Glass ionomer cement hardness after different materials for surface protection. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 93(1), 243-246.
79. McLean, J. W. (1992). The clinical use of glass-ionomer cements. *Dental Clinics of North America*, 36(3), 693-711.
80. Mount, G. J. (2003). *An atlas of glass-ionomer cements: a clinician's guide*. CRC Press.
81. Ritter, A. V. (2017). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Elsevier Health Sciences.

82. Wilson, A. D., & Nicholson, J. W. (2005). *Acid-base cements: their biomedical and industrial applications* (Vol. 3). Cambridge University Press.
83. Mount, G. J. (2002). Color atlas of glass ionomer cements. *London: Dunitz.*
84. Davidson, C. L., & Mjör, I. A. (1999). *Advances in glass-ionomer cements.* Berlin, Chicago Quintessence Publishing Co, Inc 08671536019780867153606.
85. Matsuya, S., Maeda, T., & Ohta, M. (1996). IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. *Journal of dental research, 75*(12), 1920-1927.
86. De Barra, E., & Hill, R. (1998). Influence of poly (acrylic acid) content on the fracture behaviour of glass polyalkenoate cements. *Journal of materials science, 33*(23), 5487-5497.
87. Wasson, E. A., & Nicholson, J. W. (1993). New aspects of the setting of glass-ionomer cements. *Journal of dental research, 72*(2), 481-483.
88. Lohbauer, U. (2009). Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?—properties, limitations and future trends. *Materials, 3*(1), 76-96.
89. Croll, T. P., & Nicholson, J. W. (2002). Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric dentistry, 24*(5), 423-429.
90. Croll, T. P. (1992). Glass ionomers and esthetic dentistry: what the new properties mean to dentistry. *The Journal of the American Dental Association, 123*(5), 51-54.
91. Croll, T. P. (1990). Glass ionomers for infants, children, and adolescents. *The Journal of the American Dental Association, 120*(1), 65-68.
92. Kilpatrick, N. M. (1996). Glass ionomer cements: their application in children, Part 1. *Dental update, 23*(6), 236-238.
93. Mount, G. J., & Hume, W. R. (1997). A revised classification of carious lesions by site and size. *Quintessence international, 28*(5).
94. McLean, J. W. (1990). Cermet cements. *The Journal of the American Dental Association, 120*(1), 43-47.
95. Önal, B & Pamir, T. (2005). The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *The Journal of the American Dental Association, 136*(11), 1547-1555.
96. Kaya, D., Tirali, Y., & Ebru, R. (2013). Advances in Glass Ionomer Cements. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi; Supplement 7* (2013).
97. Sidhu, S. K., & Watson, T. F. (1995). Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *American Journal of Dentistry, 8*(1), 59-67.
98. Croll, T. P., & Helpin, M. L. (1995). Class II Vitremer restoration of primary molars. *ASDC journal of dentistry for children, 62*(1), 17-21.
99. Scholtanus, J. D., & Huysmans, M. C. D. (2007). Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. *Journal of Dentistry, 35*(2), 156-162.
100. van Duinen, R. N., Kleverlaan, C. J., de Gee, A. J., Werner, A., & Feilzer, A. J. (2005). Early and long-term wear of 'Fast-set' conventional glass-ionomer cements. *Dental Materials, 21*(8), 716-720.
101. Sidhu, S. K. (2011). Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject?. *Australian dental journal, 56*, 23-30.

