T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
BAŞKANLIĞI

ÖN ISITMA UYGULANAN KOMPOZİT REZİNLERİN MİKROSERTLİK, YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE RENK DEĞİŞİMİNİN İNCELENMESİ

Dt. Malhun Begüm ÇEKMEZ

DİŞ HEKİMLİĞİ UZMANLIK TEZİ

ANKARA
2022

T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
BAŞKANLIĞI

ÖN ISITMA UYGULANAN KOMPOZİT REZİNLERİN MİKROSERTLİK, YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE RENK DEĞİŞİMİNİN İNCELENMESİ

Dt. Malhun Begüm ÇEKMEZ

DİŞ HEKİMLİĞİ UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU

ANKARA
2022

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tez planlamasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içerisinde elde ettiğimi, tez çalışması ile elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklarımda kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim

Malhun Begüm Çekmez

ÖZET

Kompozit rezinlerle yapılan restorasyonların uzun dönem klinik başarısında polimerizasyon derinliği oldukça önemli bir yere sahiptir. Polimerizasyon derinliğini arttırmak için rezinlere ısı uygulaması güncel bir metottur. Çalışmamızın amacı polimerizasyon öncesi ısı uygulanan rezinlerin sertlik, renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini incelemektir.

Çalışmamız; yüksek estetik özelliklere sahip dört farklı kompozit rezin ön ısıtma yöntemlerine göre oluşturulan ve her biri 8 örnek içeren 8 farklı gruba ayrıldı. Örnekler 8mm çapında ve 2mm yüksekliğinde teflon kalıba tepilerek elde edildi. Polimerizasyon öncesi ısı uygulanan gruplardaki kompozit rezinler polimerizasyondan önce Ease-it cihazıyla 50°°C'ye'ye kadar ısıtıldı. Isı uygulanmayan gruptaki örnekler ise oda sıcaklığında polimerize edildi. Örneklerin başlangıç renk, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik ölçümleri yapıldıktan sonra 37 °C de kahve solüsyonuna daldırıldı. Örneklerin renk değişimi 7. Ve 30.gün, pürüzülülük ve sertlik değerleri ise 30.gün sonunda ölçüm yapılarak kaydedildi.

Elde edilen veriler incelendiğinde, Vicker's metoduyla yapılan başlangıç ve 30.gün yüzey sertliği ölçümlerine göre en yüksek mikrosertlik değeri 3M Filtek kompozit rezin gruplarına, en düşük mikrosertlik değeri ise Kuraray gruplarına ait örneklerde bulundu. 30. Gün sonunda en düşük sertlik değerleri ısıtılmamış kompozit gruplarında görüldü. Profilometreyle yapılan ölçümler sonucu ısı işleminin yüzey pürüzlülüğüne etkisi olmadığı görüldü. Tüm zamanlarda 3M Filtek grubuna ait örnekler en yüksek pürüzlülük değerlerini gösteririken , en düşük pürüzlülük değerleri Densply Neo örneklerine ait gruplarda ölçüldü. 7. Gün elde edilen renk değişim değerlerinde tüm ısıtılmış gruplar daha az renk değişimi gösterirken, 30.gün 3M Filtek ve Denstply Neo gruplarında ısıtılmış gruplar daha fazla renk değişimi gösterdi. En fazla renk değişimi ısıtılmamış GC Achord kompozit rezin gruplarına ait örneklerde görülürken en az renk değişimine sahip örnekler Kuraray gruplarına ait oldu.

Sonuç olarak ön ısıtma prosedürünün kompozit rezinler mikrosertlik ve renk değişimi değerlerine olumlu etkisi olurken, yüzey pürüzlülüğü değerlerine etkisi olmamıştır.

Anahtar kelimeler: Kompozit rezin, yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği, renklenme, ön ısıtma

ABSTRACT

The depth of polymerization has a very important place in the long-term clinical success of restorations made with composite resins. Applying heat to resins is a current method to increase the depth of polymerization. The aim of our study is to examine the effects of heat applied resins on hardness, color change and surface roughness before polymerization.

Our work; Four different composite resins with high esthetic properties were divided into 8 different groups, each containing 8 samples, formed according to preheating methods. Samples were obtained by placing them in a Teflon mold with a diameter of 8 mm and a height of 2 mm. Composite resins in the heat applied groups before polymerization were heated up to 50°C with the Ease-it device before polymerization. The samples in the heat-free group were polymerized at room temperature. After the initial color, surface roughness and microhardness measurements of the samples were made, they were immersed in a coffee solution at 37 °C. The color change of the samples was recorded on the 7th and 30th days, and the roughness and hardness values were measured at the end of the 30th day. When the data obtained were examined, the highest microhardness value was found in the 3M Filtek composite resin groups, and the lowest microhardness value was found in the samples belonging to the Kuraray groups, according to the initial and 30th day surface hardness measurements made by Vicker's method. At the end of the 30th day, the lowest hardness values were observed in the unheated composite groups. As a result of the measurements made with the profilometer, it was seen that the heat treatment did not affect the surface roughness. While the samples belonging to 3M Filtek group showed the highest roughness values at all times, the lowest roughness values were measured in the groups belonging to Densply Neo samples. While all heated groups showed less color change in the color change values obtained on the 7th day, the heated groups showed more color change in the 3M Filtek and Denstply Neo groups on the 30th day. While the most color change was seen in the samples belonging to the unheated GC Chord composite resin groups, the samples with the least color change belonged to the Kuraray groups.

As a result, while the preheating procedure had a positive effect on the microhardness and color change values of the composite resins, it had no effect on the surface roughness values.

Keywords: Composite resin, surface roughness, surface hardness, discoloration, preheat

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini ve yardımlarını benden esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak bana yol gösteren ve tez çalışmamda emeği geçen değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU'na,

Uzmanlık eğitimime yapmış olduğu katkılarından dolayı değerli hocalarım Sayın Prof. Dr Fulya TOKSOY TOPÇU ve Sayın Doç. Dr. Elif AYBALA OKTAY'a,

Uzmanlık eğitimime başladığım ilk günden beri desteğini ve dostluğunu her daim hissettiğim canım arkadaşım Dt.Melis BAYSAL CANYURT'a

Beni bugünlere çok büyük emeklerle getiren ve her daim arkamda olan canım anneme, babama ve kardeşlerime,

Her zaman sevgisiyle yanımda olan ve beni her konuda destekleyen sevgili eşim Dt. Ertuğrul ÇEKMEZ'e sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖZET ..... **iv**
ABSTRACT ..... **v**
TEŞEKKÜR ..... **vi**
İÇİNDEKİLER ..... **viii**
KISALTMALAR ..... **x**
TABLOLAR DİZİNİ ..... **xi**
ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **xii**
1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**
2. GENEL BİLGİLER **3**
2.1. KOMPOZİT REZİNLERİN GELİŞİMİ 3
2.2. KOMPOZİT REZİNLERİN YAPISI 4
2.2.1. Organik Polimer Matriks 4
2.2.2. İnorganik Doldurucu Partiküller 4
2.2.3. Bağlayıcı Ajan 5
2.2.4. Başlatıcı-Hızlandırıcı Sistem 5
2.3. KOMPOZİT REZİNLERİN SINIFLANDIRILMASI 5
2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırma 6
2.3.1.1. Megafil kompozitler 6
2.3.1.2. Makrofil kompozitler 6
2.3.1.3. Minifill kompozitler 6
2.3.1.4. Mikrofill kompozitler 6
2.3.1.5. Nanofill kompozitler 6
2.3.1.6. Hibrit kompozitler 7
2.3.1.7. Nanoteknoloji ve Nanokompozitler 7
2.3.2. Viskozitelerine Göre Kompozitler 9
2.3.2.1. Kondanse edilebilen kompozit rezinler 9
2.3.2.2. Akışkan Kompozit Rezinler 10

2.4. POLİMERİZASYON 10
2.4.1 İlave Polimerizasyon (Katılmalı Polimerizasyon) 11
2.4.2 Kondensasyon Polimerizasyonu 11
2.4.3 Polimerizasyonun Safhaları 11
2.4.3.1. İndüksiyon 11
2.4.3.2. Büyüme, yayılma reaksiyonu 12
2.4.3.3. Zincir transferi 12
2.4.3.4. Sonlanma reaksiyonu (termination) 12
2.4.4. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması 13
2.4.5. Polimerizasyon Öncesi Isı Uygulama 14
2.5. RESTORATİF MATERYALLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ 16
2.5.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri 16
2.5.1.1. Mekanik profilometreler 16
2.5.1.2. Optik profilometreler 17
2.5.1.3. Taramalı elektron mikroskobu 17
2.5.1.4. Atomik kuvvet mikroskobu 17
2.6. RESTORATİF MATERYALLERİN YÜZEY SERTLİĞİ 17
2.6.1. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri 18
2.6.1.1. Brinell sertlik ölçüm yöntemi 18
2.6.1.2. Rockwell sertlik ölçüm yöntemi 18
2.6.1.3. Barcol Sertlik Ölçüm Yöntemi 18
2.6.1.4. Knoop sertlik ölçüm yöntemi 19
2.6.1.5. Vickers sertlik ölçüm yöntemi 19
2.7. RENK STABİLİTESİ 19
2.7.1. Dışsal Renklenme 20
2.7.2. İçsel Renklenme 21
2.7.3. Diş Hekimliğinde Renk 21
2.7.3.1. Munsell'e göre renk boyutları 22
2.7.3.2. CIELab renk sistemi 23
2.7.3.3. L*c*h renk aralığı 24
2.7.4 Renk Ölçüm Yöntemleri 25
2.7.4.1. Görsel ölçüm 25

2.7.4.2. Cihaz kullanılarak yapılan ölçüm 25
2.7.4.2.1. Kolorimetreler 25
2.7.4.2.2. Spektroradyometreler 26
2.7.4.2.3. Spektrofotometreler 26
2.7.4.2.4. Dijital fotoğraf makineleri 26
3. GEREÇ VE YÖNTEM 27
3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI 28
3.2. RENK DEĞİŞİMİNİN ÖLÇÜMÜ 30
3.3. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN ÖLÇÜMÜ 31
3.3.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Profliometre İle Ölçümü 31
3.4. MİKROSERTLİK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI 32
3.5. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) ANALİZİ 33
3.6. İSTATİSTİKSEL ANALİZ 34
4. BULGULAR 35
4.1 GRUPLARIN MİKROSERTLİK AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ 35
4.1.1. Kompozit Türünün Mikrosertlik Değişimine Etkisi 36
4.1.2. Yöntemin Mikrosertlik Değişimine Etkisinin Değerlendirilmesi 36
4.2. GRUPLARIN RENK DEĞİŞİMİ AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ 36
4.2.1. Kullanılan Kompozit Türünün Renk Değişimine Etkisinin Değerlendirilmesi 38
4.2.2. Zamanın Renk Değişimine Etkisinin Değerlendirilmesi 38
4.2.3. Yöntemin Renk Değişimine Etkisinin Değerlendirilmesi 38
4.3. GRUPLARIN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ 39
4.3.1. Kullanılan Kompozit Tipinin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi .....
4.3.2. Zamanın Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi 40
4.3.3. Yöntemin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi 40
4.4. GRUPLARIN SEM ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ 41
5. TARTIŞMA 43
6. SONUÇLAR 59
7. KAYNAKLAR 61

KISALTMALAR

AFM : Atomik Kuvvet Mikroskobu

ANOVA : Analysis Of Variance (Varyans Analizi)

Bis-EMA : Etoksillenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat

Bis-GMA : Bisfenol-A-Glisidilmetakrilat

CIE : Uluslararası Aydınlatma Komisyonu

CQ : Kamferokinon

gr : gram

kv : kilo volt

LED : Light-Emitting Diode

MMA : Metilmetakrilatlar

N : Newton

-OH : Hidroksil İyonu

PMMA : Polimetilmetakrilatlar

TEGDMA : Trietilen glikol dimetakrilat

Mm : Mikrometre

Nm : Nanometre

Ra : Yüzey pürüzlülüğü

Sn : Saniye

pH : Asit-Baz değeri

SEM : Tarayıcı Elektron Mikroskobu

SPSS : Statistical Package for Social Sciences

W : Watt

∆E : Renk farkı değeri

USPHS : United States Public Health Service

UDMA : Üretan dimetakrilat

TABLOLAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozitler ve özellikleri 27
Tablo 3.2. Ön ısıtma cihazı ve kullanılan materyaller..... 27
Tablo 4.1. Kompozit materyallerin mikrosertlik ölçümlerinin aritmetik ortalama değerleri 35
Tablo 4.2. Kompozit materyallerin kompozit türü,ısı uygulama yöntemi ve zamana bağlı karşılaştırılması .. 35
Tablo 4.3. Kompozit materyallerin renk değişimi ölçümlerinin aritmetik ortalama değerleri..... 37
Tablo 4.4. Kompozit materyallerin kompozit türü, ısı uygulama yöntemi ve zamana bağlı karşılaştırılması . 37
Tablo 4.5. Kompozit materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin aritmetik ortalama değerleri 39
Tablo 4.6. Kompozit materyallerin kompozit türü,ısı uygulama yöntemi ve zamana bağlı karşılaştırılması .. 39
Tablo 4.7. Örneklerin sem analizi görüntüsü 41

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 2.1. Munsell renk sistemi 23
Şekil 2.2. CIELab renk sistemi 24
Şekil 3.1. Kompozit rezinler 28
Şekil 3.2. Kompozit ısıtıcı cihaz 28
Şekil 3.3. Kompozit rezinlerin polimerizasyon öncesi ısıtma cihazındaki görüntüsü 29
Şekil 3.4. Örneklerin polimerize edilmesi 29
Şekil 3.5. Örneklerin polisajlanması 30
Şekil 3.6. Örneklerin distile suda bekletilmesi 30
Şekil 3.7. dijital kolorimetre cihazı 31
Şekil 3.8. Örneklerin kahve solüsyonun bekletilmesi 31
Şekil 3.9. Profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Almanya) 32
Şekil 3.10. Cihazın kalibrasyon plakası ile kalibre edilmesi 32
Şekil 3.11. Vickers mikrosertlik cihazı (Digital Display Microhardness Tester HVS-1000, ABD) 33
Şekil 3.12. Mikrosertlik cihazının optik ve çizici ucu 33
Şekil 3.13. Power analizi ile örneklem büyüklüğünün tespiti 34
Şekil 4.1. Isı uygulanan ve ısı uygulanmayan kompozit gruplarının mikrosertlik değerlerine ait grafik 36
Şekil 4.2. Isı uygulanan ve ısı uygulanmayan kompozit gruplarının renk değişimi değerlerine ait grafik 38
Şekil 4.3. Isı uygulanan ve ısı uygulanmayan kompozit gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait grafik 40

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kompozit rezinlerin sahip oldukları estetik özellikler, amalgamın içeriğinde bulunan civanın hastalarda meydana getirdiği endişeler ve artan estetik kaygıları restorasyonlarda kompozit rezinlerin kullanımlarını yaygınlaşmıştır (1,2). Bowen'ın 1962 yılında kompozitleri tanıtmasından günümüze kadar olan süreçte sürekli gelişim gösteren kompozit rezinler, daha iyi renk stabilitesine, yüksek aşınma direncine ve daha az yüzey pürüzlülüğüne ulaşmışlardır (3-6). Kompozit rezinlerin artan fiziksel ve mekanik özellikleri anterior ve posterior bölgedeki kullanım endikasyonlarını da genişletmiştir (1).

Yüzey kalitesi kompozit restorasyonların başarısında rol oynayan önemli faktörlerden biridir.Pürüzsüz bir yüzey,plak birikimini ve yüzey renklenmesini azaltarak periodonsiyumu korur, estetik özelliklerinin uzun süre devamını sağlayarak restorasyonun ömrünü uzatır (7,8). Restorasyon yüzeylerinin pürüzlü olması plak birikimini arttırarak, restorasyon altında çürüklerin meydana gelmesine ve restorasyonun renklenmesine sebep olur. Yüzey pürüzlülüğü kompozit rezin restorasyonların marjinal bütünlüğünü ve aşınmasını da negatif yönde etkiler (5,6). Materyallerin yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmede kullanılabilecek pek çok metot vardır. Bunlar; mekanik profilometreler,optik profilometreler,AFM (Atomic Force Microscopy) ve SEM (Scanning Electron Microscopy)'dir (9).

Polimerizasyon derinliği dental kompozitlerin mekanik özellikleri ve klinik başarıları üzerine önemli bir faktördür. Materyallerin mekanik özelliklerinin birbirleriyle karşılaştırılmasında kullanılan ve materyallerin polimerizasyon derinliği ile ilgili laboratuar şartlarında yorum yapılabilmesini sağlayan test yöntemlerinden biri de yüzey sertliği ölçümleridir. Yüzey sertliği materyalin, aşınmaya ve çizilmeye karşı gösterdiği direnci ifade etmektedir. Dental kompozitlerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynağının tipi,organik matriksinin yapısı ve inorganik doldurucu partiküllerin oranı ve tipi materyalin sertlik değerini etkileyen faktörlerdendir (10). Materyallerin yüzey sertliğini değerlendirme Vicker's, Brinell, Knoop, Rockwers, Barcol, gibi test metotları kullanılmaktadır. Ölçüm sırasında meydana gelen iz mikro boyutta olup mikroskop altında veya AFM cihazı ile nano boyutta bir iz meydana getirerek ölçüm yapılabilir (11).

Renk stabilitesi restorasyonun sahip olduğu estetik başarı için oldukça önemlidir. Kompozit restorasyonların estetik olarak uzun dönem başarısı, kullanılan kompozit materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerine, hastanın alışkanlık olarak tükettiği çay, kahve gibi dışsal faktörlere bağlıdır. Kompozit rezinler kimyasal yapılarındaki ve doldurucu tiplerindeki gelişmelere rağmen, polimerizasyon sonrası renk değişimi gösterebilmektedir (12). Kompozit rezin restorasyonların klinik başarısında polimerizasyon oldukça büyük önem taşımaktadır ve rezinlerin yüzey sertliğini, aşınma direncini, biyouyumluluğunu,artık monomer miktarını ve su absorbsiyonunu etkilediği belirtilmektedir (13,14).

Materyal içindeki monomerlerin birbirlerine bağlanması sonucu dental kompozitlerin polimerizasyonu meydana gelmektedir. Reaksiyona girmemiş artık monomer miktarında ve buna bağlı olarak meydana gelebilecek mikro sızıntı, ikincil çürükler ve alerjik reaksiyonlar gibi komplikasyonlarda polimerizasyon derinliğinin artmasıyla birlikte azalma meydana gelecektir. Polimerizasyon öncesi kompozit materyal ön ısıtma işlemine tabi tutulup polimerizasyon derinliğini arttırılarak içeriğinde bulunan monomerlerin polimerlere dönüşümü oranı arttırılabilir.Bu işlem sonucu artan polimerizasyon derinliğiyle birlikte materyalin fiziksel özelliklerinin de gelişmesi beklenir (15, 16).

Çalışmamızın amacı restorasyonlarda kullanılabilecek farklı tipte kompozit rezinlere polimerizasyon öncesi uygulanan ısıtma işleminin bu materyallerin yüzey pürüzlülüğü,yüzey sertliği ve renk değişimine etkisinin klasik test metotlarıyla karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Çalışmamızın birinci sıfır hipotezi kompozit rezinlere ısı uygulama sonrası yüzey pürüzlülüğünün değişmeyeceğidir. İkincisi kompozit rezinlere ısı uygulama sonrası kompozitlerde renk farkı görülmeyeceği yönündedir. Üçüncüsü ise kompozit rezinlere ısı uygulama işleminin mikrosertlik değerlerine etki etmeyeceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 KOMPOZİT REZİNLERİN GELİŞİMİ

Direkt estetik restorasyonlarda kullanılmak için diş hekimliğinde geliştirilen ilk materyal silikat simanlardır. 1800'lü yılların sonlarına doğru tanıtılan silikat simanlar fosforik asit ve alüminyum-silikat camın bileşimiyle elde edilmiştir. Ancak ağız sıvılarında yüksek derecede çözünmesiyle mekanik özelliklerini kaybetmesi ve renklenme gibi olumsuz özellikleri nedeniyle yeni materyal arayışları ortaya çıkmıştır (1).

1945 yılında akrilik rezinler silikat simanların yerine kullanıma sunulmuştur.Akrilik rezinler silikat simanlara göre daha yüksek renk kararlılığı, daha az çözünme gösterirler ve kullanımları daha kolaydır. Silikat simanlara göre daha iyi parlatılabilirler ve estetik özellikleri daha iyidir. Ancak polimerizasyon büzülmelerinin yüksek olması, termal boyutsal değişimleri ve düşük aşınma dirençlerinin olması dezavantajlarıdır (17).

Akrilik rezinlerin olumsuzluklarını en aza indirmek amacıyla 1960 yıllarında restoratif diş hekimliğinde kompozit rezinler kullanılmaya başlanmıştır (10). Diş hekimliğinde kullanılan materyaller genellikle tek bir yapı içermez. Kompozit terim olarak,farklı materyallerin fiziksel bir karışımıdır (17). Kompozit rezinler yüksek aşınma dirençleri,düşük termal genleşme katsayıları ve düşük boyutsal değişim göstererek akrilik rezinlere oranla klinik performansları oldukça geliştirilmiştir (10).

1990'lı yıllardan itibaren kompozit rezinlerle yapılan restorasyonlara oluşan talep,hastaların artan sosyoekonomik seviyeleriyle birlikte estetik restorasyonlara olan ilginin giderek artması ve civa içeren alaşımlardan kaçınmaları ile birlikte oldukça artmıştır (18). Amalgamın kavite preparasyonu esnasında kompozit rezinlere göre diş dokusunun daha fazla uzaklaştırılması gerekliliği, çevreye olumsuz etkileri,estetik olmayışı kullanımını oldukça azaltmış ve bu durum kompozit rezinlere büyük bir popülarite kazandırmıştır (19). Amalgam ile kompozit rezinlerin mekanik özellikleri arasındaki farklılıkların azaltılmasıyla birlikte kompozit rezinlerin restorasyonlarda kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır (20).

2.2. KOMPOZİT REZİNLERİN YAPISI

Kompozit rezinler baslıca 4 farklı yapıdan oluşurlar (10).

1- Organik Polimer Matriks

2- İnorganik Doldurucu Partiküller

3- Bağlayıcı Ajan

4- Başlatıcı-Hızlandırıcı Sistem

2.2.1. Organik Polimer Matriks

Kompozit rezinlerin kimyasal olarak aktive olan bileşeni rezin matristir.Serbest radikaller polimerizasyon reaksiyonu ile rijit bir polimere dönüşür. İlk olarak Dr. Bowen kompozitlerde matriks olarak kullanılmak üzere "bowen rezini" veya Bis-GMA olarak adlandırılan glisidil metakrilat ve bisfenol a epoksi içeren monomer geliştirmiştir (21). Sonraki yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine karşı daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmıştır (22). Bu monomer yapılar oldukça visközdür, karıştırılmaları ve kavite içerisine manüplasyonları oldukça zordur. Yüksek viskoziteye sahip Bis-GMA ve UDMA'nın akışkanlığını arttırmak için rezin matriks içerisine düşük moleküler ağırlıklı TEGDMA (trietilenglikol dimetakrilat) ilave edilerek manüplasyonlarının kolaylaşması sağlanmıştır (23). Rezinlerde yaygın kullanılan bu 3 monomer dışında piyasadaki kompozit rezinlerin içinde Bis-EMA (bis-etilen glikol dimetakrilat), Bis-MA (2,2 bis [4-(2-metakriloksietoksi) fenil]propan), Bis-PMA (2,2 bis[4-(2-metakriloksipropil) fenil] propan), DEGDMA (dietilen glikol dimetakrilat) gibi farklı monomer yapılar da mevcuttur (24).

2.2.2. İnorganik Doldurucu Partiküller

Matris içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz (kristalin silika), stronsiyum,borosilikat cam, baryum, lityum aluminyum silikat,çinko ve yitriyum cam, baryum aluminyum silikat gibi inorganik dolduruculardan oluşur. Partikül miktarı arttıkça ısısal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su absorbsiyon oranı azalmakta, dayanıklılık artmakta ve rezinin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenmektedir (25). Saf silika, kristalin (kristobolit, tridmit, kuartz) ve non-kristalin (silikat cam) formlarda bulunur.Kristalin formları sert olmakla birlikte kompozit rezinin bitirme ve cila işlemlerini

güçleştirir.Bu nedenle kompozit rezinler, günümüzde silikanın non-kristalin formu (silikat cam) kullanılarak üretilmektedir (22).

2.2.3. Bağlayıcı Ajan

Silan çift fonksiyonlu bir molekül olarak sonundaki hidroksil grubu ile doldurucu partiküle, metakrilat grubu ile kompozitin polimerizasyonu sırasında rezin matrikse bağlanarak inorganik doldurucu partiküller ile organik rezin matriksi biribirine bağlayan bir ajan olarak görev yapar (22,26,27). Silan kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin partikül ara yüzü boyunca hidrolitik dengeyi sağlayarak su geçişini engeller. Kompozit rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltmaktadır (22,28).

2.2.4. Başlatıcı-Hızlandırıcı Sistem

Kompozit rezinler ışıkla veya kimyasal olarak aktive edilebilirler. Işıkla aktivasyon yaklaşık 470 nm dalga boyundaki mavi ışığın üretici tarafından monomere %0.2-%1 oranlarında ilave edilip komforokinon tarafından emilmesiyle aktivasyon sağlanır. Karbon çift bağları içeren organik amin varlığında bu reaksiyon hızlandırılır. Oligomer oda sıcaklığında muhafaza edilip ışığa maruz kalmadığı sürece içerdiği amin ve komforokinon da stabildir. Oda sıcaklığında organik aminin organik peroksit ile reaksiyona girerek serbest radikalleri oluşturması ve onların da karbon çift bağlarına saldırması sonucunda polimerizasyon gerçekleşmesi ile ise kimyasal aktivasyon oluşur (10).

