

**T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BULK FILL REZİN DENTAL KOMPOZİTLERİN SPEKTRAL, MEKANİK VE
TERMAL ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

TUÇE HAZAL TEKİN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİYOMÜHENDİSLİK ANABİLİM DALI
BİYOMÜHENDİSLİK PROGRAMI**

**DANIŞMAN
DOÇ.DR. MEHMET BURÇİN PIŞKİN**

İSTANBUL, 2015

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BULKFILL REZİN DENTAL KOMPOZİTLERİN SPEKTRAL, MEKANİK VE
TERMAL ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Tuçe Hazal TEKİN tarafından hazırlanan tez çalışması tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomühendislik Bölümü'nde **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Mehmet Burçin PİŞKİN
Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Doç. Dr. Mehmet Burçin PİŞKİN
Yıldız Teknik Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. Zeynep AKDESTE
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Saadet Kevser PAPUCCUOĞLU
İstanbul Üniversitesi

Bu alışma, Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü' nün 2013-07-04-KAP04 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Günümüzde rezin bazlı kompozitlerin diş renginde olmaları, diş dokularına bağlanabilmeleri, civa içermemeleri ve biyolojik olarak uyumlu olmaları gibi özellikleri sayesinde modern diş hekimliğinde kullanımları giderek artmaktadır. Bununla birlikte kompozit uygulamasının yaygınlaşması, üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olmaları gerekmektedir. Bu sebeple üreticiler ve araştırmacılar yeni nesil gelişmiş özelliklere sahip bulk fill rezin dental kompozitlerinin kullanımının yaygınlaşması için araştırma ve geliştirme çalışmalarına yönelmiştir.

Bu tez çalışmasında bulkfill flow özellikli Surefill SDR ve Xtra Base; bulkfill özellikli Xtrafill ve Quixfill olmak üzere dört farklı ticari dental kompozitin halojen ışığıyla polimerizasyon sonrası termal davranışları, polimerizasyon derecesi ile spektral özellikleri, yüzey ve pürüzlülük özellikleri, mikrosertlik değerleri ve su absorplama özellikleri in vitro olarak incelenmiştir.

Yüksek lisans tez çalışmamda bana her türlü desteği sağlayan ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Doç. Dr. Mehmet Burçin PİŞKİN'e sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Çalışmamın her aşamasında her zaman yardımcı olan ve desteklerinden dolayı değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Aysel KANTÜRK FİGEN'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Tez çalışmamın deneysel kısmında sağladığı destekten dolayı değerli hocam Dr. Dt. Pınar YILMAZ ATALI'ya teşekkür ederim. Çalışmamdaki karakterizasyon analizlerinde yardımcı olan değerli hocam Arş. Gör. Yeliz BAŞARAN'a, değerli çalışma arkadaşlarım Kim. Yük. Müh. Bilge COŞKUNER'e ve Kim.Müh. Koray TAŞÇI'ya teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasına maddi destek sağlayan Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne (2013-07-04-KAP04) teşekkürlerimi sunarım.

Hayatım boyunca her konuda benim yanımda olan, bana her türlü desteği sağlayan kıymetli ailem; babam Süleyman TEKİN'e, annem Ravzata TEKİN'e, ablam Serap Ruken TEKİN'e ve kardeşim Berranur TEKİN'e, çalışmalarım sırasında ve hayatımın her aşamasında sonsuz destekleri için teşekkürlerimi ve sevgilerimi sunarım.

Haziran, 2015

Tuçe Hazal TEKİN

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGE LİSTESİ.....	viii
KISALTMA LİSTESİ.....	ix
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
ÇİZELGE LİSTESİ	xii
ÖZET	xiii
ABSTRACT.....	xiv
BÖLÜM 1	
GİRİŞ.....	1
1.1 Literatür Özeti	1
1.2 Tezin Amacı	2
1.3 Hipotez	3
BÖLÜM 2	
BİYOMALZEMELER VE SINIFLANDIRILMASI	6
2.1 Biyomalzemelerin Sınıflandırılması.....	6
2.1.1 Metalik Biyomalzemeler	7
2.1.2 Seramik Biyomalzemeler.....	9
2.1.3 Polimerik Biyomalzemeler	10
2.1.4 Kompozit Biyomalzemeler	11
BÖLÜM 3	
DENTAL KOMPOZİT REZİNLER.....	12
3.1 Dental Kompozit Resinler ve Genel Özellikleri	12
3.2 Dental Kompozitlerin Yapısı.....	12
3.2.1 Organik Resin Matriks	13
3.2.1.1 Monomerler	13

3.2.1.1.1 Bis-GMA (Bisfenol-A-Glisidilmetakrilat).....	14
3.2.1.1.2 UDMA (Üretan Dimetakrilat).....	14
3.2.1.1.3 TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat).....	14
3.2.1.1.4 Bis-EMA (Bisfenol-A Etilen Glikol Dimetakrilat).....	15
3.2.1.2 Başlatıcı ve Aktivatörler	15
3.2.1.3 İnhibitörler	17
3.2.2 İnorganik Doldurucular	17
3.2.3 Bağlayıcı Ajan	18
3.3 Kompozit Rezınlerin Sınıflandırılması	19
3.3.1 İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine ve Miktarlarına Göre Kompozit Rezınlerin Sınıflandırılması.....	19
3.3.2 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezınlerin Sınıflandırılması	21
3.3.3 Viskozitelerine Göre Kompozit Rezınlerin Sınıflandırılması.....	22
3.4 Dental Kompozit Rezınlerde Kullanılan Işık Kaynakları.....	23
3.4.1 QTH Işık Kaynakları.....	23
3.4.2 LED Işık Kaynakları.....	23
3.4.3 PAC Işık Kaynakları	24
3.4.4 Lazer Işık Kaynakları	24
3.5 Dental Kompozit Rezın Uygulamaları	24

BÖLÜM 4

DENTAL KOMPOZİTLERİN KARAKTERİZASYONU.....	27
4.1 Termal Özelliklerinin Belirlenmesi	27
4.1.1 Diferansiyel Termal Analiz (DTA).....	27
4.1.2 Termogravimetrik Analiz (TG) ve Türevsel Termogravimetri (DTG)	28
4.1.3 Diferansiyel Taramalı Kalorimetri (DSC).....	28
4.2 Spektral Özelliklerin Belirlenmesi	31
4.3 Mikrosertlik Özelliklerinin Belirlenmesi.....	33
4.4 Su Absorpsiyon Özelliklerinin Belirlenmesi.....	36
4.5 Yüzey Özelliklerinin Belirlenmesi	39
4.5.1 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	39
4.5.2 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	41

BÖLÜM 5

DENEYSEL ÇALIŞMALAR	43
5.1 Bulk Fill Rezın Dental Kompozitler	43
5.2 Halojen Işık Kaynağı	45
5.3 Dental Kompozit Örneklerinin Hazırlanması	45
5.3.1 Dental Kompozitlerin Termal Analiz ve Yüzey Özelliklerinin Belirlenmesi İçin Hazırlanması	45
5.3.2 Dental Kompozitlerin Su Absorpsiyonu ve Mikrosertlik Özelliklerinin Belirlenmesi İçin Hazırlanması	47
5.4 Dental Kompozitlerin Termal Özelliklerinin Belirlenmesi.....	47
5.5 Dental Kompozitlerin Spektral Özelliklerinin Belirlenmesi.....	48

5.6	Dental Kompozitlerin Mikrosertliklerinin Belirlenmesi	48
5.7	Dental Kompozitlerin Su absorpsiyon Özelliklerinin Belirlenmesi.....	49
5.8	Dental Kompozitlerin Yüzey Özelliklerinin Belirlenmesi.....	50
BÖLÜM 6		
DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA		52
6.1	Dental Kompozitlerin Termal Özelliklerinin Değerlendirilmesi	52
6.2	Dental Kompozitlerin Spektral Özelliklerin Değerlendirilmesi	57
6.3	Dental Kompozitlerin Mikrosertlik Özelliklerini Değerlendirilmesi	59
6.4	Dental Kompozitlerin Su Absorpsiyon Özelliklerinin Değerlendirilmesi...	60
6.5	Dental Kompozitlerin Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi	61
BÖLÜM 7		
GENEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA		63
KAYNAKLAR		65
ÖZGEÇMİŞ		72

SİMGE LİSTESİ

ΔH	Entalpi
$^{\circ}C$	Santigrat derece
sn	Saniye
$mW.cm^{-2}$	Birim olarak ışık yoğunluğu
μm	Mikrometre
nm	Nanometre
mm	Milimetre
kg	Kilogram
g	Gram
ml	Mililitre
mm^3	Hacim
%	Yüzde
mg	Miligram
grf	Gram-force

KISALTMA LİSTESİ

AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
Bis-GMA	Bisfenol-A-Glisidilmetakrilat
Bis-EMA	Bisfenol-A Etilen Glikol Dimetakrilat
DC	Polimerizasyon Derecesi
DMA	Dinamik Mekanik Analiz
DSC	Diferansiyel Taramalı Kalorimetri
DTA	Diferansiyel Termal Analiz
EGDMA	Etilen Glikol Dimetakrilat
FT-IR	Fourier Transform Infrared Spectroscopy
LED	Light -Emitting Diodes
QTH	Quartz-Tungsten Halojen
QF	Quixfill
PAC	Plazma Ark
TG	Termogravimetrik Analiz
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
Tg	Camsı Geçiş Sıcaklığı
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SiO ₂	Silisyum Dioksit (Silika)
SDR	Surefill SDR
RMS	Root Means Square (Karelerin Ortalamasının Karekökü)
UDMA	Üretan Dimetakrilat
UV	Ultraviyole (Morötesi)
XB	Xtra Base
XF	Xtrafill
VHN	Vickers Hardness Number

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2. 1 Metalik biyomalzemeler	7
Şekil 2. 2 Dental amalgam.....	8
Şekil 2. 3 Seramik biyomalzemeler	10
Şekil 2. 4 Doldurucu tiplerinin karşılaştırılması.....	11
Şekil 3. 1 Kompozit rezinlerin yapısı	13
Şekil 3. 2 Bis-GMA monomerinin kimyasal formülü	14
Şekil 3. 3 UDMA monomerinin kimyasal formülü	14
Şekil 3. 4 TEGDMA monomerinin kimyasal formülü.....	15
Şekil 3. 5 Bis-EMA monomerinin kimyasal formülü.....	15
Şekil 3. 6 İnorganik doldurucuların özelliklerine göre kompozit rezinler	20
Şekil 3. 7 Kavite hazırlanması.....	25
Şekil 3. 8 Kavite hazırlığı izole edilmesi.....	25
Şekil 3. 9 Yapışkan sistem seçimi	25
Şekil 3. 10 Kompozit yerleştirme aşaması	26
Şekil 3. 11 Polimerizasyon ve değerlendirmesi	26
Şekil 3. 12 Yerleştirme ve değerlendirme	26
Şekil 4. 1 Vickers sertlik testi.....	34
Şekil 4. 2 Vickers değerine karşı ışınlama uzaklığı	36
Şekil 4. 3 İki farklı kompozitin SEM görüntüsü.....	40
Şekil 4. 4 AFM çalışma prensibi.....	41
Şekil 4. 5 Dental kompozit rezinlerin AFM ve SEM görüntüsü	42
Şekil 5. 1 Deneysel çalışmalarda kullanılan bulk fill rezin dental kompozitler	43
Şekil 5. 2 YDL-75 halojen ışık kaynağı	45
Şekil 5. 3 Bulk fill rezin dental kompozit numunelerin hazırlanması	46
Şekil 5. 4 Perkin Elmer Pyris Diamond DTA/TG cihazı.....	47
Şekil 5. 5 Perkin Elmer Spectrum One FT-IR cihazı	48
Şekil 5. 6 Microbul-1000D Micro vickers hardness tester cihazı.....	49
Şekil 5. 7 SEM cihazı	50
Şekil 5. 8 AFM cihazı.....	51
Şekil 6. 1 Dental kompozitlerin TG, DTG, DSC eğrileri	53
Şekil 6. 2 Dental kompozitlerin termal bozunma sonrası FT-IR spektrumları	54
Şekil 6. 3 Dental kompozitlerin FT-IR spektrumları	57
Şekil 6. 4 Dental kompozitlerin vickers sertlik değerleri.....	59

Şekil 6. 5 Dental kompozitlerin su absorpsiyonu sürecindeki kütle değişimi.....	60
Şekil 6. 6 Dental kompozitlerin SEM görüntüleri.....	62

ÇİZELGE LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 3. 1 Monomerlerin moleküler ağırlıkları ve viskozite arasındaki bağlantısı.....	13
Çizelge 3. 2 Başlatıcı ve serbest radikal üreten kimyasal reaksiyonları.....	16
Çizelge 3. 3 İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve yüzdeleri.....	21
Çizelge 5. 1 Deneysel çalışmalarda kullanılan dental kompozitlerin genel özellikleri.....	44
Çizelge 6. 1 Dental kompozitlere ait termal bozunma sonuçları.....	52
Çizelge 6. 2 Dental kompozitlerin camsı geçiş sıcaklıkları.....	56
Çizelge 6. 3 Dental kompozitlerin bozunma reaksiyonlarına ait veriler.....	56
Çizelge 6. 4 Dental kompozitlerin dalga boylarına denk gelen fonksiyonel gruplar.....	57
Çizelge 6. 5 Dental kompozitlerin polimerizasyon dereceleri.....	58
Çizelge 6. 6 Dental kompozitlerin 30 gün sonrası hesaplanan değerleri.....	61
Çizelge 6. 7 Dental kompozitlerin SEM ve AFM analiz sonuçları.....	62

**BULK FILL REZİN DENTAL KOMPOZİTLERİN SPEKTRAL, MEKANİK VE
TERMAL ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Tuçe Hazal TEKİN

Biyomühendislik Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Mehmet Burçin PİŞKİN

Bulk fill rezin dental kompozitler minimum işlem kolaylığı, gelişmiş fiziksel ve mekanik özellikleri ile üstün özelliklere sahiptir. Bu tez çalışmasında Surefill SDR, Xtra Base, Xtrafill ve Quixfill bulk fill rezin dental kompozitlerin halojen ışıkla polimerize edildikten sonra termal davranışları, spektral ve yüzey özellikleri, su absorplama ve mikrosertlik özellikleri in vitro incelemesi gerçekleştirilmiştir. Kompozitlerin farklı organik rezin matrisi, inorganik doldurucu ve bağlayıcı ajan içerikleri sebebiyle bozunma sıcaklıkları, kalıntı miktarları ve camsı geçiş sıcaklıkları; partikül boyut dağılımı; polimerizasyon derecesi; mikrosertlik ve su absorplama özelliklerinin değiştiği belirlenmiştir. Dental kompozitlerin; polimerizasyon derecesi yüksek, su absorplaması düşük, mikrosertlik değeri yüksek, yüzey pürüzlülüğü düşük, camsı geçiş sıcaklığı yüksek ve en iyi termal kararlılığa sahip olmaları dental uygulamalar için istenen özelliklerdir. Sonuçta XB kompoziti en yüksek Tg değeri ve en yüksek polimerizasyon derecesine sahiptir. XF kompoziti en yüksek mikrosertlik değerine sahiptir. Tüm kompozitlerde birbirine yakın ve az miktarda su absorplama tespit edilmiştir. Su absorplama ve çözünürlük sonuçlarının ISO 4049 standartlarına klinik olarak uygun olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Bulk fill kompozit, termal analiz, DC, su absorplama, SEM, AFM

**A STUDY OF SPECTRAL, MECHANIC AND THERMAL PROPERTIES OF BULK
FILL RESIN DENTAL COMPOSITES**

Tuçe Hazal TEKİN

Department of Bioengineering

MSc. Thesis

Adviser: Assoc. Prof. Mehmet Burçin PİŞKİN

Bulk fill resin dental composites have excellent features as easy to dispense with minimal handling, improved physical and mechanical characteristics. In this thesis, thermal behaviors, spectral, surface, water sorption and microhardness properties of Surefill SDR, Xtra Base, Xtrafill and, Quixfill bulk fill resin dental composite polymerized by halogen light were studied by in vitro. It is determined that the degradation temperature, residue, glass transition temperature, particle size range, degree of conversion, microhardness and water sorption properties of the composites changed due to their different organic resin matrix, inorganic filler and interphase. Composites should have a high degree of conversion, low water sorption value, high microhardness number, low surface roughness, high glass transition temperature and best thermal stability for dental application. As a result, XB composite has the highest T_g value and degree of conversion. XF composite has the highest microhardness number. Also, all composites have similar and little amount of water sorption value. Consequently, the water sorption and solubility values of all materials are found clinically appropriate according to the ISO 4049 standards.