102. Mickenautsch, S., & Yengopal, V. (2012). Failure rate of atraumatic restorative treatment using high-viscosity glass-ionomer cement compared to that of conventional amalgam restorative treatment in primary and permanent teeth: a systematic review update-III. *Journal of Minimum Intervention in Dentistry*, 5(6), 273-331.
103. Friedl, K., Hiller, K. A., & Friedl, K. H. (2011). Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dental Materials*, 27(10), 1031-1037.
104. Diem, V. T. K., Tyas, M. J., Ngo, H. C., Phuong, L. H., & Khanh, N. D. (2014). The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement. *Clinical Oral Investigations*, 18(3), 753-759.
105. Bonifácio, C. C., Werner, A., & Kleverlaan, C. J. (2012). Coating glass-ionomer cements with a nanofilled resin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(6), 471-477.
106. Crowley, C. M., Doyle, J., Towler, M. R., Hill, R. G., & Hampshire, S. (2006). The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *Journal of dentistry*, 34(8), 566-573.
107. Dowling, A. H., & Fleming, G. J. (2009). Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents?. *Journal of dentistry*, 37(2), 133-140.
108. Hume, W. R., & Mount, G. J. (1988). In vitro studies on the potential for pulpal cytotoxicity of glass-ionomer cements. *Journal of dental research*, 67(6), 915-918.
109. Nicholson, J. W. (2007). Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dental materials*, 23(5), 615-622.
110. Lin, A., McIntyre, N. S., & Davidson, R. D. (1992). Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *Journal of Dental Research*, 71(11), 1836-1841.
111. Shaw, A. J., Carrick, T., & McCabe, J. F. (1998). Fluoride release from glass-ionomer and compomer restorative materials: 6-month data. *Journal of dentistry*, 26(4), 355-359.
112. Arami, S., Kimyai, S., Oskoe, P. A., Daneshpooy, M., Rikhtegaran, S., Bahari, M., & Kahnamoii, M. A. (2017). Reparability of giomer using different mechanical surface treatments. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 9(4), e520.
113. Xu, X., & Burgess, J. O. (2003). Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials*, 24(14), 2451-2461.
114. Van, R. D., Davidson, C. L., De, A. G., & Feilzer, A. J. (2004). In situ transformation of glass-ionomer into an enamel-like material. *American journal of dentistry*, 17(4), 223-227.
115. Menne-Happ, U., & Ilie, N. (2013). Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *Journal of dentistry*, 41(3), 223-230.
116. Chen, X., Du, M. Q., Fan, M. W., Mulder, J., Huysmans, M. C. D. N. J. M., & Frencken, J. E. (2012). Caries-preventive effect of sealants produced with altered glass-ionomer materials, after 2 years. *Dental Materials*, 28(5), 554-560.

117. Cehreli, S. B., Tirali, R. E., Yalcinkaya, Z., & Cehreli, Z. C. (2013). Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *European journal of dentistry*, 7(1), 15.
118. Zainuddin, N., Karpukhina, N., Law, R. V., & Hill, R. G. (2012). Characterisation of a remineralising Glass Carbomer® ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *Dental Materials*, 28(10), 1051-1058.
119. Lucas, M. E., Arita, K., & Nishino, M. (2003). Toughness, bonding and fluoride-release properties of hydroxyapatite-added glass ionomer cement. *Biomaterials*, 24(21), 3787-3794.
120. Moshaverinia, A., Ansari, S., Moshaverinia, M., Roohpour, N., Darr, J. A., & Rehman, I. (2008). Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). *Acta biomaterialia*, 4(2), 432-440.
121. Van Den Bosch, W., & Van Duinen, R. N. (2006). *U.S. Patent Application No. 10/559,900*.
122. Kahvecioglu, F., Tosun, G., & Ülker, H. E. (2016). Intrapulpal thermal changes during setting reaction of glass Carbomer® using thermocure lamp. *BioMed research international*, 2016.
123. Botsali, M. S., Tokay, U., Ozmen, B., Cortcu, M., Koyuturk, A. E., & Kahvecioglu, F. (2016). Effect of new innovative restorative carbomised glass cement on intrapulpal temperature rise: an ex-vivo study. *Brazilian oral research*, 30(1).
124. Altan, H., Göztaş, Z., & Arslanoglu, Z. (2018). Bulk-Fill restorative materials in primary tooth: An intrapulpal temperature changes study. *Contemporary clinical dentistry*, 9(Suppl 1), S52.
125. Faridi, M. A., Khabeer, A., & Haroon, S. (2018). Flexural Strength of Glass Carbomer Cement and Conventional Glass Ionomer Cement Stored in Different Storage Media over Time. *Medical Principles and Practice*.
126. Özveren, N., & Özalp, Ş. (2018). Microhardness and SEM-EDX Analysis of Permanent Enamel Surface Adjacent to Fluoride-releasing Restorative Materials Under Severe Cariogenic Challenges. *Oral health & preventive dentistry*, 16(5).
127. Poggio, C., Viola, M., Mirando, M., Chiesa, M., Beltrami, R., & Colombo, M. (2018). Microhardness of different esthetic restorative materials: Evaluation and comparison after exposure to acidic drink. *Dental Research Journal*, 15(3), 166.
128. Chunmuang, S., Jitpukdeebodindra, S., Chuenarrom, C., & Benjakul, P. (2007). Effect of xylitol and fluoride on enamel erosion in vitro. *Journal of oral science*, 49(4), 293-297.
129. Attin, T., Meyer, K., Hellwig, E., Buchalla, W., & Lennon, A. M. (2003). Effect of mineral supplements to citric acid on enamel erosion. *Archives of oral biology*, 48(11), 753-759.
130. Chuenarrom, C., Benjakul, P., & Daosodsai, P. (2009). Effect of indentation load and time on knoop and vickers microhardness tests for enamel and dentin. *Materials Research*, 12(4), 473-476.