2.3. KOMPOZİT REZİNLERİN SINIFLANDIRILMASI

Kompozit rezinler içerikleri, yapılarında bulunan inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü,bu partiküllerin hacim yada ağırlık olarak oranı, inorganik partiküllerin polimer matriks içerisine ekleniş biçimine göre sınıflandırılabileceği gibi, kompozit rezinin vizkozitesine ve polimerizasyon yöntemine göre de sınıflandırma yapmak mümkündür (1,29). İnorganik doldurucu partikül boyutlarının kompozit rezinlerin estetiği, polimerizasyon derinliği ve fiziksel özelliklerini etkilemesi sebebiyle kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül boyutlarına göre sınıflandırılmasında Lutz ve Philps'in sınıflaması esas alınmıştır (1,29). Rezinin doldurucu boyutu ve oranının bilinmesi rezinin mekanik özellikleri ve cilalanabilirliği hakkında bilgi vermektedir (20).

2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırma

2.3.1.1. Megafil kompozitler

Bu kompozitlerin partikül büyüklükleri 50-100 µm. arasında değişir. Günümüzde kullanılmamaktadırlar (30).

2.3.1.2. Makrofil kompozitler

Bu kompozitlerin hacminin %10-15'ini ağırlığının ise %70-80'ini doldurucular oluşturmaktadır. Partikül büyüklükleri 5-75 µm. arasında değişmektedir. Makrofil kompozitler yeterince parlatılamazlar ve aşınmaya karşı gösterdikleri direnç mikrofil kompozitlerden daha az olup polimerizasyon büzülmeleri ise mikrofil kompozitlere göre daha fazladır (1,31).

2.3.1.3. Minifill kompozitler

Partikül büyüklükleri 0,1 ile 1 µm. arasında değişmektedir. Partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazla olup ağırlıkça %70-85'e kadar ulaşmıştır (1).

2.3.1.4. Mikrofill kompozitler

Mikrofil kompozitlerin partikül miktarı makrofil kompozitlerden hacimce daha az olup (%40-50), partikül oranı ağırlığının %35-60'ını oluşturur. Bu kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,03-0,05 µm. arasında değişmektedir. Yüzeyi makrofil kompozitlere göre daha iyi polisajlanabilir. Polimerizasyon büzülmesi içeriğinde bulunan düşük doldurucu oranına rağmen polimerize olmuş kompozit partikülleri nedeniyle daha az görülür.Estetiğin önemli olduğu Class III, IV ve V restorasyonlarda tercih edilirler (1,30,31)

2.3.1.5. Nanofill kompozitler

Nano teknolojinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlamasıyla birlikte doldurucu büyüklüğü 20-75 nm arasında değişen nanofill kompozitler geliştirilmiştir. Nano materyaller, 100nm (1x10-7m) ve daha küçük boyutlara sahiptir. Nanofill kompozitlerin; artmış mekanik ve optik özellikleri, daha iyi cilalanabilme ve düşük polimerizasyon büzülmesi gibi birçok avantajı vardır. Bu materyallerin aşınma direnci mikrofil ve mikrohibrit kompozitlerden daha iyidir (32,33).

2.3.1.6. Hibrit kompozitler

Makrofil ve mikrofil kompozitlerin özelliklerinden yararlanmak amacı ile 1980'lerin sonunda hibrit kompozitler geliştirilmiştir. Doldurucu içeriği ağırlıklarının %70-80'ini oluşturur. İçeriğinde 0,1 μm'den 3μm'ye kadar farklı büyüklükte partiküller bulunması sebebiyle hibrit olarak adlandırılmışlardır. Partikül miktarı mikrofil kompozitlerden daha fazla olup partikül büyüklüğü ise makrofil kompozitlerden daha küçüktür. Hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır. Büyük olan partikülün büyüklüğü minifill düzeyinde ise kompozit minifill hibrit olarak adlandırılır. Hibrit kompozitler yüksek aşınma direncine sahip olmaları ve dayanıklılıklarının iyi olması nedeniyle class I ve II restorasyonlarında kullanılabilirler. Polisajlanabilirliklerinin mikrofil kompozitler kadar iyi olması nedeniyle estetiğin önemli olduğu class III ve IV restorasyonlarda da tercih edilebilirler (1,30). Hibrit kompozit grubundaki diğer bir kompozit ise nanodoldurucu teknolojisi ile geliştirilen "nanohibrit" kompozit rezinlerdir. Bu kompozit rezinler nanometre boyutunda doldurucu partikül (0,005-0,01μm) ve geleneksel tipteki doldurucu partikül kombinasyonunu içermektedir. Nanohibritler geleneksel hibrit kompozitlerin güçlü fiziksel özellikleri ve aşınma dirençleri ile mikrofil kompozitlerin uygulama ve yüksek polisajlanabilirlik özelliklerini birleştiren ön ve arka grup dişlerde kullanılabilen kompozit rezinlerdir (25,34).

2.3.1.7. Nanoteknoloji ve Nanokompozitler

Nanoteknoloji, bilimin pek çok alanında yaygın olarak kullanılmaya başlanmış ve nanoteknolojinin geliştirilmesi ile birlikte diş hekimliğini birçok yönden etkilemiştir. "Nano" kelimesi milyarda biri, nanometre kelimesi ise metrenin milyarda birini (1 nanometre = 10-9 metre) mikrometrenin ise binde birini (10-3 μm) ifade eder (35). Hibrit kompozitlerle mikrodoldurucu kompozitlerin avantajları nano doldurucuların üretilmesi ile birlestirilmis ve yeni restoratif materyallerin üretimine olanak sağlamıştır (36). Geleneksel doldurucu partiküller, büyük kütlelerin öğütülerek küçük partiküllerin elde edilmesiyle üretilirken nanopartiküller atom ve molekül seviyesindeki parçacıkların birbirlerine ilave edilmesiyle oluşturulur. Bu yönüyle nano partiküllerin üretimi diğer geleneksel partiküllerin üretim şeklinden farklılıklar göstermektedir (33).

İnorganik doldurucularının nano boyutlarda olması bu kompozitlerin nanokompozit olarak adlandırılmasına neden olur. Nanokompozitlere eklenen doldurucu boyutlarının çok

küçük olması yapısında yer alan inorganik doldurucu partiküllerin miktarca fazla olmasına imkan tanır. Bu durum doldurucu partiküllerin yüzdesinin ağırlıkça yaklaşık %90-95 olmasına sebep olur. Organik matriks miktarı arttıkça rezinlerin polimerizasyon büzülmesi artmaktadır. Nanokompozitlerde inorganik doldurucu miktarının artmasıyla birlikte organik matriks miktarı azalır buna bağlı olarak polimerizasyon büzülmesi daha az görülür (25). Nanokompozitler ön bölge restorasyonlar için gerekli olan estetiği sağlamakla birlikte arka bölge restorasyonları için gerekli olan stres-kırıcı mekanik özellikleri taşıyarak geleneksel hibrit kompozitlerle kıyaslandıklarında mekanik özellikleri daha fazla başarı göstermektedir (36). Ön ve arka bölgede kullanılabilen nanokompozitlerin, mekanik kuvvetlere ve aşınmaya karşı dirençleri hibrit kompozitlerle benzer bulunmuştur. Nanokompozitlerin yüzeylerinin daha pürüzsüz olması ve translusent görünmesi estetik olarak hibrit kompozitlerden daha başarılı olduklarını göstermektedir (33,37). Ayrıca partiküllerin çok küçük boyutlarda ve fazla miktarda olması polimerizasyon büzülmesinin azalmasına, mine duvarlarındaki mikro çatlakların kapatılarak mikrosızıntının önlenmesine, renk değişimine ve post operatif hassasiyete engel olur. Ancak partikül boyutlarının küçük olması ışığı yeterince yansıtmamalarına neden olur. Bu nedenle daha büyük boyuttaki partiküller ile kombine edilerek bu dezavantaj giderilmeye çalışılır (38).

Nanokompozitlerin inorganik doldurucu kısmı nanomer ve nanomer grupları içeren 2 kısımdan oluşur (39). Nanomerler 5–75 nm boyutlarında, rezinin organik yapısında tek tek bulunan ve kümeleşmeyen silika partiküllerini ifade etmektedir. Nano dolduruculların daha küçük hacimli olmaları ve organik yapı ile temas eden yüzey alanının artması sonucu inorganik faz-organik faz bağlantısı daha kuvvetli olmaktadır (35).

Kompozitin organik yapısına katılan nanomer grupları iki farklı doldurucu tipine sahiplerdir. Bunlardan birincisi zirkonyum ve silika partikülleridir ve primer partikül boyutları 2-20 nm'dir. İkincisi ise primer partikül boyutu 75 nm olan silika partikülleridir. Bu nanomer grupları restorasyona gelen kuvvetler karşısında tek bir büyük partikül şeklinde direnç gösterirken, restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanomerik düzeyde kopmalar meydana gelmektedir (33).

Nanoteknolojinin nano boyutlu doldurucu partiküllerin sentezini olanaklı kılmasının yanında kompozit matrisinin kimyasal stabilitesine de olumlu etkileri olduğu ve nanomer gruplarının bu özelliğinin nanokompozitlerin bir taraftan aşınma dirençlerinin,

mekanik özelliklerinin yüksek olmasına, diğer taraftan yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesine imkan verdiği düşünülmektedir (33,40). Nanomer ve nanomer grupları, yapı içerisinde birlikte yer alarak ağırlıkça %72-87 oranında doldurucu içeren kompozit rezinler üretilebilir. Böylece estetik ve klinik açıdan yüksek başarı performansı elde edilmesi amaçlanmıştır (33,35,39).

2.3.2. Viskozitelerine Göre Kompozitler

Kompozit rezinler viskozitelerine göre kondanse olabilen ve akışkan olmak üzere iki başlıkta incelenmekle birlikte son zamanlarda yeni materyallerin gelişimi ile farklı bir sınıflama da kullanılmaktadır (41). Kompozit rezinlerin sınıflandırılmasındaki zorluk nedeniyle yapılan farklı bir sınıflandırmada ise kompozit rezinler üç gruba ayrılmışlardır. Düşük vizköziteye sahip akışkan rezinler light-body kompozit rezinler olarak adlandırılırken, ön ve arka grup dişlerde kullanabilen mikrofil, hibrit ve mikrohibrit olan rezinler medium-body kompozit rezinler, kondanse edilebilir rezinler ise heavy-body kompozit rezinler olarak gruplandırılmışlardır (42).

2.3.2.1. Kondanse edilebilen kompozit rezinler

Literatürde posterior kompozitler kondanse edilebilen kompozitler olarak adlandırılmaktadır. Fakat kompozit rezinler amalgamlarda olduğu gibi kondanse edilemezler, el aletleri ile kavite içerisinin doldurulması sağlanmaktadır. Bu sebeple kondanse edilebilir terimi yerine "packable" ya da heavy-body" terimlerinin kullanılması daha doğru bir yaklaşım olarak görülmektedir (43). Bu kompozit rezinlerde visközite artışı partiküllerin şekil, boyut ve dağılımlarında değişikliklerin yapılması ve fiberlerin yapılarına katılmasıyla sağlanmıştır (44,45). İnorganik doldurucu partikül miktarı kondanse edilebilen kompozit rezinlerde oldukça yüksektir. Basıncın oldukça yüksek olduğu posterior kavitelere amalgama benzer nitelikte uygulanırlar ve kondanse edilebilirler. Yüksek oranda doldurucu içermesi sebebiyle hibrit kompozitlerden daha iyi fiziksel ve mekanik özellikler göstermekte olup kaviteye daha kolay uygulanırlar. Ancak inorganik doldurucu partikülleri hibrit kompozitlere göre daha büyük olduğundan polisaj sonrası yüzey pürüzlülükleri daha fazladır (42). Estetik olarak zayıf oldukları için anterior bölgede kullanımları uygun görülmemektedir. Sınıf II kavitelerde ise kondanse olabilme özelliğinden dolayı başarıyla uygulanabilmektedir (38).

2.3.2.2. Akışkan Kompozit Rezinler

Akışkan kompozitler restoratif diş hekimliği uygulamalarında sık kullanılan materyallerden biri olup ilk kez 1996 yılında kullanılmıştır (42,46,47). Doldurucu partikül içeriği geleneksel hibrit kompozitlerden %20-30 oranında daha az olmakla birlikte Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEDGMA) gibi monomerlerin miktarı arttırılarak akışkanlık kazandırılmıştır (48). İnorganik doldurucu partikül miktarı düşük olduğu için aşınmaya karşı dirençleri zayıftır. Akıcı oldukları için manipülasyonları daha zordur. Polimerizasyon büzülmeleri oldukça yüksektir (38,49,50). Akışkan kompozitler dentin duyarlılığının giderilmesinde, restorasyonların başarısızlıklarının en büyük nedeni olan mikrosızıntının engellenmesinde, pit ve fissür örtücü olarak, küçük kavitelerde, kenar kırıklarının tamirinde, girişin zor olduğu kavitelerde, tünel kavite restorasyonlarında, kompozit tamirinde, düşük elastisite modülü sayesinde servikal abfraksiyon lezyonlarının restorasyonunda, mine defektlerinde, özellikle proksimal kavitelerde kondanse edilebilen kompozit rezinlerin altında stres kırıcı olarak çok geniş bir kullanım alanına sahiptir (49-52).

2.4. POLİMERİZASYON

Birçok basit molekülden yapılmış makromolekül polimer olarak adlandırılır. Kısacası polimerler çok sayıda küçük parçanın birleşmesiyle meydana gelen moleküllerdir. Temelde, metal olmayan ve kovalent bağlarla kimyasal olarak bağlanan elemanların oluşturduğu uzun moleküllerdir (28, 53).

Polimerizasyon, tek bir molekülden makromoleküllerin şekillenmesi olayıdır (53,54). Polimerin molekül ağırlığı polimer molekülünün içeriğinde bulunan birbirine kovalent bağlarla bağlı çok sayıdaki monomerin molekül ağırlıklarının toplamı ve binlerle, milyonlarla ifade edilen molekül ağırlıklarına sahip olabilirler. Fiziksel özelliklerinde polimerin moleküler ağırlık dağılımı önemli bir rol oynar. Ortalama moleküler ağırlığı, monomer tipi ve konsantrasyonuna bağlı olsa da ısı, sertleşme zamanı gibi şartlara bağlı olarak da değişebilir. Monomer molekülünün kısa zincirli oluşu düşük dereceli polimerizasyona neden olup rezini zayıflatırken aynı zamanda uzun zincirli oluşu da polimerizasyona olumsuz etki yapar. Ortamda çapraz bağlı zincirlerin varlığı kompozit rezinin direnci arttırır (54-56). Polimerizasyon işlemi farklı mekanizmalarla meydana gelir.

Sentetik polimerler, monomerlerin ilave polimerizasyon ve kondensasyon polimerizasyon reaksiyonlarıyla ile iki türlü reaksiyon sonucu elde edilirler (54, 55).

2.4.1 İlave Polimerizasyon (Katılmalı Polimerizasyon)

Dental rezinler büyüyen zincirin sonuna monomerlerin katılmasıyla polimerize olurlar.İlave polimerizasyon aktif bir merkezden başlayarak bir monomerin katılmasıyla birlite bir anda zincir büyümesi başlar.Teorik olarak zincir büyümesi tüm monomerler bitene kadar devam edebilir (54). Bütün monomerler aynı molekül ağırlığına sahiplerdir ve katılma reaksiyonlarında yan ürün meydana gelmez. Kondensasyon polimerizasyonunun aksine, dev makromoleküller oluşur. İkisi arasında sadece kimyasal bağların dağılımı açısından farklılık vardır (54).

2.4.2 Kondensasyon Polimerizasyonu

Kondensasyon polimerizasyonunda bileşenler çift fonksiyonludur ve hepsi kendiliğinden reaktif hale geçerler. Birden fazla monomer türü arasında benzer bir mekanizmayla ilerleyen kimyasal reaksiyondur.İki monomer molekülünün esterifikasyon reaksiyonu ile dimer formuna dönüşürken su ve amonyak gibi küçük bir molekülü atarak birleşmesi olayıdır. Yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formuna ulaşana kadar reaksiyon seri bir şekilde devam eder. Bu şekilde oluşan polimerizasyonlar basamaklı polimerizasyon reaksiyonları olarak da adlandırılırlar.İki ya da daha fazla fonksiyonel gruba sahip moleküller kondensasyon reaksiyonları ile bağlanarak daha büyük molekülleri oluştururlar (54, 57).

2.4.3 Polimerizasyonun Safhaları

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin çoğu genellikle ilave polimerizasyon reaksiyonu ile polimerize olur. İlave polimerizasyon reaksiyonlarında 4 belli safha vardır bunlar; İndüksiyon, büyüme, zincir transferi ve sonlanma (54).

2.4.3.1. İndüksiyon

İndüksiyon safhasını aktivasyon ve başlatma işlemleri kontrol eder. İlave polimerizasyonun başlaması için serbest bir radikal kaynağa ihtiyaç vardır ve serbest radikal tersiyer amin veya organik peroksit ile sülfürik asit gibi kimyasal bir aktivatörün ısı veya ışık ile reaksiyona girmesi sonucunda elde edilir. Başlatıcı serbest radikal molekülü,metil metakrilat ile reaksiyona girerek monomerdeki çift bağı açar ve

monomerin karbon atomuna bağlanarak,diğer monomer moleküllerinin eklenmesi için gereken enerjiyi sağlar. Böylece karbon atomunu kararsız halde bırakıp bağlantının kendisini serbest radikal haline getirir (39,40,56).

2.4.3.2. Büyüme, yayılma reaksiyonu

Oluşan monomer ve serbest radikal kompleksi daha sonra başka bir monomere yaklaşarak yeni bir radikal merkezi olarak davranır ve bir dimer molekülü oluşturur. Ayrıca oluşan bu molekülü de bir serbest radikal haline getirir. Bu reaktif tür başarılı bir şekilde büyük sayıda etilen moleküllerini ilave eder ve böylece reaktif merkezin çoğalmasıyla polimerizasyon devam eder. Zincir büyümesi başladıktan sonra ısının da gelişimiyle birlikte büyük polimer molekülleri birkaç saniyede oluşur. Monomer üniteleri bitene kadar polimer zincirleri büyümeye devam eder. Reaksiyon serbest radikali olan herhangi bir materyal ile reaksiyona girmesiyle sonlanabileceği gibi oksijen molekülü içeren, hidrokinon ve öjenol gibi tipik ajanlar reaksiyonu sonlandırabilir. Ayrıca iki ayrı zincir de etkileşime girerek kendi serbest radikallerini ortadan kaldırabilir (54).

2.4.3.3. Zincir transferi

Bu işlemde büyüyen çemberin aktif radikali bir başka moleküle transfer olur ve daha sonraki büyüme için yeni bir radikal oluşturulur. Örneğin bir monomer molekülü, büyüyen bir makromolekül tarafından aktive edilebilir. Böyle bir durumda ikinci bir sonlanma reaksiyonu oluşur. Bu durum sonucunda büyüme için yeni bir çekirdek oluşur. Aynı mekanizmayla daha önceden polimerizasyon reaksiyonu yok edilmiş bir zincir, tekrar aktive edilebilir ve büyümeye devam edebilir. Bu işlem sonlanma reaksiyonlarından farklılık gösterir (54).

2.4.3.4. Sonlanma reaksiyonu (termination)

Zincir reaksiyonları büyümüş bir zincirden diğerine hidrojen atomu alışverişiyle veya direkt çift bağlarla sonlandırılabilir. Bu işlem polimer zincirinin sonuna yerleşen serbest köklerin aktivasyonlarının kalkması ve polimer moleküllerinin enerji alışverişiyle deaktive olması işlemiyle son bulur. Bazen radikalin aktivitesi daha sonra büyüme yapabilecek başka bir zincire transfer olarak diğer bir zincirin devamlı büyümesiyle sonuçlanabilir (54, 58). İlk başta reaksiyon ışık ile aktive edildikten sonra, ortamda oldukça fazla monomer molekülü bulunduğundan sonlanma reaksiyonları azdır. Monomerler zincire eklendikçe zaman içinde monomer konsantrasyonu azalacağından

büyüme reaksiyonları azalır ve sonlanma reaksiyonları artar. Ortamdaki monomerler tükendikten sonra radikaller uzun süre kararlı kalamazlar ve ortamdaki su, oksijen ve karbondioksit ile aktivasyonlarını kaybederler. Polimerizasyon reaksiyonlarında başlatıcı konsantrasyonu uygun bir değerde olmalıdır. Başlatıcı konsantrasyonu düşük olduğunda polimerleşme hızı yavaş olur. Yüksek konsantrasyonlarda ise ortalama polimerizasyon derecesi sayısı az olur ve oluşan polimerin molekül kütlesi küçük olur. Küçük molekül ağırlıklı polimerlerin yoğunluk, erime noktası, kırma indisi, sertlik gibi özellikleri düşüktür ve termal dayanımı azdır. Polimerizasyon diş hekimliği alanında hasta ağzında yapıldığı için, polimerizasyon hızının yüksek olması istenir (54, 55).

2.4.4. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler “kimyasal reaksiyonla polimerizasyon”, “ışıkla polimerizasyon” ve “ikili polimerizasyon” (dual-cure) olmak üzere üç farklı mekanizma aracılığıyla polimerize olmaktadır (59).

Kimyasal yolla polimerize olan sistemlerde benzol peroksit (başlatıcı) ve tersiyer amin (aktivatör) gibi iki maddenin karıştırma işlemiyle beraber polimerizasyon reaksiyonu başlamış olur. İkili pat olarak bulunan bu materyaller polimerizasyonu başlatmak için karıştırıldığında, kimyasal bir reaksiyonun sonucunda serbest radikaller meydan gelir ve bu rezinlere oda sıcaklığında self-cure dental rezinler denir. Bu yolla polimerize olan rezinlerde polimerizasyon reaksiyonu, restorasyonun büyüklüğüne, materyalin ışık geçirgenliğine, doldurucu partikül miktarına ve materyalin kalınlığına bağlı değildir. Bu sistemin karıştırma gerektirmesi, polimerizasyon zamanının kontrol edilememesi, renginin stabil olmaması ve materyal içinde porözitelerin oluşabilmesi başlıca dezavantajlarıdır (54, 55, 60).

Işıkla polimerize olan sistemlerde ışık kaynağından çıkan fotonların başlatıcıyı aktive ederek serbest radikal oluşturması ile polimerizasyon işlemi başlamış olur. Diş hekimliğinde bu sistemin ilk kullanılmaya başladığı zaman ultraviyole ışık kullanılmış ancak ultraviyole ışığın, retinaya ve pigmente olmamış oral dokulara yapacağı olumsuz etkiyle ilgili kaygılar, düşük penetrasyon derinliği ve zamanla duyarlılığını kaybetmesi görünür ışıkla aktive olabilen başlatıcıların gelişimini sağlamıştır. Görünür ışıkla polimerizasyonda, kamforkinon (CQ) ve organik amin (dimetilaminoetilmetakrilat) mavi-mor aralığındaki ışık uygulandığı zaman serbest radikaller oluşturmaktadır. Bu

reaksiyonun oluşması için yaklaşık 470 nm dalga boyu gerekmektedir (54,55). Işıkla polimerize olan rezinlerin geliştirilmesiyle birlikte, renk stabilitesinin daha iyi olması, porözitenin azalması ve çalışma süresinin kontrol edilebilmesi sağlanmıştır (60). Başlangıçta sadece ön dişlerdeki restorasyonlarda kullanılırken bahsedilen avantajları tüm bölgelerdeki restorasyonlarda da kullanım alanı bulmasını sağlamıştır (60). Işık aktivasyonu ile polimerizasyonu başlayan kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliği ışık kaynağının gücüne, yoğunluğuna ve kullanılan ışığın dalga boyu gibi etkenlere bağlıdır. Cihazın "ışık gücü", birim zamanda yaydığı enerji miktarıdır ve mW birimiyle ifade edilmektedir. "Işık yoğunluğu" ise ışığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücünü tanımlamakta ve mW/cm2 birimiyle ifade edilmektedir. Yeterli bir polimerizasyon için ışık cihazının en az 300-400 mW/cm2'lik ışık yoğunluğuna sahip olması gerekmektedir. Dalga boyu ise ışığın yaydığı elektromanyetik dalga boyu olarak tanımlanmaktadır (61). Işık cihazının bu parametrelerinden herhangi birisindeki yetersizlik, polimerizasyon derinliğini olumsuz yönde etkileyerek fiziksel ve mekanik özellikleri zayıflatıp erken dönem başarısızlıklarına yol açacaktır (61).

Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesinden endişe edilen, derin ve ışığın etkin bir şekilde ulaşamayacağı alanlarda ışıkla sertleşen sistemlerin yetersiz kalmasını önlemek amacıyla kullanılması önerilen "ikili polimerizasyon" (dual cure) sistemi geliştirilmiştir. Bu polimerizasyon mekanizmasına sahip olan rezinlerde kimyasal polimerizasyon hızı yavaştır ve "fotokimyasal" olarak ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır (41). İkili polimerizasyon sistemi, özellikle ışığın tam olarak ulaşamadığı derin kavitelerde, 2 mm'den kalın dolgularda ve polimerizasyon cihazının erişiminin zor olduğu interproksimal alanlarda avantaj sağlamaktadır (41,60).

2.4.5. Polimerizasyon Öncesi Isı Uygulama

Polimerizasyon süresi boyunca monomerlerin polimere dönüşüm oranı konversiyon ya da polimerizasyon derecesi olarak adlandırılır. Kompozit rezinlerin polimerizasyon dereceleri monomerik C=C bağlarının polimerik C-C bağlarına dönüşüm dereceleriyle ifade edilir (16). Polimerizasyon derecesi artınca rezinde reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı azalır ve buna bağlı olarak fiziksel özellikler gelişir bu nedenle kompozit rezinlerin uygulanması sırasında polimerizasyon derecesinin yüksek olması istenir (62).