Keywords: Bulk fill composite, thermal analysis, DC, water absorption, SEM, AFM

1.1 Literatür Özeti

Biyomalzemeler, vücutta fonksiyonları yerine getirmek ve desteklemek amacıyla kullanılan malzemelerdir. Protez diş veya dolgu maddesi olarak kullanılan dental kompozitler biyomalzeme uygulamalarında en geniş uygulama alanına sahip malzemelerdir. Günümüzde, dental uygulamalarda restoratif malzemelerden rezin bazlı dental kompozitler gelişmiş estetik özellikleri, biyouyumlulukları, amalgam gibi ağır metal olan civa içermemeleri ve aşınma dirençleri sayesinde dünya çapında kullanımı artan önemli malzemelerdir. Bununla birlikte birçok dental üretici üstün fiziksel ve mekanik özelliklere sahip bulk fill rezin dental kompozitleri geliştirmişlerdir. Bulk fill rezin dental kompozitler yüksek polimerizasyon derecesi, minimum işlem uygulaması, gelişmiş fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptirler.

Dental kompozitlerde termal özellikler TG, DTG ve DSC eğrileri yardımıyla belirlenmektedir. Dental kompozitin TG/DTG eğrileri bozunma sıcaklığını, bozunma sonrası kalıntı miktarını, reaksiyonların endotermik ve ekzotermik karakteristiklerini saptamak için kullanılmaktadır. DSC eğrileriyle kompozitlerin camsı geçiş sıcaklığı tespit edilmektedir. Camsı geçiş sıcaklığı polimerin fiziksel özellikleri için önemlidir. Camsı geçiş sıcaklığı üzeri ısı işlem mekanik özelliklerin gelişmesine yol açmaktadır.

Dental kompozit malzemelerin FT-IR spektrumunda metakrilat gruplarına ait çift karbon grupları kullanılarak polimerizasyon derecesi hesaplanmaktadır. Dental kompozitlerin uygulanması sırasında polimerizasyon derecesinin yüksek olması gereklidir. Polimerizasyon derecesi artarken reaksiyona katılmayan artık monomer

miktarı azalır ve böylelikle dental kompozitin fiziksel özellikleri gelişme gösterir. Genel olarak ne kadar fazla çift karbon bağı değişimi gerçekleşirse, polimerizasyon o kadar başarılı gerçekleşmiş demektir ve daha iyi mekanik sonuçlar alınmaktadır.

Dental kompozitler sürekli ağız içinde nem ile karşılaşmaktadır. Bu nedenle malzemede artık monomer ve sızabilen bileşen, polimer ağ yapısında veya rezin dolgusunda bozulmalar, malzemenin içine su moleküllerinin alımını içeren su ile alakalı etkileşimlerle karşılaşılabilir. Su absorpsiyonu malzemenin kullanım süresini kısaltmakta ve aşınma direncini, renk stabilitesini, mekanik dayanımını etkilemektedir.

Dental kompozitlerde en önemli mekanik özelliklerden biri mikrosertliktir. Klinik olarak diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin fiziksel ve mekanik özellikleri restorasyonların başarısını doğrudan etkilemektedir. Restoratif malzemeler ağız içerisinde birçok etkiye maruz kalmaktadırlar. Bu etkilere başarılı şekilde karşı koyabilmeleri için yüksek düzeyde sertlik değerlerine sahip olmaları gerekmektedir. Vickers cihazı yardımıyla dental kompozit rezinlerde yüzey sertlik değeri belirlenmektedir.

Dental malzemelerde yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Bu tekniklerden SEM analizi ile dental kompozitlerin yüzey özellikleri incelenirken parçacık boyut dağılımı ile ilgili sayısal veriler elde edilmektedir. Ayrıca, AFM cihazı dental rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu topolojik görüntülenmesini sağlamaktadır.

1.2 Tezin Amacı

Bu tez çalışmasının amacı, Surefill SDR, Xtra Base, Xtrafill ve Quixfil ticari dört farklı bulk fill rezin dental kompozitin halojen ışık kaynağıyla polimerizasyon sonrası termal davranışlarını, spektral özelliklerini, yüzey özelliklerini, mikrosertlik ve su absorplama özelliklerini in vitro olarak incelenmesidir.

Bu amaç doğrultusunda bulk fill rezin dental kompozitlerin camsı geçiş sıcaklıkları, bozunma sıcaklıkları ve kütle kayıplarını içeren termal davranışlarını incelemek için TG, DTG ve DSC eğrileri incelenmiştir. FT-IR cihazı yardımıyla IR absorpsiyon spektrumundan faydalanarak fiziksel ve mekanik özelliklerinin gelişmesini gösteren polimerizasyon derecesi hesaplanmıştır. SEM ve AFM analizleriyle malzemelerin yüzey

özellikleri incelenmiştir. Vickers cihazıyla bulk fill rezin dental kompozitlerin en önemli mekanik özelliklerinden biri olan mikrosertlik değeri ölçülmüştür. Kompozitlerdeki önemli problemlerden biri olan suyu absorbe edip kendi bileşenlerini çevrelerine salmalarındır. Bu nedenle bulk fill rezin dental kompozitlerin belirli zaman aralıklarında su absorplama özellikleri incelenmiştir.

Halojen ışık kaynağıyla polimerize edilen ticari bulk fill rezin dental kompozitlerin çalışmalar sonucunda elde edilen sonuçları, LED ışığıyla polimerize edilen bulk fill rezin dental kompozitlerin özellikleriyle kıyaslanarak, farklı ışık kaynağının malzeme üzerinde etkisinin incelenmesi hedeflenmiştir.

1.3 Hipotez

Bu tez çalışmasında, halojen ışığıyla polimerize edilen bulk fill rezin dental kompozitlerin termal davranışları, polimerizasyon derecesi, mikrosertlik değerleri, su absorplama, yüzey ve pürüzlülük özellikleri belirlenmiştir.

Bulk fill rezin dental kompozitlerin termal analizleri (azot atmosferi, 10 °C.dk⁻¹ ısıtma hızı) sonucunda; DTG eğrisine göre termal bozunma SDR kompozitinde üç adımda, 250.14 °C sıcaklık değeriyle başlayıp, 519.93 °C ile sonlandığı, QF kompozitinin üç adımda, 200 °C sıcaklık değeriyle başlayıp, 600 °C ile sonlandığı, XB kompozitinin iki adımda, 313.53 °C sıcaklık değeriyle başlayıp 531 °C ile sonlandığı, XF kompozitinin DTG eğrisine göre termal bozunması iki adımda, 284.43 °C sıcaklık değeriyle başlayıp, 510.11 °C ile sonlandığı belirlenmiştir.

Termogravimetrik analiz sonucunda SDR, XB, XF ve QF dental kompozitlerin kalıntı miktarları sırasıyla %69.45, %76.62, %86.96 ve %85.41 olarak hesaplanmıştır. Bozunma sonrası kalan kalıntı miktarları üretici firmalar tarafından SDR, XB, QF ve XF kompozitleri için sırasıyla %68 ağ., %75 ağ., %85.5 ağ. ve %86 ağ. şeklinde bildirilmiştir. Üreticiler tarafından rapor edilen değerlerin tespit ettiğimiz değerler ile uyum içinde olduğu görülmüştür. Bozunma sonrası kalan kalıntı miktarları inorganik doldurucu miktarını vermektedir.

Kompozitlerin başlangıç sıcaklıkları öncesi termal olarak kararlı oldukları ve herhangi bir bozunmaya uğramadıkları tespit edilmiştir.

Dental kompozitlerin DSC eğrileri kullanılarak belirlenen camsı geçiş sıcaklıkları XB için 128.80 °C en yüksek T_g değerine sahip, SDR ve QF sırasıyla 124.10 °C ve QF 114.63 °C, XF için 90.20 °C için en düşük T_g değerine sahip olduğu tespit edilmiştir.

Dental kompozitlerinin DSC eğrilerinden ısıtma esnasında meydana gelen bozunma reaksiyonlarının maksimum tepe sıcaklıkları T_m değerleri SDR için 318.04 °C, 356.07 °C, 448.97 °C; XB için 364.67 °C, 442.02 °C, XF için 302.35 °C, 440.89 °C, QF için 273.21 °C, 322.36 °C, 441.20 °C belirlenmiştir.

Kütle azalışlarıyla meydana gelen termal bozunma reaksiyonlarını endotermik reaksiyonlar ile oluşmuştur. Endotermik reaksiyonların ΔH değerleri belirlenmiştir. SDR kompozitinin DSC eğrisi incelendiğinde birbirini takip eden ilk iki kütle azalış adımlarını temsil eden endotermik pikin altındaki alan hesaplanarak ΔH değeri 21.10 J.g⁻¹ ve son adımın ΔH değeri 10.70 J.g⁻¹ olarak hesaplanmıştır. Benzer olarak QF kompozitinin ilk iki bozunma adımının ΔH değeri 2.55 J.g⁻¹, son bozunma adımının 10.99 J.g⁻¹ olarak belirlenmiştir. XB için 10.14 J.g⁻¹ ve 20.64 J.g⁻¹; XF için 4.54 J.g⁻¹ ve 11.32 J.g⁻¹ olarak hesaplanmıştır.

Bulk fill rezin dental kompozitlerin yüzey özellikleri SEM ve AFM analizleri ile incelenmiştir. SEM görüntüleri incelendiğinde kompozitlerin ortalama partikül boyutları sırasıyla SDR için 1.84 μm ile en yüksek değere sahipken, QF ve XB için sırasıyla 1.47 μm ve XB 1.29 μm, XF için 1.13 μm ile en düşük değere sahiptir. SEM görüntülerine bakıldığında kompozitlerin en büyük partikül boyutları sırasıyla SDR için 2.66 μm ile en yüksek değere sahipken, QF ve XB için sırasıyla 1.78 μm ve 1.52 μm, XF için 1.13 μm ile en düşük değere sahiptir. AFM analiziyle elde edilen RMS değerlerine bakıldığında, QF için 0.54 μm ve en yüksek RMS değerine sahipken, SDR ve XB sırasıyla 0.46 μm ve 0.43 μm, XF için 0.19 μm en düşük RMS değerine sahip olduğu belirlenmiştir.

Bulk fill rezin dental kompozitlerin mikrosertlik değerleri vickers cihazı kullanılarak belirlenmiştir. XB, XF, QF ve SDR dental kompozitlerin başlangıç mikrosertlik değerleri sırasıyla 35.34 VHN, 69.93 VHN, 60.68 VHN ve 34.17 VHN olarak ölçülmüştür. Dental kompozitlerin su içerisinde 7. gün ölçümlerinde sertlik değerlerinde başlangıç değerlerine göre önemli bir değişiklik görülmemiştir. Ancak bu kompozitlerin su

içerisinde 15. ve 30. gün ölçülen vickers sertlik değerlerinde çok az miktarda azalma görülmektedir. Dental kompozitlerin başlangıç değerinden su içerisindeki 30. güne kadar geçen sürede mikrosertlik değerinde azalma yüzdeleri XB, XF, QF ve SDR için sırasıyla %4.36, %3.53, %8.91 ve %10.03 olarak hesaplanmıştır.

Bulk fill rezin dental kompozitlerin bir aylık geçen sürede su absorpsiyonunda XB, XF, QF ve SDR kompozitlerinin kütlelerinde çok az miktarda artış görülmektedir. Bulk fill rezin dental kompozitlerin başlangıçtan 30. güne kadar geçen sürede su absorplama sürecindeki kütle değişimi XB, XF, QF ve SDR için sırasıyla %0.33, %0.36, %0.52 ve %0.44 olarak hesaplanmıştır. Bulk fill rezin dental kompozitlerin 30 gün sonrası su absorpsiyonu ve çözünürlük sonuçları ISO 4049' da verilmekte olan standart değerler ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen değerlerin klinik uygulamalar için beklenen değerler ile uygun olduğu görülmüştür.

SDR, XB, XF ve QF dental kompozitlerin polimerizasyon dereceleri (DC) sırasıyla %13.01, %36.06, %29.42, %15.03 olarak hesaplanmıştır. Polimerizasyon dereceleri belirlenmiş bulk fill rezin dental kompozitlerden, polimerizasyon derecesi en yüksek XB ve polimerizasyon derecesi en düşük SDR olduğu tespit edilmiştir.

BİYOMALZEMELER VE SINIFLANDIRILMASI

İnsan vücudundaki canlı dokuların fonksiyonlarını yerine getirmek ya da desteklemek amacıyla kullanılan, doğal ya da sentetik malzemeler olan, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut akışkanlarıyla (örneğin kan ile) temas eden malzemeler biyomalzeme olarak tanımlanmaktadır [1].

Biyomalzemelerin kullanım amaçları aşağıda gibi sıralanmaktadır [2]:

1. Hastalıklı veya hasar görmüş kısımların yerine kullanmak (diyaliz, protezler),
2. İyileşmeye yardımcı olmak (ameliyat ipliği, vida ve tel olarak),
3. Fonksiyonelliği artırmak (lens, kalp pili, işitme cihazı),
4. Estetik problemleri düzeltmek (diş teli, deri implantasyonu, silikon),
5. Tedaviye yardımcı olmak (kateter, direnaj),
6. Teşhise yardımcı olmak (biyogıyıcılar, endoskopi, enjektör),
7. Fonksiyon bozukluklarını düzeltmek (omurga fiksatörleri).

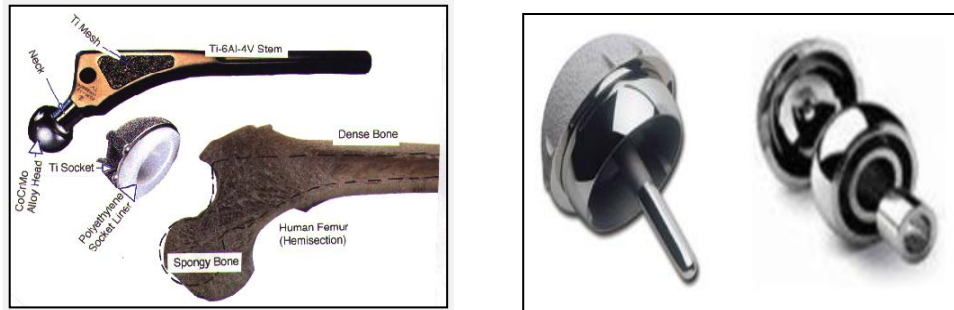
2.1 Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

Biyomalzemeler; metaller, polimerler, seramikler ve kompozitler olmak üzere dört kategoride sınıflandırılmaktadır [3].