131. Lippert, F., & Lynch, R. J. M. (2014). Comparison of Knoop and Vickers surface microhardness and transverse microradiography for the study of early caries lesion formation in human and bovine enamel. *Archives of oral biology*, 59(7), 704-710.
132. Mann, A.B., (2011) Nanomechanical properties of solid surfaces and thin films, in *Nanotribology and Nanomechanics I*, Springer, p. 391-437.
133. Gutiérrez-Salazar, M. D. P., & Reyes-Gasga, J. (2003). Microhardness and chemical composition of human tooth. *Materials Research*, 6(3), 367-373.
134. Meredith, N., Sherriff, M., Setchell, D. J., & Swanson, S. A. V. (1996). Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. *Archives of Oral Biology*, 41(6), 539-545.
135. Sikri, V. K. (2010). Color: Implications in dentistry. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(4), 249.
136. Powers, J. M., & Paravina, R. D. (2004). *Esthetic color training in dentistry* (p. 18). Elsevier Mosby.
137. Culpepper, W. D. (1970). A comparative study of shade-matching procedures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 24(2), 166-173.
138. McDonald, R. (1997). *Colour physics for industry*. Woodhead Publishing Limited.
139. Kahramanoğlu, E., & Özkan, Y. K. (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(4), 339-347.
140. Munsell, A. H. (1912). A pigment color system and notation. *The American Journal of Psychology*.
141. Gulrajani, M. L. (Ed.). (2010). *Colour measurement: principles, advances and industrial applications*. Elsevier.
142. Schmeling, M. (2016). Color Selection and Reproduction in Dentistry. Part 1: Fundamentals of Color. *Odovtos-International Journal of Dental Sciences*, 18(1), 23-32.
143. Sproull, R. C. (1973). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 29(4), 416-424.
144. Ulusoy, M., & Toksavul, S. (1992). Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Dişhek Fak Derg*, 13, 29-36.
145. Keyf, F., Uzun, G., & Altunsoy, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*, 33(4), 52-58.
146. Craig, R.G. and J.M. Powers. (1989). Restorative dental materials.
147. McCreath, H. E., Bates-Jensen, B. M., Nakagami, G., Patlan, A., Booth, H., Connolly, D., ... & Woldai, A. (2016). Use of Munsell color charts to measure skin tone objectively in nursing home residents at risk for pressure ulcer development. *Journal of advanced nursing*, 72(9), 2077-2085.
148. McLaren, K. (1987). Colour Space, Colour Scales and Colour Difference, Colour Physics for Industry, Eds R. McDonald (*West Yorkshire, Society of Dyers and Colourists*).
149. Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 32, 3-12.

150. Recen, D., Önal, B., & Türkün, L. Ş. (2016). Deneyimin kompozit rezinlerin renk seçimi üzerine etkisinin bir spektrofotometre kullanılarak değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 33(1), 12-7.
151. Yuan, J. C. C., Brewer, J. D., Monaco Jr, E. A., & Davis, E. L. (2007). Defining a natural tooth color space based on a 3-dimensional shade system. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(2), 110-119.
152. Önal, B., Recen, D., & Türkün, L. Ş. (2015). Restoratif Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. *Turkiye Klinikleri Journal of Restorative Dentistry-Special Topics*, 1(3), 21-27.
153. Kulcu, R. (2018). Determination of the effects of different packaging methods and materials on storage time of dried apple: *International Journal of Science and Technology*, 4(2).
154. Mokrzycki, W. and M. Tatol. (2011). *Color difference Delta E - A survey*. Vol. 20. 383-411.
155. Saraç, D., Saraç, Ş., & Yüzbaşıoğlu, E. (2005). Farklı kompozitlerle bir renk skalası arasındaki renk farklılıkları. *Acta Odontologica Turcica; Cilt 22, Sayı 2 (2005)*; 77.
156. Lee, Y. K., Yu, B., Lim, H. N., & Lim, J. I. (2011). Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *Journal of Applied Oral Science*, 19(2), 154-160.
157. Özdaş, D. Ö., Kazak, M., Çilingir, A., Subaşı, M. G., Tiryaki, M., & Günel, Ş. (2016). Color Stability of composites after short-term oral simulation: an in vitro study. *The open dentistry journal*, 10, 431.
158. Johnston, W. M., & Kao, E. C. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of dental research*, 68(5), 819-822.
159. Van der Burgt, T. P., Ten Bosch, J. J., Borsboom, P. C. F., & Kortsmid, W. J. P. M. (1990). A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63(2), 155-162.
160. <https://www.vita-zahnfabrik.com>.
161. Li, Q., Yu, H., & Wang, Y. N. (2009). Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *dental materials*, 25(2), 158-165.
162. Pınar, Gül., & Akgül, N. Kompozit materyaller arasındaki renk farklılıklarının farklı skalalarla spektrofotometrik olarak karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2013(1), 16-23.
163. Sarafianou, A., Kamposiora, P., Papavasiliou, G., & Goula, H. (2012). Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107(3), 178-185.
164. Doğan, D. A., & Yüzügüllü, B. Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(4), 65-72.
165. Karaağaçlıoğlu, L., Yılmaz, B., Çetin, G., & Levent, H. (2006). Farklı Yöntemlerle Polimerize Edilen Akriliklerde Yaşlandırma İşleminin Renk Stabilitesi Üzerine Etkisi. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 12(3), 87-92.