Monomer ve doldurucu kompozisyonu, başlatıcı sistem ve ışıkla polimerizasyon işlemleri ışıkla aktive olan dimetakrilat esaslı kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında çift bağların oluşumunda %50-70 arasında tamamlanmamış konversiyon ortaya çıkmasına ve metakrilat gruplarının önemli bir kısmının reaksiyona girmemesine neden olabilir (16,63). Eksik polimerizasyon reaksiyonu sonucu tepkimeye girmemiş artık monomer ortaya çıkar. Tamamlanmamış monomer polimer dönüşümü tepkimeye girmemiş fotoiniatörler ve bunların fotoreaktif ürünleri tükürük içine salınabilir, alerjik reaksiyonlara veya restorasyon etrafında bakteri çoğalmasının stimule olmasına neden olabilir (16,63-65). Artık monomerler restorasyonun mekanik dayanımını azaltmada rol oynarlar. Doygunluğa ulaşmamış metakrilat gruplarının oksidasyonu kompozit rezin restorasyonlarda meydana gelen renk değişiminin de sorumlusu olabilir (16).

Işık ile polimerize olan kompozit rezinlerde polimerizasyon derinliği ve monomerlerin polimerlere dönüşüm oranı (konversiyon) önemlidir. Polimerizasyon derinliğini ve konversiyonu ışık kaynağının gücü, kompozit rezinin rengi, partikül büyüklüğü ve ısı gibi birçok faktör etkiler (1,16). Polimerizasyon derinliğinin artmasıyla birlikte materyalin yüzey sertliği, aşınma direnci, bükülme ve gerilme dayanımı gibi fiziksel özellikleri gelişir (16, 64, 66). Polimerizasyon derinliğini ve konversiyon oranını artırmak için; rezinler tabakalama yöntemi ile polimerize edilebilir, koyu renkli ve ışığı dağıtan partikül boyutlarına sahip rezinlerde ilave ışık uygulanabilir. Ayrıca polimerizasyon öncesi kompozit rezini oda sıcaklığına yada daha üst ısılara kadar ısıtılabilir (1, 16, 63, 66).

Polimerizasyon ısısı monomer konversiyonunu ve polimer özelliklerini etkileyerek ısı artışıyla birlikte serbest radikal mobilitesi artar ve buna bağlı olarak rezinin viskozitesi azalır, ek polimerizasyon meydana gelir (16,67). Polimerizasyon öncesi kompozit rezinlerin ısısının arttırılması kompozit rezinlerin akıcılığını arttırır ve bunun sonucunda kompozit rezinlerin kavite duvarlarına adaptasyonu artar. Sonuç olarak restorasyon-diş ara yüzünde meydana gelebilecek aralanma daha az olur, buna bağlı olarak ikincil çürükler ve operasyon sonrası hassasiyet azalır. Polimerizasyon öncesi ön ısıtma işlemiyle monomer konversiyonunda ve polimerizasyonda anlamlı derecede artış meydana gelir. Bunun sonucunda kompozit rezinlerin fiziksel ve kimyasal özellikleri gelişir (16,63,66,68). Polimerizasyon öncesi ön ısıtma uygulamasının dezavantajı ise pulpa nekrozu meydana gelme olasılığını arttırmasıdır (68).

2.5. RESTORATİF MATERYALLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ

Doldurucu partikül büyüklüğü ve miktarının restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkili olduğu bilinmektedir (69). Zaman içerisinde çiğneme hareketleri sırasında dişlere gelen okluzal stresler, diş macunlarının ve diş fırçalamanın abraziv etkileri (70), bitirme ve cila işlemlerinin yeterince yapılamaması, tüketilen yiyecek ve içecek maddeleri ve uygulanan ağartma materyalleri restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün artmasının başlıca sebepleri olarak görülmektedir (71). Restorasyonların pürüzlü bir yüzeye sahip olması; lekelenme, plak birikimi, hasta memnuniyetsizliği, gingival irritasyon ve sekonder çürük oluşumunun nedenleri arasındadır. Ayrıca kompozit rezin restorasyonların marjinal bütünlüğünü ve aşınmasını da negatif yönde etkilemektedir. Düzgün yüzeye sahip restorasyonların daha estetik ve aynı zamanda daha uzun ömürlü olduğu görülmüştür (72,73).

2.5.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde mekanik ve optik profilometreler, AFM ve SEM gibi cihazlar yaygın olarak kullanılmaktadır (9).

2.5.1.1. Mekanik profilometreler

Mekanik profilometreler, iki boyutlu ölçüm yaparlar. Cihazın kaydedici ucu belirli bir hızda örnek yüzeyinde gezerken, yüzeydeki pürüzlülükten kaynaklı ucun yaptığı dikey hareketler, elektriksel akım farklılıkları yaratarak yüzey profili olarak kaydedilmekte ve yüzey topografisi ile ilgili değerler rakamsal veya grafiksel olarak elde edilebilmektedir. Ra, Rz, Rmax, Rp, Rpm, Rt gibi birçok parametreyi hesaplayabilmektedirler (74).

Ra; belirli bir ölçüm mesafesinde tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamlarının aritmetik ortalamasını belirtmektedir

Rmax; belirli mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafeyi belirtmektedir.

Rz; belirli mesafedeki birbirini izleyen maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını belirtmektedir.

Yüzey pürüzlülüğü çoğunlukla aritmetik ortalama pürüzlülük (Ra) olarak ifade edilmektedir (75).

2.5.1.2. Optik profilometreler

Optik profilometreler, üç boyutlu ölçüm sağlarlar. Yüzey ile mekanik olarak bir teması yoktur. Optik ışınla tarama yapılmaktadır. Cihazın optik parçaları 100 nm2'lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlamaktadır (74).

2.5.1.3. Taramalı elektron mikroskobu

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), örnekleri üç boyutlu inceleme imkanı sağlayan bir elektron mikroskobudur. Ayırım gücü, odak derinliği, gerek görüntü ve analizi birleştirme özelliği taramalı elektron mikroskobunu araştırmalarda geniş ölçüde kullanılan bir cihaz haline getirmiştir. Ayrıca mikro işlemci ve bilgisayarların mikroskopla birlikte kullanılmaları cihaza kullanım kolaylığı sağlamıştır (76,77,78). SEM de görüntü alma işlemi yüksek hızdaki elektronların incelenecek örnek üzerine gönderilmesi esasına dayanır ve yüzeyin ayrıntılı görüntüsü için taramalı elektron mikroskobu kullanılmaktadır. Elektron akışının sürekli olması için örnek yüzeyleri 20-1000 nm kalınlıkta Altın (Au) ve Palladyum (Pd) ile kaplanarak incelenecek cismin iletken hale getirilmesi sağlanır. (79).

2.5.1.4. Atomik kuvvet mikroskobu

Tarama uçlu mikroskobilerin bir çeşidi de Atomik Kuvvet mikroskobu (AFM)dur. AFM ile örnek yüzeyi tarayıcı uç yardımıyla piezoelektirik çevirici ile taranarak örneğin yüzeyi ile ilgili bilgiler toplanır (80). Çalışma prensibinde, örnek yüzeyi çok ince bir sivri uç yardımıyla taranır (81). Değişik amaçlar için farklı iğne uçları kullanılır. Genellikle AFM tekniklerinde kullanılan uçlar 40-60 nm çapındadır. AFM ucu yüzeyi tararken, AFM uç ve yüzey arasındaki etkileşimi kaydeder. Bu etkileşimler Van der Waals kuvvetleri, kapiller kuvvetler ve sürtünme kuvvetlerine bağlıdır (11). AFM ile atomik boyutlara kadar sivriltilmiş bir iğne ucu yardımıyla, yüzeyin yüksek çözünürlükte, üç boyutlu görüntülenmesi sağlanır. Görüntüleme, iğne ucunun yüzey ile etkileşiminin incelenmesi sonucunda gerçekleştirilir (82).

2.6. RESTORATİF MATERYALLERİN YÜZEY SERTLİĞİ

Materyallerin mekanik ve fiziksel özellikleri restorasyonların başarısını ve kullanım ömrünü etkilemektedir. Restoratif materyallerin en önemli mekanik özellikleriden birisi sertliktir ve materyalin sürekli yükleme ve penetrasyona karşı gösterdiği direnç olarak ifade edilir (55). Restorasyonlar ağız içerisinde pek çok etkiye maruz kalır ve bu etkilere

başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri yüksek sertlik değerlerine sahip olmaları ile mümkündür (83).

2.6.1. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin yüzey sertlik ölçümlerinde Brinell, Knoop, Barcol, Rockwell ve Vickers en fazla kullanılan test metotlarıdır. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği test edilecek materyale bağlı olarak değişkenlik gösterir (84). Sertlik testlerinde; her teste özgü uçların deney materyaline batırılmasının ardından, buna karşı materyalin gösterdiği direnç ölçülür. Uygun olarak seçilen sert uç, belirli bir süre, belirli bir yük ile materyale batırıldığında materyal üzerinde iz şeklinde bir çökme alanı bırakır. Bu izin boyutları ölçülerek materyalin sertlik değerleri elde edilir. Materyalin sertliği bu izin büyüklüğü ile ters orantılıdır. Sertlik ölçümlerinde; materyalden ölçümler yapılarak ortalama değer alınır. Materyalin sertliği arttıkça bu değer de artar (85,86).

2.6.1.1. Brinell sertlik ölçüm yöntemi

Materyallerin sertliğini tespit etmede kullanılan en eski yöntemdir. Bu sertlik ölçümünde, belirli bir yük altında, belirli bir çaptaki tungusten karbit veya çelik bir bilye tarafından, cilalanmış ve parlatılmış materyal yüzeyine kuvvet uygulanarak oluşan küresel seklin çapı ölçülür ve ölçüm yapılır. Genellikle metal malzemelerin sertliğini ölçmede kullanılır. Brinell sertlik değeri yükün, hesaplanan iz yüzeyinin alanına bölünmesiyle elde edilir (87).

2.6.1.2. Rockwell sertlik ölçüm yöntemi

Elastik materyallerin test edilmesinde kullanılır İz çapı ölçümü yerine, aletin üzerindeki ölçekten direk olarak derinlik ölçülür. (87).

2.6.1.3. Barcol Sertlik Ölçüm Yöntemi

Bu ölçüm testi 1 mm çapında yüklenebilir ve sivri bir çelik ucun batma direncinin ölçümüyle sertlik değerlerinin oluşturulduğu bir yöntemdir. Materyal yüzeyi içine penetre olan ucun batma derinliği barcol sertlik değerini verir (87).

2.6.1.4. Knoop sertlik ölçüm yöntemi

Knoop sertlik ölçüm testi, kırılgan matelyallerin sertliğini ölçmek için uygundur .35 Newton'luk yükü geçmemek şartıyla plastik, metal ve kırılgan materyallere uygulanması geniş kullanım alanı sunmaktadır. Dezavantajı ise test süresinin uzun olmasıdır ve fazla cilalanmış düz bir yüzey istemesidir (87). Knoop sertlik testinde tepesi 172° olan piramit şekilli batıcı bir uç kullanılır. Ölçümde oluşan iki köşegenden uzun olan esas alınır (88). Materyal ne kadar sert ise, knoop sertlik numarası o kadar büyük olur. Knoop sertlik testlerinde, mine, rezin porselen ve diğer restoratif materyallerin sertlik değerleri değerlendirilebilir (89).

2.6.1.5. Vickers sertlik ölçüm yöntemi

Sertliği ölçülecek materyal üzerine kare tabanlı tepe açısı 136° olan, piramit şekilli bir elmas uç ile kuvvet uygulanarak iz oluşturulur. Yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen kare şeklindeki izin köşegenleri ölçülür (90-92). Meydana gelen izin şekli, cihazda bulunan bir mikroskop yardımıyla ölçüm ekranına aktarılarak, ölçüm ekranındaki hareketli iki cetvel yardımıyla, köşegenlerin uzunluklarının ayrı ayrı ölçülüp ortalamasının alınmasıyla yapılmaktadır. Vickers sertlik değeri kg olarak ifade edilen deney yükünün mm2 olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup HV=1.854 x kuvvet / (taban köşegeni)2 formülü ile hesaplanır. İz alanı ne kadar küçükse elde edilen Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir (55,90,93). Son derece doğru değerler üretebilmesi, kullanılan elmas ucun zaman ve kullanım ile bozulmaması ve tüm materyaller ve yüzeyler için kullanılabilir olmasıdır vickers sertlik testinin en büyük avantajlarındandır (93). Ayrıca Vickers sertlik ölçümleri aynı örnek içindeki üst yüzey, merkez ve alt yüzey gibi spesifik bölgelerin ölçümüne izin verir (94).

2.7. RENK STABİLİTESİ

Günümüzde kompozit rezinlerin hem fiziksel hem de estetik özelliklerinin geliştirilip güçlendirilmesi diş hekimliğinde çok yaygın olarak kullanılmasına olanak sağlamıştır. Estetik restoratif materyaller doğal diş görünümünü taklit edebilmelidir. Bu durum materyalin renk uyumu ve renk stabilitesi ile doğrudan ilişkilidir (95). Zaman içerisinde rezinlerde meydana gelen renklenmeler kompozit rezinlerin en önemli dezavantajlarından birisidir. Özellikle anterior bölgede bulunan estetik kompozit rezin

restorasyonların yenilenmesinin en önemli nedeni restorasyonlarda meydana gelen renk değişikliğidir (96-100).

İdeal bir gülüş ve hasta memnuniyeti sağlamak için kullanılan restoratif materyaller içsel renk stabilitesine sahip olmalı ve zaman içinde meydana gelecek yüzey renklenmelerine karşı dirençli olmalıdır (101). Kompozit rezinlerde renk stabilitesinin rezin matriks, polimerizasyon derinliği, renklendirici ajanların tipi ve doldurucu partiküllerin büyüklüğü ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (102). Rezinlerin renk değişim derecesi polimerizasyonun yetersiz olması, su emilimi, diyet, oral hijyenin kötü olması ve restorasyonun yüzey pürüzlülüğü gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir (103).

Kompozit rezinlerin renklenmesi iki gruba ayrılmaktadır:

- Dışsal (external) renklenme

- İçsel (internal) renklenme

2.7.1. Dışsal Renklenme

Dışsal renklenmeler kişinin günlük alışkanlıklarına bağlı olarak kompozit rezin restorasyonların yüzeyinde zaman içinde biriken plak ve renk pigmentlerinin meydana getirdiği renklenmelerdir (33,56,104). Bu renklenmeler, kötü ağız hijyeni, rezinin kan ya da tükürük ile kontamine olması, yetersiz polimerizasyon, sigara ve kişinin alışkanlıklarına bağlı olarak tükettiği yiyecek, içecek gibi boyayıcı maddelerin kompozit yüzeyi ile uzun süre temas etmesi sonucu absorpsiyonu ve yüzey üzerinde birikimiyle gerçekleşir (105).

Dışsal renklenmenin oluşumunda kompozit rezin restorasyonun yüzey pürüzlülüğü ve hatalı uygulanan bitirme ve polisaj işlemleri de etkilidir (8,56). Yapılan bazı çalışmalar kompozit rezin restorasyonlardaki yüzey pürüzlülüğünün renklenme ile doğrudan ilişkisi olduğunu belirtmektedir (8,104). Kompozit rezin yüzeyinin kimyasal olarak çözünmesiyle yüzeye renklendirici etkenlerin yerleşmesi de renklenmeye sebep olan faktörler arasındadır (22,97,106). Rezinlerin renk stabilitelerini incelemek için farklı içeceklerin (kahve, çay, şarap, kola, meyve suyu vb) ve ağız çalkalama solüsyonlarının kullanıldığı çalışmalarda, kullanılan solüsyonların zaman içerisinde kompozit rezin restorasyonlarda çeşitli derecelerde renklenmeye neden olduğu belirtilmiştir (107-110). Kullanılan bu içeceklerin ve solüsyonların renklendirme potansiyellerinin de kompozit rezinlerin bileşimlerine ve özelliklerine bağlı olarak değişebileceği bildirilmiştir (110).

2.7.2. İçsel Renklenme

İçsel renklenme, kompozit rezinin kendi yapısından kaynaklanan, fiziko-kimyasal bir reaksiyondur. Işıkla sertleşen kompozit rezinlerde başlatıcı olarak tersiyer aromatik amin kullanıldığında, hue değerinin beyazdan sarı renge dönüşümü sonucu renklenme ortaya çıkmaktadır. İç kaynaklı renklenmeler doldurucu partikül büyüklüğü ve oranı, rezin matriks içeriği, ışığa duyarlı başlatıcı türü, bağlayıcı ajan rengi gibi birçok faktörden etkilenir (99,111,112). Rezin matriks içeriğinde UDMA bulunan kompozit rezinlerin viskozitesinin daha düşük ve su emiliminin daha az olmasından dolayı bu kompozitlerde renklenme daha az oranda gerçekleşmektedir (99,111,112)

Kompozit rezinlerin renk değişimine yatkınlıkları rezin matriksin su emilimi ve hidrofilik yapısına bağlıdır. Eğer matriks su emiyorsa başka renklendirici sıvıların da emilimi gerçekleşir. Bu durum kompozit rezin restorasyonlarda renk değişimine yol açar (101).

Temel olarak su emilimi rezin matrikse doğrudan absorbsiyon ile gerçeklesir. Cam doldurucu partiküller su absorbe etmez; bu sebeple su emilimi miktarı, kompozitin içerdiği rezin miktarına ek olarak rezin ve doldurucu arasındaki bağlantıya da bağlı olmaktadır (101). Su emilimi artışıyla birlikte kompozit rezin restorasyonlar genleşir ve rezinin plastik bir karakter kazanmasına neden olur. Bunun sonucunda kompozit rezin restorasyonun kullanım ömrü kısalır. Silanın hidrolize olmasıyla birlikte mikro çatlaklar belirir ve boyayıcı maddelerin penetrasyonu sonucu kompozit rezin restorasyonda renklenmeye neden olur (113).

2.7.3. Diş Hekimliğinde Renk

Işık, dalga boylarından oluşan elektromanyetik radyasyon olmakla birlikte kırıldığında bir spektrum oluşturur. Bu spektrumun bir ucunda gama ışınları, bir ucunda ise radyo dalgaları bulunmaktadır. İnsan gözü; mor ötesi ve kırmızı ötesi ışık spektrumu arasındaki görünür ışık tayfında 400-700 nm dalga boyları arasındaki alana duyarlıdır. Newton'a göre ışık renk içermez, renk ışığın nesne ile etkileşimi sonrasında oluşur (114). Temel olarak renk, bir maddeden geçen ve geriye yansıyan ışık dalgalarının görülebilir etkisidir.Rengin algılanmasında 3 ana faktör vardır; ışık kaynağı, nesne ve gözlemci (115).

Işık kaynağı: Işık kaynağından yayılan dalgalar ancak nesne ile etkileşime girdiği zaman gözlemci tarafından renk olarak algılanabilir. Farklı dalga boylarındaki ışık

yoğunluğu, farklı renkler olarak ortaya çıkarır ve bu durum ışık spektrumunu oluşturur (116). Nesneleri aydınlatan ışık kaynağı, farklı ışık kaynaklarından yayılan ışığın dalga boyları ve yoğunluğu farklı olduğu için rengin algılanmasını etkiler (117).

Cisim: Bir nesnenin renk özellikleri ışık ile etkileşime girmesi sonucu ortaya çıkar. Bir cismin rengi, ışık geçirgenliği, ışığı absorbe etme ve bunu yansıtma miktarı ile birlikte belirlenir (116).

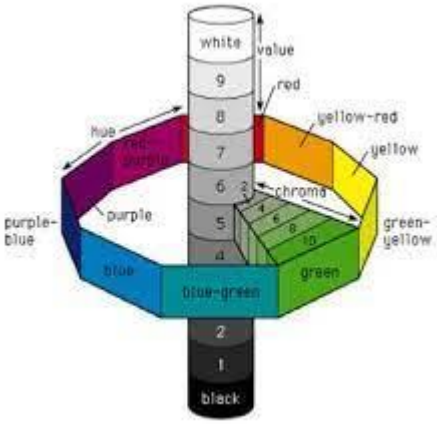
Gözlemci: Rengin algılanmasındaki son faktör gözlemci yani insan gözüdür. Işık kaynağından çıkan ve cisim tarafından yansıtılan ışık, gözün kornea tabakasından geçerek retinaya düşer ve burada ışığa duyarlı olan çubuk ve koni hücreleri tarafından algılanır. Çubuk hücreleri rengi siyah-beyaz olarak algılarken, koni hücreleri kırmızı, yeşil, mavi olarak değerlendirir. Bu iki hücreden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesi sonucunda beyinde renkli bir görüntü oluşur (117).

Görünür ışık mor ile kırmızı ışık arasındaki renk demetini içerir. Görünür spektrum; kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç ana bölüme ayrılır. Işığın renk kalitesi bu ışınların yüzdesi ile ifade edilir (56,89).

2.7.3.1. Munsell'e göre renk boyutları

Günümüzde pek çok renk belirleme sistemi mevcuttur. İlk olarak 1905'te Amerikalı ressam A.H. Munsell tarafından bulunan sistem geliştirilerek uzun süreler kullanılmış, güvenilirliği, esnekliği ve uygulama kolaylığı sayesinde diş hekimliğinde renk seçimi için uygun bir sistem haline gelmiştir (113,118). Munsell ilk defa renkleri üç boyutlu bir alanda birbirinden bağımsız boyutlarda göstermiştir (119).

Munsell renk şablonu, küre veya silindire benzetilebilir. Renksiz ve akromatik ışınlar, silindirin merkezinde yoğunlaşır. Dikey eksende beyaz en üstte, siyah ise en altta yer alır. Hue ana rengi (hue), value açıklığı (lightness) ve chroma doygunluğu (saturation) temsil etmektedir. Siyahtan beyaza değişen gri tonları eşit basamaklarla diğer üyelerle birleşir. Renk çeşitleri (hue) bu doğrultuda sıralanmıstır. Her renk kendi içinde aydınlık ve koyuluk değerlerine (value) göre sıralanmıştır. Ana rengin yoğunluğu ve gücü (chroma) de burada ifade edilmektedir (120). Munsell'in sistemi uzun süre kullanılmasına rağmen CIELAB (L*a*b*) ve CIECAM02 gibi diğer üst modelleri günümüzde geniş bir kullanım alanına sahiptir (119).

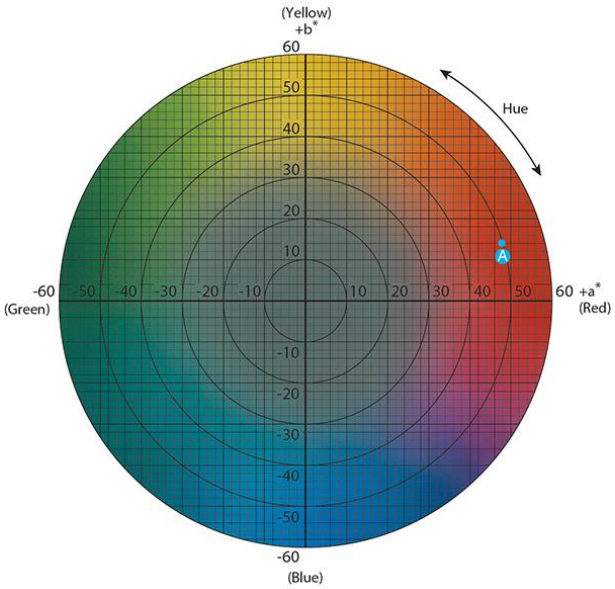


Şekil 2.1. Munsell renk sistemi

2.7.3.2. CIELab renk sistemi

Munsell'den sonra ışık ve renk üzerine araştırmalar yapan uluslararası bir kuruluş olan Commission de l' Eclairage (CIE), renk ölçümü sırasında ışık kaynağının sebep olduğu farklılıkları ortadan kaldırmak amacıyla 1931 yılında CIE (Commission Internationale de I'Eclairge-Uluslararası ışık kaynağı komisyonu) standart ışık kaynağı kullanılmasını önermiş ve XYZ tristimulus değerleri tanımlanmıştır. Bu değerler insan gözünün retinasında bulunan 3 temel renge duyarlı (X=kırmızı, Y=yesil, Z=mavi) sensörlerle yapılan sistemdir. 1976 yılında ise bugün yaygın olarak kullanılan CIELab renk sistemi olusturulmustur (113,118,121). Bu sisteme göre rengin 3 farklı boyutu bulunmaktadır. Tüm renkler, 3 eksende kesişerek, merkezini oluşturduğu bir küre içerisinde yer alır.

Şekil 2.2'de a* ve b* kromasite diagramı görülmektedir. Bu eksenler; "L" dikey eksen, beyaz (+) -siyah (-) arasında açıklık veya koyuluk miktarını belirtir. "a" yatay eksen, kırmızı (+)-yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. "b" yatay eksen ise sarı (+)-mavi (-) koordinatları belirtir. Merkez renksiz bölgedir; a* ve b* değerleri arttıkça nokta merkezden uzaklaşır ve renk doygunluğu artar (122).



Şekil 2.2. CIELab renk sistemi

Bu 3 koordinat değerleri rengin sayısal değerlerini verir. Bu sistem tek bir değerle renk değişimini tanımlayabilir. Bu değer ΔE değeridir ve aşağıdaki formülle 2 ölçüm arasındaki renk farkı belirlenir (56,123-125).