2.1.1 Metalik Biyomalzemeler

Metalik biyomalzemeler, kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağları sayesinde üstün mekanik özelliklere sahiptirler. Biyouyumluluklarının düşük olması, korozyona uğramaları, dokulara göre çok sert olmaları, yüksek yoğunlukları ve alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek metal iyonu salımı gibi dezavantajları bulunmaktadır. Titanyum ve titanyum alaşımları, paslanmaz çelikler, altın ve kobalt gibi metal ve metal alaşımları biyomalzeme alanında genişçe yere sahiptirler. Bu malzemeler, hem ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak, hemde yüz-çene cerrahisinde, diş implantında ya da kalp-damar cerrahisinde yapay kalp parçaları, kateter, vana ve kalp kapakçığı olarak da kullanılmaktadırlar [4].

Vanadyum çeliği, insan vücudunda kullanılmak üzere geliştirilen ilk metal olup kemik kırıklarında plaka ve vida olarak kullanılmıştır. Demir, krom, kobalt, nikel, titanyum, tantal, molibden, niobyum ve tungsten gibi çok sayıda metal, az miktarda kullanılmak koşuluyla canlı vücuduna uygunluk göstermekte ve protez üretiminde kullanılmaktadır (Şekil 2.1).



Şekil 2. 1 Metalik biyomalzemeler: (a) titanyum ve alaşımları (b) kobalt alaşımı [5]

Metallerin biyolojik ortama uygunluğu, vücut içerisinde korozyona uğramalarıyla ilgilidir. Korozyon, metallerin çevreleriyle istenmeyen bir kimyasal reaksiyona girerek oksijen, hidroksit ve diğer başka bileşikler oluşturarak bozunması demektir. İnsan vücudundaki ekstrasüller sıvı, çözülmüş oksijen, protein, klorür ve hidroksit gibi çeşitli iyonlar içerir. Bu sebeple, insan vücudu biyomalzeme olarak kullanılan metaller için oldukça korozyif bir ortamdır. Biyomalzeme korozyon sonucunda zayıflar bununla birlikte korozyon ürünleri doku içerisine girerek hücrelere zarar verebilirler [6].

Metallerin farklı özellikleri bir araya getirilerek istenilen görevi yapacak özellikleri sağlayan malzemeler üretilmektedir. Bu özellikte hazırlanan metaller alaşımlardır. Özellikle ortopedi alanında kullanılmakta ve farklı metallerin birleştirilmesiyle oluşturulmuşlardır. Örneğin çelik ve kromun birleştirilmesiyle hem sağlam hem de korozyona dirençli, paslanmaz özelliğe sahip alaşım yapılabilmektedir. Süper alaşım ise nikel, demir ya da kobalt birlikteliğini içeren yüksek derecede sağlam ve dayanıklı alaşımlar olmaktadır [7].

Biyomalzeme olarak kullanılan metallerin önemli olanları; çelikler, kobalt ve alaşımları, dental amalgam, altın, nikel-titanyum alaşımları, titanyum ve titanyum alaşımlarıdır [5], [8]. Diş hekimliğinde kullanılan metalik malzemeleri sıralayacak olursak; Şekil 2.2'deki dental amalgam, bakır, gümüş, kalay ve çinko'dan oluşturulan alaşımın civa ile karıştırılması sonucu hazırlanan sert ve dayanıklı diş malzemesidir. Civa, oda sıcaklığında sıvı fazda olmakta ve diğer metallerle reaksiyona girmesi sonucu, bir oyuk içini doldurulabilecek plastik kütle durumunu almaktadır. Bu özelliğinden dolayı amalgam, diş dolgu maddesi olarak kullanılmakta ancak estetik olmaması ve civa içermesi gibi olumsuz yönleri bulunmaktadır. Altın ve altın alaşımları, kararlılık, korozyon direnci ve uzun ömürlü oluşlarından dolayı diş tedavisi açısından faydalı metalik biyomalzemelerdir. Nikel-titanyum alaşımları, şekil hafıza etkisinin gerekli olduğu bazı biyomalzeme uygulamalarında diş köprüleri olarak üretilmektedir [6].



Şekil 2. 2 Dental amalgam [9]

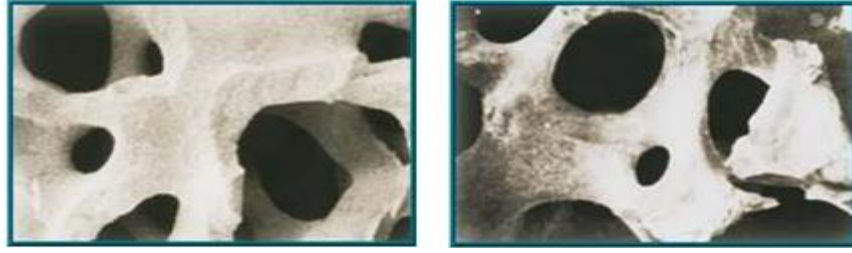
2.1.2 Seramik Biyomalzemeler

Seramik biyomalzemeler, polikristalin yapılı seramik (alümina ve hidroksiapatit), biyoaktif cam, biyoaktif cam seramikler veya biyoaktif kompozitler halinde üretilmektedirler. İnorganik malzemelerin önemli bir bölümünü oluşturmaktadırlar.

Seramik biyomalzemeler dişçilikte diş dolgu malzemesi, altın-porselen kaplama ve protez parçaları olarak kullanılmaktadır ve bunlar diş seramikleri olarak isimlendirilmektedir [1].

Son yıllarda geliştirilen seramik biyomalzemeler biyoinert ve biyoaktif olarak 2 grupta incelenmektedir. Birinci kuşak seramik malzemeler, alümina ve zirkonya seramikler, çoğunlukla biyoinert olarak kabul edilmektedirler. Seramik malzemelerin önemli uygulamalarından biri, yüksek yoğunluklu ve yüksek saflıktaki alüminanın kalça protezinde geleneksel metalik femoral baş olarak tercih edilmesidir. Mükemmel aşınma direnç oranı ve korozyon direnci, iyi biyouyumluluk ve yüksek sağlık oranlarına sahiptir. Alümina, düşük sürtünme ve aşınma katsayısı sebebiyle son 20 yıldır tercih edilmektedir. Zirkonya, medikal kullanıma uygun en yüksek güce sahip seramik malzemelerden biridir. Biyouyumlulukları, korozyona ve aşınmaya karşı direncinin yüksek olması gibi avantajlara sahiptirler bununla birlikte kırılma olmaları, işlenmelerinin zor olması, esnek olmamaları gibi dezavantajlara da sahiptirler [7].

İkinci kuşak seramik biyomalzemeler biyoaktif seramiklerdir ve temel özellikleri kemik yapışması ve büyümesi için uygun yüzeyi oluşturmaktadırlar. Biyoaktif seramikler, kemik defekt doldurucular olarak kullanılmaktadırlar. Biyoaktif seramikler biyouyumlu ve osteokondüktif özelliğe sahiptirler. En fazla kullanılan seramik malzemeler; Şekil 2.3'de hidroksiapatit, b-trikalsiyum fosfat ve bunların çeşitleri kombinasyonlarıdır. Hidroksiapatit gelişmiş biyoaktif özelliğe sahiptir ve kimyasal stabilitesi b-trikalsiyum fosfat gibi diğer kalsiyum fosfatlarla karşılaştırıldığında çözünürlük oranı düşük özellik göstermektedir. Seramik biyomalzemelerden biri biyoaktif camlar, cam-seramikler kimyasal olarak esas itibarıyla SiO_2 içeren cam seramiklerdir. SiO_2 gruplarının bazıları kalsiyum, fosfor ya da sodyum oksitlerle değişim yapmaktadırlar. Biyoaktif camlar, medikal alanda kullanılan seramiklerin mekanik özelliklerini ve biyouyumluluğunu yükseltmektedir [7].



Şekil 2. 3 Seramik biyomalzemeler: (a) kemik dokusu (b) hidroksiapatitin yapısı [10]

2.1.3 Polimerik Biyomalzemeler

Polimerik biyomalzemeler çok geniş kullanım alanına sahip malzeme çeşididir. Polimerik biyomalzeme olarak doğal polimerler ve sentetik polimerler kullanılmaktadır. Doğal polimerler biyolojik olarak üretilen ve benzersiz işlevsel özelliklere sahip olan polimerler olarak tanımlanmaktadır. Başlıca doğal polimerler proteinler (kollajen, jelatin, elastin, aktin vb.), polisakkaritler (selüloz, nişasta, dekstran, kitin vb.) ve polinükleotitler (DNA ve RNA)'dir. Doğal polimerler, biyolojik ortamda makromoleküllerin benzeri veya aynısı olduklarından canlı vücuduyla temas ettiklerinde zehir etkisi, iltihaplanma gibi istenmeyen reaksiyonlar göstermezler. Bu özellikleri biyomalzeme olarak tercih edilme sebepleridir. Ancak elde edildikleri kaynağa bağlı olarak bileşimlerinin değişmesi, yüksek sıcaklıklarda bozunmaları ve bu nedenle şekillendirilmelerinde zorluk görülebilmektedir. Geçici kullanımlı biyomalzeme uygulamalarında biyobozunur olmaları avantajdır. Sentetik polimerler ise polietilen (PE), poliüretan (PU), politetrafloroetilen (PTFE), poliasetal (PA), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET), silikon kauçuk (SR), polisülfon (PS), polilaktik asit (PLA) ve poliglikolik asit (PGA) gibi polimerler olup tıbbi uygulamalarda tercih edilerek kullanılan biyomalzemelerdir [1].

Polimerler, çok değişik bileşimlerde ve şekillerde (lif, film, jel, boncuk, nanopartikül) hazırlanabilmeleri nedeniyle biyomalzeme olarak geniş bir kullanım alanına sahip olmasını sağlamaktadır. Fakat bazı uygulamalar için örneğin, ortopedik alanda mekanik dayanımları zayıf olup, sıvıları yapısına alarak şişebilir ya da istenmeyen zehirli ürün (monomerler, antioksidanlar gibi) salgısı oluşturabilmektedir. Daha da önemlisi, polimerik biyomalzemelerde sterilizasyon işlemleri (otoklavlama, etilen oksit, kobalt radyasyonu) polimer özelliklerini etkileyebildiği için sorun oluşturabilmektedir [1], [6].

2.1.4 Kompozit Biyomalzemeler

Dokular genel olarak sert ve yumuşak dokular olmak üzere iki sınıfa ayrılmaktadırlar. Sert dokulara örnek olarak kemik ve diş, yumuşak dokulara örnek olarak kan damarları, deri ve bağlar gösterilebilmektedir. Yapısal uyumluluk düşünüldüğünde, metaller ya da seramikler sert doku uygulamaları için, polimerlerse yumuşak doku uygulamaları için seçilip kullanılabilir. Metaller ve seramiklerin elastik modül ile tanımlanan sertlik dereceleri, insan vücudundaki sert dokulara oranla 10-20 kat daha fazla olmaktadır. Uygulamalarda karşılaşılan en büyük problemlerden biri, kemikle metal ya da seramik implantın sertlik derecesinin birbirini tutmamasıdır. Malzemenin sertlik derecesinin, temasta olduğu dokularla aynı olacak şekilde ayarlanması, kemikte oluşacak deformasyonları önler. Kullanımdaki bu olumsuzlukları yok etmek amacıyla liflerle güçlendirilmiş polimerik malzemeler, yani kompozitler önerilmektedir.

Kompozit malzemesi farklı kimyasal yapıdaki iki ya da daha fazla sayıda malzemenin, sınırlarını ve özelliklerini koruyarak oluşturduğu çok fazlı malzemedir. Dolayısıyla kompozit biyomalzeme kendisini oluşturan bileşenlerden birinin tek başına sahip olmadığı özellikleri taşımaktadır. Kompozit biyomalzeme, matriks olarak adlandırılan bir malzeme içerisine çeşitli güçlendirici malzemelerin katılmasıyla hazırlanarak oluşturulur. Kompozit malzemelerde matris olarak çeşitli polimerler, güçlendirici olaraksa çoğunlukla cam, karbon ya da polimer lifler, bazen de mika ve çeşitli toz seramikler kullanılmaktadır. Kompozit malzemenin bileşimi değiştirilerek, malzemenin vücuttaki kullanım alanlarına göre mekanik ve fizyolojik şartlara uyum sağlaması sağlanabilmektedir. Kompozit malzemeler homojen malzemelere göre yapısal uyumluluğun sağlanması açısından daha avantajlı özelliğe sahiptirler. Kompozitler diş hekimliği uygulamalarında (Şekil 2.4) ve ortopedide kullanılmaktadırlar [1].



Şekil 2. 4 Doldurucu tiplerinin karşılaştırılması:(a)kompozit (b)amalgam [11]

DENTAL KOMPOZİT REZİNLER

3.1 Dental Kompozit Rezınler ve Genel Özellikleri

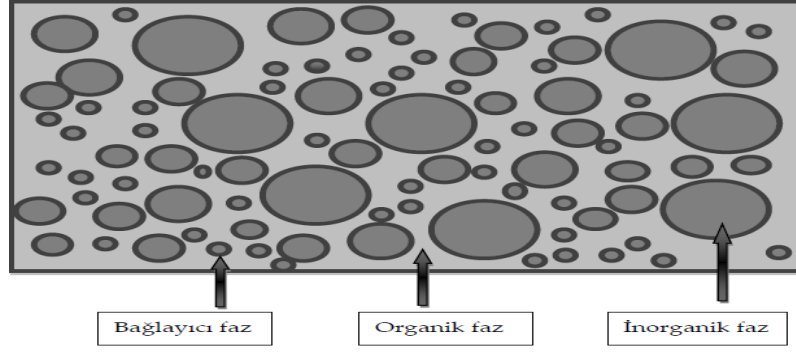
Dental kompozit rezınler, birbiri içerisinde çözünmeyen ve kimyasal yapıları farklı en az iki maddenin üç boyutlu karışımı olarak tanımlanmaktadır [12], [13].

Dental kompozit rezınler mükemmel estetik özellikleri, gelişmiş kimyasal ve mekanik dayanımları, biyouyumlulukları, aşınma dirençleri gibi avantajları sayesinde modern diş hekimliği uygulamalarında geniş olarak kullanılmaktadır. Dental kompozit rezınlerde polimerizasyon sonrası reaksiyona girmemiş monomerlerin polimerizasyon büzülmesine sebep olması ise dezavantaj oluşturmaktadır [14].

3.2 Dental Kompozitlerin Yapısı

Dental kompozit rezınler, organik rezın matris (taşıyıcı faz), inorganik doldurucu (dağılan faz) ve bağlayıcı ajan (ara faz) olmak üzere 3 temel bileşene sahiptir. İnorganik doldurucu partikül ile organik rezın matris arasında bağlantı sağlamak için bağlayıcı ajan (silan) gerekmektedir (Şekil 3.1.) [15], [16], [17].

Kompozitler, taşıyıcı rezın matris içerisinde inorganik doldurucu partiküllerin dağılmasıyla ve bu karışımın katkı maddeleri ile polimerizasyonu yapılarak oluşturulmaktadır [18]. Kompozitin temel bileşenlerin yanında kompozite mekanik, fiziksel ve optik özelliklerini verecek olan aktivatör, UV stabilizatörler, pigmentler, inhibitörler de kompozit yapısında yer almaktadır [19].