166. Sarıkaya, I., & Güler, A. U. (2009). Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 15(2), 118-129.
167. Ma, J. F., Du, R. X., Wang, S. Q., & Li, Y. M. (2010). Effects of background, direction and intensity of ambient light, measuring position, and adjacent teeth, on anterior tooth colour measurement in vitro. *The Chinese journal of dental research: the official journal of the Scientific Section of the Chinese Stomatological Association (CSA)*, 13(2), 147-152.
168. Chang, J. Y., Chen, W. C., Huang, T. K., Wang, J. C., Fu, P. S., Chen, J. H., & Hung, C. C. (2012). Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the Munsell color system and dental colorimeter. *The Kaohsiung journal of medical sciences*, 28(9), 490-494.
169. Corciolani, G. (2009). A study of dental color matching, color selection and color reproduction. A *Phd thesis, Biotechnologies: section of biomaterials, University of Sienna*.
170. Trakyalı, G. (2013). Diş rengi belirlenmesinde kullanılan yöntemler. https://www.journalagent.com/eudfd/pdfs/EUDFD_34_1_1_10.pdf.
171. Zenthöfer, A., Cabrera, T., Corcodel, N., Rammelsberg, P., & Hassel, A. J. (2014). Comparison of the Easyshade Compact and Advance in vitro and in vivo. *Clinical oral investigations*, 18(5), 1473-1479.
172. Turkun, L. S., & Turkun, M. (2004). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Operative Dentistry-University of Washington-*, 29(2), 203-211.
173. Tholt, B., Miranda-Júnior, W. G., Prioli, R., Thompson, J., & Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative dentistry*, 31(4), 442-449.
174. Nergiz, I., Schmage, P., Herrmann, W., & Özcan, M. (2004). Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strength of metal brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(1), 42-50.
175. Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J., & Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative dentistry*, 31(1), 39-46.
176. ISO. (1984). Surface Roughness-Terminology-Part. "1: Surface and its Parameters." *International Standard ISO 4287.1*.
177. Colombo, M., Vialba, L., Beltrami, R., Federico, R., Chiesa, M., & Poggio, C. (2018). Effect of different finishing/polishing procedures on surface roughness of Ormocer-based and different resin composites. *Dental research journal*, 15(6), 404.
178. Qasim, S., Ramakrishnaiah, R., Alkheriaf, A. A., & Zafar, M. S. (2016). Influence of various bleaching regimes on surface roughness of resin composite and ceramic dental biomaterials. *Technology and Health Care*, 24(2), 153-161.
179. Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D. C., & Wilson, N. H. F. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6), 421-427.
180. Verran, J., Rowe, D. L., Cole, D., & Boyd, R. D. (2000). The use of the atomic force microscope to visualise and measure wear of food contact surfaces. *International biodeterioration & biodegradation*, 46(2), 99-105.