$\Delta E00 = [(\Delta L\,' KL\, SL) 2 + (\Delta C\,' KC\, SC) 2 + (\Delta H' KHSH) 2 + RT (\Delta C\,' KC\, SC) (\Delta H' KHSH)] 1/2$

ΔE değerlerinin 1'den küçük olması renk değişiminin görsel olarak fark edilemeyeceği, 1 ve 2 arasında olması kısmen farkedilebileceği, 2'den fazla olması görsel olarak da fark edilebileceği anlamına gelmektedir (127). ΔE değerinin 3.3 olmasının kritik bir değer ve sınır olarak kabul eden araştırmacılar bulunmaktadır (106,128-131). Bazı araştırmacılar ise kritik eşik değerin 3.7'den büyük olması ile klinik olarak gözle görülebilir değişikliğin olduğunu belirtmiştir (99).

2.7.3.3. L*c*h renk aralığı

L*c*h renk aralığı L*a*b ile aynı şekli fakat dikdörtgen koordinatlar yerine silindirik koordinatlar kullanılmaktadır. Bu renk aralığında L*, L*a*b renk aralığındaki gibi rengin açıklık veya koyuluk miktarını temsil eder; c* kromayı ve h ise hue açısını gösterir. Chroma c*'nin değeri merkezde 0'dır ve merkezden uzaklığa göre artış gösterir. Hue açısı h, +a* düzleminden başlar ve derece olarak tanımlanır. 0º +a* (kırmızı) iken, 90º +b* (sarı)'dır, 180º -a* (yeşil) iken, 270º -b* (mavi)'dir (122).

2.7.4 Renk Ölçüm Yöntemleri

2.7.4.1. Görsel ölçüm

Görsel ölçüm için kullanılan basit yöntemler vardır. Örneğin ölçüm yapan kişi, örnekleri birbirleriyle karşılaştırarak, birbirine göre renk tonu veya miktarı açısından sıralama yapılabilir (118,132). Diğer bir yöntem de kişinin belli bir renk skalası yardımıyla karşılaştırarak ölçüm yapmasıdır (118,121,132-134). Görsel ölçümde, ölçüm yapılan ortamın aydınlatma tipi, ağız ortamının kuru olması veya çok ıslak olması, ölçüm yapan kişinin psikolojik durumu, karşılaştırma yapılan skalanın güvenilirliği, yaşı, görme kusurları, renk ayırt etme kusurları görsel ölçüm yapılırken hataya sebep olabilecek etkenler arasındadır (135).

2.7.4.2. Cihaz kullanılarak yapılan ölçüm

Dental materyallerin renk ölçümü kolorimetre ya da spektrofotometre gibi cihazlarla daha güvenilir ve detaylı bir şekilde ölçülebilir (120).

Bu amaçla kullanılan cihazlar:

1) Kolorimetreler

2) Spektroradyometreler

3) Spektrofotometreler

4) Dijital fotoğraf makineleri

2.7.4.2.1. Kolorimetreler

Kolorimetreler, sabit ışık kaynağı ve belirli bir görme açısı kullanarak renk ölçümü yapabilen, sadece tristimulus değerlerini ölçebilen sistemlerdir. İnsan gözü retinasındaki gibi 3 farklı sensör içerirler. Kullanım kolaylığı ve maliyeti yönünden karşılaştırıldığında spektrofotometre ve spektroradyometreye oranla daha avantajlı cihazlardır. Özel başlık ve uçlar cihaza takılarak ağız içerisinde kullanılabilir (122). Tek bir açıyla ve ışık kaynağı altında ölçüm yapılabilmesi tekrarlanan ölçümlerde özelliklerini kaybetmeleri ise dezavantajlarıdır (119).

2.7.4.2.2. Spektroradyometreler

Spektroradyometreler radyometrik değerlerin ölçümünde kullanılırlar ve ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında gerçekleştirebilirler. Kullanım hassasiyeti ve ölçüm açısındaki ufak değişikliklerin bile sonuçlarda büyük sapmalara neden olması bu aletlerin dezavantajlarıdır (119).

2.7.4.2.3. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler ‘çoklu sensör’ adı verilen bir sistemle çalışan ve materyalin yüzey renginin ölçülmesinde en yaygın olarak kullanılan cihazlardır. Çok sayıda dalga boyunda detaylı ölçüm yapabilecek sensör içerir. Spektrofotometre ölçüm yapılan örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa olan oranını ölçerek çalışır ve insan gözünün ayırt edemediği farklılıkları bile tespit edebilen çok sayıda sensör içermektedir. Uzun dönemde, tekrar edilebilen doğru ve ayrıntılı sonuçlar verebilmeleri renk ölçümlerinde tercih edilmelerini sağlamaktadır (119,137).

2.7.4.2.4. Dijital fotoğraf makineleri

Dijital makinelerin gelişimiyle birlikte klinikte kullanım alanları artmıştır. Renk ölçülmesinde dijital kameraların kullanımı yaygınlaşmaktadır. Cisim üzerindeki tüm bölgenin renginin ölçülmesi bu sistemin en olumlu özelliklerinden biridir. Bu sistemde dişlerin görüntüleri standart şartlar altında dijital fotoğraf makinesi ile elde edilerek sonuçlar bilgisayar programları yardımıyla "CIELAB" değerleri cinsinden değerlendirilmektedir (138). Sistem, dijital fotoğraf makinesi, bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen oluşmaktadır (119). Cihaz kullanılarak renk ölçümü yaparken hataya sebebiyet vermemek için cihazın kalibrasyonu doğru bir şekilde yapılmalı ve cihaz doğru şekilde kullanılmalıdır (135).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Mühendilik Fakültesive Malzeme Labarotuvarında ve Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesinde yapılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinlerle ilgili bilgiler Tablo 3.1'de, polimerizasyon öncesi ön ısıtma cihazı ve kullanılan diğer materyallerin özellikleri Tablo 3.2'de özetlenmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozitler ve özellikleri

Türü	Marka ve Üretici Firma	Doldurucu Partikül	Doldurucu Oranı	Organik Matris Bileşimi
Nanofil	Filtek Universal (3M ESPE,St PaulMN,ABD)	Slika,zirkonya,slikazirkonya,iterbiyum triflorür	Ağırlıkça %76,5 Hacimce%58	AUDMA,AFM,diurethane-DMA ve 1,12-dodecane-DMA
Nanohibrit	G-aenial A'Chord (GC Europe, Tokya, Japon)	baryum cam, füme silika	Ağırlıkça %82	Bis-EMA TEGDMA UDMA
Nanohibrit	Neo Spectra ST HV, (Dentsply, Konstans, Germany)	Küresel, önceden polimerize edilmiş SphereTEC dolgu maddeleri,aglomree olmayan baryum cam ve iterbiyum florür.	Ağırlıkça 78–80%	Metakrilat modifiye polisiloksan (organik olarakmodifiye seramik) dimetakrilat , etil-4(dimetilamino) benzoat ve bis(4-metil-fenil)iyodonyum heksaflorofosfat
Nanohibrit	Clearfil Majesty Es-2,(Kuraray Medical Co.,Tokyo, Japonya)	Baryum camı Pre-polimerize organik doldurcular	Ağırlıkça %78, Hacimce %66	Bisfenol A diglisidilmetakrilat (BisGMA), hidrofobik aromatik dimetakrilat, di-kamfırkinon

Tablo 3.2. Ön ısıtma cihazı ve kullanılan materyaller

Materyal Tipi	Ürün Adı	Üretici Firma
Polimerizasyon öncesi ön ısıtma cihazı	Ease it kompozit ısıtıcı	Ronvig, Danimarka
Paralel ışık demeti yayan LED cihazı	Dte LUX E	Woodpecker, China
Bitirme diskleri	Super snap rainbow kit	Shofu INC, Kyoto,Japonya

3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Çalışmamızda kullanılan her bir kompozit grubu için 16 örnek hazırlanmıştır. Bu amaçla; üzerinde 8 mm çapında ve 2 mm derinliğinde silindirik boşluklar olan teflon kalıp hazırlanmıştır.

Çalışmamızda; kullanılacak dört farklı tip kompozit rezin;

I. Nanofil: Filtek Universal (3M ESPE,St Paul MN,ABD)
II. Nanohibrit: G-aenial A'CHORD, (GC, Tokyo, Japan)
III. Nanohibrit: Neo Spectra ST HV, (Dentsply, Konstans, Germany)
IV. Nanohibrit: Clearfil Majesty Esthetic, (Kuraray Noritake Dental Inc.Okay ama, Japan)



Şekil 3.1. Kompozit rezinler



Şekil 3.2. Kompozit ısıtıcı cihaz

Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinler ısıtma işlemi uygulanan ve ısıtma işlemi uygulanmayan gruplar olarak 2 ye ayrılmıştır. Polimerizasyon öncesi ön ısıtma işlemi uygulanacak olan örnekler teflon kalıba taşınmadan önce kompozit rezinin bulunduğu tüp Ease it (Şekil 3.3) cihazına yerleştirilerek 50 °C ye kadar ısıtıldı. Isıtılmamış gruptaki örnekler oda sıcaklığında bekletildi ve polimerizasyon öncesi herhangi bir ısıtma işlemi uygulanmadı.



Şekil 3.3. Kompozit rezinlerin polimerizasyon öncesi ısıtma cihazındaki görüntüsü

Daha sonra teflon kalıbın alt yüzeyini kapatmak için boşlukları tam örtüleyecek şekilde şeffaf bant yerleştirilmiş ve siman camı üzerine teflon kalıp sabitlenerek örneğin tepilebileceği kuyucuk oluşturulmuştur. Kompozit rezin materyalleri yapışmayan ağız spatülü kullanılarak kuyucuğa taşındıktan sonra kompozit rezin üzerine şeffaf bant ve siman camı yerleştirilmiştir. Bu sırada hafif baskı uygulanarak fazla materyalin taşması ve düzgün bir yüzey elde edilmesi sağlanmıştır. Bu işlemi takiben LED ışık cihazı (Woodpecker DTE Lux E) kullanılarak kompozit rezinler üretici firma önerileri doğrultusunda polimerize edilmiştir. Bu işlem esnasında ışık cihazının polimerize edici ucu siman camına temas ettirilerek örneğin merkezine gelecek şekilde yerleştirilmiştir (**Şekil 3.4**).

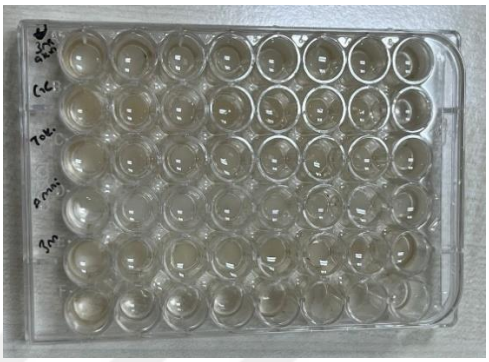


Şekil 3.4. Örneklerin polimerize edilmesi

Hazırlanan örneklerin her iki yüzeyi Shofu Super Snap Rainbow cila diskleri (SHOFU INC, JAPAN) ile polisajlandı. Sistemdeki 4 aşamalı disklerin her rengi sırasıyla ortalama basınçla kalından inceye doğru su soğutması altında 10'ar saniye uygulandı. Ortalama 20.000 rpm hızındaki döner alet kullanıldı. Hazırlanan tüm örnekler distile su içerisinde 37 C'de 24 saat bekletildi.



Şekil 3.5. Örneklerin polisajlanması



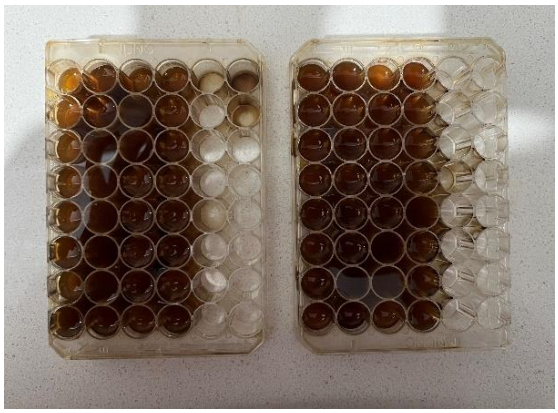
Şekil 3.6. Örneklerin distile suda bekletilmesi

3.2. RENK DEĞİŞİMİNİN ÖLÇÜMÜ

Örneklerin başlangıç renk değerleri Vita Easy- Shade dijital kolorimetre cihazı ile tespit edilip kaydedildi. Ölçümler yapıldıktan sonra örnekler kahve (Nescafe Classic, Bursa, Turkey – 150 mL kaynayan suya 2 gr'lik 1 paket kahve karıştırılarak hazırlandı (pH: 5,50). Kahve karışımının 37 dereceye gelmesi beklendikten sonra kompozit rezinler kahve solüsyonu içerisine yerleştirildi. Daha sonra örnekler hazırlanan kahve solüsyonunda bekletildikten sonra 7. gün ve 30. gün renk ölçümü yapıldı. Çözeltiler günlük olarak değiştirildi ve herhangi bir kalıntıyı gidermek için numuneler yıkandı. 30 gün sonunda çıkarılan örnekler yıkanıp kurulandıktan sonra tekrar dijital kolorimetre cihazı ile renk değerleri tespit edilerek renk farklılıkları (ΔE) hesaplandı. Her ölçümden önce cihaz kullanma talimatına uygun bir şekilde kalibre edilmiş ve ölçümler standart beyaz zemin üzerinde yapılmıştır. Her örnekten 3 kez ölçüm yapılarak ortalama L, a, b değerleri elde edilmiştir. Kompozit örnekler arasındaki ΔE değerleri CIEDE 2000 formülü kullanılarak hesaplanmıştır.



Şekil 3.7. dijital kolorimetre cihazı



Şekil 3.8. Örneklerin kahve solüsyonun bekletilmesi

3.3. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜGÜNÜN ÖLÇÜMÜ

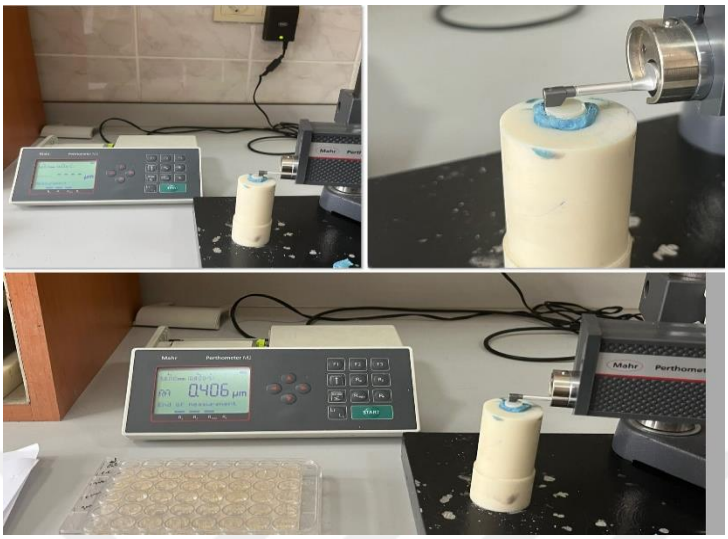
3.3.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Profliometre İle Ölçümü

Araştırmamızda, yüzey pürüzlülüğü analizi için Ankara Üniversitesi Araştırma Laboratuvarında bulunan, hassas ölçüm yapabilen bir cihaz olan profilometre (Perthometer M2, Mahr, Almanya) cihazı kullanıldı. Cihazın kaydeden ucu, belirli bir hızda örneğin yüzeyini tararken, yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı olarak kayıt edici ucun yaptığı dikey hareketler, elektriksel akım farklılıkları oluşturarak yüzey profilini kaydeder ve yüzey topografisiyle ilgili değerler rakamsal olarak elde edilir.

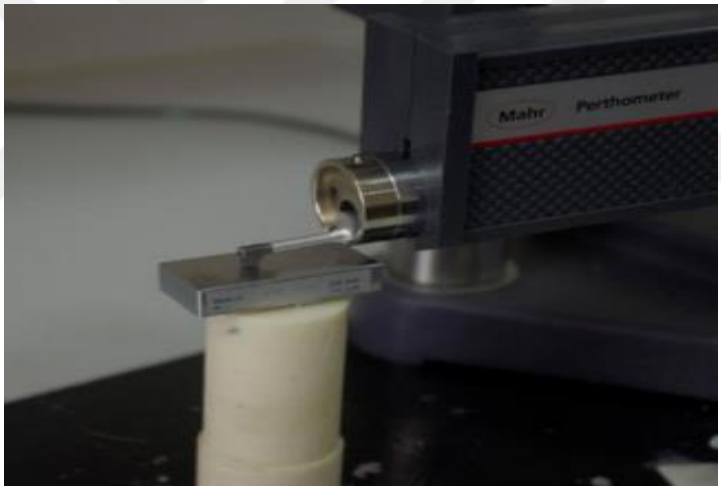
Cihazın önemli teknik özellikleri aşağıda belirtildiği gibidir:

Ölçüm uzunluğu (tracing length) 1,75; 5,5 veya 17,5 mm olarak ayarlanabilir. Ölçüm alanını 1'den 5'e kadar ayırarak (örnekleme uzunluğu/sampling length = n) ölçebilir. Otomatik ölçüm uzunluğuna göre uygun diğer parametreleri ayarlayabilir. Hareketli olarak pick-up kalibrasyon yapılır. Ölçüm dışı olarak alınacak mesafe (cutoff aralığı) 0,25; 0,80 ya da 2,5 mm şeklinde ayarlanabilir. Ra, Rz, Rmax, Rp, Rpm, Rt gibi birçok parametreyi hesaplayabilir. Çalışmamızda ölçüm uzunluğu 5,5 mm olarak ayarlandı. Cut-off değeri ise 0,25 olarak ayarlandı. Her numune örneğinin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini ifade eden Ra değeri kaydedildi. Her 10 ölçümde bir cihaz kalibre edildi. Cihazın kalibrasyonu üretici firmanın talimatları doğrultusunda ve cihazın bir parçası olan kalibrasyon plakası aracılığıyla yapıldı. Kalibrasyonun ardından profilemetrenin okuyucu ucu ile örnek disk arasındaki değme açısı 90 derece olacak şekilde her örnek sırası ile cihazın standart ölçüm tablası üzerine yerleştirildi. Ölçümler

örneklerin merkezinde olmak üzere yapıldı. Her bir örnekten üçer ölçüm yapılarak değerlerin ortalaması alındı.



Şekil 3.9. Profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Almanya)

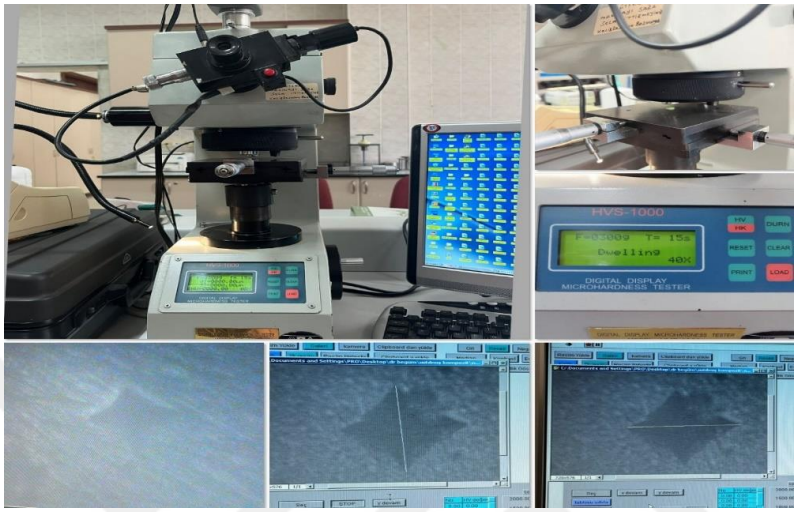


Şekil 3.10. Cihazın kalibrasyon plakası ile kalibre edilmesi

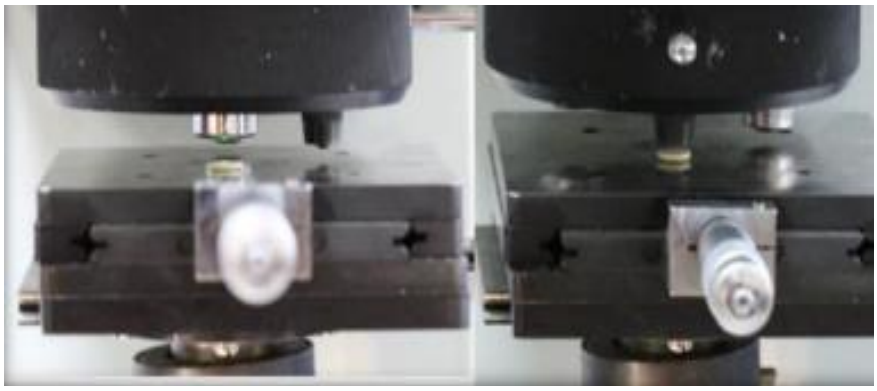
3.4. MİKROSERTLİK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI

Araştırmamızda, materyallerin yüzey sertliği ölçümleri, Ankara Üniversitesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Vickers mikrosertlik cihazı (Digital Display Microhardness Tester HVS-1000, ABD) kullanılarak gerçekleştirildi. Sertliği ölçülecek her örnek ışık mikroskobunun tablası üzerine yerleştirildi. En düşük büyütme ile (x10) ölçüm yapılacak yüzeyin lokalizasyonu belirlendi. Daha sonra x40 büyütme ile Vickers ucun uygulanacağı alan saptandı. Ölçümler Vickers elmas ucun, 300 g (1,961 N) yük ile ve 15 sn süre boyunca uygulanmasıyla gerçekleştirildi. Cihazda bulunan tepe açısı 136o olan kare tabanlı piramit şekilli uç ile bir iz oluşturuldu. Oluşan kare şeklilli iz cihaza eklenmiş

bir mikroskop yardımıyla ölçme ekranına aktarıldı ve ölçüm yapıldı. Vickers uçla oluşturulan izin köşegenlerinin uzunluğuna x40 büyütme ile bakıldı ve ekrandaki yatay çizgiler köşegenlerin iki ucuna yerleştirilerek ölçümler yapıldı. Yüzey sertliği değerleri, köşegenin uzunluk verileri kullanılarak cihaz tarafından otomatik olarak hesaplandı. Hazırlanan örneklerde başlangıç ve kahvede bekletme sonrası 30.gün ölçümleri yapılmıştır.



Şekil 3.11. Vickers mikrosertlik cihazı (Digital Display Microhardness Tester HVS-1000, ABD)



Şekil 3.12. Mikrosertlik cihazının optik ve çizici ucu

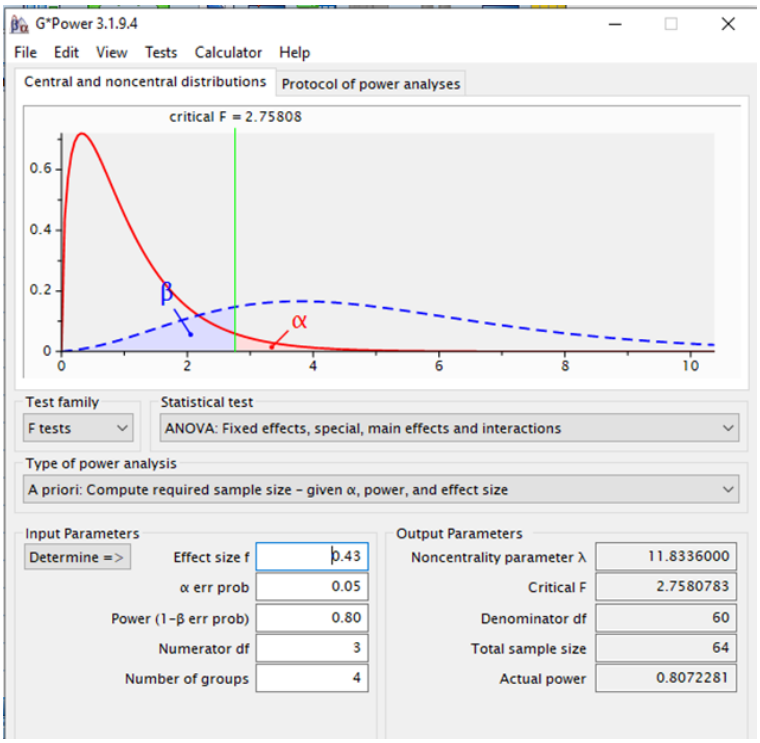
3.5. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) ANALİZİ

Herbir kompozit grubundan örneklerden rastgele biri seçilerek başlangıç ve 30 gün kahvede bekletme sonrası sonunda SEM görüntüleri alındı. Bu işlem akrilik blok üzerindeki belirlenen örneklerden karbon kaplama yöntemiyle 20kV'lik düşük vakum altında farklı büyütme oranlarında (x500, x1000, x5000) yapıldı. Disk şeklindeki örneklerden 30 gün sonunda profilemetreyle yapılan yüzey pürüzlülüğü değerleri ve SEM analizi verileri karşılaştırıldı.

3.6. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS v25 (Statistical Package for Social Sciences) programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken sayısal verilerin normal dağılıp dağılmadığı Kolmogorov Smirnov testi ve varyans homojenliği Levene Testi ile yapılmıştır. Normal dağılım gösteren ($p>0.05$) ve varyans homojenliği varsayımları ($p>0,05$) sağlanmış olup mikro sertlik değerlerinin kompozit ve yöntem türüne göre zaman bakımından değişimleri iki yönlü ANOVA ve genelleştirilmiş doğrusal modeller ile incelenmiştir. Çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni düzeltmesi kullanılmıştır. Analiz sonuçları ortalama ± standart sapma olarak sunuldu. Önem düzeyi $p<0,05$ olarak alındı. Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirildi. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 alınmış $p<0,05$ olması durumunda farklılık olduğu; $p>0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilecektir.

Çalışma için gerekli olan örneklem büyüklüğü G*Power 3.1 programı ile $\beta=0,80$, $\alpha=0,05$ etki büyüklüğü=0,60 alınarak F testi için yapılmış olup her grupta minimum n=8 alınması planlanmıştır. Parametrik olmayan testler için %10'luk ve çalışma dışı kalabilecek durumlar içinde ilave %10'luk örneklem alınması planlanmıştır.