Şekil 3. 1 Kompozit rezinlerin yapısı [12]

3.2.1 Organik Rezin Matriks

Organik rezin matriks, kompozitin kimyasal olarak aktif bileşenidir. Organik rezin matriks; monomerler, polimerizasyon başlatıcı sistem, aktivatörler ve polimerizasyon inhibitörleri (stabilize edici ajanlardan) oluşmaktadır [20].

3.2.1.1 Monomerler

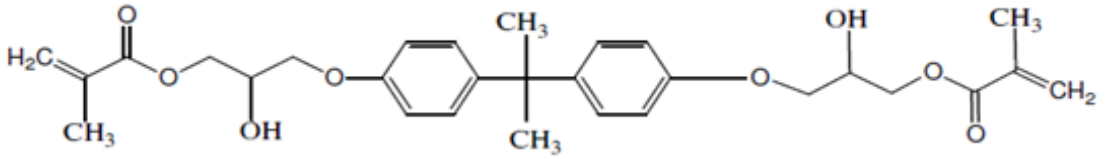
Dental kompozitin rezin matriks bileşeninde aromatik ya da alifatik diakrilat monomerleri kullanılmaktadır. Dental kompozitlerde monomer olarak kullanılan dimetakrilatlar; bisfenol-A-glisidilmetakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA), trietilen glkol dimetakrilat (TEGDMA) ve etilenglikol dimetakrilat (EGDMA)'dir. Çizelge 3.1' de molekül ağırlıkları karşısında viskoziteleri verilmektedir [21], [22].

Çizelge 3. 1 Monomerlerin moleküler ağırlıkları ve viskozite arasındaki bağlantısı [22]

Monomer	Mol. Ağırlığı (g.mol ⁻¹)	Çift Bağ (mol.kg ⁻¹)	Viskozite (Pa)
Bis-GMA	510.60	3.90	1200.00
Bis-EMA	540.00	3.70	0.90
UDMA	470.00	4.25	23.10
TEGDMA	286.30	6.99	0.01

3.2.1.1.1 Bis-GMA (Bisfenol-A-Glisidimetakrilat)

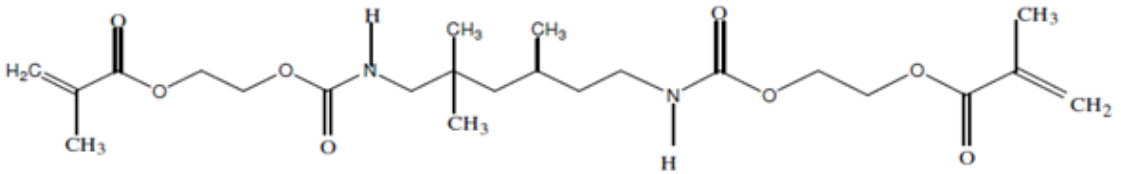
Bis-GMA, en yaygın kullanılan monomerdir. Birçok kompozit materyalin rezin matrisinin ana bileşenidir. Bis-GMA, metakrilik asit ve epoksi reçine olan Bisfenol-A-disglisidileter ile kondensasyon reaksiyonu sonucu oluşmuştur (Şekil 3.2). Terminal metakrilat grupları, serbest radikallerin polimerizasyonun gerçekleşmesini sağlar. Bis-GMA'nın renk stabilitesi mevcut değildir ve yüksek viskozitesi vardır. Bis-GMA visküz yapısı sayesinde rezin matrisin dayanıklılığına sağlar [23], [24].



Şekil 3. 2 Bis-GMA monomerinin kimyasal formülü [18]

3.2.1.1.2 UDMA (Üretan Dimetakrilat)

1974 yılında, Foster ve Walker tarafından diğer bir difonksiyonel monomer olan üretan dimetakrilat sunulmuştur (Şekil 3.3). UDMA'nın en büyük avantajı, düşük viskozitesi sebebiyle düşük moleküler ağırlıkta ek bir monomer ilave etmeden inorganik partiküllerin doldurulmasını sağlamaktadır. UDMA'nın dezavantajı ise çok kırılkan olmaları ve %5- 9 arasında polimerizasyon büzülmesi göstermeleridir [19].

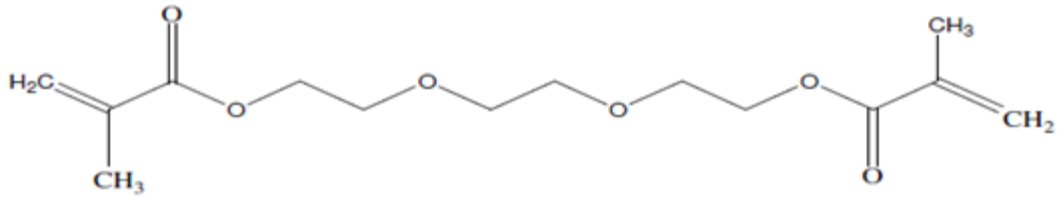


Şekil 3. 3 UDMA monomerinin kimyasal formülü [18]

3.2.1.1.3 TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat)

Rezinin viskozitesini azaltıp akıcılığı arttırmak, inorganik partiküllerin yapıya katılabilmesini sağlamak amacıyla düşük viskoziteli TEGDMA monomeri organik rezin matrisine ilave edilmektedir (Şekil 3.4). TEGDMA'nın tıpkı Bis-GMA gibi her iki ucunda reaktif çift bağları bulunmaktadır. Kısa zincir yapısı, büzülme miktarının yaklaşık %15

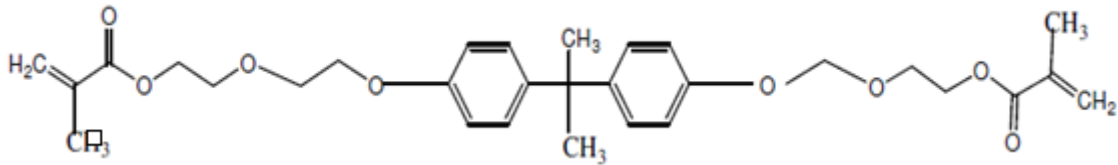
kadar olmasını neden olmaktadır. Bu iki difonksiyonel monomerlerin çeşitli karışımları sayesinde resin kompozitlerde vizkozite kontrol altına alınmaktadır [19].



Şekil 3. 4 TEGDMA monomerinin kimyasal formülü [18]

3.2.1.1.4 Bis-EMA (Bisfenol-A Etilen Glykol Dimetakrilat)

Hidrofilik bir monomer olan Bis-GMA su absorplamaya izin vermektedir. Su absorplama, doldurucu ve matriks ara yüzeyinde erozyona ve polimer ağında yumuşamaya sebep olmaktadır. Buda dayanıklılık ve aşınma direncinin azalmasına neden olur. Bu problemleri azaltmak için Bis-GMA'nın bir versiyonu olan Bis-EMA geliştirilmiştir (Şekil 3.5). Bis-EMA, Bis-GMA'nın bir versiyonudur. Bu monomer, hidroksil grubunun olmaması dışında moleküler yapısı açısından Bis-GMA'ya benzerlik göstermektedir. Bu farklılık Bis-EMA'nın hidrofobik özellikte olmasını ve viskozitesinin daha az olmasını sağlamakta ve monomere hidrofobik özellik kazandırmaktadır [25].



Şekil 3. 5 Bis-EMA monomerinin kimyasal formülü [18]

3.2.1.2 Başlatıcı ve Aktivatörler

Dental kompozitlerdeki organik resin matriks içerisindeki başlatıcılar, kimyasal ve fiziksel aktivasyon ile serbest radikaller oluşturup polimer zincirlerinin meydana gelmesini sağlamaktadırlar. Serbest radikallerin oluşmasını sağlayan maddelere başlatıcı, polimerizasyon reaksiyonunu hızlandıran maddelere aktivatör denir. Işık ile sertleşen dental kompozitlerde aktivatör olarak benzoil metileter kullanılmaktadır (Çizelge 3.2) [26].

Termokimyasal başlatıcılar; kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde kullanılan başlatıcılardır. Dental kompozitlerde genellikle benzoil peroksit kullanılır ve benzoil peroksit başlatıcısını aktive etmek için aromatik tersiyer amin aktivatörü kullanılmaktadır. Benzoil peroksit iyi bir başlatıcıdır ve benzen, toluen gibi çözücülerde hazırlanan çözeltileri 70-80 °C dolayına ısıtıldığında tepkime gerçekleştirerek yeterli sayıda benzoil peroksit radikali üretir. Böylece kimyasal madde kullanarak serbest radikal oluşturulur. Oluşan serbest radikaller ortamdaki monomerle birleşerek ilk monomerik radikali oluşturur. Yeni radikalik aktif merkez ikinci bir monomeri benzer şekilde katar ve polimerizasyon, monomerlerin radikalik aktif zincire art arda katılmasıyla ilerler [19], [26], [27].

Fotokimyasal başlatıcılar, ışıkla polimerize olan dental kompozitlerde reaksiyon 365 nm dalga boyunda UV ışıkla veya 420-450 nm dalga boyunda görünür ışıkla başlatılmaktadır. UV ışıkla başlatılan sistemlerde benzoin alkil eter gibi organik bileşenler UV ışık etkisiyle serbest radikalleri oluşturmaktadırlar. Görünür ışıkla polimerize olan sistemlerde ise serbest radikalleri oluşturmak için ışığı absorbe eden diketon bileşikleridir. Bunun için en çok kullanılan bileşik kamforokinon bileşiğidir. Aktivatör olarak da alifatik amin kullanılır. Işığın etkisi ile harekete geçen kamforokinon aminle reaksiyona girip serbest radikalleri oluşturmaktadır [27].

Çizelge 3. 2 Başlatıcı ve serbest radikal üreten kimyasal reaksiyonları [23]

Başlatıcı	Kimyasal Reaksiyon
Isı	Benzoil peroksit + ısı= serbest radikal
Kimyasal	Benzoil peroksit + %2 aromatik tersiyer amin=serbest radikal
UV ışık	%0.1 benzoin metil eter+ 365 nm UV ışık kaynağı=serbest radikal
Görünür ışık	%0.06 kamforokinon + %0.1 aromatik ya da %0.04 alifatik tersiyer amin + 468 nm görünür ışık kaynağı=serbest radikal

3.2.1.3 İnhibitörler

Monomerlerin, kendiliğinden polimerizasyonunu minimuma indirmek ya da önlemek amacıyla kompozit rezinlere ilave edilmektedir. Dental kompozitlerde, genellikle ağırlıkça %0.1 konsantrasyonda bulunan fenol türevlerinden olan hidrokinon metileter veya 2,6-di-bütül-4-metilfenol inhibitörleri kullanılmaktadır [19], [28].

3.2.2 İnorganik Doldurucular

Kompozit rezini güçlendirmek ve matriks materyalin miktarını azaltmak amacıyla inorganik doldurucular kullanılır. Dental kompozit rezinlerde başlangıçta, inorganik doldurucu olarak ağız ortamında kimyasal olarak stabil kalabilen, güçlü ve sert doğal kuvars (SiO_2) materyaller kullanılmıştır. Dental kompozit rezinlerde daha sonra optimal dayanıklılığa, sertliğe ve kimyasal yapıya sahip cam materyaller geliştirilmiştir [26].

Günümüzde inorganik doldurucular, matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kolloidal silika, kuvars, stronsiyum, borosilikat cam, çinko silikat, baryum silikat, lityum alüminyum silikat, itriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi partiküllerdir. Bu inorganik doldurucuların her biri farklı özelliklere sahiptir ve kompozit rezine bazı özellikler kazandırır. Saf silika, farklı kristal formlarda (kristobalit, tridimit veya kuvars gibi) veya kristal olmayan form yani nonkristalin formda (silikat cam) bulunmaktadır. Kristal formları daha sert ve dayanıklıdır ancak kompozit rezinlerin bitim ve parlatma işlemlerini güçleştirir. Bundan dolayı üretilen çoğu kompozit rezinlerde silikanın nonkristalin formu tercih edilmektedir. Silika partikülleri, karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Baryum, çinko, bor, stronsiyum, zirkonyum ve itriyum kompozit rezine radyoopaklık sağlar [22].

Kompozit materyallerde inorganik doldurucu olarak kullanılan silisyum dioksit çeşitli yollarla üretilir ve üretim şekline göre farklı olarak isimlendirilir. Kolloidal silika, amorf silika partiküllerin sıvıdan kimyasal olarak çöktürülmesi ile elde edilir. Pirojenik silika, amorf silika partiküllerinin gaz fazından elde edilmektedir [29].

İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekli, miktarı organik rezin matriksin fiziksel özelliklerini belirlemektedir. Partikül miktarı arttıkça, organik rezin matriks oranı düşer, ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su absorpsiyonu azalır,

dayanıklılık artmaktadır. Böylece dental kompozitin mekanik özelliklerini olumlu yönde etkiler [19].

İnorganik doldurucunun kompozit rezine ilavesinin birçok faydası mevcuttur. Bunlar [26]:

1. Metil metakrilat monomerlerin polimerizasyonu sonucu oluşan büzülme fazladır. Cam (SiO_2) doldurucuların bol miktarda eklenmesi ile organik resin matris miktarının azalması ve doldurucuların polimerizasyon sürecinde yer almaması nedeniyle polimerizasyon büzülmesi azaltılmaktadır.
2. Metakrilat monomerlerin yüksek ısıl genişleme katsayısı vardır. İnorganik doldurucuların ilavesi ısıl genişleme katsayısını azaltmaktadır ve diş dokusunu ısıl genişleme katsayısına benzer hale getirmektedir.
3. Cama baryum ve stronsiyum gibi ağır metallerin katılımı radyoopasiteyi (radyopaklık) sağlamaktadır.
4. İnorganik doldurucular, sertlik ve basınca dayanım gibi mekanik özellikleri geliştirmekte, su absorplama ve boyanmayı azaltmaktadır.
5. İnorganik doldurucular renk, translüsensi ve floresans gibi çeşitli estetik özelliklerin kontrolünü sağlamaktadır.
6. İnorganik doldurucular viskoziteyi değiştirerek çalışma zamanını ayarlamaktadır.

3.2.3 Bağlayıcı Ajan

Dental kompozit rezinlerde organik matris faz ile inorganik doldurucu arasında sıkı bir bağlantıya ihtiyaç vardır. Bu bağlantıyı sağlayan bağlayıcı ajanlardır [30]. İnorganik doldurucuların matrisle bağlanması çok önemlidir. Matris ve inorganik doldurucu arasındaki ara faz olarak da isimlendirilen bağlanmanın kuvvetli olması, dental kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyi olmasını sağlayacaktır. Suyun doldurucu ile organik matris arasındaki penetrasyonunu önleyerek hidrolitik stabiliteyi sağlayacaktır. Bağlayıcı ajan olarak yaygın olarak silanlar kullanılır. Silanlardan, 3 metakriloksi-propil-tri-metoksisilan veya viniltrioksisilan gibi organosilanlar kullanılmaktadırlar. Silanlar, iki fonksiyonlu moleküllerdir; organik matristeki

metakrilat grubu ile kovalent bağlar kurarken, diğer taraftan doldurucu partiküllerin yüzeyindeki hidroksil gruplarına bağlanırlar. Böylelikle kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerinin artmasını ve suyun ara yüzeye penetrasyonunu engelleyerek hidrolitik stabilitesini sağlayacaktır. Silanlar kimyasal olarak dayanıklı ve inerttirler. Silanlar sıvı halden esnek hale kadar farklı hallerde bulunabilirler. Silanlar en çok silika partikülleri ile uyumludurlar bundan dolayı dental kompozitler silika içeren inorganik dolduruculardan yapılmaktadır. Silika partikülleri kompozit rezin matrisle karıştırılmadan önce bağlayıcı ajanla kaplanmaktadır [19], [22].