181. Jung, M. (2002). Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Operative dentistry*, 27(2), 175-183.
182. Bancroft, J. D., & Gamble, M. (Eds.). (2008). *Theory and practice of histological techniques*. Elsevier health sciences.
183. Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 613-627.
184. Silikas, N., Watts, D. C., England, K. E. R., & Jandt, K. D. (1999). Surface fine structure of treated dentine investigated with tapping mode atomic force microscopy (TMAFM). *Journal of dentistry*, 27(2), 137-144.
185. Peterson, E. A., Phillips, R. W., & Swartz, M. L. (1966). A comparison of the physical properties of four restorative resins. *The Journal of the American Dental Association*, 73(6), 1324-1336.
186. Barclay, C. W., Spence, D., & Laird, W. R. E. (2005). Intra-oral temperatures during function. *Journal of oral rehabilitation*, 32(12), 886-894.
187. Gale, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89-99.
188. Crim, G. A., & Mattingly, S. L. (1981). Evaluation of two methods for assessing marginal leakage. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 45(2), 160-163.
189. Pearson, G. J., & Longman, C. M. (1987). The effect on marginal leakage, in vitro, of curing a composite material at elevated temperatures with or without marginal etching of the cavity. *Journal of dentistry*, 15(4), 171-174.
190. McInnes, P. M., & Dickinson, G. L. (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental Materials*, 8(3), 181-184.
191. Chan, M. F., & Jones, J. C. (1993). Marginal sealing ability of four restorative materials placed in root surfaces. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 2(1), 23-27.
192. Crim, G. A., & Schmidt, E. D. (1993). Microleakage resistance of glutaraldehyde-containing adhesives. *American journal of dentistry*, 6(3), 142-144.
193. Rossomando, K. J., & Wendt Jr, S. L. (1995). Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dental Materials*, 11(1), 47-51.
194. Li, H., Burrow, M. F., & Tyas, M. J. (2002). The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*, 18(3), 189-196.
195. Tanaka, T., Kamada, I., Matsumura, H., & Atsuta, M. (1995). A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *The Journal of prosthetic dentistry*, 74(4), 345-349.
196. ISO, I. (2003). TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat.
197. Moosavi, H., Mohammadipour, H. S., Ghavamnasiri, M., & Alizadeh, S. (2015). Effect of bleaching and thermocycling on resin-enamel bond strength. *International Journal of Biomaterials*, 2015.
198. Cao, L., Huang, L., Wu, M., Wei, H., & Zhao, S. (2015). Effects of cold light bleaching on the color stability of composite resins. *International journal of clinical and experimental medicine*, 8(6), 8968.

199. <https://www.ultradent.com/products/categories/whitening/take-home/opalescence-pf?sku=5379-US>
200. Yikilgan, İ., Kamak, H., Akgul, S., Ozcan, S., & Bala, O. (2017). Effects of three different bleaching agents on microhardness and roughness of composite sample surfaces finished with different polishing techniques. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 9(3), e460.
201. Hammood, A. S., Noor, A. F., & Alkhafagy, M. T. (2017). Evaluation of corrosion behavior in artificial saliva of 2507 and 2205 duplex stainless steel for orthodontic wires before and after heat treatment. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 28(12), 187.
202. Joiner, A. (2006). The bleaching of teeth: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 34(7), 412-419.
203. Heymann, H. O. (2005). Tooth whitening: facts and fallacies. *British Dental Journal*, 198(8), 514.
204. Costa, S., Xavier, S., Becker, A. B., de Souza Rastelli, A. N., Loffredo, M., de Castro, L., ... & Bagnato, V. S. (2009). Effect of four bleaching regimens on color changes and microhardness of dental nanofilled composite. *International Journal of Dentistry*, 2009.
205. Attin, T., Hannig, C., Wiegand, A., & Attin, R. (2004). Effect of bleaching on restorative materials and restorations—a systematic review. *Dental Materials*, 20(9), 852-861.
206. Boushell, L. W., Ritter, A. V., Garland, G. E., Tiwana, K. K., Smith, L. R., Broome, A., & Leonard, R. H. (2012). Nightguard vital bleaching: side effects and patient satisfaction 10 to 17 years post-treatment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 24(3), 211-219.
207. Polydorou, O., Hellwig, E., & Auschill, T. M. (2007). The effect of at-home bleaching on the microhardness of six esthetic restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*, 138(7), 978-984.
208. Haywood, V. B. (1993). The Food and Drug Administration and its influence on home bleaching. *Current opinion in cosmetic dentistry*, 12-18.
209. de Freitas, P. M., Basting, R. T., Rodrigues Jr, A. L., & Serra, M. C. (2002). Effects of two 10% peroxide carbamide bleaching agents on dentin microhardness at different time intervals. *Quintessence International*, 33(5).
210. Polydorou, O., Mönning, J. S., Hellwig, E., & Auschill, T. M. (2007). Effect of in-office tooth bleaching on the microhardness of six dental esthetic restorative materials. *Dental Materials*, 23(2), 153-158.
211. Tabatabaei, M. H., Sheikhzadeh, S., Rad, H. G. M., Beygi, A., & Bagheri, H. (2015). Effect of In-Office Carbamide Peroxide-Based Tooth Bleaching System on Wear Resistance of Silorane-Based and Methacrylate-Based Dental Composites. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 12(8), 557.
212. Kalra, S., Singh, A., Gupta, M., & Chadha, V. (2012). Ormocer: An aesthetic direct restorative material; An in vitro study comparing the marginal sealing ability of organically modified ceramics and a hybrid composite using an ormocer-based bonding agent and a conventional fifth-generation bonding agent. *Contemporary clinical dentistry*, 3(1), 48.