Şekil 3.13. Power analizi ile örneklem büyüklüğünün tespiti

4. BULGULAR

4.1 GRUPLARIN MİKROSERTLİK AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ

Araştırmada örneklerin ısı uygulama yöntemi, zaman ve kullanılan kompozit türüne göre farklılıkları incelenmiş elde edilen sonuçların ortalama değerleri ve gruplar arasındaki farklılıklar Tablo 4.1 ve Tablo 4.2 de verilmiştir.

Tablo 4.1. Kompozit materyallerin mikrosertlik ölçümlerinin aritmetik ortalama değerleri

Zaman	Kompozit türü	Isıtılmış	Isıtılmamış	Ort.
Başlangıç	3m filtek	74,48	70,92	72,7
	GC Achord	75,42	68,39	71,90
	Densply neo	71,94	66,66	69,3
	Kuraray	58,13	56,05	57,09
30.gün	3M filtek	67,98	65,34	66,66
	GC Achord	64,52	60,54	62,53
	Densply Neo	67,62	59,72	63,67
	Kuraray	52,71	50,18	51,44

($p<0,05$)

Tablo 4.2. Kompozit materyallerin kompozit türü,ısı uygulama yöntemi ve zamana bağlı karşılaştırılması

Karşılaştırma	P	İkili Karşılaştırmalar	P
Kompozit	0,000	3m Filtek - Kuraray	0,000
		Dentsply - Kuraray	0,000
		GC Achord – Kuraray	0,000
Yöntem	0,000		
Zaman	0,000		
Kompozit – Zaman	0,030	3m-Filtek GC Achord Dentsply Neo Kuraray	0,000
Kompozit - Yöntem	0,023		

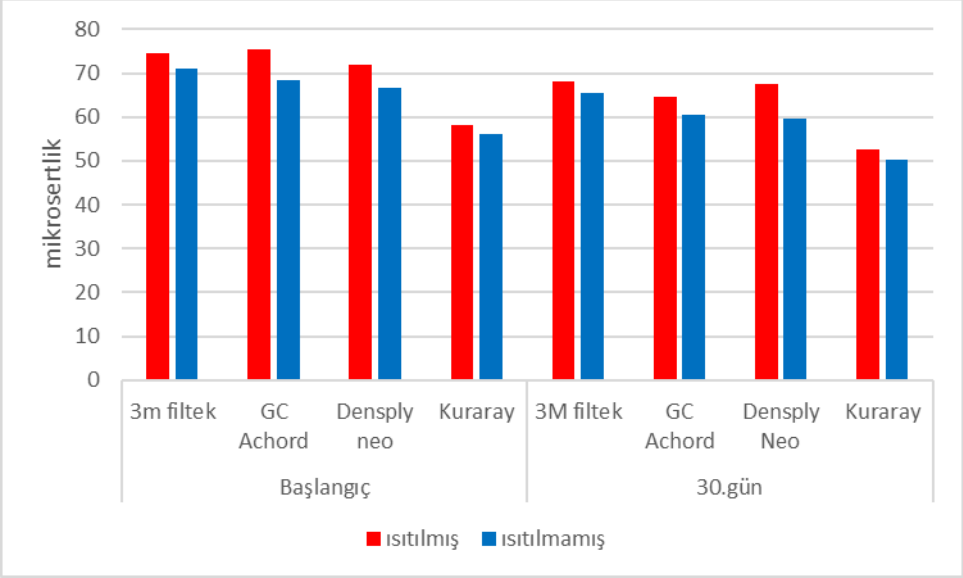
($p<0,05$)

4.1.1. Kompozit Türünün Mikrosertlik Değişimine Etkisi

Tüm kompozit türleri için 30 gün sonra alınan mikrosertlik ortalama değerlerinde başlangıçta alınan mikrosertlik ortalama değerlerine göre istatistiksel olarak farklılık bulunmuş olup daha düşük ortalama değerlere sahiptir. Kuraray kompozit gruplarında mikrosertlik değerleri diğer kompozit gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ve daha düşük ortalama değer göstermiştir.

4.1.2. Yöntemin Mikrosertlik Değişimine Etkisinin Değerlendirilmesi

Kompozit türleri için başlangıç ve 30 gün sonunda alınan mikrosertlik ortalama değerleri ısıtılmamış gruplarda ısıtılmış gruplara göre daha düşük ortalama değerlere sahiptir. GC Achord ve Densply Neo gruplarında ısıtma işlemi uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı sonuç elde edilmiştir ($p<0,05$). 30 Gün sonunda en fazla değişim GC_Achord kompozit türünde meydana gelmiştir (ortalama değişim -9,371). Isı uygulanan ve uygulanmayan gruplara ait başlangıç ve 30 gün sonunda alınan mikrosertlik verileri şekil 4.1 de verilmiştir.



Şekil 4.1. Isı uygulanan ve ısı uygulanmayan kompozit gruplarının mikrosertlik değerlerine ait grafik

4.2. GRUPLARIN RENK DEĞİŞİMİ AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ

Araştırmada örneklerin renk değişimi ısı uygulama yöntemine, zamana ve kullanılan kompozit türüne olan farklılıkları incelenmiş ve elde edilen sonuçların ortalama değerleri ve gruplar arasındaki farklılıklar Tablo 4.3 ve Tablo 4.4 de verilmiştir.

Tablo 4.3. Kompozit materyallerin renk değişimi ölçümlerinin aritmetik ortalama değerleri

Zaman	Kompozit türü	Isıtılmış	Isıtılmamış	Ort.
Başlangıç	3m filtek	3,32	3,57	3,44
	GC Achord	2,01	2,17	2,09
	Densply neo	2,01	2,28	2,14
	Kuraray	2,28	2,57	2,42
30.gün	3M filtek	4,84	4,77	4,81
	GC Achord	3,33	5,33	4,33
	Densply Neo	3,5	3,4	3,45
	Kuraray	2,55	2,57	2,56

($p<0,05$)

Tablo 4.4. Kompozit materyallerin kompozit türü,ısı uygulama yöntemi ve zamana bağlı karşılaştırılması

Karşılaştırma	P	İkili Karşılaştırmalar	P
Kompozit	0,000	3m Filtek-GC Achord	0,002
		3m Filtek-Dentsply	0,000
		3m Filtek-Kuraray	0,003
		GC Achord-Kuraray	0,024
Yöntem	0,041		
Zaman	0,000		
Kompozit – Zaman	0,000	3m-Filtek GC Achord Dentsply Neo	0,000
Kompozit – Yöntem-Zaman	0,007	3m-Filtek GC Achord Dentsply Neo	0,000

($p<0,05$)

Renk değişimi ortalama değerleri üzerine kompozit türünün ($p<0,001$), ısıtma işleminin ($p < 0,041$) ve zamanın ($p < 0,001$) ana etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Faktörler arasında ikili olarak etkileşimlerine baktığımızda kompozit ve zaman etkileşimi ($p<0,001$) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş, zaman-yöntem ($p>0,05$) etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Faktörlerin üçlü olarak etkileşimlerine baktığımızda ise kompozit-yöntem-zaman ($p<0,05$) etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

4.2.1. Kullanılan Kompozit Türünün Renk Değişimine Etkisinin Değerlendirilmesi

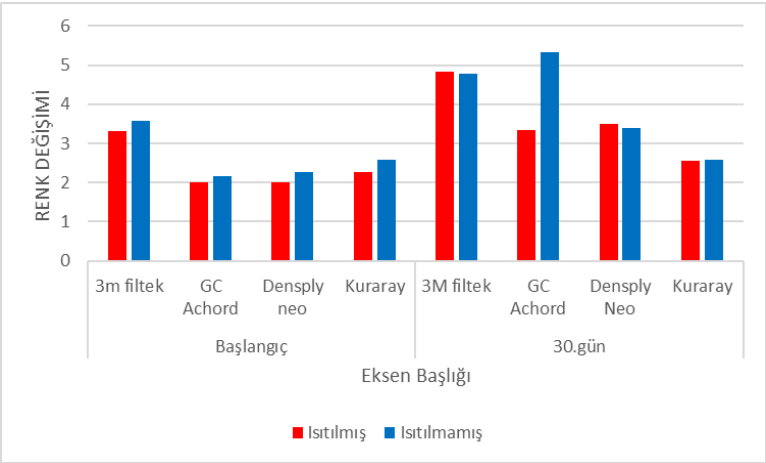
3M Filtek grubuna ait örneklerden 7. Gün ve 30. Gün alınan renk değişim değerleri diğer kompozit gruplarına göre istatistiksel olarak farklılık göstermiş olup daha yüksek renk değişimi ortalama değerlerine sahiptir ($p<0,05$). 30.gün sonunda en az renk değişimine uğrayan kompozit materyali Kuraray olarak tespit edilmiştir.

4.2.2. Zamanın Renk Değişimine Etkisinin Değerlendirilmesi

Tüm kompozit türleri için 30.gün sonunda alınan renk değişimi ortalama değerleri 7.Gün alınan renk değişimi ortalama değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ($p<0,05$) ve daha yüksek ortalama değerlere sahipken kuraray ($p>0,05$) kompozit türünde zamanın etkisi ile 7. Gün ve 30. Gün istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

4.2.3. Yöntemin Renk Değişimine Etkisinin Değerlendirilmesi

Tüm kompozit türleri için 7.gün sonunda alınan renk değişimi ortalama değerleri ısıtma işlemi uygulananlarda istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ve daha düşük ortalama değerlere sahiptir ($p<0,05$). 30.gün sonunda alınan renk değişimi ortalama değerleri 3m Filtek ve Dentsply Neo kompozit grupları için ısıtılmış olan gruplarda daha yüksek renk değişimi ortalama değerlerine sahipken, diğer kompozit türlerinde ısıtılmamış örnekler daha düşük renk değişimi ortalama değerlerine sahiptir. En fazla renk değişimi ısıtma işlemi uygulanmayan GC_Achord kompozit gruplarında meydana gelmiştir (ortalama değişim: -3,162). Isı uygulanan ve uygulanmayan gruplara ait 7.gün ve 30. gün sonunda renk değişimine ait veriler şekil 4.2 de verilmiştir.



Şekil 4.2. Isı uygulanan ve ısı uygulanmayan kompozit gruplarının renk değişimi değerlerine ait grafik

4.3. GRUPLARIN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ

Araştırmada örneklerin yönteme, zamana ve kullanılan kompozit türüne olan farklılıkları incelenmiş ve elde edilen sonuçların istatistiksel özetleri ve gruplar arasındaki farklılıklar Tablo 4.5 ve Tablo 4.6 da verilmiştir.

Tablo 4.5. Kompozit materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin aritmetik ortalama değerleri

Zaman	Kompozit Türü	Isıtılmış	Isıtılmamış	Ort.
Başlangıç	3m filtek	0,231	0,235	0,233
	GC Achord	0,139	0,112	0,13
	Densply neo	0,129	0,113	0,121
	Kuraray	0,18	0,196	0,188
30.gün	3M filtek	0,283	0,386	0,334
	GC Achord	0,192	0,168	0,18
	Densply Neo	0,14	0,145	0,142
	Kuraray	0,216	0,217	0,216

($p<0,05$)

Tablo 4.6. Kompozit materyallerin kompozit türü,ısı uygulama yöntemi ve zamana bağlı karşılaştırılması

Karşılaştırma	P	İkili Karşılaştırmalar	P
Kompozit	0,000	3m Filtek – GC Achord	0,000
		3m Filtek - Dentsply	0,000
		3m Filtek - Kuraray	0,003
		Dentsply – Kuraray	0,015
Yöntem	0,659	-	
Zaman	0,000	-	
Kompozit – Zaman	0,000	3m-Filtek GC Achord	0,000
Kompozit - Yöntem	0,371	-	

($p<0,05$)

Yüzey pürüzlülüğü ortalama değerleri üzerine kompozit türleri ($p<0,001$) ve zamanın ($p<0,001$) ana etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş olup yöntemin ($p>0,05$) yüzey pürüzlülüğüne ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Faktörler arasında ikili olarak etkileşimlerine baktığımızda kompozit ve zaman etkileşimi ($p<0,001$) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş, kompozit-yöntem ($p>0,05$) ve zaman-yöntem ($p>0,05$) etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

4.3.1. Kullanılan Kompozit Tipinin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi

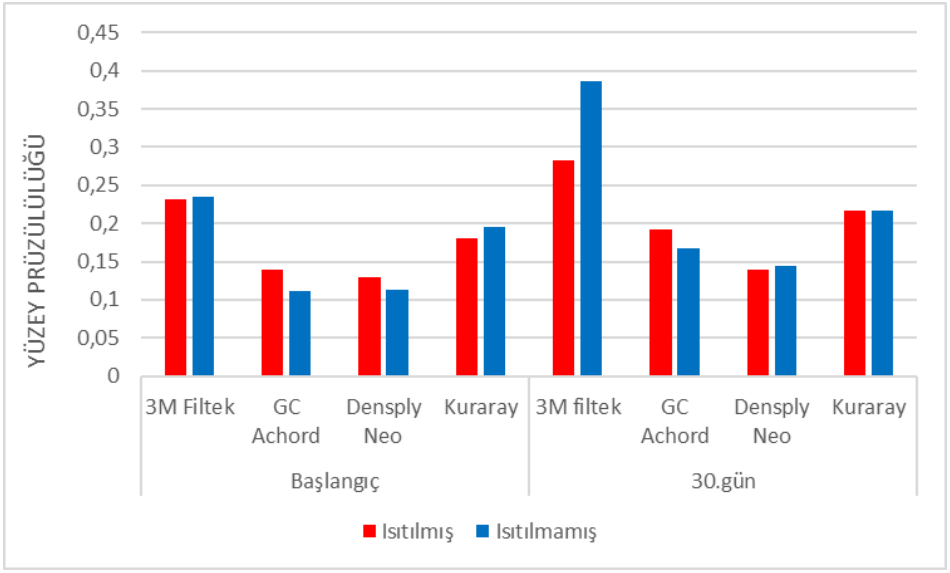
3m Filtek kompozit türüne ait yüzey pürüzlülüğü ortalama değerleri diğer kompozit türleri ortalama değerlerine göre istatistiksel olarak farklılık bulunmuş olup daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ortalama değerlerine sahiptir($p<0,05$). Dentsply Neo kompozit türüne ait yüzey pürüzlülüğü ortalama değerleri Kuraray kompozit türü ortalama değerlerine göre istatistiksel olarak farklılık bulunmuş olup ($p<0,05$) daha düşük yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri göstermiştir.

4.3.2. Zamanın Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi

Tüm kompozit türleri için 30 gün sonra alınan yüzey pürüzlülüğü ortalama değerleri başlangıçta alınan yüzey pürüzlülüğü ortalama değerlerine göre daha yüksek ortalama değerlere sahiptir. 3m Filtek ve GC Achord ($p<0,05$) kompozit türlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Denstply Neo ve Kuraray ($p>0,05$) kompozit türlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır.

4.3.3. Yöntemin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi

Yapılan analiz sonucunda polimerizasyon öncesi ısı uygulama yönteminin yüzey pürüzlülüğü değerlerine anlamlı etkisi olmamıştır ($p>0,05$). Isı uygulanan ve uygulanmayan gruplara ait başlangıç ve 30. gün sonunda yüzey pürüzlülük verileri şekil 4.3 de verilmiştir.

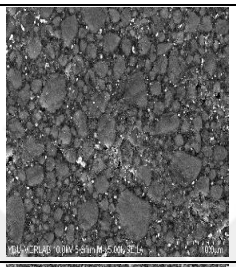
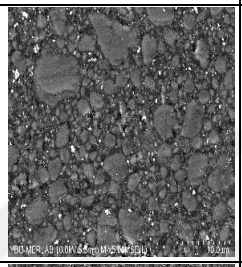
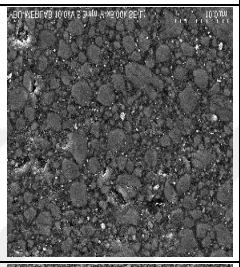
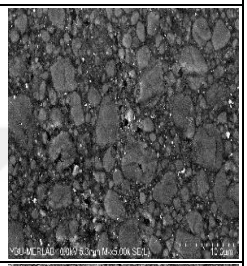
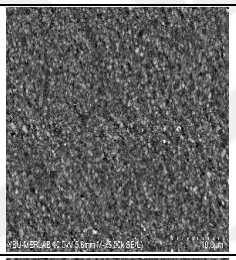
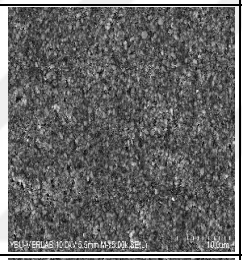
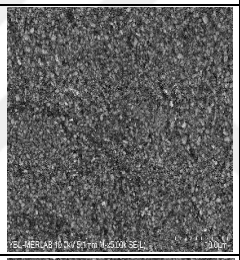
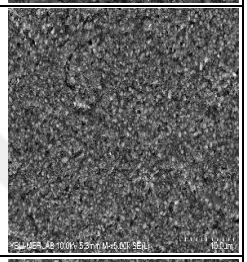
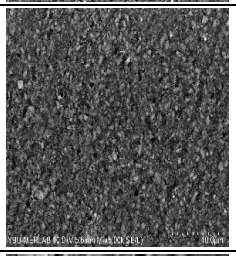
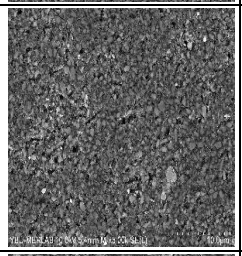
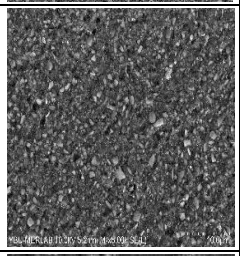
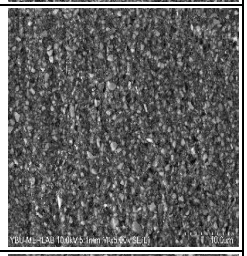
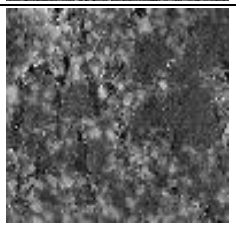
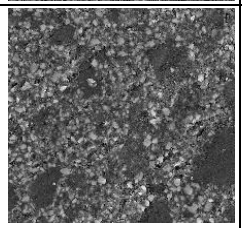
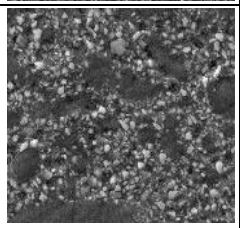
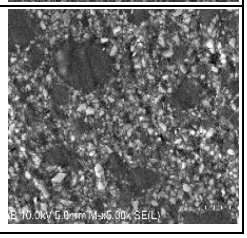


Şekil 4.3. Isı uygulanan ve ısı uygulanmayan kompozit gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait grafik

4.4. GRUPLARIN SEM ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Kompozit gruplarından rastgele seçilen örneklerden başlangıç ve 30. Gün sonunda x5000 büyütme altında analiz yapılmıştır. Elde edilen veriler sonucunda ısıtılan ve ısıtılmayan gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü açısından fark görülmemiştir. Sem analizine ait görüntüler Tablo 4.7 de verilmiştir.

Tablo 4.7. Örneklerin sem analizi görüntüsü

X5000	Başlangıç ısıtılmamış	Başlangıç ısıtılmış	30.gün ısıtılmamış	30.gün ısıtılmış
3M FİLTEK UNİVERSAL				
GC ACHORD				
DENSPLY NEO				
KURARAY				

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliği uygulamalarında yüksek estetiğe sahip kompozit rezinler anterior ve posterior dişlerin restoratif tedavilerinde sıklıkla kullanılmaktadır. Kompozit restorasyonların estetiği; renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü, parlaklık gibi birçok faktörden etkilenmektedir (139-141). Bu restorasyonların sıklıkla tercih edilmesiyle birlikte restorasyonların uzun dönem başarısı için mekanik özellikleri de önem kazanmıştır (142). Kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi için 1980'li yıllarda farklı partikül boyutlarına sahip doldurucular içeren hibrit kompozitler geliştirilmiştir (41). Bu kompozit rezinler oldukça iyi mekanik özelliklere sahiptir ve bu özellikleri mikrosertlik değerleri ile ölçülmektedir (143, 144).

Kompozit rezin yapısını geliştirmek amacıyla partikül büyüklükleri 0,6- 0,7µm'ye kadar indirilerek mikrohibrit kompozitler üretilmiştir. Bu kompozitlerin yapısındaki partiküller daha homojen bir yapı sergilediğinden polisaj işlemleri ile daha yüksek estetik ve fiziksel özelliklere sahip olmuştur (145). Dental materyal teknolojisindeki gelişmeler ve nano teknoloji uygulamalarıyla birlikte kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü 0,001 mikrona kadar düşürülmüş ve nano-dolduruculu kompozitlerin üretilmesine olanak sağlamıştır (32,33). Bu alanda üretilen kompozitler fiziksel ve yapısal özelliklerinden dolayı ön bölge restorasyonları için tercih edilirken, nano-hibrit yapıda üretilen kompozitler hem ön hem de arka grup restorasyonlarda kullanılabilme endikasyonuna sahiptir.Böylece hibrit kompozitlerin üstün mekanik özellikleriyle mikrofil kompozitlerin sahip olduğu estetik özelliklerin bir araya getirilmesi amaçlanmıştır (2, 146). Kompozit rezinler ilk kullanılmaya başladığı dönemlerden günümüze kadar yüksek başarı oranlarıyla formülasyonlarını geliştirmekte ve hekimlere çeşitli kullanım seçeneği sunmaktadır (147).

Kompozit rezinlerin yüzey sertliği, materyalin klinik başarısını etkileyen önemli mekanik özelliklerdendir. Kalıcı yüzey değişikliğine karşı direnç olarak tanımlanan sertlik (90), materyalin yüzeyin çiziklere karsı direnci ile ilişkilidir. Ayrıca sertlik, materyalin polimerizasyon derinliği derecesininde bir göstergesidir. İnorganik doldurucuların hacimsel oranı, kompozit rezinin yapısal kompozisyonu, rezin ve polimerizasyon derecesi restoratif materyallerin sertliklerini etkileyen başlıca faktörlerdir (148). Rezinler içindeki metakrilat monomerlerinin polimerizasyonu oldukça yüksek çapraz bağlı yapılara yol açar. Bir

monomer kompozisyonu için çift bağların dönüşüm derecesi, sonuç polimerin basma dayanımı, aşınma ve sertlik gibi fiziksel ve mekanik özelliklerinin belirleyicisidir (94).

Sertlik testleri; yöntemin nispeten kolaylığı ve elde edilen sonuçların güvenilirliği nedeniyle; polimerizasyonun değerlendirilmesi için popüler bir yöntem olarak görünmekte olup indirekt bir yöntem olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (51,149-152). Yüzey sertliği ölçümlerinde brinell, rockwell, knoop, shore, barcol ve vickers gibi çeşitli ölçüm metotları kullanılabilir (55,86,89).

Çalışmamızda son derece doğru değerler üretebilmesi, kullanılan elmas ucun zamanla bozulmaması, tüm materyaller için kullanılabilir olması ve aynı örnek üzerindeki üst ve alt yüzeylerin ölçülebilmesi gibi avantajlarından dolayı yüzey sertlik değerleri ölçümünde Vickers sertlik ölçüm metodu kullanıldı (89,93,94).

Günümüzde polimerizasyonu görünür ışık ile başlayan kompozit rezinlerde ışığın yapılarında bulunan komforokinonu aktive etmesiyle serbest radikaller ortaya çıkar ve polimerizasyon başlamış olur (54,55). Polimerizasyonu ışık aktivasyonu ile başlayan kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliği ışık kaynağının gücüne, yoğunluğuna, kullanılan ışığın dalga boyuna ve kompozit rezinin ısısına bağlıdır (64). Çalışmamızda kompozit rezinleri polimerize etmek için, yüzeyin her bölgesinde eşit şiddette ışık uygulanmasına olanak sağlamak amacıyla, paralel ışık demeti çıkışına sahip bir LED cihazı kullanıldı. Bu şekilde yüzeyin her noktasında eşit polimerizasyon sağlanması amaçlanmıştır.

İn vitro koşullarda, restoratif materyallerin mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin yapılabilmesi için materyallerin standart boyutlarda diskler şeklinde hazırlanması gerekmekte, bu amaçla genellikle standart kalıplar kullanılmaktadır (153,154). Dental materyallerin yüzey özelliklerinin incelendiği in vitro çalışmalarda örneklerin hazırlanması amacıyla plastik, metal ve teflon gibi çeşitli materyallerden üretilen farklı boyutlarda standart kalıplar kullanılmıştır (155).

Bizim çalışmamızda örnek hazırlanmasında önceden hazırlanmış teflon kalıplar tercih edilmiştir.

Çalışmalarda kalıplardaki materyallerin fazlalıklarının giderilmesi için siman camı yardımıyla hafif kuvvet uygulanması sıkça kullanılan yöntemlerdendir. Bununla birlikte siman camının materyalle temasını önlemek için araya şeffaf bant yerleştirilmesi

önerilmektedir (156,157). Çalışmamızda disk şeklinde örnekler hazırlarken siman camı ile materyal arasına şeffaf bant yerleştirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda kompozit rezin materyallerinin polimerize edilmeleri sonrasında en düşük pürüzlülük değerine şeffaf strip bant kullanılarak ulaşıldığı bildirilmiştir (158,159). Fakat şeffaf bant kullanılarak bitimi yapılan restorasyonların en üst tabakasında oksijen inhibisyon tabakası varlığından dolayı, oluşan tabakanın materyalin yüzey sertliğini düşürdüğü mekanik özelliklerini deforme ettiği ve restorasyonlarda renkleşmeye neden olduğu;bu sebepten dolayı ortamdan uzaklaştırılması gerektiği vurgulanmıştır. Bu tabakayı ortamdan uzaklaştırmak için ise bitirme ve cila işlemleri gerekmektedir (156,160).