3.3 Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

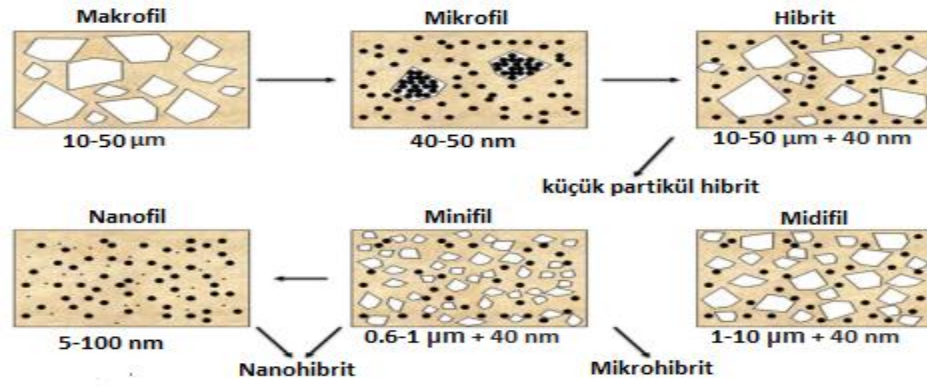
Kompozit rezinler farklı özellikleri esas alınarak;

1. İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine ve miktarlarına göre kompozit rezinler,
 2. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler,
 3. Viskozitelerine göre kompozit rezinler,
- olmak üzere üç katagoride sınıflandırılır [12], [13].

3.3.1 İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine ve Miktarlarına Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine ve miktarlarına göre kompozit rezinler geleneksel, megafil, mikrofil, nanofil ve hibrit kompozitler olarak sınıflandırılmaktadır (Şekil 3.6) (Çizelge 3.3).

Geleneksel kompozitler; makrofil ve midifil kompozitler, geleneksel kompozitler olarak adlandırılmakta ve ağırlık olarak %75-80 oranında cam ve kuvars doldurucu içermektedir. Bu kompozit çeşidinde inorganik doldurucunun partikülleri büyük ve serttir bundan dolayı organik rezin matrisleri inorganik dolduruculardan daha çabuk aşınmaktadır. Bu da yüzey pürüzlüğüne ve renklenmesine sebep olmaktadır.



Şekil 3. 6 İnorganik doldurucuların özelliklerine göre kompozit rezinler [35]

Megafil kompozitler; geleneksel kompozitlerin aşınmaya karşı dirençlerinin düşük olması sebebiyle bazı kompozit rezinlerin yapısına aşınmaya karşı dayanıklılığı arttırmak için büyük cam doldurucular yerleştirilmiştir ve bu dental malzemeler megafil kompozitler olarak adlandırılmıştır. Bu kompozit türü özel amaçlar için üretilmiştir (aşınan bölgelerin restorasyonunda) ve rutin kullanımları yoktur [12], [13], [15], [29].

Mikrofil kompozitler; bu kompozit türünde inorganik doldurucu olarak kollodial silika kullanılmaktadır. Kompozit türünün önemli özelliği, bitirme ve cilalama işlemlerinden sonra, geleneksel kompozitlere göre daha iyi yüzey elde edilmesidir. Elastisite modülleri geleneksel kompozitlere göre düşük olduğu için çiğneme kuvvetleri karşısında esnemeler gerçekleşebilmektedir [13], [29], [31], [32].

Nanofil kompozitler; nanoteknolojinin diş hekimliğine girmesiyle, inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 5-100 nm'ye kadar küçültülmüş nanofil kompozitler üretilmiştir. Bu kompozitlerin estetik özelliği mikrofil kompozitlere göre daha iyi özellik göstermiştir. Bu kompozit türünde gerilme, kırılma dirençleri gibi mekanik özelliklerinin artırılması, ön ve arka dişlerde uygulamalarına izin vermektedir [31], [33].

Hibrit kompozitler; bu kompozit türü, mikrofil kompozitlerin yüzey pürüzsüzlüğünden, geleneksel kompozitlerinde fiziksel ve mekanik özelliklerinden fayda sağlamak amacıyla iki kompozit türünün birleştirilmesiyle oluşmuştur. Hibrit kompozitlerde inorganik doldurucu partikülü olarak kollodial silika kullanılmakta büyüklükleri 0,04-1 µm arasında değişmekte ve toplam kompozit ağırlığının yaklaşık %75-85'ini oluşturmaktadır [14], [29], [34].

Çizelge 3. 3 İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve yüzdeleri [15]

Kompozit Rezin	Partikül büyüklüğü (µm)	Partikül % (ağırlıkça)
Megafil	50-100	-
Makrofil	10-100	70-80
Midifil	1-10	70-80
Minifil	0.1-1	75-85
Mikrofil	0.01-0.1	35-60
Hibrit	0.04-1	75-80
Nanofil	0.005-0.01	72-87

3.3.2 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler, ışıkla polimerize olan kompozit rezinler, kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler ve hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezinler olmak üzere üç grupta sınıflandırılmaktadır.

Işıkla polimerize olan kompozit rezinler; inorganik doldurucuları, monomeri, komonomeri, görünür ışık ve ultraviyole ışık varlığında harekete geçen polimerizasyon başlatıcılarını içeren tek bileşenden oluşmaktadır. Bu kompozitlerin polimerizasyonu için ilk defa 1972 yılında UV ışığı kullanılmış fakat hem hastaya hem de hekime zarar verdiği düşüncesiyle kullanımı bırakılmıştır [13], [15]. Günümüzde dental kompozitlerin polimerizasyonunu sağlamak için halojen, LED, plazma ark ışık kaynakları, diyot lazer ve argon lazer ışık kaynakları kullanılmaktadır. Bu kompozit türünde polimerizasyonu başlatan maddelere uygun dalga boyunda ışık verildiği takdirde polimerizasyon başlamaktadır [15], [36], [37], [38].

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler; kimyasal olarak polimerize olan kompozitler baz ve katalizör olmak üzere iki bileşene sahiptirler. Bu bileşenlerden biri polimerizasyonu başlatan %1'lik benzoil peroksit, diğerinde ise polimerizasyon

hızlandırıcısı olan %0.5 oranında tersiyer amin içermektedir. Bu iki bileşenin karıştırılması polimerizasyonu başlatmaktadır [13], [15].

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezinler; kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır. Fakat fotokimyasal olarak bu kompozite ek bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden kaygı duyulan durumlarda kullanılması önerilen bu tip kompozitler, akışkan özelliğe sahip olduğu için daha çok yapıştırma malzemesi olarak kullanılmaktadırlar [15], [29].

3.3.3 Viskozitelerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Viskozitelerine göre kompozit rezinler, kondanse olabilen kompozit rezinler ve akışkan kompozit rezinler olmak üzere iki grupta sınıflandırılmaktadır.

Kondanse olabilen kompozitler; inorganik doldurucu yüzdesi yüksek (hacimce \geq %80) ve viskoz özelliğe sahip dental malzemelerdir. Amalgama alternatif olarak posterior dişlerde kullanmak amacıyla geliştirilmiştir [34]. Malzemenin yapışkan olmaması ona uygulama kolaylığı sağlamaktadır. Yüksek inorganik doldurucu ilavesi, kompozitlerin el ile işlenmesine ve fiziksel-mekanik özelliklerinin iyi olmasını sağlamaktadır [39].

Akışkan kompozit rezinler; düşük viskozitesi olan hibrit kompozitlerdir. İnorganik doldurucu oranında azalmaya bağlı olarak kompozitin aşınma direnci ve dayanıklılığında da azalma rastlanmaktadır [29]. İnorganik doldurucu oranı az olan ilk nesil akışkan kompozitler, elastisite modülü az olması nedeniyle sadece yüzey örtücü olarak tercih edilmektedir [12]. İnorganik doldurucu oranı daha fazla olan yeni nesil akışkan kompozitler artan mekanik özelliklerine bağlı olarak daimi restorasyon materyali olarak kullanılabileceği öne sürülmektedir. Fakat günümüzde akışkan kompozitler, kondanse olabilen ve hibrit kompozitlerin altında stres kırıcı olarak uygulanmaktadırlar [28], [34], [40], [41].

3.4 Dental Kompozit Resinlerde Kullanılan Işık Kaynakları

Günümüzde dental kompozit resinlerin polimerizasyonunda, quartz tungsten halojen (QTH), light emitting diode (LED), plazma ark (PAC) ve lazer ışık kaynakları kullanılmaktadır [42].

3.4.1 QTH Işık Kaynakları

QTH, polimerizasyon amacıyla ışık üretimi için geliştirilen ilk üründür ve ışık kaynakların kıyaslanmasında hala standart olarak kabul edilir. Halojen ışık kaynakları, dental işlemlerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu ışık kaynakları, 380-520 nm dalga boyları arasında, 300-800 mW.cm⁻² yoğunluğunda, mavi ışık üretmektedirler. Halojen ışık kaynaklarında elektrotların birleştiği tungsten bir bobin bulunmaktadır. Bobin, havayla temasın engellenmesi amacı ile çok yüksek sıcaklıklara dayanabilen aynı zamanda da filamentlerden yayılan ışığa şeffaf bir geçiş sağlayan kuvars bir yapı ile çevrilmiştir. Kuvars yapı içerisinde inert, halojen bazlı bir bileşik içermektedir.

QTH, cihazda aşırı ısı oluşması, ampullerin ömürlerinin sınırlı olması, filtrelerin etkinliğini yitirmesi, ışık yoğunluğunda azalma gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu nedenle ışık yoğunlukları radyometre cihazlarıyla sık sık kontrol edilmelidir [42], [43].

3.4.2 LED Işık Kaynakları

LED ışık kaynakları ışık saçan diyotlar anlamına gelmektedir. Işık üretiminde son teknoloji LED ışık kaynaklarıdır. LED teknolojisine sahip cihazlar elektrik enerjisini daha verimli kullanırlar ve kullanım süreleri boyunca ışık gücündeki azalma sınırlı olmaktadır. Bununla birlikte bu ışık kaynakları kullanım kolaylığı getirecek şekilde daha küçük boyutta hazırlanabilirler ve uzun kullanım ömürlerine sahiptirler. Bu avantajlarının yanı sıra LED ışık kaynaklarının enerji spektrumları dar olduğu için başlatıcı olarak sadece kamforokinon içeren kompozitlerin polimerizasyonu sağlamaları dezavantaj oluşturmaktadır. Birinci nesil LED'ler yerlerini daha yüksek ışık şiddeti içeren ikinci nesil LED'lere bırakmışlardır. Birinci nesil LED ışıklarının ışık şiddeti (400 mW.cm⁻²'den az) sınırlıdır. Günümüzde yeni geliştirilen ikinci nesil LED'ler yüksek şiddette (600–1000 mW.cm⁻²) mavi ışık üretebilmektedirler. 390–490 nm arasında geniş dalga

boyu spektrumuna sahiptirler. Ancak halojenler kadar tüm kompozit rezinlerde tam olarak etkin değillerdir [43].

3.4.3 PAC Işık Kaynakları

PAC ışık kaynaklarında ışık iyonize molekül ve elektronların gaz halindeki karışımını içeren plazmanın parlamasıyla meydana gelmektedir. PAC ışık kaynakları elektromanyetik enerjinin büyük miktarını ortaya çıkarırlar. Oluşan gereksiz ve zararlı dalga boylarını engellemek için daha fazla filtrasyon yapılmalıdır. Bu ışık kaynağı üniteleri 2000 mW.cm^{-2} 'den daha yüksek şiddette ışık üreterek kompozitin polimerizasyonunu çok kısa sürede gerçekleştirebilirler. Plazma ark ışık kaynaklarının ömrü halojen lambalarına oranla daha uzun olmasına rağmen restorasyonla diş yapıları ara yüzeyinde oluşan polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajlara sahiptir [44].

3.4.4 Lazer Işık Kaynakları

Dental uygulamalarda kullanılan farklı tipteki lazer sistemleri içerisinde argon lazer sistemi kamforokinonu aktive edebilen ışık kaynağıdır. Argon lazerler 457-502 nm dalga boyunda, gözle görülebilir spektrumda, devamlı ışın verme özelliğine sahiptir. Argon lazer ışık kaynaklarının dalga boyu spektrumu dar olduğundan her başlatıcının aktivasyonunda yeterli özellik göstermeyebilir. Lazer kaynaklarının ömrü sınırlı ve kullanıma bağlı olmamaktadır. Kaynağın değiştirilmesinin maliyeti yüksektir. Bu nedenlerden dolayı kompozit polimerizasyonu için yaygın kullanım göstermemektedir [42].

3.5 Dental Kompozit Resin Uygulamaları

Malzeme bilimi, dental malzemelerde kullanım kolaylığı ve daha başarılı malzemeler sunmaktadır. Dental malzemelerde büyük teknolojik gelişmeler olduğu kategorilerden biri direkt kompozitlerdir. Bu gelişmeler, diş hekimlerine kompozitlerle ilgili daha fazla fırsat sunmaktadır. Fakat diş hekimlerinin yeni malzemelerin ve yeni malzemeyi nasıl etkili kullanacaklarının farkında olmalıdır. Bu bölümde tanıtılan teknikler yerleştirme kolaylığını arttıracak ve aynı zamanda yerleştirilmiş restorasyonda beklenen uzun ömürlülük artacaktır.

Teknik protokol, restorasyonun uzun ömürlü olması ve restorasyonun stresini azaltmak için 4 mm kalınlığında SDR akışkan bulk fill kompozit rezin kullanımı için aşağıdaki klinik protokol önerilmiştir [45].

Adım 1: Şekil optimizasyon prensipleri uygulanması ve kompozit rezin hazırlanması yapılır.



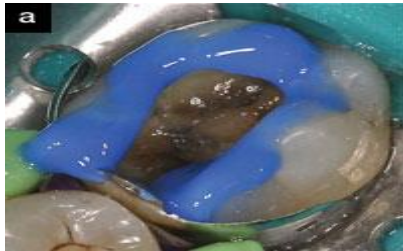
Şekil 3. 7 Kavite hazırlanması (adım 1) [45]

Adım 2: Düzgün izole ve matris uygulama aşamasıdır. Rubber dam izolasyonu, hazırlık aşaması başlamadan önce uygulanır. Herhangi bir dental yapıştırıcı ve kompozit rezin sistem kullanılması önceliği önerilir. Daha rahat bir matris sistemi (V-Ring tasarımı triodent) seçilir.



Şekil 3. 8 Kavite hazırlığının izole edilmesi (adım 2) [45]

Adım 3: Yapışkan sistem seçilir ve uygulanır. Evrensel total-etch bağlayıcı ajan (XP Bond [DENTSPLY Caulk]) burada kullanılmıştır.