213. Attin, T., Hannig, C., Wiegand, A., & Attin, R. (2004). Effect of bleaching on restorative materials and restorations—a systematic review. *Dental Materials*, 20(9), 852-861.
214. El-Murr, J., Ruel, D., & St-Georges, A. J. (2011). Effects of external bleaching on restorative materials: a review. *J Can Dent Assoc*, 77, b59.
215. Zanolla, J., Marques, A. B. C., da Costa, D. C., de Souza, A. S., & Coutinho, M. (2017). Influence of tooth bleaching on dental enamel microhardness: a systematic review and meta-analysis. *Australian dental journal*, 62(3), 276-282.
216. Esmaeili, B., Abolghasemzadeh, F., Gholampor, A., & Daryakenari, G. (2018). The effect of home bleaching carbamide peroxide concentration on the microhardness of dental composite resins. *General dentistry*, 66(1), 40-44.
217. Bahari, M., Oskoe, S. S., Mohammadi, N., Chaharom, M. E. E., Godrati, M., & Oskoe, A. S. (2016). Effect of different bleaching strategies on microhardness of a silorane-based composite resin. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 10(4), 213.
218. Gouveia, T. H. N., do Carmo Públio, J., Ambrosano, G. M. B., Paulillo, L. A. M. S., Aguiar, F. H. B., & Lima, D. A. N. L. (2016). Effect of at-home bleaching with different thickeners and aging on physical properties of a nanocomposite. *European journal of dentistry*, 10(1), 82.
219. Rimmer, S. E., & Mellor, A. C. (1996). Patients' perceptions of esthetics and technical quality in crowns and fixed partial dentures. *Quintessence International*, 27(3).
220. Paul, S. J., Peter, A., Rodoni, L., & Pietrobon, N. (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 577.
221. Yap, A. U. J., & Wattanapayungkul, P. (2002). Effects of in-office tooth whiteners on hardness of tooth-colored restoratives. *Operative Dentistry*, 27(2), 137-141.
222. Rodrigues, C. S., Mozzaquatro, L. R., Dala, B. N., Jacques, L. B., & Mallmann, A. (2017). Effect of bleaching on color stability and roughness of composite resins aged in staining beverage. *General dentistry*, 65(5), e5-e10.
223. Aad, G., Butterworth, J. M., Thion, J., Bratzler, U., Ratoff, P. N., Nickerson, R. B., ... & Neganov, A. (2008). The ATLAS experiment at the CERN large hadron collider. *Jinst*, 3, S08003.
224. Xiong, J., Shen, L., Jiang, Q., & Luo, B. (2019). Bonding Quality of Etch-and-Rinse Adhesives in Root Canals upon Different Pretreatments. *Journal of Adhesive Dentistry*, 21(1).
225. Labriaga, W., Song, S. Y., Park, J. H., Ryu, J. J., Lee, J. Y., & Shin, S. W. (2018). Effect of non-thermal plasma on the shear bond strength of resin cements to Polyetherketoneketone (PEKK). *The journal of advanced prosthodontics*, 10(6), 408-414.
226. Nari-Ratih, D., & Widyastuti, A. (2019). Effect of antioxidants on the shear bond strength of composite resin to enamel following extra-coronal bleaching. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 11(2), e126.