Bizim çalışmamızda örneklerin polisajı için Shofu Super Snap Rainbow cila diskleri (SHOFU INC,JAPAN) kullanılmıştır ve örneklerin her iki yüzeyi de polisajlanmıştır.

Kompozit rezin yüzeyinden reaksiyona girmemiş komponentlerin uzaklaşması ve fotopolimerizasyon sonrası polimerizasyonun tamamlanması için örneklerin 24 saat bekletilmesi önerilmiştir (161). Çalışmamızda da bu amaçla örnekler benzer çalışmalarda da olduğu gibi 24 saat distile suda bekletildi ve daha sonra başlangıç yüzey pürüzlülüğü,mikrosertlik ve renk ölçümleri yapılarak kahve solüsyonunda bekletildi (162-164).

Vogel ve ark. yaptıkları çalışmada kompozit rezini kavite içerisine yerleştirmeden önce ısısının arttırılmasının monomerlerin konversiyon derecesine pozitif etkisi olduğunu ve bu işlemin kompozit rezinin mekanik özelliklerini etkileyeceğini göstermişlerdir. Monomerin konversiyon derecesinin artma sebebi; ısı artışıyla birlikte artan monomer hareketi sonucu reaksiyona girmemiş karbon gruplarıyla başlatıcı ajanın artmış temasıdır (165).

Kompozit rezinlere polimerizasyon öncesi ısı uygulamanın meydana getirdiği pozitif etkileri çalışmamızda test etmek için; ışıkla polimerizasyon öncesinde kullandığımız rezinleri Ronvig-ease-it ısıtma cihazıyla; 50 C°ye kadar ısıtıldı. Kontrol grubundaki örnekler ise oda sıcaklığında polimerize edildi.

Awliya ve ark. mikrohibrid kompozit rezini üç farklı sıcaklık derecesinde (5°C, 25°C ve 37°C) ve üç farklı ışık uygulama metodu (halojen lamba LED ve soft-start

polimerizasyon) kullanarak polimerize ettikleri çalışmalarında sertlik değerlerinde meydana gelen değişimi incelemişler ve buz dolabında bekletilerek 5°C'ye soğutulan gruplarla diğer grupların sertlik değerleri arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bulmuşlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre polimerizasyon öncesi oda sıcaklığında bekletilen gruplar ve polimerizasyon öncesi 37°C'ye kadar ısıtılan gruplar 5°C'de polimerize edilen gruplardan daha sert yüzeylere sahiptir (166).

Jafarzadeh Kashi ve ark. üç farklı sıcaklık derecesinde (21˚C, 37˚C, 54˚C) üç farklı nanohibrit kompozit rezin ısının mikrosertlik değerlerinde meydana gelen değişimlerini inceledikleri çalışmalarında artan ısı ile birlikte kompozit rezinlerin mikrosertlik değerlerinde artış olduğu sonucuna varmışlardır (167).

Çalışmamızın sonuçları Awliya ve ark ve Jafarzadeh Kashi ve ark yaptıkları çalışmalar ile uyumludur. Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz verilerin analizi neticesinde polimerizasyon öncesi ısı uygulanan gruplar ile polimerizasyon öncesi ısı uygulanmayan ve oda sıcaklığında polimerize edilen grupların sertlik değerlerinin istatistiksel olarak birbirinden farklıydı. Tüm kompozit türleri için başlangıçta ve 30.gün sonunda alınan mikrosertlik ortalama değerleri ısıtılmamış olan olan grupta istatistiksel olarak daha anlamlı ve daha düşük ortalama değerlere sahiptir.

Bu sonuçların aksine Salgado ve ark. polimerizasyon öncesi ısı uygulamasının kompozit rezinlerin marjinal adaptasyonu, konversiyon derecesi ve mekanik özelliklerine olan etkisini inceledikleri çalışmalarında; nanofill dolduruculu kompozit rezini polimerizasyon öncesi 68°C'ye ısıtmışlar sonrasında 20 sn ve 40 sn olmak üzere farklı sürelerde ışık uygulayarak polimerize etmişlerdir. Polimerizasyon öncesi ısı uygulanan grupla oda sıcaklığında polimerize edilen grubun konversiyon derecesi ve polimer içerisinde meydana gelen çapraz bağ miktarı açısından istatistiksel olarak farklılık bulunmamıştır (168). Yazarlar bu sonucu Daronch ve ark. önceden öne sürdüğü kompozit rezinlerin işlenmesi sırasında meydana gelen hızlı ısı düşüşüne bağlamaktadır (66). Daronch ve ark. çalışmalarında 60°C'ye kadar ısıtılan bir kompozitin polimerizasyon öncesi ön ısıtma cihazından alındıktan 40 sn sonra ısısının %35-40 oranında düştüğünü hesaplamışlardır (66).

Bu nedenle çalışmamızda kompozit rezinlerin tüpten alınıp, kuyucuğa tepilmesi, şeffaf bandın ve siman camının yerleştirilmesi bu işlemleri takiben ışık uygulanan ana kadar geçen sürenin 40 sn den daha az bir süre olmasına özen gösterilmiştir.

Kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri kompozit içerisindeki doldurucu partiküllerin miktarı ile yakından ilişkilidir. Yüksek oranda doldurucu partikül içeriğine sahip kompozitler daha az rezin içerdiğinden, daha iyi fiziksel özellikler göstermektedir (169). Doldurucu oranı yüksek kompozitlerde ısısal genleşme katsayısı, su emilim miktarı ve polimerizasyon büzülmesi azalırken, elastisite modülü, çekme dayanımı ve kırılma dayanımının arttığı belirtilmiştir (170).

Bununla birlikte kompozitin monomer yapısı ve polimerizasyon derecesi de yüzey sertliği üzerinde etkili parametrelerdir. Polimerizasyon sonrası reaksiyona katılmayan monomer inorganik doldurucuların materyalin sertliğini direkt olarak etkilemesi nedeniyle sertlikte azalmaya neden olmaktadır (171).

Göztaş ve ark, çalışmalarında bir adet nanofil (3M Filtek Supreme XT) ve dört adet nanohibrit (İvoclar Tetric EvoCeram, Dentsply Ceram X, Voco Grandio, Bisco Ælite Enamel) kompozit rezin kullanarak polisaj sonrası yüzey pürüzlülük ve mikrosertlik değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında kullandıkları kompozit rezinlerin doldurucu içeriklerine göre en yüksek olandan en düşük olana sıralaması; Grandio, Supreme XT, Ceram X, Ælite ve EvoCeram şeklindedir. Ölçülen mikrosertlik değerleri de doldurucu oranına paralellik gösterecek şekilde sonuçlanmıştır; en yüksek doldurucu içeriğine sahip olan kompozit rezin materyal en yüksek sertlik değerlerini göstermiştir (172).

Bu sonuçlarla uyumlu olarak en fazla doldurucu oranına sahip GC Genial Achord (%82) başlangıç mikrosertlik ölçümlerinde yüksek sertlik değerleri göstermiştir. Fakat bu sonuçların aksine bizim çalışmamızda doldurucu oranı en düşük olan 3M Filtek kompozit rezin başlangıç mikrosertlik değerleri Gc Genial Achord kompozit ile benzer sertlik değerleri göstermiştir.

Hatanaka ve ark. hibrit, nanofill, iki adet mikrohibrit olacak şekilde 4 farklı kompozitte %16'lık Karbamid peroksit ile beyazlatma (Whiteness Perfect/FGM) uygulamışlar ve mikrosertliğe etkisini araştırmışlardır. Bu çalışmada nano dolgulu (Filtek Z350) kompoziti daha yüksek sertlik değeri göstermiş ve bunun nedenini kümeleşmiş zirkonya/silika doldurucunun bulunması Vickers sertlik cihazının iğnesine karşı daha

yüksek direnç göstermesine bağlamışlardır (173). Elif ve ark. yaptığı çalışmada buna benzer olarak silika-zirkonya doldurucu içeren Tokuyama Estelite Asteria ve nanofil içerikli Filtek Universal Restorative kompozit rezinin mikrosertliğini en yüksek düzeyde bulmuştur (174).

Bizim çalışmamızda da bu çalışmalarla uyumlu olarak 3m Filtek Universal kompozit rezinin en az doldurucu oranına sahip olup daha fazla mikrosertlik değeri göstermesi slika zirkonya doldurucu içeriğine sahip olmasıyla açıklanabilir.

Demirel ve ark. indirekt ve direkt kompozit rezin materyallerin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, vicker's sertlik değerlerini büyükten küçüğe sırasıyla Belleglass HP > Artglass > Targis olarak bulmuşlardır. Her üç kompozit materyalin doldurucu miktarının benzer olmasına rağmen sertlik değerlerindeki farklılığı polimer matriks içeriklerindeki farklılığa bağlamışlardır (175). Say ve ark. doldurucu partiküllerin polimer matrikse bağlanma derecelerinin sertlik değerlerini etkilediğini vurgulamışlardır (176) .

Bizim çalışmamızda da Kuraray Majesty grubuna ait doldurucu oranı (%78) ile Dentsply Neo grubuna ait doldurucu oranı (79%) biribirne çok yakın olmasına rağmen Kuraray grubuna ait mikrosertlik değerlerinin daha düşük çıkması bu şekilde açıklanabilir.

Örtengren ve ark'nın yaptıkları çalışmada farklı pH'lara sahip solüsyonların, matriksin hidroliz sonucu kompozit rezinin kimyasal yapısını bozduğunu belirtilmiştir (177). Dental kompozitlerin sıvı içerisinde bekletilmeleri sonucu materyalde su emilimi görülmektedir. Bu olay, rezin matriksin yumuşamasına, reaksiyona girmemiş ürünlerin salınımına, monomer yapısının saflığının bozulmasına, doldurucu iyonlarının erimesine ve degradasyona neden olmaktadır. Suda bekletilmeleri ile kompozit rezinlerin degradasyonu artmaktadır. Oluşan bu degradasyon, kompozit rezinin sertlik ve aşınma dayanımı gibi pek çok fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir (178-185). Degradasyon sonucunda; kompozit rezinin yapısındaki, silan- doldurucu partiküller arası bağlanmanın veya doldurucu partiküller -rezin matriks arası bağlanmanın hidrolitik yıkımı meydana gelmektedir. Su hareketinin yoğunluğu boyunca rezin yapısında bir yumuşama olmaktadır (177,186-188).

Bizim çalışmamızda da bu çalışmayla palalel olarak 30 gün kahvede bekletilen tüm örnek gruplarında mikrosertlik de azalma tespit edilmiştir.

E.K Hansen dental kompozitlerin yüzey sertliğinin hem su absorpsiyonundan hem de sulu ortam ile temas süresinden önemli ölçüde etkilenebileceğini belirtmiştir (189). Su emilimi; polimerik matriksin kimyasal yapısı, monomer tipi, çapraz bağlanma yoğunluğu, doldurucu partikül yapısı ve miktarından etkilenmektedir (24). Yapısında hidrofilik gruplar içeren rezinlerin su emme kapasitesinin fazla olacağı bilinmektedir (95,190). Yapısında polar gruplar olan monomerler hidrofilik yapıdadırlar ve su molekülleri tarafından çekilerek H+ bağı oluşturmaya meyillidirler (191). TEGDMA, BisGMA, UDMA gibi monomerler suya afinitesi olan ve hidrofiliteyi arttıran polar gruplar içerirler (192,193). TEGDMA; Bis-GMA ve UDMA'dan daha hidrofiliktir ve yapısında TEGDMA bulunduğunda materyalin su emilimi artmaktadır (194).

Bizim çalışmamızda en yüksek dodurucu oranına sahip GC Achord kompozit rezin 30 gün kahvede bekletilme sonrası en fazla mikrosertlik değişimine sahip olan kompozit rezin olmuştur. Bunu içeriğinde bulunan TEGDMA monomerinin su ile daha fazla etkileşime girerek yüzeyi etkilediğini düşünmekteyiz.

Son yıllarda yapılan çalışmalarda, restorasyonda meydana gelen kabul edilemez orandaki renk değişimi, ön bölge kompozit rezin restorasyonların değiştirilmesindeki en önemli sebeplerinden biri olarak açıklanmıştır (195). Restorasyonların renk değişimi, hastanın beslenme alışkanlıkları, özellikle içecek tüketimi ile doğrudan ilişkili bulunmuştur. Araştırmalarda renklendirici solüsyon olarak çay, kahve, kola, şarap gibi içecekler sıklıkla kullanılmıştır (107,196). Arocha ve ark. çalışmalarında en fazla renk değişikliğinin kırmızı şarap grubunda görüldüğünü, onu sırasıyla kahve ve siyah çayın izlediğini göstermişlerdir (196). Mevcut çalışmamızda ülkemizdeki tüketim alışkanlıkları göz önüne alınarak dış renklenme faktörlerinden biri olan kahve tercih edilmiştir. Kompozit rezinlerde renklenme derecesinin, yetersiz polimerizasyon, su emilimi, kimyasal tepkimeler, beslenme alışkanlıkları, ağız hijyeni ve restorasyonun yüzey pürüzlülüğü gibi birçok faktörden etkilenebileceği bildirilmiştir (197).

Kompozit rezinin dönüşüm derecesi renk stabilitesi için kritiktir (198). Yüksek sıcaklık, malzeme viskozitesini azaltır, reaktif olmayan gruplar ve serbest radikaller arasındaki çarpışma sıklığını ve radikal hareketliliğini arttırır, bu da ek bir polimerizasyon ve daha yüksek bir dönüşüm oranı ile sonuçlanır (64). Düşük bir dönüşüm derecesine sahip polimer, bozunma ürünlerinin oluşumunun artmasını ve ağız ortamından polimer zincirine

solventlerin daha yüksek penetre olmasına sebep olur (24,199). Daha yüksek su absorpsiyonu, dolgu partiküllerinin etrafındaki silanı hidrolize ederek pigment penetrasyonuna ve buna bağlı renk değişimine izin verecek mikro çatlaklara neden olabilir (101). Bu nedenle, önceden ısıtılmış malzemelerin daha yüksek renk stabilitesini, daha yüksek bir dönüşüm derecesine bağlamak mantıklıdır.

Kompozit rezinlerin renk stabiliteleri ve su emilimlerinin solüsyonda bekleme süresiyle ilişkili olduğu yapılan çalışmalarla ortaya konmuştur (200). Yapılan çalışmalarda bir fincan kahvenin ortalama 15 dakikada tüketildiği ve bir kişinin günde 3,2 fincan (800 ml) kahve içtiği bildirilmiştir. Buna bağlı olarak 24 saat, 1 hafta ve 1 ay solüsyonda bekletmenin 1 aylık, 7 aylık ve 2 buçuk yıllık tüketimi simüle ettiği belirtilmiştir (109,110,201,202). Bu veriler göz önüne alındığında çalışmamızda, bir kompozit restorasyonun 2,5 yıllık kahve tüketimine denk gelecek şekilde 1 aylık inceleme yapılmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin renk uyumunun değerlendirilmesinde en sık kullanılan cihaz olan spektrofotometre, görünen spektrum aralığında 1-25 nm aralıklarla objeden yansıyan ışık enerjisinin miktarını ölçmektedir (116). Konvansiyonel tekniklerle ya da insan gözü ile yapılan değerlendirmelerle karşılaştırıldığında, spektrofotometreler %33 artmış doğruluk oranına sahip oldukları ve vakaların %93,3 ünde daha objektif eşleştirme yaptıkları bildirilmiştir (203).

Kurt ve ark., diş hekimliğinde renk tespiti üzerine yaptıkları derlemede; spektrofotometrelerin detaylı ve güvenilir sonuçlar verdiğini görsel yöntemin sübjektif olduğunu belirtmişlerdir (204). Çalışmamızda verilerin daha güvenilir ve detaylı renk analizinin yapılabilmesi için spektrofotometre (VITA Easyshade Advance) kullanıldı.

CIE Lab renk sistemi, ΔE değerinin tespiti için birçok araştırmada tercih edilmekte olup diş hekimliği alanında ve literatürde en sık kullanılan renk ölçüm sistemidir (205). Belirli bir zaman dilimi içerisinde bir materyalde meydana gelen renk değişimlerinin bir gözlemci tarafından algılandığı değerler (ΔE) olarak ifade dilmektedir. Çalışmalarda klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi değerinin ΔE =3,3 olduğu bildirilmiştir (105,11,206).

Yapılan pek çok araştırmada kahvenin klinik olarak kabul edilebilir renk değişikliğine sebep olduğu bildirilirken (ΔE3,3), bazı çalışmalarda ise renklenmenin klinik olarak kabul edilemez olduğu görülmüştür (ΔE>3,3) (83,101). Bu değişkenlik,

çalışmalarda kullanılan solüsyonların hazırlanma ve uygulanma prosedürlerinin farklı olması ile açıklanmaktadır. Bazı çalışmalarda örnekler daldırma süresi boyunca aralıksız solüsyonlarda kalırken (83,101,102,207), bazı çalışmalarda günde belirli saatlerde solüsyonlarda kalmış (103, 208) veya solüsyonlar her gün yenilenmiştir (83,101). Çalışmamız solüsyonların her gün yenilendiği çalışmalarla uyumludur.

Bu araştırmada 7 gün kahve solüsyonunda bekleme sonrası 3M Filtek kompozit rezinine ait ΔE değerleri 3,3 den yüksek değerler göstererek klinik olarak kabul edilemez renk değişimleri gösterirken, Kuraray Majesty ES2 , GC Genial Achord ve Denstply Neo Spectra kompozit rezinlerinin sahip olduğu ΔE değerleri 3,3 den düşük değer göstermiştir. 30 gün kahvede bekletme sonrası Kuraray Majesty ES2 kompozit rezinine ait değerler kritik değer olan 3,3'ün altında değerlere sebep olurken, 3M Filtek Universal,GC Genial Achord ve Denstply Neo Spectra kompozit rezinlerinin sahip olduğu ΔE değerleri 3,3 den yüksek değerler göstererek klinik olarak kabul edilemez renk değişimleri göstermiştir.

Kompozit rezinlerde bulunan inorganik partikül boyutlarının azalmasıyla, renk stabilitesinin arttığı bilgisi literatürde mevcuttur (209,210). Bununla birlikte nano dolduruculu kompozitlerin renk stabilitesi tartışmalı bir konudur. Yapılan bazı araştırmalar, kompozit rezinlerde partikül büyüklüğü azaldıkça, renk değişiminin her zaman azalmayacağını göstermektedir (207,211). Gönülol ve Yılmaz'ın gerçekleştirdiği bir araştırmada daha küçük partiküllü kompozitlerin her zaman daha az renklenme göstermediği ve kompozit rezinlerin renklenmelerinin monomer yapısı, yüzey düzensizlikleri ve doldurucu partikül oranlarıyla da ilgili olduğu bildirilmiştir (212). Awliya ve ark., nano dolduruculu kompozitlerin mikrohibritlere göre daha fazla renk değişimine uğradığını tespit etmişlerdir (213). Nasim ve ark. Nanofil kompozit olan Filtek Z 350'nin düşük renk stabilitesi gösterdiğini ve mikrodoldurucu içeren kompozitin mikrohibritten daha fazla renk değiştirdiğini bildirmişlerdir (103). Yazıcı ve ark. da benzer şekilde 30 gün boyunca çayda bekletilen nano kompozitlerin, mikrohibrit kompozitlere göre daha fazla renklendiğini rapor etmişlerdir (214).

Çalışmamızda ölçülen renk değişim değerleri partikül boyutu ile doğrudan korelasyon göstermedi ve farklı daldırma sürelerinde farklı sonuçlar elde edildi. Sonuçlardaki bu değişkenliğin, kullanılan materyallerin organik içerikleri, partikül büyüklükleri ve doldurucu oranlarındaki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Rezin kompozitlerin renkleşmeye yatkınlıkları rezin matrisin su emilimi ve hidrofilik yapısına bağlıdır. Eğer matris su emiyorsa başka renklendirici sıvıların da emilimi gerçekleşir (101). Su emilimi temel olarak rezin matrise doğrudan abzorpsiyon ile gerçekleşir. Cam doldurucu partiküller su abzorbe etmez; bu nedenle su emilimi miktarı, rezin kompozitin içerdiği rezin miktarına ilave olarak rezin ve doldurucu arasındaki bağlantıya bağlıdır (101, 186). Su emilimi artışı rezin kompozitin ömrünü kısaltırken, genleşmesine ve rezin kompozitin plastik karakter kazanmasına neden olur. Silanın hidrolize olmasıyla mikroçatlaklar belirir ve boyayıcı maddelerin penetrasyonuna ve renklenmeye neden olur (113). Lazzetti ve ark genel olarak hidrofobik materyallerin daha az renk değişimine uğradığını dolayısıyla daha iyi renk stabilitesine sahip olduğunu bildirmişlerdir (96).

Sideridou ve ark araştırmalarında TEGDMA'nın, Bis-GMA, Bis-EMA ve UDMA'ya göre en çok su emilimine neden olan yapı olduğunu bildirmişlerdir (187). Güler ve ark. ise farklı cila işlemleri uyguladıkları ve kahve ile renklendirdikleri kompozit rezinlerde, rezin matriks yapısında TEGDMA olmayan Filtek P60 ve Filtek Z250'nin, TEGDMA içeren Grandio ve Filtek Supreme XT' ye göre daha az renklendiklerini bildirmişlerdir (215).

Çalışmamızda 30.gün sonunda rezin matriks yapısında hidrofobik aromatik dimetakrilatlar içeren nanofil kompozit rezin Clearfil Majesty Es-2, en düşük renk değişimi değerlerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Organik matris yapısında TEGDMA içeren GC Genial Achord en yüksek renk değişimine sahip kompozit rezin olmuştur.Renklenmeye etki eden temel faktörün organik matris yapısındaki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yapılan birçok klinik ve laboratuar çalışmasında kompozit rezinlerin monomer dönüşüm derecesi ile mekanik özelliklerinin ilişkili olduğu ve kimyasal stabilitesini direkt etkilediği bildirilmiştir (216,217). Kompozit rezinlerde dönüşüme uğramamış çift karbon bağları materyalin degredasyona uğramasından sorumludur ve bu durum kompozitin renk stabilitesini azaltmaktadır (24,216). Micali ve Basting yeterli polimerizasyonun ve yüksek dönüşüm derecesinin renk stabilitesini olumlu etkilediğini bildirmişlerdir (199). Mundim ve ark yaptıkları çalışmada polimerizasyon öncesinde 60 °C'ye ısıtılan kompozitlerde 8°C ve 25°C'deki örneklerden daha fazla dönüşüm derecesi elde ettiklerini bildirmişlerdir

(216). Prasanna ve ark kompozitlerin monomer dönüşüm derecesinin foto-aktivasyon öncesi ısıtılması ile önemli oranda arttığını bildirmişlerdir (218).

Bu çalışmada tüm kompozit türleri için 7. Gün sonunda alınan renk değişimi ortalama değerleri ısıtma işlemi uygulanan grupta istatistiksel olarak daha anlamlı ve daha düşük ortalama değerlere sahiptir. Bu sonucun kompozit rezinlerin ıstılması ile daha yüksek dönüşüm derecesi göstermesine bağlı olduğu düşünülmektedir.

Gönülol ve ark, 4 farklı ısıda bekletilen (4ºC, 23 ºC, 37 ºC, 55 ºC) mikrohibrit yapıda bir kompozit rezinin renk değişimini inceledikleri çalışmalarında kompozitte polimerizasyon öncesi ısıtma işlemi uygulanan grupların daha az renk değişimine neden olduğu sonucuna varmışlardır (219). Sousa ve ark, yedi gün kola ve üzüm suyu çözeltilerine daldırıldıktan sonra 68°C'de önceden ısıtılmış kompozitin lekelenmesinde önemli azalma bildirdi (220). Benzer bulgular Borges ve ark yaptığı çalışmalarda da gözlenmiştir (221).

Bu çalışmalarda çıkan sonuçlar bizim çalışmamızla palalellik göstermektedir.

Bu çalışmaların aksine Mundim ve ark., 60 °C'de ön ısıtmadan sonra kompozitin dönüşüm derecesinde bir artış gözlemlenmesine rağmen,ısıtılmış ve ısıtılmamış gruplar arasında renk değişimi açısından avantaj gösterememiştir (216). Al Kheraıf ve ark, nanahibrit ve mikrohibrit kompozitlerle dönüşüm derecesinin renk stabilitesi üzerine etkilerini değerlendirdikleri bir çalışmada nanohibrit kompozit rezin daha yüksek bir dönüşüm derecesine sahip olmasına rağmen daha az renk kararlılığı gösterdi ve dönüşüm derecesiyle renk kararlılığının doğru bir korelasyon göstermeyebileceğini belirtmişlerdir (222). Kahnamuei ve ark, ön ısıtma tekrarının metakrilat ve siloran bazlı kompozit rezinlerin renk stabilitesi üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında artan dönüşüm derecesine rağmen, ısıtılmış çalışma gruplarındaki renk değişiklikleri, ısıtılmamış çalışma gruplarındakinden daha fazlaydı (223).

Dönüşüm derecesi, farklı renklere sahip kompozitler de dahil olmak üzere, kompozitten kompozite değişebilir. Bu çalışmalarla uyumlu olarak 30.gün sonunda 3M Filtek ve Densply Neo Spectra ısıtılmış gruplarına ait renk değişim değerleri ısıtılmamış gruplara kıyasla daha fazladır.