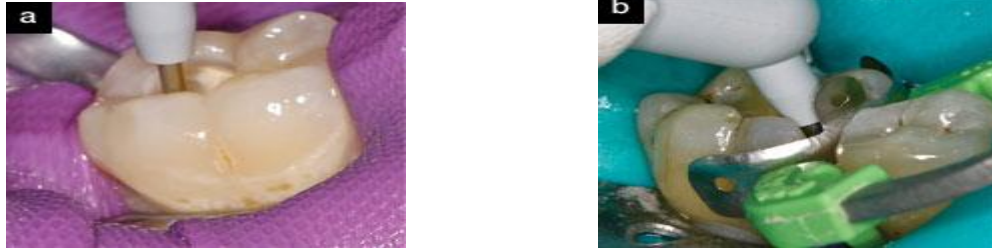


Şekil 3. 9 Yapışkan sistem seçimi: (a) yapıştırıcı sistem seçilmesi ve uygulanması

(b) evrensel total-etch bağlayıcı ajanı (adım 3) [45]

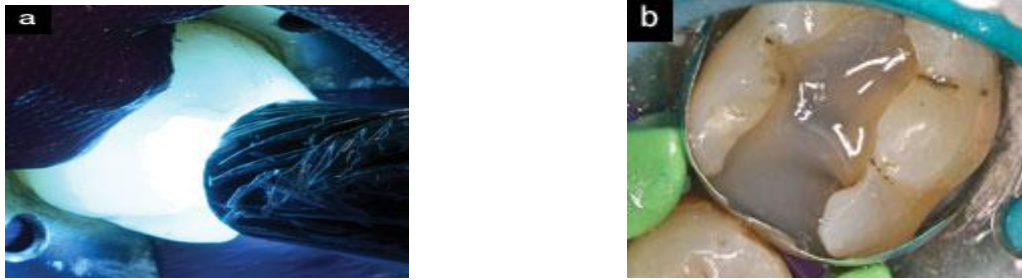
Adım 4: Hazırlama derinliğini göz önüne alınma aşamasıdır. Hazırlık katında en derin kısmını görselleştirilmesiyle, özel olarak tasarlanmış kanulenin ne kadar malzeme yerleştirileceğini görselleştirmesi mümkün olacaktır.

Adım 5: Surefill SDR akışkan kompozitin yerleştirilme aşaması



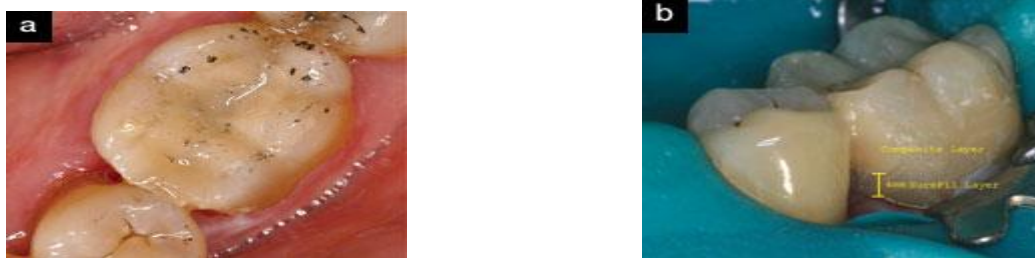
Şekil 3. 10 Kompozit yerleştirme aşaması: (a) compula ucun derinlik hazırlığını ölçmek için kullanılması (b) hazırlık köşelerine malzeme uygulanması için compula tipin ucu kullanılması (adım 5) [45]

Adım 6: Kompozitin ilk tabakası ışıkla polimerize edilir ve sonra değerlendirilir.



Şekil 3. 11 Polimerizasyon ve değerlendirilmesi: (a) ışıkla polimerizasyon (b) hazırlık halinde akışın değerlendirilmesi [45]

Adım 7: Son kompozit tabakası yerleştirilir ve daha sonra değerlendirilir. Esthet-X HD kompozit (DENTSPLY Caulk) burada kullanılmıştır. Katmanlar Surefill SDR akışkan ve katman kompozit (Esthet-X HD) yerleştirildikten sonra daha belirgindir.



Şekil 3. 12 Yerleştirme ve değerlendirilmesi: (a) kompozitin yerleştirilmesi (b) operasyon sonrası molar görünüm [45]

DENTAL KOMPOZİTLERİN KARAKTERİZASYONU

4.1 Termal Özelliklerinin Belirlenmesi

Termal analiz; maddeye kontrollü bir sıcaklık programı uygulandığı zaman, maddenin ve/veya reaksiyon ürünlerinin fiziksel ya da kimyasal özelliklerinin sıcaklığın fonksiyonu olarak ölçüldüğü analiz tekniğidir [46]. Termal analizlerde maddenin kütle kaybı, dönüşüm sıcaklıkları ve enerjileri, boyut değişimleri, viskoelastik özellikleri belirlenmektedir. Bu özellikler materyallerin bileşim analizi, ürün kalite kontrolü, kimyasal özellikleri ve dinamik özellikleri için kullanılmaktadır [47]. En çok uygulanan teknikler:

- 1) Diferansiyel termal analiz (DTA)
- 2) Termogravimetrik analiz (TG)
- 3) Diferansiyel taramalı kalorimetri (DSC)

4.1.1 Diferansiyel Termal Analiz (DTA)

DTA yönteminde, bir örnek ve inert bir referans bileşik (alüminyum, silisyum karbür veya cam parçacıkları vb.) arasındaki sıcaklık farkı ölçülerek sistemin absorpladığı/desorpladığı ısının gözlemlendiği tekniktir. Çalışmada sistem ve referansın sıcaklıkları sabit bir hızda arttırılarak örnek ve referans arasındaki sıcaklık farkı sıcaklığın fonksiyonu olarak tespit edilmektedir [48].

DTA analiz yöntemi, polimerik maddelerin tanımlanmasında çok geniş bir uygulama alanı vardır. Dental kompozit rezinin yapısındaki organik matriks yapı polimerik yapı olduğundan dolayı DTA analizi ile kompozitlerin camsı geçiş sıcaklığının tespiti yapılmaktadır. Bununla beraber, termal kararlılık sıcaklıkları, reaksiyonları endotermik ve ekzotermik karakteristikleri tespit edilmektedir [48].

4.1.2 Termogravimetrik Analiz (TG) ve Türevsel Termogravimetri (DTG)

TG yönteminde, maddeyi kontrollü sıcaklık programı uygulandığında, maddenin ve/veya reaksiyon ürünlerin fiziksel/kimyasal özelliklerinin sıcaklığın fonksiyonu olarak ölçüldüğü bir grup tekniktir. DTG, TG eğrisinin türevidir.

Dental kompozitin TG analizi organik matriksin yapısı ve etkisi ile ilgili önemli bilgiler sağlamaktadır. Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA ve TEGDMA bazlı dental rezin kompozitlerin termal bozunma mekanizması, rezinin kimyasal yapısının kendi bozunma davranışını etkilerinde farklılıklar göstermektedir [49]. Termal kararlılığının daha yüksek olması inorganik doldurucu varlığından kaynaklanmaktadır. İnorganik doldurucu termal bozunmada organik bileşimin kimyasal bağ hareketini büyük ölçüde azaltmakta ve yüksek doldurucu içeriği göstermektedir. Bununla birlikte, yüzeyler arası partikül-matriksin termal kararlılığı artmaktadır [50].

TG/DTG eğrilerinden belirlenen kütle kayıpları nemin buharlaşması, çözücülerin uzaklaşması ve polimer içeriğinin bozunmasından kaynaklanmaktadır. Nihai kütle pirolotik kalıntıların içeriğine işaret etmektedir. Bununla beraber, TG/DTG eğrilerinden kütle değişimi dental kompozitin inorganik ve organik kısmının miktarını ölçmek, kütle kaybının olduğu sıcaklıkları saptamak için kullanılmaktadır [50], [51], [52].

4.1.3 Diferansiyel Taramalı Kalorimetri (DSC)

DSC yönteminde, örnek ve referans maddesine aynı sıcaklık programı uygulanırken, örnekte bir değişim olması halinde, örneğe veya referansa bir elektrik devre yardımı ile dışarıdan ısı eklenerek her ikisinin de aynı sıcaklıkta kalması sağlanır. DSC eğrileri, eklenen ısının sıcaklığa karşı çizilen grafikleridir.

DSC tekniğinde özellikle kompozitlerin Tg'nin tespiti yapılmaktadır ve Tg, ısı akış eğrilerinin sağ ve sol dalları boyunca düz çizgiler vasıtasıyla belirlenir [51].

Camsı geçiş sıcaklığı polimerin fiziksel özellikleri için önemlidir. Tg üstünde ısıtılan polimerler, molekül ağırlığı ve çapraz bağlı bağlanma derecesine bağlı olarak sıvılaşırlar veya plastik gibi esnek hale gelirler. Tg polimerin fiziksel durumunu belirler ve polimerin çeşitli özelliklerini etkiler. Tg, molekül ağırlığı, çapraz bağlanmış zincir sertliği, ağ içinde kalan serbest hacim gibi çeşitli moleküler parametrelere bağlıdır. Tg üzeri ısıtma işlemi mekanik özelliklerin gelişmesine yol açmaktadır. Tg değerini; kompozit bileşimi (farklı monomer ve karışım, başlatıcı, deneysel ya da ticari kompozit, inorganik doldurucu tipi veya miktarı), kompozit rengi, fotoaktivasyon tekniği ve dozu, ölçüm tekniği (DSC ve DMA testi) gibi bazı faktörler etkilemektedir [52].

Bernardi ve ark. yaptıkları çalışmada üç farklı dental kompozit rezinin (Filtek™ Supreme XT, Filtek™ Z-250, TPH₃) termal özellikleri TG ve DSC teknikleri ile incelenmiştir. Bu kompozitlerin LED ışığı ile polimerizasyonu ve polimerizasyon öncesi yapıları incelenmiştir. TG, azot ortamında, sabit ısı ortamı 10 °C.dk⁻¹, 20 ml.dk⁻¹ gaz akışında ve 20 mg örneklerle gerçekleştirilmiştir. DSC ölçümleri 10 °C.dk⁻¹ ısıtma hızında, azot atmosferinde, 25-300 °C aralığında, 50 mg örneklerle gerçekleştirilmiştir [53].

DSC eğrilerinden Tg sıcakları tespit edilmiştir. Genel olarak kompozitlerin, Tg sıcaklıkları 48-58 °C arasına değişmektedir. TPH₃ ve Filtek™ Z-250 sırasıyla 48 °C ve 50 °C'de benzer Tg değerlerini göstermişlerdir. Daha düşük çapraz bağ yoğunluğu ve yüksek moleküler hareketliliği olan zincirler daha düşük Tg sıcaklığı göstermektedirler. Polimerizasyon öncesi örneklerde 150-250 °C'de ekzotermik pikler tespit edilirken LED ışığı ile polimerizasyon yapılmış örneklerde ise ekzotermik pikler oluşmamıştır [53].

TG ve DTG eğrilerinde görüldüğü gibi Filtek™ Z-250 kompozit rezini en iyi termal kararlılığı göstermektedir. Bu kompozit, diğer değerlendiren dental kompozitler arasından, en fazla kalıntı miktarı ve büyük Tg değeri (58 °C) ile içerdiği dolgu maddelerinin en iyi etkileri olanı olarak kabul edilmiştir. Bu kompozit, en iyi polimerizasyon derecesi ile daha homojen morfolojik bağlantı göstermektedir. Sonuç

olarak, Filtek™ Z-250 diğer rezinler arasında ışık ile polimerize edilerek termal özellikleri ve polimerizasyonla ilgili en iyi sonuçları göstermiştir [53].

Almeida ve ark. Resilab (Wilcos/Brazil), Epricord (Kuraray/Japan) dental kompozitlerin polimerizasyon öncesi ve sonrası kütle değişimi ve ısı akış değişimi özelliklerini (TG-DSC), 25-800 °C sıcaklık aralığında, ısıtma hızı 10 °C.dk⁻¹ azot atmosferinde (70 ml.dk⁻¹) incelemişlerdir. İki kompozit örneği benzer termogravimetrik davranışlar göstermişlerdir. %30.6'lık belirlenen kütle kayıplarının nem buharlaşması, çözücü uzaklaştırılması, polimer içeriğinin bozunmasından kaynaklandığı belirtilmiştir. Resilab örneğinin inorganik doldurucu varlığından dolayı termal kararlılığı daha yüksek olduğu belirlenmiştir [50].

D'Alpino ve ark. LED ışığı ile polimerize edilmiş Filtek P60, Filtek Z250, Filtek Z350XT ve Filtek Silorane farklı kompozitlerin malzemeleri (raf ömrü geçmemiş, raf ömrü sona ermiş malzeme) mekanik, termal ve morfolojik karakterizasyonunu gerçekleştirmişlerdir. 40 sn polimerize edilmiş rezin kompozitlerin termal analizleri 50-1000 °C sıcaklık aralığında, 10 °C.dk⁻¹ ısıtma hızında ve 50 mg örnek kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Termogravimetrik analiz sonucunda %29.7 oranında maksimum kütle kaybını gösteren Filtek 350XT kompozitidir. Tg bütün örneklerde 140-182 °C aralığında görülmüştür ve en yüksek Tg değerini Filtek Silorane ait olduğu belirlenmiştir. Raf ömrü geçen malzemelerin Tg değeri çeşitlilik gösterdiği ve Filtek P60 kompozitin en çok değişim gösterdiği belirlenmiştir [51].

Miyazaki ve ark. gerçekleştirdiği çalışmada ana amaç dental kompozitlere uygulanan ikincil ısıl işlemin optimum ısıtma protokolünün belirlenmesidir. Dental kompozitlerde ısıl işlem uygulanmasının sebebi mekanik özelliklerinin iyileştirilmesidir ve ısıtma protokolü olarak 60 -170 °C sıcaklık aralığında ve 7 dakika ile 1 saat arasında değişen ısıtma süresi uygulanmaktadır. Bu amaçla termogravimetrik analiz 25-900 °C sıcaklık aralığında 10 °C.dk⁻¹ ısıtma hızında 15 mg örnek kütlesiyle 50 ml.dk⁻¹ dinamik hava şartlarında gerçekleştirilmiştir. DSC analizinde ise 25-200 °C sıcaklık aralığında, 10 °C.dk⁻¹ (ilk) ve 20 °C.dk⁻¹ (ikinci) olmak üzere değişken ısıtma hızlarında, 25-30 mg kütle, dinamik hava şartları (100 ml.dk⁻¹) gerçekleşmiştir. Z100 kodlu kompozit için ilk kütle kaybının 180 °C üzerinde gerçekleştiği ve bu kütle kaybının bileşenlerin

buharlaşmasıyla gerçekleştiği açıklanabilmektedir. Örneklerin 900 °C'ye kadar tüm organik kısımları yandığı belirlenmiştir. Sonuç olarak TG/DTG eğrileri değerlendirildiğinde dental kompozitlere uygulanacak ısı işlem için uygulanacak sıcaklığın 180 °C altında olması gerektiği belirlenmiştir. Bu şekilde polimerleştirilmiş malzemelerin polimerizasyon derecesinin arttığı ve mekanik özelliklerinin geliştirildiği belirtilmiştir. Optimum ısı işlemin polimer ağının herhangi bir algılanabilir bozulmasına neden olmadan ve mekanik özelliklerinin geliştirebilmesi için ideal işlem sıcaklığının Tg (159.5 °C)' nin üstünde ve polimer bozunma başlangıç sıcaklığının (180 °C) altında seçilmelidir. Bu sebeple optimum ısı işlem sıcaklığı 160 °C olarak belirlenmiştir [52].

4.2 Spektral Özelliklerin Belirlenmesi

Kimyasal bileşiklerin yapılarındaki fonksiyonel grupların belirlenmesi için birçok spektral yöntem vardır. UV görünür ışık kullanımı, nükleer manyetik rezonans, kütle spektral analizi bu yöntemlerden bazılarıdır. Ancak FT-IR bu teknikler arasında en temel yöntemdir. Spektral analizlerde kullanılan teknikler malzemeye göre farklılıklar göstermektedir. FT-IR, organik malzemelerin ve boratlar, fosfatlar, silikatlar olmak üzere inorganik malzemelerin farklı dalga boylarındaki kızılötesi ışın absorpsiyon derecesini ölçen bir tekniktir [54].