227. Gumus, H. O., Kurtulus, I. L., & Kuru, E. (2018). Evaluation and comparison of the film thicknesses of six temporary cements before and after thermal cycling. *Nigerian journal of clinical practice*, 21(12), 1656-1661.
228. Ayaz, E. A., Bağış, B., & Turgut, S. (2015). Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. *Journal of applied biomaterials & functional materials*, 13(3), 280-286.
229. Meredith, L., Farella, M., Lowrey, S., Cannon, R. D., & Mei, L. (2017). Atomic force microscopy analysis of enamel nanotopography after interproximal reduction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 151(4), 750-757.
230. Alfawaz, Y. (2017). Impact of polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *J Contemp Dent Pract*, 18(8), 647-651.
231. Taher, N. M. (2005). The effect of bleaching agents on the surface hardness of tooth colored restorative materials. *J Contemp Dent Pract*, 6(2), 18-26.
232. Gurgan, S., & Yalcin, F. (2007). The effect of 2 different bleaching regimens on the surface roughness and hardness of tooth-colored restorative materials. *Quintessence International*, 38(2).
233. Özdaş, D. Ö., Kazak, M., Çilingir, A., Subaşı, M. G., Tiryaki, M., & Günal, Ş. (2016). Color Stability of composites after short-term oral simulation: an in vitro study. *The open dentistry journal*, 10, 431.
234. Bolt, R. A., ten Bosch, J. J., & Coops, J. C. (1994). Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Physics in Medicine & Biology*, 39(7), 1133.
235. Bolt, R. A., ten Bosch, J. J., & Coops, J. C. (1994). Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Physics in Medicine & Biology*, 39(7), 1133.
236. Hubbezoglu, I., Akaoglu, B., Dogan, A., Keskin, S., Bolayir, G., ÖZÇELİK, S., & Dogan, O. M. (2008). Effect of bleaching on color change and refractive index of dental composite resins. *Dental materials journal*, 27(1), 105-116.
237. Hannig, C., Duong, S., Becker, K., Brunner, E., Kahler, E., & Attin, T. (2007). Effect of bleaching on subsurface micro-hardness of composite and a polyacid modified composite. *Dental materials*, 23(2), 198-203.
238. Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 16(1), 33-40.
239. Rosentritt, M., Lang, R., Plein, T., Behr, M., & Handel, G. (2005). Discoloration of restorative materials after bleaching application. *Quintessence international*, 36(1).
240. El-Murr, J., Ruel, D., & St-Georges, A. J. (2011). Effects of external bleaching on restorative materials: a review. *J Can Dent Assoc*, 77, b59.
241. Cengiz, E., Kurtulmus-Yilmaz, S., Ulusoy, N., Deniz, S. T., & Yuksel-Devrim, E. (2016). The effect of home bleaching agents on the surface roughness of five different composite resins: A SEM evaluation. *Scanning*, 38(3), 277-283.
242. Hafez, R., Ahmed, D., Yousry, M., El-Badrawy, W., & El-Mowafy, O. (2010). Effect of in-office bleaching on color and surface roughness of composite restoratives. *European journal of dentistry*, 4(2), 118.

243. Rattacaso, R. M. B., Garcia, L. D. F. R., Aguilar, F. G., Consani, S., & Pires-de, F. D. C. P. (2011). Bleaching agent action on color stability, surface roughness and microhardness of composites submitted to accelerated artificial aging. *European journal of dentistry*, 5(2), 143.
244. Sharafeddin, F., Kowkabi, M., & Shoale, S. (2017). Evaluation of the effect of home bleaching agents on surface microhardness of different glass-ionomer cements containing hydroxyapatite. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 9(9), e1075.
245. Bahannan, S. A. (2015). Effects of different bleaching agent concentrations on surface roughness and microhardness of esthetic restorative materials. *The Saudi Journal for Dental Research*, 6(2), 124-128.
246. Türker, S. B., & Biskin, T. (2002). The effect of bleaching agents on the microhardness of dental aesthetic restorative materials. *Journal of oral rehabilitation*, 29(7), 657-661.
247. Yu, H., Zhang, C. Y., Wang, Y. N., & Cheng, H. (2018). Hydrogen peroxide bleaching induces changes in the physical properties of dental restorative materials: Effects of study protocols. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(2), E52-E60.
248. Canay, Ş., & Çehreli, M. C. (2003). The effect of current bleaching agents on the color of light-polymerized composites in vitro. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(5), 474-478.
249. Markovic, L., Jordan, R. A., Glasser, M. C., Arnold, W. H., Nebel, J., Tillmann, W., ... & Zimmer, S. (2014). Effects of bleaching agents on surface roughness of filling materials. *Dental materials journal*, 33(1), 59-63.
250. Wattanapayungkul, P., & Yap, A. U. (2003). Effects of in-office bleaching products on surface finish of tooth-colored restorations. *Operative dentistry*, 28(1), 15-19.
251. Yu, H., Li, Q., Hussain, M., & Wang, Y. (2008). Effects of bleaching gels on the surface microhardness of tooth-colored restorative materials in situ. *Journal of dentistry*, 36(4), 261-267.
252. Aliping-McKenzie, M., Linden, R. W. A., & Nicholson, J. W. (2003). The effect of saliva on surface hardness and water sorption of glass-ionomers and "compomers". *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 14(10), 869-873.
253. Okada, K., Tosaki, S., Hirota, K., & Hume, W. R. (2001). Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dental Materials*, 17(1), 34-39.
254. Alaghehmand, H., Esmaeili, B., & Sheibani, S. A. (2013). Effect of fluoride-free and fluoridated carbamide peroxide gels on the hardness and surface roughness of aesthetic restorative materials. *Indian Journal of Dental Research*, 24(4), 478.
255. Rao, Y. M., Srilakshmi, V., Vinayagam, K. K., & Narayanan, L. L. (2009). An evaluation of the color stability of tooth-colored restorative materials after bleaching using CIELAB color technique. *Indian Journal of Dental Research*, 20(1), 60.