Yüzey pürüzlülüğü bakterilerin tutunmasını etkileyen önemli faktörlerin başında gelmektedir. Yüzey özelliklerinin değişimi çürük oluşumuna, renk değişimine ve

periodontal problemlerin oluşumuna sebep olmakta ve kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünün az olması mikroorganizmaların rezin yüzeyine tutunmasını engellemektedir (224). Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü içeriğindeki monomerlerin tipi, doldurucuların şekli ve boyutu ayrıca polimerizasyonun derinliği etkilemektedir (9,225). Yüzey pürüzlülüğü değerleri 0,3 µm'lik artış ile dil ucuyla farkedilebilmekte ve hasta açısından da rahatsızlık yaratan bir duruma yol açabilmektdir (226). Bu değerlerin 0,2 µm'yi geçmesi plak oluşumu ve bakteri adezyonu oluşma ihtimalini arttırmaktadır (227).

Son zamanlarda kahve,yapay tatlandırıcılı meşrubatlar ve enerji içeceklerinin bileşimlerindeki asit içeriği ve bu içeceklerin oldukça sık tüketilmesi kompozit rezinlerin kimyasal, mekanik ve termal yapılarında bozulmalara sebep olmaktadır (228). Uzun süre ph değeri düşük gıdaların tüketimi diş sert dokularının yumuşamasına ve yüzey özelliklerinin değişmesine yol açmaktadır (9).

Litaratürde asidik karakterdeki içeceklerin kompozit rezinlerin yüzeylerinde bozulmaya sebep olarak materyallerin yüzey pürüzlülüğünün artırdığı bildirilmiştir (229). Bizde çalışmamızda hazırladığımız örnekleri oldukça sık tüketilen Nescafe Classic kahve solüsyonunda 30 gün bekleterek yüzey özelliklerinin değişimini gözlemlemeyi amaçladık.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümünde mekanik profilometre ve optik profilometre gibi nicel ve SEM gibi nitel yöntemler kullanılabilir (230). Mekanik profilometreler, yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesinde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir ve yüzeyin üç farklı bölgesinden ölçüm yapılıp elde edilen verilerin aritmetik ortalamaları alınarak ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değeri elde edilmektedir. Ra değeri yüzey pürüzlülüğünü tanımlamak için kullanılan bir değerdir (231-233). Bu yöntemin en önemli avantajı değerlendirmeden önce örneklerin herhangi bir hazırlık aşamasına gerek olmamasıdır. Bu sayede aynı örnekler tekrar kullanılabilmekte ve çeşitli zaman dilimlerinde tekrar ölçümleri yapılabilmektedir (74). Ra degeri yüzey özelliklerinin belirlenmesinde zayıf bir gösterge olsa da dental materyallerin yüzey topoğrafisinin belirlenmesinde en sık kaydedilen değerdir (9,226,233,234).

Profilometre cihazı ile örnek yüzeyi üzerinde 0.25 mm cut-off değeri ve 5.5 mm izlem yoluna sahip kaydedici bir elmas uç ile örneğin merkezinde olacak şekilde belirli bir

gidiş mesafesinde gezerek yüzeydeki pürüzlülükleri Ra (Roughness average) değerinden kaydederek her örnekten 3'er ölçüm yapılmıştır (235).

SEM, yüzey topografisinin incelenmesi için etkili nitel bir yöntemdir. Materyallerin yüzey yapısını, partikül boyutunu ve bir yüzeyde oluşan çizikleri ve kusurları gözlemlemek için yaygın olarak kullanılır. Ancak örneklerin incelenmeden önce kaplanmasının gerekmesi ve iki boyutlu görüntü vermesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu nedenle pek çok araştırmacı kompozit rezinlerin yüzey yapılarını incelemede birden fazla tekniğin birlikte kullanılmasını önermektedir (236, 237).

Çalısmamızda da iki-boyutlu yüzey profilometre cihazı ve SEM cihazı kullanılarak hem nicel hem nitel veriler elde edilmesi amaçlanmıştır.

Kitchens and Owens'in kahveyle birlikte birkaç içeceğin eroziv etkisini inceledikleri çalışmalarında, kahvenin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı bildirilmiştir (229). Bizim çalışmamızda da kahve solüsyonlarında bekletilen tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğünde artış olmuştur.

Kimyasal ve termal faktörler, kompozit rezinlerin uzun dönem klinik başarısını etkileyen etkenlerin başında gelmektedir. Özellikle kimyasal faktörler kompozit rezin yüzeylerinin bozulma sürecinde önemli rol oynamaktadır (238). Bu süreçte oluşan kimyasal değişim, rezin yüzeylerinde pürüzlülüğe neden olmaktadır (239). Su emilimi ve çözünürlük mekanizmaları sonucunda kompozit rezinlerin polimer matriksi üzerinde meydana gelen olumsuz değişimler zamana bağlı olarak pürüzlülük artışının nedenleri olarak düşünülebilir (24,233).

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü materyalin içeriği ve partikül büyüklüğü ile ilişkilidir. Partikül boyutu büyüdükçe yüzey pürüzlülüğü de artmaktadır (73,240,241). Bilimsel çalışmalarda, rezin içerikli restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün, ilk olarak rezin matrisin aşınmasına bağlı olarak doldurucu partiküllerin çıkıntı şeklinde yüzeyde kalmasına, sonrasında ise doldurucu partiküllerin kopmasıyla yüzeyde oluşan boşluklara bağlı olarak arttığı bildirilmiştir (242-244). Araştırmacılar bu bilgilerle uyumlu olarak partikül boyutları küçük olan materyallerden polisaj sırasında partikül koparılmasıyla, partikül boyutları büyük olanlara kıyasla daha pürüzsüz bir yüzey oluştuğunu rapor etmişlerdir (70, 245).

Bunun aksine Janus ve ark yaptıkları bir çalışmaya göre, rezin kompozit formülasyonunda nanoparçacıkların kullanılmasının, cilalama sonrası yüzey dokularını iyileştirmek için yeterli olmadığı sonucuna varmıştır (231).

Literatürde rezin içerikli restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün partikül boyutunun yanı sıra doldurucu içeriğine, partiküllerin karakteristik özelliklerine, partiküller arası boşluklara, monomer tipine, polimerizasyon derecesine ve doldurucu partiküller ile rezin matriks arasındaki bağın etkinliğine bağlı olduğu bildirilmiştir (246,247).

Erdemir ve ark, çeşitli kompozit rezin restoratif materyalleri üç farklı cila sistemi ile cilaladıktan sonra yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişler ve mikrohibrit ve nanofil kompozitler arasında yüzey pürüzlülüğü açısından önemli bir fark gözlememişlerdir. Parlatmadan sonraki pürüzlülük verileri, incelenen kompozit malzemelerin ağırlığı ve hacmi açısından dolgu içeriği ile iyi bir korelasyon içinde olduğunu bildirmişler ve mikrohibrit kompozitin nanofil bir kompozite eş değer pürüzlülük göstermesinin doldurucu oranın daha fazla olduğuyla ilgili olabileceğini söylemişlerdir (248).

Reis ve ark. doldurucu oranını artırarak daha düşük bir yüzey pürüzlülüğü elde edilebileceğini göstermiştir (72). Yapılan çalışmalarda daha düşük oranda doldurucu oranına sahip kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü yüksek oranda doldurucu içerenlere göre daha yüksek değerler göstermiştir (172,249).

Çalışmamızda doldurucu partikül büyüklüğü ile yüzey pürüzlülüğü arasında ilişki bulunmamıştır. Doldurucu oranı diğer guruplara göre en az olan 3M Filtek Universal kompozit rezini 30.gün sonunda en fazla yüzey pürüzlülüğü değerine sahip rezin olmuştur. Bunun diğer rezinlerden daha düşük doldurucu oranına sahip olmasıyla ilgili olabileceğini düşünmekteyiz.

Yilmaz ve ark yaptıkları bir çalışmada kompozit rezinin monomer yapısında organik matris yapısı içermesinin daha yüksek yüzey pürüzlük değerleri oluşmasında önemli bir etken olduğunu rapor etmişlerdir. Kompozit rezinin monomer yapısında organik matris yapısında TEGDMA içermesi tüm ortam sıcaklıklarında kompozit malzemenin daha yüksek yüzey pürüzlülük değerlerine sahip olmasına katkı sağlamıştır (250,251).

Çalışmamızda Gc Genial Achord kompozit rezinin 30 gün kahvede bekletme sonrası yüzey pürüzlülüğünde anlamlı derecede artış olmuştur. Bu durum monomer

yapısında bulunan TEGDMA'nın hidrolotik bozunma mekanizmasını artıcı bir etki oluşturması ile açıklanabilir.

Isının yüzey pürüzlülüğüne etkisiyle ilgili çalışmalar liatratürde kısıtlıdır. Ali-Atef ve ark. nanofil bir kompozitin (Filtek Z350 XT) yüzey pürüzlülüğüne ısının etkisini araştırdığı çalışmalarında ısıtılmış ve ısıtılmamış gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir fark göstermediğini bulmuşlardır. Ön ısıtma yapılan grubun yüzey pürüzlülük Ra (nm) ortalama değerleri ısıtmasız gruba göre daha yüksek çıkmış ancak aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Mevcut çalışmanın sonuçları, ısıtılmamış ve önceden ısıtılmış nano dolgulu rezin kompoziti arasında yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir fark görülememesini kompozit rezinin içerisinde organik matris içinde önceden sertleştirilmiş silika parçacıklarının düzgün dağılımının, ön ısıtma prosedüründen etkilenmeme nedeniyle olabileceğini söylemişlerdir (252).

Çalışmamız Ali-Atef ve ark yaptıkları çalışmalarla palaleldir. Ön ısıtma uygulanan kompozit rezinlerle ısıtılmamış kompozit rezinler arasında 30.gün sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç çıkmamıştır.

6. SONUÇLAR

Ön ısıtma prosedürürünün kompozit rezinlerde renk değişimi, mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelediğimiz çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Polimerizasyon öncesi ısı uygulanan gruplar başlangıç ve 30.gün ölçümlerinde daha yüksek sertlik değerleri göstermiş en yüksek sertlik değerine sahip grup 3M Filtek kompozit rezinine ait değerler olmuştur.
2. Örneklerin kahve solüsyonunda bekletilmesi 30. Gün sonunda tüm kompozit rezin gruplarının sertlik değerlerinde düşüşe sebep olmuştur. 30. gün sonunda ısı uygulanan gruplar daha yüksek sertlik değerleri göstermiş bu etki GC Achord ve Densply Neo Spectra gruplarında anlamlı bulunmuştur.
3. Tüm kompozit türleri için 7. Gün alınan renk değişimi ortalama değerleri ısıtma işlemi uygulananlarda daha düşük değerler gösterirken 30. Gün alınan renk değişimi değerleri 3M Filtek ve Dentsply Neo Spectra ısıtılmış gruplarında daha yüksek değerlere sahiptir.
4. En fazla renk değişimi değeri GC Achord kompozit rezinin ısıtılmamış gruplarında görülürken Kuraray kompozit rezinine ait tüm örnekler en az renk değişimi değerlerine sahip olmuştur.
5. Polimerizasyon öncesi ısı uygulanması örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerine etki etmemiştir. Tüm zamanlarda Dentsply Neo Spectra grubuna ait örnekler daha düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermiştir.
6. Tüm kompozit grupları için kahvede bekletme sonrası pürüzlülük değerleri artış göstermiş, 3M Filtek ve GC Achord kompozit gruplarında anlamlı farklılık bulunmuştur.
7. Kompozit rezinlere ısıtma uygulaması rezinlere olumsuz etki etmemiş sertlik ve renk değişimi değerlerinde olumlu sonuçlar elde edilmesine katkı sağlamıştır. Bu çalışmanın sonucunda kompozit rezinlere uygulamadan önce ısı uygulaması tavsiye edilir.

7. KAYNAKLAR

1. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi; 2000.

2. Ergücü Z, Türkün LS. Nano kompozitlerin mikrosızıntısında adezivlerin önemi. EÜ Diş Hek Fak Derg 2005; 26: 59-64

3. Tyas MJ. Colour stability of composite resins: a clinical comparison. Aust DentJ 1992; 37: 88-90

4. Yap A. Occlusal contact area (OCA) wear of two new composite restoratives. JOral Rehabil. 2002; 29: 194-200

5. Setcos J, Tarim B, Suzuki S. Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. Quintessence Int 1999; 30: 169-173

6. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. J Esthet Restor Dent 2007; 19:265-275

7. Weitman R, Eames W. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. J Am Dent Assoc 1975; 91: 101-106.

8. Hachiya Y, Iwaku M, Hosoda H. Relation of finish to discoloration of composite resins. J Prosthet Dent 1984; 52: 811-814

9. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. Journal of Material Science:Materials in Medicine 2007; 18: 155-163

10. Powers JM, Sakaguchi RL. Resin Composite Restorative Materials, In:Craig's Restorative Dental Materials. Twelfth Edition ed. Missouri: Mosby; 2006: p 190-212

11. Jandt KD. Atomic force microscopy of biometarials surfaces and interfaces. Surface Science 2001; 491: 303-332

12. Celik, Esra Uzer, Akin Aladağ, L. Şebnem Türkün, and Gökhan Yilmaz. 2011. "Color Changes of Dental Resin Composites before and after Polymerization and Storage in Water." Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.] 23 (3): 179–88.

13. Asmussen, E. 1982. "Factors Affecting the Quantity of Remaining Double Bonds in Restorative Resin Polymers." Scandinavian Journal of Dental Research 90 (6): 490–96.

14. Pearson, G. J., and C. M. Longman. 1989. "Water Sorption and Solubility of Resin-Based Materials Following Inadequate Polymerization by a Visible-Light Curing System." Journal of Oral Rehabilitation 16 (1): 57–61.

15. Freedman G, Krejci I. Warming up composites. Compendium 2004; 25: 371-376

16. M. Daronch FA, Rueggeberg, De Goes MF. Monomer Conversion of Pre heated Composite. J. Dent Res 2005; 84: 663-667

17. Roberson T, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry Fourth Edition ed. Missouri: Mosby Inc; 2002

18. Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L, et al. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. J Oral Rehabil 2004; 31: 1090-101.

19. Wakefield C, Kofford K. Advances in restorative materials Dent Clin North Am 2001; 45: 7-29

20. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. Pediatr Dent 2002; 24: 465-79

21. Bowen, Rafael L. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. 1962; 3,066,112.

22. Dayangaç GB. Kompozit Restorasyonlar. 2. Basım, İstanbul, Quintessence Yayıncılık. 2011; 10-29.

23. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. 12th Ed., Saunders Elsevier. 2013.

24. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. DentMater. 2006; 22: 211-222.

25. Chen MH. Update on dental nanocomposites. Journal of Dental Research 2010;89(6), 549-560.

26. Wilson KS, Antonucci JM. Interphase structure-property relationships in thermoset dimethacrylate nanocomposites. Dent Mater 2006;22(11):995-1001.

27. Sakaguchi RL. In. Sakaguchi RL, Powers JM editors. Craig's restorative dental materials. 13th Ed., Philadelphia Elsevier Mosby. 2012; 161-199.

28. Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV, Kompozit Restorasyonlara Giriş. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. Art and Science of Operative Dentistry. 5th Ed., North Carolina, Güneş Tıp Kitabevi. 2011; 497-524.

29. Roberson TM, Heyman HO, Swift EJ. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. 4th ed Missouri Mosby; 2002

30. Önal B. Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. İzmir: Eüdhf Yayınları, 2001, 47-68

31. Gladwin M., Bagby M. Clinical Aspects of Dental Materials Theory, Practice, and cases. USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2004, 60-72

32. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dentalcomposites. Int. J. Nanotechnology 1: 130-156, 2004

33. Mitra SB., Wu D., Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. JADA 134:1382-1390, 2003

34. Ilie, N., and R. Hickel. 2011. "Resin Composite Restorative Materials." Australian Dental Journal 56 Suppl 1 (June): 59–66.

35.Ure, David, and Jonathan Harris. 2003. "Nanotechnology in Dentistry: Reduction to Practice." Dental Update 30 (1): 10–15.

36. Jung, M., K. Eichelberger, and J. Klimek. 2007. "Surface Geometry of Four Nanofiller and One Hybrid Composite After One-Step and Multiple-Step Polishing." Operative Dentistry 32 (4): 347–55.

37. Xu, H. H. K., M. D. Weir, L. Sun, J. L. Moreau, S. Takagi, L. C. Chow, and J. M. Antonucci. 2009. "Strong Nanocomposites with Ca, PO4, and F Release for Caries Inhibition." Journal of Dental Research 89 (1): 19–28.

38. Hervás-García, Adela, Miguel Angel Martínez-Lozano, Jose Cabanes-Vila, Amaya Barjau-Escribano, and Pablo Fos-Galve. 2006. "Composite Resins. A Review of the Materials and Clinical Indications." Medicina Oral, Patologia Oral Y Cirugia Bucal 11 (2): E215–20

39. Davis, Nicholas. 2003. "A Nanotechnology Composite." The Compendium of Continuing Education in Dentistry 24 (9): 662, 665–67, 669–70.

40. Duke, E. Steven. 2003. "Has Dentistry Moved into the Nanotechnology Era?" The Compendium of Continuing Education in Dentistry 24 (5): 380–82.

41. Altun C. Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler. Gülhane Tıp Derg. 2005;47(1):77–82.

42. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. J Am Dent Assoc.; 131(3); 375-383, 2000

43. Duysak S. (2002). Kondanse Edilebilir Posterior Kompozitler.Ege Ü. Diş Hek. Fak Dergisi. Diş Hastalıkları Ve Tedavisi Anabilim Dalı, 21-22

44. Puckett, A. D., Fitchie, J. G., Kirk, P. C., Gamblin, J. (2007). Direct composite restorative materials.Dent Clin North Am. 51 (3). 659-675

45. Curtis, A. R., Shortall, A. C., Marquis, P. M., Palin, W. M. (2008). Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite.J Dent. 36 (3). 186-193

46. Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift, E. J., Stamatiades, P., Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites.J Am Dent Assoc. 129 (5). 567-577.

47. Summit JB., Hilton TJ., Schwartz RS. (2006). Fundamentalis of Operative Dentistry A Contemporary Approach. 289-339.

48. Ferracane, J. L. (2011). Resin composite--state of the art. Dent Mater. 27 (1). 29-38.

49. Attar, N., Tam, L.E., McComb, D. (2003) Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. J Can Dent Assoc, 69 (8), 516-521

50. Turgut, M., Attar, N., Ölmez, S. (2003) Akışkan ve kondanse edilebilir kompozit rezinler. TDB Derg., 74, 30-32

51. Manhart, J., K. H. Kunzelmann, H. Y. Chen, and R. Hickel. 2000. "Mechanical Properties and Wear Behavior of Light-Cured Packable Composite Resins." Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials 16 (1): 33–40.

52. Attar, N., Yalçın Çakır, F., Gürgan, S. (2010) Kompozit Rezinler. Diş Hekimliği Dergisi, 92, 48-57

53. Leinfelder KF, Lemans JE. Clinical restorative materials and techniques. 3rd ed. Philadelphia: LEA and Febiger Co; 1988: p 309-312

54. Phillips RW. Skinner's science of dental materials. . 9th ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 1991: p 157-235

55. Obrein WJ. Dental materials and their selection. 2nd ed. Chicago: Quintessence Pub.Co; 1997: p 18-114

56. Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. 1l th Ed. St. Louis: Mosby Co.; 2002: p 231-257

57. Taira M, Urabe H, Hirose T, et al. Analysis of photo-initiators in visible-lightcured dental composite resins. J Dent Res 1988; 67: 24-28

58. De Clark SP. Microvvave polymerization of acrylıc resins used in dental protheses. J Prosthet Dent 1987; 57: 650-658

59. Albers HF. Resin polymerization. Adapt Report 1999; 6: 1-6.

60. Çekiç I, Ergün G. Diş hekimliğinde kullanılan görünür ışık kaynakları. GÜ Diş Hek Fak Derg 2007; 24: 131-136

61. Özel E, Soyman M. LED Işık kaynakları. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2003; 13: 13-17

62. Bektaş Ö, Hergüner Ş, Eren D. Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. EÜ Diş hek Fak Derg 2006; 27: 117-124

63. Deb S, Di Silvio L, Mackler HE, Millar BJ. Pre-warming of dental composites. Dent Mater 2011; 27: 51-59

64. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF, Giudici R. Polymerization kinetics of pre-heated composite. J Dent Res 2006; 85: 38-43

65. Reichl FX, Durner J, Hickel R, et al. Uptake, clearance and metabolism of TEGDMA in guinea pigs. Dent Mater 2002; 18: 581-589

66. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, de Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. J Esthet Restor Dent 2006; 18: 340-351

67. Lovell LG, Lu H, Elliott JE, et al. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. Dent Mater 2001; 17: 504-511

68. Lohbauer U, Zinelis S, Rahiotis C, et al. The effect of resin composite preheating on monomer conversion and polymerization shrinkage. Dent Mater 2009; 25: 514-519

69. Sarac D, Sarac SY, Kulunk S, Ural C, Kulunk T. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. J Prosthet Dent 2006;96(1):33-40.

70. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. Dental Materials 2006;22(2),146-165.

71. de Andrade IC, Basting RT, Lima-Arsati YB, do Amaral FL, Rodrigues JA, França FM. Surface roughness evaluation and shade changes of a nanofi lled resin composite after bleaching and immersion in staining solutions. Am J Dent 2011;24:245-9.

72. Reis AF, Giannini M,Lovadino JR, Dias CTS. The effect of six polishing systems on the surface roughness of two packable resinbased composites. Am J Dent 2002;15:193-197.

73. Ryba TM, Dun NWJ, Murchison DF. Surface roughness of various packable composites.Oper Dent 2003;27:243-247.

74. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. Oper Dent 2006;31:39-46.

75. İnan H, Tamam E, Bağiş B. Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerimin yüzey pürüzlülüğü yönünden in vitro incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg 2008;17:171-176.

76. Al-Nazhan S. SEM observations of the attachment of human periodontal ligament fibroblasts to non-demineralized dentin surface in-vitro. Oral Surg Oral Med Oral Pathology Oral Radiol Endod 2004; 97(3):393-397.

77. Babay N. SEM study on the effect of two different demineralization methods with saturated tetracycline hydrochloride on diseased root surfaces. J Contemp Dent Pract 2001;15:25-35.

78. Breschi L, Gobbi P, Falconi M, Ruggeri A Jr, Mazzotti G, Di Lenarda R, Prati C. Effect of dentinal pretreatments on coronal dentin primary carious lesions: a field emission SEM study. Clin Oral Investig 2003;7(3): 140-147

79. Ergün G, Yenisey M. Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. OMÜ Diş Hek Fak Derg 2006;7:73-81.

80. Bassani R, Solaro R, Alderighi M, et al., editors. Nano indentation with AFM. International Conference on Tribology; 2006; Parma, Italy

81. Gadegaard N. Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. Biotech Histochem 2006; 81: 87-97

82. Coşkun A. Nano-Dünyanın Elektronik Gözlüğü Elektron Mikroskobu. Bilim ve Teknik Dergisi Mayıs 2010

83. Okte Z, Villalta P, García-Godoy F, Lu H, Powers JM. (2006). Surface hardness of resin composites after staining and bleaching. Oper Dent, 31(5):623-628.

84. Pamir T, Korkut ZO, Tezel H, Köse T, Özataş F. Aşındırıcılık Derceleri Farklı Beyazlatıcılı Diş Macunlarının Kompozit Rezinlerin Yüzey Pürüzlülüğü Ve Mikrosertliğin Etkilerinin İncelenmesi. Gü Diş Hek Fak Derg 2007;24(2):89-95

85. Seymen F, Gülhan A. Arka grup dişlerde kullanılan çeşitli dolgu materyallerinin yüzey sertliklerinin incelenmesi. İ Ü Diş Hek Fak Derg 1996;30:145-52.

86. Van Noort R. Introduction to dental materials, 2.Baskı, London, England Mosby, Int Pub Ltd. 2002; 96-123.

87. Braga RR, Pfeifer CS, Sakaguchi RC. Testing of dental materials and biomechanics. Sakaguchi RL Powers JM, editors. Craig's restorative dental materials. 13th Ed. Elsevier Mosby 2012;5:83-108.

88. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Kitabevi 1993;225-57.

89. Rawls KL. Mechanical properties of dental materials. In: Anusavice KJ, WB Saunders, St Louis editors. Phillips science of dental materials, 11th Ed., 2003; 69-143.

90. Bayne SC, Y. TJ, Taylor DF. Dental Materials. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. Fourth Edition ed. Missouri: Mosby Inc; 2002: p 134-233

91.Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. Dent Mater 1992; 8: 218-223

92. Pober R. Reporting microhardness data in scientific publications. J Dent Res 1998; 77: 1766

93. Türkün LŞ, Gökay N. Poliasit modifıye kompozit rezin materyallerin aşınma ve sertlik özelliklerinin hibrit bir kompozitle karşılaştırılması. E Ü Diş Hek Fak Derg 2002; 23: 137-143

94. Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. Dent Mater 2003; 19: 493-500

95. Fontes ST, Fernández MR, Moura CM, Meireles SS. Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. J Appl Oral Sci 2009; 17: 388-391.

96. Lazetti G, Burgess JO, Gardiner D, Ripps A. Color stability of fluoride containing restorative materials. Oper Dent 25(6): 520-525, 2000

97. Asmussen E. Factor affecting the color stability of restorative resins. Acta Odontol Scand 1: 11-18, 1983.

98. Ferracane JL, Moser JB, Greener EH. Ultraviolet light induced yellowing of dental restorative resine. J Prosthet Dent 54: 483-487, 1985

99. Gurdal P, Guniz AB, Hakan SB. The effects of mouthrinses on microhardness and color stability of aesthetic materials. J Oral Rehabil 29: 895-901, 2002.

100. Hosoya Y. Five year color changes of light-cured resin composites: influence of light-curing times. Dent Mater 15: 268-74, 1999

101.Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of foodsimulating solutions and surface finish susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. J Dent 33: 389-398, 2005.