Dental kompozitlerde özellikle organik matriks yapısının karakterizasyonunda ve polimerizasyon derecesinin (DC) hesaplanmasında IR absorpsiyon spektrumu kullanılmaktadır [55].

DC, dental kompozitlerin polimerizasyon boyunca monomerlerin polimere dönüşüm miktarı olarak tanımlanmakta ve yapıdaki polimerizasyon öncesi ve sonrası karbon bağları arasındaki farkların oransal olarak hesaplanmasıyla elde edilmektedir. Dental kompozitlerin uygulanması sırasında DC'nin yüksek olması gereklidir. DC artarken reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı azalır ve böylelikle dental kompozitin fiziksel özellikleri gelişme gösterir. Genel olarak ne kadar fazla çift karbon bağı değişimi gerçekleşirse, polimerizasyon o kadar başarılı gerçekleşmiş demektir ve daha iyi mekanik sonuçlar alınır. Kompozit malzemenin son dönüşüm dereceleri dimetakrilat monomerin kimyasal yapısına, sıcaklık, ışık cihazının gücü, foto aktivatör miktarı gibi polimerizasyon şartlarına bağlıdır [56], [57].

Dental kompozit malzemelerin DC'nin hesaplanmasında FTIR spektrumunda özellikle iki absorpsiyon bandı önemlidir. Bunlar 1638 cm^{-1} dalga boyundaki metakrilat gruplarına ait çift karbon grupları ve 1608 cm^{-1} dalga boyundaki aromatik gruplardır. Kaydedilen bu değerler Eşitlik 4.1 de verilen formül kullanılarak DC hesaplanmaktadır.

Polimerize edilmemiş örneklerden alınan analizden sonra polimerizasyona maruz bırakılan aynı örneklerdeki bu bantlardaki absorpsiyon değerleri kaydedilmektedir. Kaydedilen bu değer formülize edilerek kompozitin FTIR uygulanan bölgesi için DC bulunmaktadır [58].

$$DC (\%) = \frac{1 - (1638 \text{ cm}^{-1} / 1608 \text{ cm}^{-1}) \text{ polimerizasyon sonrası}}{(1638 \text{ cm}^{-1} / 1608 \text{ cm}^{-1}) \text{ polimerizasyon öncesi}} \times 100 \quad (4.1)$$

Alshali ve ark. bulk fill akışkan rezin kompozitlerden geleneksel akışkan (SureFil SDR (SDR), Venus bulk-fill (VBF), X-tra base (XB), Filtek Bulk Fill (FBF)) ve düzenli rezin kompozitlerin (Venus Diamond flow (VDF), Grandioso flow (GRF), Venus Diamond (VD), Grandioso (GR)) DC değerini FT-IR spektroskopisi kullanarak incelemişlerdir. DC ölçümleri, örnekler halojen ışık kaynağıyla 20 sn polimerize edildikten hemen sonra ve örnekler 24 saat $37 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de depolandıktan sonra gerçekleştirilmiştir. DC değerleri FT-IR spektroskopisinde bulunan organik rezin makriksin C=C bağlarının absorpsiyon değerleri yardımıyla formül kullanarak hesaplanır. Örnekler polimerize edildikten hemen sonraki ölçümlerde DC değerleri %34.7 den %77.1 e, $\text{GRF} > \text{VDF} > \text{SDR} > \text{VBF} > \text{XB} > \text{GR} > \text{FBF} > \text{VD}$ şeklinde sıralanmıştır. Polimerize edildikten 24 saat sonraki ölçümlerde DC değeri %50.9 ile %93.1 arasında $\text{GRF} > \text{VBF} > \text{VD} > \text{SDR} > \text{VDF} > \text{GR} > \text{XB} > \text{FBF}$ şeklinde sıralanmıştır. GRF dental kompoziti en yüksek DC değerine sahiptir. Bunun sebebi TEGDMA monomerinin yüksek konsantrasyonun katkısından kaynaklanmaktadır. XB ve FBF polimerize edildikten 24 saat sonraki ölçümlerde en düşük değeri göstermiştir. Düşük değer göstermelerinin sebebi UDMA monomerinin hareketliliği, kompozitin mekanik performansını kısıtlamakta ve reaktifliklerini azaltmaktadır. XB, DC değerine karşın yüksek dolgu özelliği göstermektedir [59].

Zorzina ve ark. Filtek BulkFill (3MESPE), SDR (Dentsply), Tetric EvoCeram BulkFill (TBF), Venus BulkFill (VBF), X-traBase (XTB), FiltekZ250 (3MESPE) ve Filtek Supreme XTEFlowable (FSF, 3MESPE) bulk fill rezin kompozitlerinin örnek kalınlığındaki farklılıkların polimerizasyon derecesine etkisini incelemişlerdir. Dental kompozitler

8 mm çapında, 2 mm ve 4 mm kalınlığında örnekler şeklinde hazırlanıp, LED ışığı ile 30 sn polimerize edildikten sonra bütün rnekler FT-IR cihazında ölçülmüştür. FT-IR spektroskopisindeki absorpsiyon piklerinden formüldeki gibi DC değeri hesaplanmıştır. VBF kompoziti en yüksek DC değeri (%80.07) gösterirken, Z250 kompozitinin 4 mm kalınlığındaki rneği en düşük DC değerini (%22.2) göstermiştir. Dental kompozitlerin 2 mm olan kalınlığı 4 mm olarak artırıldığında polimerizasyon derecesinde önemli düşüşler görülmemektedir. Organik matriksin monomer bileşimi dental kompozitin DC değerini etkiler. UDMA monomeri içeren dental kompozit Bis-GMA ierenden daha yüksek DC değeri göstermektedir (ift bağ konsantrasyonu (UDMA 4.25 mol.kg⁻¹, Bis-GMA3.90 mol.kg⁻¹) [60].

Guimaraes ve ark. bulk fill Venus (Heraeus) ve SureFill SDR Flow (Dentsply) ve geleneksel akışkan kompozitlerin Gaenial Universal Flo (GC Europe), Wave MV (SDI) farklı kalınlıktaki örneklerinden polimerizasyon derecesini incelemişlerdir. DC testi için dört örnek (8mm×1.5mm) eklinde, LED ışığıyla 20 sn polimerize edilerek hazırlanmıştır. 10 dk ve 24 saat sonra FTIR spektroskopisi ile polimerizasyon derecesi saptanmıştır. DC değerlerine bakıldığında geleneksel kompozitler 3 mm'den daha büyük derinlikte olanlarında önemli azalmalar görülmektedir. Bulk fill kompozitlerde ise 6 mm'e kadar olan kalınlıktaki örneklerde polimerizasyon derinliği tatmin edici özellik göstermiştir [61].

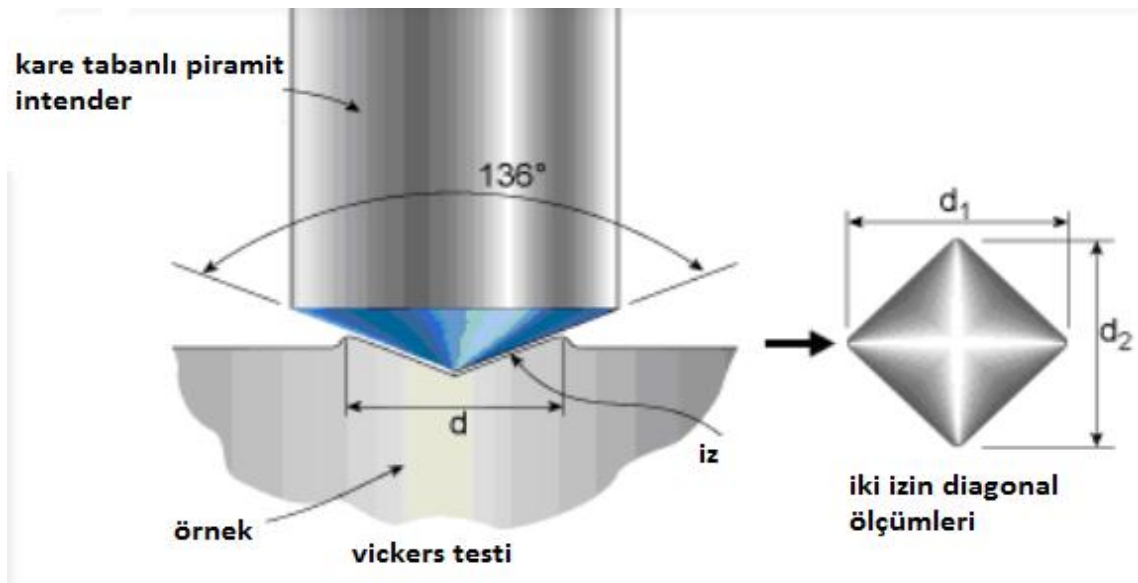
4.3 Mikrosertlik zelliklerinin Belirlenmesi

Malzemenin sertliği, katının lokal deformasyona gösterdiği direnç olarak tanımlanmaktadır. Sert bir malzeme, başka bir cismin, kuvvet altında o malzeme içine girmesine büyük direnç göstermektedir. Sertlik gerilme miktarıyla karşısındaki malzemeye aşınmasıyla bağlantılıdır [62], [63].

Vickers sertlik lme yöntemi uzun zaman almasına karşın en duyarlı sertlik lme yöntemidir. Vickers cihazı, tabanı kare olan ve karşılıklı yüzleri arasında 136 C'lik açı bulunan piramit şeklinde bir elmas uca sahiptir. Vickers sertlik testinde, elmas ucun malzemenin üstünde meydana getirdiği eğimli yüzeyin alanı hesaplanmaktadır. Malzemeye 10-15 saniye boyunca 1 kg'dan 100 kg'a kadar kuvvet uygulanmaktadır. Mikrosertlik testlerinde uygulanan kuvvet 100 grf ile 500 grf arasında değişmektedir.

Kompozit malzemeler için bu kuvvet 50-500 grf arasında değişim göstermektedir. Kuvvet kaldırıldıktan sonra malzemenin yüzeyinde, ucun meydana getirdiği çentiğin iki köşegeninin uzunluğu mikroskop yardımıyla ölçülür ve ortalaması alınarak vickers değeri hesaplanır. Malzemenin sertliğini gösterecek ortalama bir d değeri için çok sayıda izin ölçümü yapılmalıdır [23], [64], [65].

Kompozit malzemeler için VHN değerleri, malzemenin özelliklerine ve polimerizasyon şartlarına bağlı olarak 30 ile 110 VHN arasında değişim göstermektedir [66].



Şekil 4. 1 Vickers sertlik testi [19]

Dental kompozit rezinlerin mikrosertliği kompozitin rijit malzemelerin oluşturduğu basınçlara karşı gösterdiği dirençtir. Dental kompozitlerde en önemli mekanik özelliklerden biri mikrosertliktir. Klinik olarak diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin fiziksel ve mekanik özellikleri restorasyonların başarısını doğrudan etkilemektedir. Restoratif malzemeler ağız içerisinde birçok etkiye maruz kalmaktadırlar. Bu etkilere başarılı şekilde karşı koyabilmeleri için yüksek düzeyde sertlik değerlerine sahip olmaları gerekmektedir. Düşük yüzey sertliği ya da yüzeydeki yumuşama malzemenin aşınmasına sebep olmaktadır [67].

Dental kompozit rezinlerin inorganik doldurucu içeriği ve sertliği arasında pozitif korelasyon vardır. İnorganik doldurucu seviyesinin artması, sertlik değerini arttırmaktadır. Böyle olmasının sebebi, partikül büyüklüğu ve yayılımını içeren, rezin matriks ve doldurucu partikülleri ile ilişkili olan birçok faktörün etkileşmesinden

kaynaklanmaktadır [15], [23]. Dental kompozitlerin yüzey sertliğini, polimerizasyon derecesi etkilemektedir. Bundan dolayı, yeteri derecede polimerize olmamış bir kompozit kütlesinin alt tabakalarının mikrosertlik değeri daha az olacaktır ve bu klinik başarıyı etkileyecektir [68].

Dişhekimliğinde kullanılan dental kompozit rezinlerde yüzey sertlik ölçümlerinde Brinell, Knoop, Barcol, Rockwell ve Vickers en fazla kullanılan ölçüm yöntemleridir. Bu yöntemlerden hangisinin seçilmesi gerektiği test edilecek malzemenin özelliğine bağlıdır [69].

Tolidis ve ark. dört restoratif bulk fill kompozit rezin (X-trafill – Voco, EverX Posterior – GC, Tetric EvoCeram Bulk Fill – Ivoclar Vivadent ve Beautifil Bulk Fill Restorative – Shofu) ve dört akışkan bulk fill kompozit rezin (X-trabase-Voco, Beautifil Bulk Fill Flowable – Shofu, Filtek Bulk Fill Flowable – 3M ESPE ve Venus Bulk Fill – Heraeus Kulzer) mikrosertlik ölçümlerini incelemişlerdir. Herbir kompozit için 5 mm genişliğinde 5 mm uzunluğunda 4 mm kalınlığında üç örnek hazırlanmıştır. Örnekler LED ışığı ile 20 sn polimerize edilmiştir. Polimerizasyon sonrası örneklerin vickers mikrosertlik ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak restoratif bulk fill kompozitlerini akışkan olan bulk fill kompozitlerinden daha yüksek mikrosertlik değeri göstermiştir. 4 mm kalınlığındaki bulk fill kompozitlerin VHN değerleri 12.18 ile 56.56 değer aralığındadır. X-trafill en yüksek VHN değerine sahipken, Filtek Bulk Fill Flowable, Venus Bulk Fill kompozitleri en düşük VHN değerini ($p < 0.05$) göstermiştir [70].

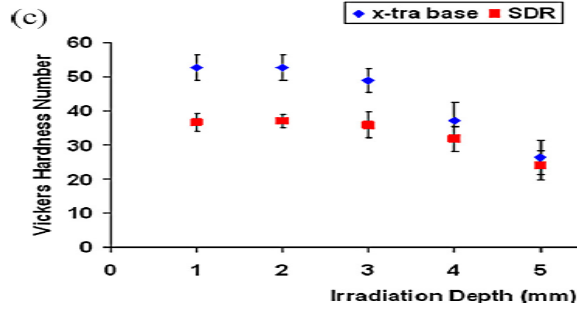
Giuliano ve ark. beş farklı kompozitin (SonicFil (Kerr), Tetric Bulk Fill (Ivoclar), SDR (Dentsply), X-tra Base (Voco), Filtek Bulk Fill (3M ESPE)) sertliğinin in vitro olarak değerlendirmişlerdir. Dental kompozitler 10 mm çapında ve 6 mm derinliğinde LED ışığı ile 40 sn polimerize edilerek hazırlanmıştır. Vickers sertlik testi her yüzey için dört ölçüm ve yan yüzeyleri altı ölçüm yapılarak gerçekleştirilmiştir. Mikrosertlikteki azalmalar, bulk fill kompozitin kalınlığı ile bağlantılıdır. SDR kompoziti, en düşük mikrosertlik değerini göstermektedir ve bununda en düşük büzülme derecesi değerine göstermesine sebep olmaktadır [71].