256. Irawan, B. A., Irawan, S. N., Masudi, S. A. M., Sukminingrum, N., & Alam, M. K. (2015). 3D surface profile and color stability of tooth colored filling materials after bleaching. *BioMed Research International*, 2015.
257. Cehreli, Z. C., Yazici, R., & Garcia-Godoy, F. (2003). Effect of home-use bleaching gels on fluoride releasing restorative materials. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 28(5), 605-609.
258. Ghavami-Lahiji, M., Firouzmanesh, M., Bagheri, H., Jafarzadeh Kashi, T. S., Razazpour, F., & Behroozibakhsh, M. (2018). The effect of thermocycling on the degree of conversion and mechanical properties of a microhybrid dental resin composite. *Restorative dentistry & endodontics*, 43(2).
259. Kamangar, S. S. H., Kiakojoori, K., Mirzaii, M., & Fard, M. J. K. (2014). Effects of 15% carbamide peroxide and 40% hydrogen peroxide on the microhardness and color change of composite resins. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 11(2), 196.



8. ÖZGEÇMİŞ

- 1. Adı Soyadı** : Gökçe Dönmez Kıran
- 1.1 İletişim Bilgileri**
- Telefon** : 05051390326
- Mail** : gokcedonmezz@hotmail.com
- 2. Doğum Tarihi** : 26.12.1988
- 3. Ünvanı** : Uzmanlık Öğrencisi
- 4. Öğrenim Durumu** : Yüksek Lisans

Derece	Alan	Üniversite	Yıl
Yüksek Lisans	Diş Hekimliği	Marmara Üniversitesi	2006-2011
Uzmanlık	Restoratif Diş Tedavisi	Bezmialam Vakıf Üniversitesi	2016-2019

5. Akademik Ünvanlar

6. Yönetilen Yüksek Lisans ve Doktora Tezleri

6.1. Yüksek Lisans Tezleri

6.2. Doktora Tezleri

7. Yayınlar

7.1. Uluslararası hakemli dergilerde yayınlanan makaleler

7.2. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler.

7.2.1. Dönmez Kıran G, Dönmez N. Diastema Closure and Smile Design With Tooth and Gingiva Colored Direct Composite Resins: A Case Report. 21rd. Turkish Academy of Esthetic Dentistry Congress. 13-15 September 2017. İstanbul.

7.2.2. Dönmez Kıran G, Dönmez N. Esthetic Management of Midline Diastema Closure with Lithium Disilicate Glass Ceramic Laminate Veneers by Using CAD-CAM System: A Case Report. 21rd. Turkish Academy of Esthetic Dentistry Congress. 13-15 September 2017. İstanbul.

7.2.3. Dönmez Kıran G, Dönmez N. Smile Design With Lithium Disilicate Glass Ceramic Laminate Veneers: A Case Report. TDB 23. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi 21-24 Eylül 2017. İstanbul.

7.2.4. Dönmez Kıran G, Dönmez N, Kazak M, Eligüzeloğlu Dalkılıç E, Oğlakçı B. Effects Of Polishing Methods On Physical Properties Of Nanohybrid Composites. 106rd. FDI World Dental Congress. 5-8 September 2018. Buenos Aires.

7.2.5. Dönmez Kıran G, Eligüzeloğlu Dalkılıç E, Dönmez N. Comparison of Surface Roughness of Glass Ionomer-Containing Restorative Filling Materials When Polymerized At Different Times. 22rd. Turkish Academy of Esthetic Dentistry Congress. 19-21 September 2018. İstanbul.

7.3. Yazılan Uluslararası kitaplar veya kitaptaki bölümler

7.4. Ulusal hakemli dergilerde yayınlanan makaleler

7.6. Diğer yayımlar

8. Projeler

9. İdari Görevler

10. Bilimsel Kuruluşlara Üyelikler

Türk Diş Hekimleri Birliği

Estetik Diş Hekimliği Derneği

11. Ödüller

11.1 Poster birincilik ödülü;

Dönmez Kıran G, Eligüzeloğlu Dalkılıç E, Dönmez N. Comparison of Surface Roughness of Glass Ionomer-Containing Restorative Filling Materials When Polymerized At Different Times. 22rd. Turkish Academy of Esthetic Dentistry Congress. 19-21 September 2018. İstanbul.

12. Son iki yılda verdiği lisans ve lisansüstü düzeyindeki dersler