102. Ergücü Z, Türkün LS, Aladag A. Color stability of nano-composites polished with one-step system. Oper Dent. 2008;33:413-420

103. Nasim I, Neelakantan P, Sujeer R, Subbarao CV. Color stability of microfilled, microhybrid and nanocomposite resins--an in vitro study. J Dent. 2010;38:137-142

104. Dietchi D, Campanile G Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. Dent Mater 10: 353-62, 1994.

105. Um CH, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. Quint Int, 22(5): 377-86, 1991.

106. Reis FA, Giannini M, Lovadino RJ, Ambrosano MG. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. Dent Mater 19: 12-18, 2003

107. Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. J Am Dent Assoc 2004;135:587-594

108. Turkun, M., Turkun, L.S. (2004) Effect of nonvital bleaching with 10% carbamide peroxide on sealing ability of resin composite restorations. Int Endod J, 37 (1), 52-60.

109. Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. J Prosthet Dent. 2005;2:118-24.

110. Ertaş E, Güler AU, Yücel AC, Köprülü H, Güler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. Dent Mater J. 2006;2:371-6.

111. Xu, H. H. K., J. B. Quinn, and A. A. Giuseppetti. 2004. “Wear and Mechanical Properties of Nano Silica-Fused Whisker Composites.” Journal of Dental Research 83 (12): 930–35

112. Shintani H, Satou J, Satau N, Hayashihara H, Inoue T; Effects of various finishing methods on staining and accumulation of streptococcus mutans hs-6 on composite resins. Dent Mater 1: 225-7, 1985

113. Mair LH. Staining of in vivo subsurface degradation in dental composites with siver nitrate. J Dent Res 25: 520-5, 1991.

114. Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontic. CV. Mosby: 2001

115. Fondriest J. Shade: Matching in Restorative Dentistry. The Science and Strategies. Int J Periodontics Restorative Dent. 23: 467-479, 2003

116. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection 3rd Edition, 24-37, 2002

117. Hecht E. Optics. 4th ed.Reading, MA: Addison-Wesley: 2002.

118. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. J Prosthet Dent 86: 453-457, 2001

119. Paravina RD, Powers JM. Esthetic Color Training in Dentistry. 1st ed. China: Elsevier-Mosby. 2004.

120. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. J Prosthet Dent 80: 642-648, 1998.

121. Derbabian K, Marzola R, Donovan TE, Arcidiacono A. The Science of Communicating the art of esthetic dentistry. Part III: Precise shade communication. J Esthet Restor Dent 13: 154-162, 2001

122. Joiner A. The bleaching of teeth; A Review of the literature; J Dent 34: 412-419, 2006.

123. Monaghan P, Trowbridge T, Lautenschlager E. Composite resin color-change after vital tooth bleaching. J Prosthet Dent 67: 778-81, 1992.

124.Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. J Prosthet Dent 83: 418-423, 2000

125.Fay RM, Servos T, Powers JM. Color of restorative materials after staining and bleaching. Oper Dent 24: 292-6, 1999.

126. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent 56: 35-40, 1986.

127. Greenwall, Linda. 2001. Bleaching Techniques in Restorative Dentistry: An Illustrated Guide. CRC Press.

128. Lee YK, Zawahry ME, Noaman MK, Powers JM. Effect of mouthwash and accelarated aging on the color stability of esthetic restorative materials. Am J Dent 13: 159-161, 2000

129. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. Dent Mater 19: 612-619, 2003

130. Stober T, Gilde H, Lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. Dent Mater 17: 87-94, 2001.

131. Vargas MA, Kirchner HL, Diaz-Arnold AM, Beck VL. Color stability of ionomer and resin composite restoratives. Oper Dent 26: 166-171, 2001.

132. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appereance match by visual observation and clinical colorimetry. J Dent Res 68: 819-822, 1989.

133. Miller L. Esthetic Dentistry development program shade selection. J Esthet Dent 6(2): 47-60, 1994

134. Paravina RD, Powers JM, Fay R. Dental color standards shade tab arrangement. J Esthet Restor Dent 13: 254-263, 2001

135. Wee AG, Managhan P, Johnston WM. Variation in color between intended and matched shade and fabricated shade of dental porcelain. J Prosthet Dent 87: 657-666, 2002.

136. Joiner A. The bleaching of teeth; A Review of the literature; J Dent 34: 412-419, 2006.

137. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. Dent Mater 1-7, 2005

138. Schemehorn B, Gonzales- Cebezas C, Joiner A. A SEM evaluation of a 6% hydrogen peroxide tooth whitening gel on dental materials in vitro. J Dent 32(suppl 1):35-9, 2004

139. Kumari RV, Nagaraj H, Siddaraju K, Poluri R. Evaluation of the effect of surface polishing, oral beverages and food colorants on color stability and surface roughness of nanocomposite resins, 7(7):63, 2015

140. Lainović T, Blažić L, Kukuruzović D, Vilotić M, Ivanišević A, Kakaš D. Effect of diamond paste finishing on surface topography and roughness of dental nanohybrid composites–AFM analysis, 69:945-51, 2014.

141. Rocha RS, Oliveira AC, Caneppele TMF, Bresciani E. Effect of artificial aging protocols on surface gloss of resin composites, 2017

142. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite J. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals, 29(9):e213-e7,2013

143. Poskus LT, Placido E, Cardoso P. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations, 20(8):726-32, 2004.

144. Leal A, Paula A, Ramalho A, Esteves M, Ferreira MM, Carrilho E, et al. Roughness and microhardness of composites after different bleaching techniques, 13(4):381-8, 2015

145. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials, 48(1):3-16, 1998.

146. Swift Jr EJ, Swift Jr E, dentistry r. Nanocomposites, 17(1):3-4, 2005.

147. Larissa Coelho Pires Lopes1 & Raquel Sano Suga Terada1 & Fernanada Midori Tsuzuki2 & Marcelo Giannini2 & Ronaldo Hirata3 Heating and preheating of dental restorative materials—a systematic review , 2020

148. Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, et al. Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2010; 92: 470-478

149. Yap AU, Wang X, Wu X, Chung SM. Comparative hardness and modulus of tooth-colored restoratives: a depth-sensing microindentation study. Biomater 2004; 25: 2179-2185

150. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. J Dent Res 1988; 67: 932-937

151. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci 2002; 110: 471-479

152. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. Oper Dent 2004; 29: 698-704

153. Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ, Van Der Mei HC. Effect of biofilm on the repair bond strengths of composites. *J Dent Res*. 2010;89(12):1476-1481. doi:10.1177/0022034510381395

154. Guler S, Unal M. The Evaluation of Color and Surface Roughness Changes in Resin based Restorative Materials with Different Contents After Waiting in Various Liquids: An SEM and AFM study. *Microsc Res Tech*. 2018;81(12):1422-1433. doi:10.1002/JEMT.23104

155. McCabe JF (John F., Walls A. Applied dental materials. Published online 2008:303. Accessed December22,2021.

156. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing RequestPDF.AccessedMay5,2022.https://www.researchgate.net/publication/11543454_Microhardness_of_resin_composites_polymerized_by_plasma_arc_or_conventional_visible_light_curing

157. Dalı PA, Üniversitesi G, Hekimliği D. Mehmet Bani,* Nurhan Öztaş. *Acta Odontol Turc*. 2013;30(1):13-20.

158. Ereifej NS, Oweis YG, Eliades G. The Effect of Polishing Technique on 3-D Surface Roughness and Gloss of Dental Restorative Resin Composites. *Oper Dent*. 2013;38(1):E9-E20. doi:10.2341/12-122-L

159. Roeder LB PJ. Surface roughness of resin composite prepared by single-use and multi-use diamonds. *Am J Dent*. 2004;Apr;17(2):

160. Anfe TE de A, Caneppele TMF, Agra CM, Vieira GF. Microhardness assessment of different commercial brands of resin composites with different degrees of translucence. *Braz Oral Res*. 2008;22(4):358-363. doi:10.1590/S1806-83242008000400013

161. Ferracane JL, Condon JR. Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater*. 1990;6(4):282-287. doi:10.1016/S0109-5641(05)80012-0

162. Lefever D, Krejci I, Ardu S. Laboratory evaluation of the effect of toothbrushing on surface gloss of resin composites. *undefined*. Published online 2014.

163. Monteiro B, Spohr AM. *Effect of Dentifrices on Roughness of Composites … Monteiro B et Al Original Research Conflicts of Interest: None Source of Support: Nil Surface Roughness of Composite Resins after Simulated Toothbrushing with Different Dentifrices*. Vol 7.; 2015.

164. O'Neill C, Kreplak L, Rueggeberg FA, Labrie D, Shimokawa CAK, Price RB. Effect of tooth brushing on gloss retention and surface roughness of five bulk-fill resin composites. *J Esthet Restor Dent*. 2018;30(1):59-69. doi:10.1111/JERD.12350

165. Vogel K, Rueggeberg FA. Influence of initiator system and temperature on real time double bond conversion. J Dent Res 2003; 82: 110-118

166. Awliya WY. The influence of temperature on the efficacy of polymerization of composite resin. J Contemp Dent Pract 2007; 8: 9-16

167. Effect of Preheating on the Microhardness of Nanohybrid Resin- based Composites Tahereh S. Jafarzadeh Kashi1 , Farinaz Fereidouni1 , Kimia Khoshroo Frontiers in BIOMEDICAL TECHNOLOGIES March 2015, Volume 2, Issue 1

168. Froes Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, et al. Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. Dent Mater 2010; 26: 908-914

169. Ünlü N, Çetin AR, 2008. Kompozit rezin materyallerin iceriklerindeki yeni gelismeler. Turkiye Klinikleri J Dental Sci, 14(3):156-67..

170. Fortin D, Vargas MA, 2000. The spectrum of composites: new techniques and materials. J Am Dent Assoc, 131(Suppl):26-30.

171. Erdemir U, Sancakli HS, Yildiz E, 2012. The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. Eur J Dent, 6(2):198-205.

172. Göztaş Z, Tosun G, Yıldız E, Kahraman K. Nanodoldurucu içeren beş farklı kompozitin yüzey sertliği ve pürüzlülüğü açısından değerlendirilmesi, 1(2):43-8, 2014.

173. Hatanaka GR, Abi-Rached F de O, de Almeida-Júnior AA, Cruz CA dos S. Effect of carbamide peroxide bleaching gel on composite resin flexural strength and microhardness. *Braz Dent J*. 2013;24(3):263-266. doi:10.1590/0103-6440201302155

174. Cumhur VAS, Tez U, Haz O. Yüksek estetiğe sahip kompozitlere uygulanan ev tipi ve tezgah üstü beyazlatma ajanlarinin yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik üzerine etkisi. Published online 2022

175. Demirel F, Saygılı G, Sahmalı S. Comparative mechanical property characterization of three indirect composite resin materials compared with two direct composites. Polym Adv Technol 2003; 14: 380-386

176. Say EC, Civelek A, Nobecourt A, et al. Wear and microhardness of different resin composite materials. Oper Dent 2003; 28: 628-634

177. Örtengen U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE . Water sorption and solubility of dental composite and identification of monomers released in an aqueous environment. J Oral Reh, 28: 1106-1115, 2001.

178. Wongkhantee S, Patanapiradej V, Maneenut C, Tantbriojn D. Effect of acidic food and drink on surface hardness of enamel , dentine, and tooth coloured fiiling materials. J Dent, 34: 214-220, 2006.

179. Martin N, Jedynakiewicz N. Measurement of water sorption in dental composite. Biomaterials, 19: 77-83, 1998.

180. Sideridou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 74: 617-26, 2005

181. Martin N, Jedynakiewicz NM , Fisher AC. Hygroscopic expansion and solubiliy of composite restorative. Dental Materials 19: 77-86, 2003

182. Mohamed Tahir MA, Tan HY, Woo AA, Yap AU. Effects of ph on the microhardness of resin based restoratives materials. Operative Dentistry, 30: 661-666, 2005.

183. Badra VV, Faraoni JJ, Ramos RP, Palma Dibb RG. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composite Operative Dentistry 30: 213-219, 2005.

184. Turssi CP, Hara AT, Serra MC, Rodrigues AL Jr. Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin based restoratives materials. Journal of Oral Rehabilitation, 29: 864-871, 2002.

185. Yap AU, Tan SH, Wee SS, Lee CW, Lim EL, Zeng KY. Chemical degradation of composite restoratives. Journal of Oral Rehabilitation, 28: 1015-1021, 2001

186. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Romeo A, de la Higuera B, Garcia-Godoy F. Sorption and solubility testing of orthodontic bondind cements in different solutions. J Biomed Mater Res, 76: 251-6, 2006

187. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption solubility and modulus of elasticity of light cured dimethacrylate based dental resins. Biomaterials, 24: 655-665, 2003.

188. Marcos G, Draughn RA. In vitro surface degradation of composite by water and thermal cycling. Dental Materials, 2: 193-197, 1986.

189. Hansen EK. After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. *Eur J Oral Sci*. 1983;91(5):406-410. doi:10.1111/J.1600-0722.1983.TB00837.X

190. Burrow MF, Inokoshi S, Tagami J. Water sorption of several bonding resins. Am J Dent 1999;12(6):295-8.

191. Rahim TN, Mohamad D, Akil H, Rahman I. Water sorption characteristics of restorative dental composites immersed in acidic drinks. Dent Mater 2012;28(6):e63- 70.

192. Silva EM, Gonçalves L, Guimarães JG, Poskus LT, Fellows CE. The diffusion kinetics of a nanofilled and a midifilled resin composite immersed in distilled water, artificial saliva, and lactic acid. Clin Oral Investig 2011;15(3):393- 401.

193. Silva EM, Almeida GS, Poskus LT, Guimarães JG. Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite. J Appl Oral Sci 2008;16(2):161-6.

194. Ayatollahi MR, Yahya MY, Karimzadeh A, Nikkhooyifar M, Ayob A. Effects of temperature change and beverage on mechanical and tribological properties of dental restorative composites. Mater Sci Eng.

195. Yara Khalid A,Jameel H, Hani Mohammad N. Color Shift, Color Stability, and Post Polishing Surface Roughness of Esthetic Resin Composites. Materials. 2020;13(6):1376–88

196. Arocha M, Mayoral J, Lefever D, Mercade M, Basilio J, Roig M. Color stability of siloranes versus methacrylate-based composites after immersion in staining solutions. Clin Oral Invest. 2013;17(6):1481–7.

197. Kaizer R, Diesel PG, Mallmann A, Jacques LB. Ageing of silorane-based and methacrylate-based composite resins: effects on translucency. J Dent. 40: 64-71, 2012.

198. Svizeroa NR, Alonso RC, Wang L, Palma-Dibb RG, Atta MT, D'Alpino PH. Kinetic of water diffusion and color stability of a resin composite as a function of the curing tip distance. Mater Res. 2012; 15: 603–10

199. Micali B, Basting RT. Effectiveness of composite resin polymerization using light-emitting diodes (LEDs) or halogen-based light-curing units. Braz Oral Res. 2004;18:266–70.

200. Yap A, Mah M, Lye C, Loh P. Influence of dietary simulating solvents on the hardness of provisional restorative materials. Dent Mater. 2004;20:370–6.

201. AL-Samadani K. Color stability of restorative materials in response to Arabic coffee, Turkish coffee and nescafe. J Contemp Dent Pr. 2013;14:681–890.

202. Darabi F, Seyed-Monir A, Mihandoust S, Maleki D. The effect of preheating of composite resin on its color stability after immersion in tea and coffee solutions: An in-vitro study. J Clin Exp Dent. 2019;11(12):1151–6

203. Jung M, Voit S, Klime K. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. Operative Dentistry.2003;28 (1): 53-59.

204. Kurt M, Bal BT, Bal C Actual Methods of Color Measurement: A Systematic Review Turkiye Klinikleri J Dental Sci 2016;22(2):130-46.

205. Delwin TL, Alvin GW. Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computersimulated teeth. J Dent. 2007; 35:593-9.

206. Brook AH, Smith RN, Lath DJ. The clinical measurement of tooth colour and stain. Int Dent J 2007; 57:324-30

207. Mahajan R, Shenoy V, Sumanthini M, Mahajan H, Walzade P, Mangrolia R. Comparative Evaluation of the Discoloration of Microhybrid and Nanohybrid Composite Resins by Different Beverages: A Spectrophotometric Analysis. J Contemp Dent Pract. 2019;20(2):226–30.

208. İşcan Yapar M, Gül P. Farklı içeceklerde bekletilen siloran ve dimetakrilat esaslı kompozitlerin renk stabilitelerinin karşılaştırılması. Acta Odontol Turc. 2015;32(2):51–6.

209. Congara Kıvrak T, Gokay O. Kompozit Rezinlerin Renk Stabilitesine Etki Eden Faktörler. AÜ Diş Hek Fak Derg. 2018;45(2):105–14.

210. Ozkanoglu S, Akin E. Evaluation of the effect of various beverages on the color stability and microhardness of restorative materials. Niger J Clin Pract. 2020;23(3):322–8

211. Barutcigil C, Yıldız M. Intrinsic and Extrinsic Discoloration of Dimethacrylate and Silorane Based Composites. J Dent. 2012;40:57–63.

212. THE COMPARISON OF COLOR STABILITY OF COMPOSITE RESINS AFTER IMMERSION IN DIFFERENT DRINKS, Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. GÜLER, GÖNÜLOL, YÜCEL, J Dent Fac Atatürk Uni YILMAZ, ERSÖZ Cilt:21, Sayı: 1, Yıl: 2013, Sayfa: 24-29

213. Awliya W, Al-Alwani D, Gashmer E, Al-Mandil H. The effect of commonly used types of coffee on surface microhardness and color stability of resinbased composite restorations. Saudi Dent Journal. 2010;22(4):177–81.

214. Yazici AR, Çelik C, Dayangaç B, Özgünaltay G. Theeffect of curingunitsandstainingsolutions on thecolorstability of resincomposites. OperDent 2007; 32: 616-622

215. Güler AU, Guler E, Yucel AÇ, Ertas E. Effects of polishing procedures on color stability of composite resins. J. Appl. Oral Sci. 17: 108-112, 2009.

216. Mundim FM, Garcia Lda F, Cruvinel DR, Lima FA, Bachmann L, Pires- de-Souza Fde C. Color stability, opacity and degree of conversion of pre-heated composites. J Dent 2011;39:25-29

217. Peutzfeldt A, Asmussen E. Investigations on polymer structure of dental resinous materials. Trans Acad dent mater 2004;18:81-104.

218. Prasanna N, Pallavi Reddy Y, Kavitha S, Lakshmi Narayanan L. Degree of conversion and residual stress of preheated and roomtemperature composites. Indian J Dent Res 2007;18:173-176.

219. Nihan Gönülol, DDS, PhD, Emel Karaman, DDS, PhD Polimerizasyon öncesi ısıtma işleminin kompozit rezinlerde renk değişimine etkisi Cumhuriyet Dent J 2013;16(2):110-115 doi:10.7126/cdj.2013.1813

220. Sousa SEP, Da Costa ES, Borges BCD, De Assunção IV, Dos Santos AJS. Staining Resistance of Preheated Flowable Composites to Drinking Pigmented Beverages. Revista Portuguesa De Estomatologia, Medicina Dentária E Cirurgia Maxilofacial. 2015;56:221-5

221. Borges BCD, Da Costa ES, Sousa SEP, Arrais AB, De Assunção IV, Dos Santos AJS. Preheating Impact on The Colour Change of Pit-And-Fissure Sealants After Immersion in Staining Beverages. IJDSR. 2015;2:64-8

222. Effect of different beverages on the color stability and degree of conversion of nano and microhybrid composites Abdul Aziz Abdullah Al KHERAIF1 , Sayed Saad Bin QASIM1,2, Ravikumar RAMAKRISHNAIAH1 and Ihtesham ur REHMAN2)

223. Effect of preheat repetition on color stability of methacrylate- and silorane-based composite resins Mehdi Abed Kahnamouei ,Sarah Gholizadeh, Sahand Rikhtegaran , Mehdi Daneshpooy,Soodabeh Kimyai,Parnian Alizadeh Oskoee ,Yashar Rezaei)

224. Lepri CP, Palma-Dibb RG. Surface roughness and color change of a composite: influence of beverages and brushing. Dent Mater J 2012; 31: 689-96.

225. Prakki A, Cilli R, Mondelli RFL, Kalachandra S, Pereira JC. Influence of pH environment on polymer based dental material properties. J Dent 2005; 33: 91-8.

226. Yap AU, Mok BY. Effects of professionally applied topical fluorides on surface hardness of compositebased restoratives. Opere Dent 2002; 27: 576-81

227. West NX, Maxwell A, Hughes JA, Parker DM, Newcombe RG, Addy M. A method to measure clinical erosion: the effect of orange juice consumption on erosion of enamel. J Dent 1998; 26: 329-35.

228. Pruthi G, Jain V, Kandpal HC, Mathur VP, Shah N. Effect of bleaching on color change and surface topography of composite restorations. Int J Dent 2010; 22: 1-7.

229. Kitchens M, Owens BM. Effect of carbonated beverages, coffee, sports and high energy drinks, and bottled water on the in vitro erosion characteristics of dental enamel. J Clin Ped Dentist 2007; 31(3): 153-9.

230. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials, 15(2):79-86, 1999.

231. Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O. Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials, 26(5):416-25, 2010.

232.Berastegui E, Canalda C, Brau E, Michel C. Surface roughness of finished composite resins. The Journal of Prosthetic Dentistry 1992;68(5),742-749.

233. Neme AL, Frazier KB, Roeder LB, Debner TL. Effect of prophylacticpolishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials.Operative Dentistry 2002;27 (1),50-58.

234. Türkün LS, Türkün M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. Operative Dentistry 2004a;29 (2), 203- 211.

235. Gönülol N, Yılmaz F. The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. Journal of dentistry 2012;40,64- 70.

236. Schlueter N, Hara A, Shellis RP, Ganss C. Methods for the measurement and characterization of erosion in enamel and dentine. Caries research, 45 Suppl 1:13-23, 2011.

237. Bergmans L, Moisiadis P, Van Meerbeek B, Quirynen M, Lambrechts P. Microscopic observation of bacteria: review highlighting the use of environmental SEM. International endodontic journal, 38(11):775-88, 2005

238. Yap AU, Wattanapayungkul P, Chung SM. Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. Oper Dent 2003; 28: 723-7.

239. Lee YK, Lu H, Oguri M, Powers JM. Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. J Prosthet Dent 2005; 94: 370- 6.

240. Yap AUJ, Mok BYY. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *OperDent*. 2002;27(2):161-166. Accessed May 5, 2022. https://europepmc.org/article/med/11933907

241. Moda MD, Godas AG de L, Fernandes JC, et al. Comparison of different polishing methods on the surface roughness of microhybrid, microfill, and nanofill composite resins. J Investig Clin Dent. 2018;9(1). doi:10.1111/JICD.12287

242. Malavasi CV, Macedo EM, da Costa Souza K, Rego GF, Schneider LFJ, Cavalcante LM. Surface Texture and Optical Properties of Self-Adhering Composite Materials after Toothbrush Abrasion. J Contemp Dent Pract. 2015;16(10):775-782. doi:10.5005/JP-JOURNALS-10024-1756

243. Takahashi R, Jin J, Nikaido T, Tagami J, Hickel R, Kunzelmann KH. Surface characterization of current composites after toothbrush abrasion. *Dent Mater J*. 2013;32(1):75-82. doi:10.4012/DMJ.2012-160

244. Trauth KGS, de Godoi APT, Colucci V, Corona SAM, Catirse ABCEB. The influence of mouthrinses and simulated toothbrushing on the surface roughness of a nanofilled composite resin. *Braz Oral Res*. 2012;26(3):209-214. doi:10.1590/S1806-83242012000300005

245. Salgado VE, Cavalcante LM, Silikas N, Schneider LFJ. The influence of nanoscale inorganic content over optical and surface properties of model composites. *J Dent*. 2013;41(SUPPL.5):e45-e53. doi:10.1016/J.JDENT.2013.05.011

246. Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *J Oral Sci*. 2005;47(1):21-25. doi:10.2334/JOSNUSD.47.21

247. Navimipour EJ, Ajami AA, Oskoee SS, et al. Surface Roughness of Different Composite Resins after Application of 15% Carbamide Peroxide and Brushing with Toothpaste: An In-Vitro Study. *Front Dent*. 2019;16(1):55. doi:10.18502/FID.V16I1.1109

248. Ugur Erdemir a *, Esra Yildiz a , Meltem Mert Eren a , Alev Ozsoy a , Fulya Toksoy Topcu Effects of polishing systems on the surface roughness of tooth-colored materials Journal of Dental Sciences Volume 8, Issue 2, June 2013, Pages 160-169

249. Farklı Bitirme ve Cila Yöntemleri UygulanmışBir Kompozit Rezinin Çeşitli Likitler Karşısında Gösterdiği Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması | Makale | Türkiye Klinikleri. Accessed May 9, 2022. https://www.turkiyeklinikleri.com/article/tr-farkli-bitirme-ve-cila-yontemleri-uygulanmisbir-kompozit-rezinin-cesitli-likitler-karsisindagosterdigi-yuzey-sertlik-degerlerinin-karsilastirilmasi-30997.html

250. Yilmaz, E., and Sadeler R., 2017. Yapay Ağız Sıvısında Termal Çevrimin Kompozit Restoratif Malzemelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkisi. Technological Applied Sciences, 12, 38 -42

251. Farklı Ortam Sıcaklıklarının Kompozit Restoratif Malzemelerin Mekanik Ve Tribolojik Davranışları Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi Efe Çetin YILMAZ Kilis 7 Aralık Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Kilis.)

252. Ali-Atef Elkaffass 1, Radwa-Ibrahim Eltoukhy 2 , Salwa-Abd-Elraof Elnegoly 3 , Salah-Hassab Mahmoud 4 Influence of preheating on mechanical and surface properties of nanofilled resin composites J Clin Exp Dent. 2020;12(5):e494-500