Finan ve ark. iki farklı bulk fill akışkan kompozitin (Surefill SDR ve X-trabase) farklı kalınlıklarda VHN değerlendirmişlerdir. Kompozitler polimerize edilirken halojen cihazı

1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 ve 8 mm uzaklıkta ışınlama yapılarak polimerizasyon yapılmıştır. Örnekler, vickers cihazında 50 g, 100 g, 200 g ve 300 g yük uygulaması altında 15 sn de test edilmiştir. Dental kompozitlerin VHN değerleri aşağıdaki formülden hesaplanarak bulunmuştur.

$$VHN = \frac{1.85 P}{D^2} \quad (4.2)$$

P uygulanan yük (g), D ortalama köşegen uzunluğu (mikrometre), VHN elmas piramidin sertliğidir. SDR ve X-trabase'in VHN değerlerinde önemli farklılıklar görülmüştür (Şekil 4.18). X-trabase için VHN değeri bütün ışınlama uzaklıklarına bakıldığında 53'tür. 4 mm ışınlama uzaklığından sonra VHN değerinde önemli düşüşler görülmektedir [72].



Şekil 4. 2 Vickers değerine karşı ışınlama uzaklığı [72]

4.4 Su Absorpsiyon Özelliklerinin Belirlenmesi

Estetik restorasyonları oluşturan dental rezin kompozitler sürekli ağız içinde nem ile karşılaşmaktadır. Bu nedenle, klinik hizmet sırasında, artık monomer ve sızabilen bileşen, polimer ağ yapısında veya rezin dolgusunda bozulmalar, malzemenin içine su moleküllerinin alımını içeren su ile alakalı etkileşimlerle karşılaşabilmektedir [73].

Organik matriks fazı polimer yapıdadır. Polimerler viskoelastik malzeme özelliği göstermektedirler, bu yüzden dental rezin kompozitler, ağız içerisinde çiğneme yüklenmesine maruz kaldığında bazı viskoelastik davranışlar sergilemektedir.

Ağız ortamında, çiğneme baskısının ötesinde kompozitler su etkisine maruz kalır. Kompozitler suyu absorbe ederler ve kendi bileşenlerini çevrelerine salırlar. Absorpsiyon ve çözünürlük olguları kimyasal ve fiziksel proseslerin çeşitliliğe öncülük eder ki bu prosesler biyolojik sorunlar ürettiği gibi, rezin matriksin fonksiyonu ve yapısı

üzerinde işlev bozucu etkiler yapar. Bu etkiler şişme, plastikleştirme, yumuşama, oksidasyon ve hidrolizdir. Bu olaylarla (absorpsiyon ve çözünürlük) ve matriksin performansı uyumlu hale getirilerek rezin matriksin özellikleri kalıcı olarak değiştirilebilir [74].

Rezin kompozit polimer ağı; belli miktarda suyu absorplayacaktır ve çevredeki ortama monomerler ve iyonlar salacaktır. Su, rezin kompozitin gözeneklilik ve moleküller arası boşluğu yüzünden polimer ağ üzerinden nüfuz etmektedir, böylece elde edilen su polimer ağının yoğunluğuna büyük ölçüde bağlıdır [75].

Su absorplama difüzyon kontrollü bir süreç olarak gerçekleşmekte ve bu süreç sırasında, su molekülleri matrikse difüze olurken serbest hacmi artmaktadır. Hacim artışı higroskopik genişlemeye ve plastikleşmeye sebep olmaktadır ve bu zamana bağlı olarak mekanik özellikleri zayıflatabilmektedir ve sonuç olarak aşınma artmaktadır [73].

Çeşitli sıvıların absorplanması kompozitin yapısına yan etkisi oluşturmaktadır. Bu ağız sıvıları kompozit tarafından absorplanınca organik matriks ile inorganik doldurucu arasındaki ara yüzde bozulma ve lokalize çatlaklar görülebilmektedir [64], [76].

Sıvı absorpsiyonu sonucunda malzemenin kullanım süresini kısaltmakta ve aşınma direncini, renk stabilitesini, mekanik dayanımını etkilemektedir.

Dental kompozitlerde su absorpsiyonu ve çözünürlük, Eşitlik 4.3 ve Eşitlik 4.4 kullanılarak hesaplanmaktadır.

$$\text{Su absorpsiyonu}(\%) = \frac{(m_s - m_i)}{m_i} \cdot 100 \quad (4.3)$$

$$\text{Çözünürlük}(\%) = \frac{(m_i - m_d)}{m_i} \cdot 100 \quad (4.4)$$

Bu formülde; m_s , örneğin 30 gün sonraki doymuş ağırlığını göstermektedir. Formül, absorplanmış sıvı için belirgin bir değerdir, çünkü reaksiyona girmemiş monomer aynı zamanda örneğin ağırlığını azaltmak için sonuçtan çıkarılmaktadır. m_i sabit kütleyi göstermektedir. m_d ise 30 gün sonrası desorplanan ağırlığı göstermektedir [74].

Sideridou ve ark. iki farklı dental kompozitin (EvoCeram (kompozit A) ve Heliomolar (kompozit B)) iki farklı sıvı ortamında (etanol/su çözeltisi ve su) sıvı absorplama özelliklerini belirlemişlerdir. Kompozitlerin başlangıç kütlesinin (m_i) tespiti için desikatöre yerleştirilmiş ve 37 °C'de ön işleme fırınına aktarılarak ve 24 saat sonra

örnekler çıkarılmış, 1 saat süreyle desikatör içinde depolanmıştır. Bu döngü sabit kütle elde edilene kadar tekrarlanmıştır. Bunu takiben kompozitler 37 °C’de etanol/su çözeltisi veya suya batırılmıştır. Sabit zaman aralıklarında örnekler; çıkarılmış, fazla sıvının çıkması için kurutma kağıdı ile kurutularak ağırlıkları (m_s) kaydedilmiştir. Sıvı absorpsiyonu 30 gün boyunca belli aralıklarla incelenmiştir. Sonuç olarak Eşitlik 4.3’de verilen formül kullanılarak sıvı absorplama hesaplanmıştır. Kompozitler etanol/su çözeltisinde sudan daha yüksek olarak absorplama, çözünürlük ve hacim artışı göstermiştir. A kompoziti B kompozitinden daha düşük % absorplama, çözünürlük ve hacim artışı göstermektedir [74].

Liang ve ark. yaptığı bu çalışmada dental kompozitlerde çoğunlukla kullanılan Bis-GMA, Bis-DMA, Bis-EMA gibi monomerler bazı problemlere sebep olduğu yeni bir monomer SiMA sentezlenmiştir ve dental kompozit malzemesinde baserin olarak kullanılmıştır. SiMA ile kompozitin ve rezin sistemin su absorplama özellikleri incelenmiştir. Burada kontrol grubu olarak kullanılan 3 M ESPE FiltekTMZ250 ve SiMA kompozitinin 37 °C’de 30 ml suya batırılmış ve sabit zaman aralıklarında, örnekler çıkarılmış, fazla suyu çıkarmak için kurutma kağıdı ile kurutulmuş, tartılmış ve tekrar suya konulmuştur. Bu döngü 30 gün boyunca tekrarlanarak yukarıda belirtilen formüllerden su absorplama hesaplanmıştır. Sonuç olarak SiMA bazlı kompozitin kontrol grubuna göre su absorplaması daha düşüktür ve bu yüzden SiMA’nın su direnci Bis-GMA’dan daha iyi olmaktadır [77].

Zankuli ve ark. dört farklı rezin kompozitin (Grandio Core, Core.X Flow, Bright Flow Core, Speedee) ve cam iyonomerli Fuji LC rezinin uzun dönem su absorplaması üzerine çalışılmıştır. Örnekler için 16 mm çapında ve 1 mm kalınlığındaki silindirik kalıplar hazırlanmıştır ve cam preperatin üzerinde kalıbın içerisine konan malzemelerin üzeri transparan poliester film kapanmıştır. Poliester filmle kaplanan malzemenin üzerine başka bir cam preperatı ile baskı uygulanmıştır. Örnekler 620 mW.cm⁻² ışık şiddetindeki Optilux curing unit (Optilux 501, USA) ışınları göndererek hazırlanmıştır. Örneklerin her iki tarafı da beş kez 20 sn polimerize edilmiştir. Örneklerin su absorplama ve çözünürlüğü 1 yıl sonra ve 1 ay sonra test edilen malzemeler için hesaplanmıştır. Su absorpsiyonu, çözünürlük ve kütle değişim yüzdeleri denklemlerle hesaplanmıştır. En yüksek su absorplama Fuji LC iken en düşük su absorplama Grandio Core da

görülmektedir. Bütün malzemeler ilk 28 gün boyunca en yüksek miktarda su eldesini arttırmayı sürdürmüşlerdir. 1 aydan 1 yıla kadar su absorplama kıyaslanırsa en fazla kütle artışı ilk ayda kazanılmıştır. 1 aydan sonra su absorplama artışı çok düşük oranlarla gerçekleşmiş ve ilk 6 aydan sonra su absorplamada bir değişiklik kaydedilmiştir. Fakat 1 aylık gruplardan farklı olarak 1 yıllık grupların su absorplama özelliklerinde küçük artışlar tespit edilmiştir. Hidrofilik monomerler malzemenin su absorplamasında büyük rol oynamaktadır. Doldurucunun varlığında malzemelerin su absorplama ve çözünürlüğüne etki etmiştir. Bu çalışmada Grandio Core en düşük su absorplama özelliği göstermiştir [75].

4.5 Yüzey Özelliklerinin Belirlenmesi

Yüzey özelliklerini değerlendirmek için çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Dental malzemelerde yüzey özelliklerini değerlendirmek için nitel metodlardan optik mikroskobu ve SEM, nicel metodlardan yüzey profil analizi kullanılmaktadır. Aynı zamanda AFM tekniği de dental malzemelerde yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu topolojik görüntülenmesini sağlamaktadır [78].

Oksijen inhibisyon tabakası sebebiyle, kompozit rezinin en üst yüzeyinin polimerizasyon kalitesi, alttaki kompozit tabakalara göre daha az olmaktadır. Oksijen inhibisyon tabakası, kompozitin ana kütesinden daha zayıf özellik göstermektedir. Rezinden zengin bu tabakanın kalınlığının yaklaşık olarak 5 µm olduğu, yapılan SEM çalışması ile bulunmaktadır. Klinikte, bu değerdeki bir kalınlık, herhangi bir bitirme ve cila işlemi sayesinde giderilebilmektedir [23].

4.5.1 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

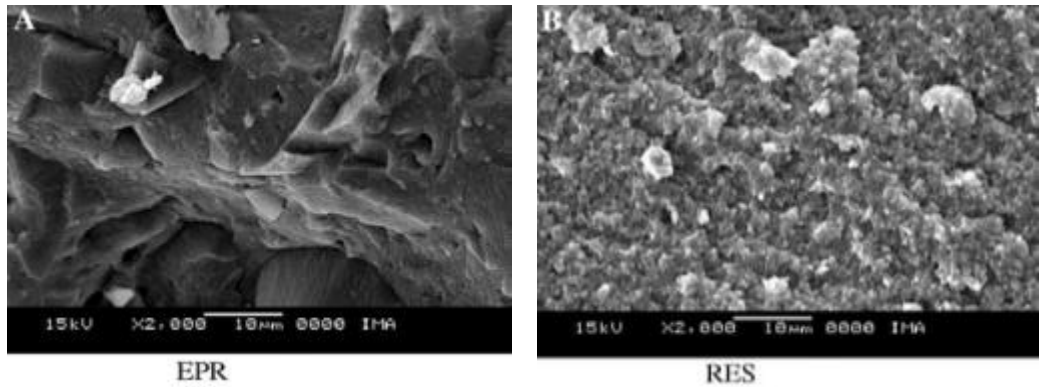
Elektronik ve optik sistemlerin birlikte kullanımıyla yüksek büyütmelerde üzerinde işlem ve analizler yapılabilen görüntülerin elde edildiği cihaz teknolojileri üretilmiştir. Bu amaçla üretilen cihazlardan biri elektrooptik prensipler çerçevesinde tasarlanmış SEM'dir.

SEM görüntü, yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması, bu elektron demetinin örnek yüzeyinde taratılması sırasında elektron ve örnek atomları

arasında oluşan çeşitli girişimler sonucunda meydana gelen etkilerin uygun algılayıcılarda toplanması ve sinyal güçlendiricilerden geçirildikten sonra bir katot ışınları tüpünün ekrana aktarılmasıyla oluşmaktadır. Modern sistemlerde bu algılayıcılardan gelen sinyaller dijital sinyallere çevrilip bilgisayar monitörüne aktarılmaktadır.

SEM cihazında, ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analiz birleştirme özelliği gibi özellikler kullanım alanını genişletmektedir. Örneğin, 1000x büyütmede optik mikroskobun odak derinliği 0,1 μm iken SEM’de odak derinliği 30 μm olmaktadır [79].

Almeida ve ark. yaptığı çalışmada iki farklı dental kompozitin (ERP (Epicord) ve RES (Resilab)) taramalı elektron mikroskobuyla değerlendirilmesi yapılmıştır. SEM mikroskobu partikül boyutunu göstermektedir. SEM’den alınan çıktılar dental kompozit resinin yüzey topografik analizini vermektedir. Şekilde iki kompozitin SEM görüntüsü verilmiştir [50].



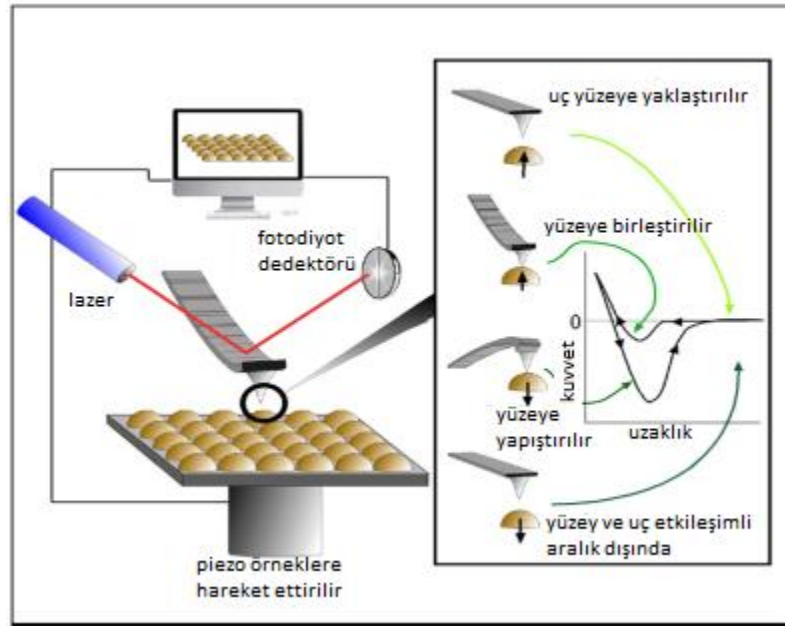
Şekil 4. 3 İki farklı kompozitin SEM görüntüsü [50]

SEM görüntüsünden ERP’nin RES’den daha büyük doldurucu boyutu ve düşük doldurucu konsantrasyonu içerdiği görülmektedir.

Vismara ve ark. yaptıkları çalışmada SEM analiziyle dental kompozitlerin topografik analizi yapılmıştır. SEM görüntüsüyle kompozitin morfolojik karakterizasyonu test edilmiştir. Topografik görünüşten yüzeysel düzensizlikler, yüzeysel dolgu değişimleri, organik matriks bozunmaları bulunmaktadır. Kompozitlerdeki topografik düzensizlikler tespit edilmektedir. Filtek Z350XT inorganik fazı daha kolay tanımlabildiği gösterilmiştir [51].

4.5.2 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

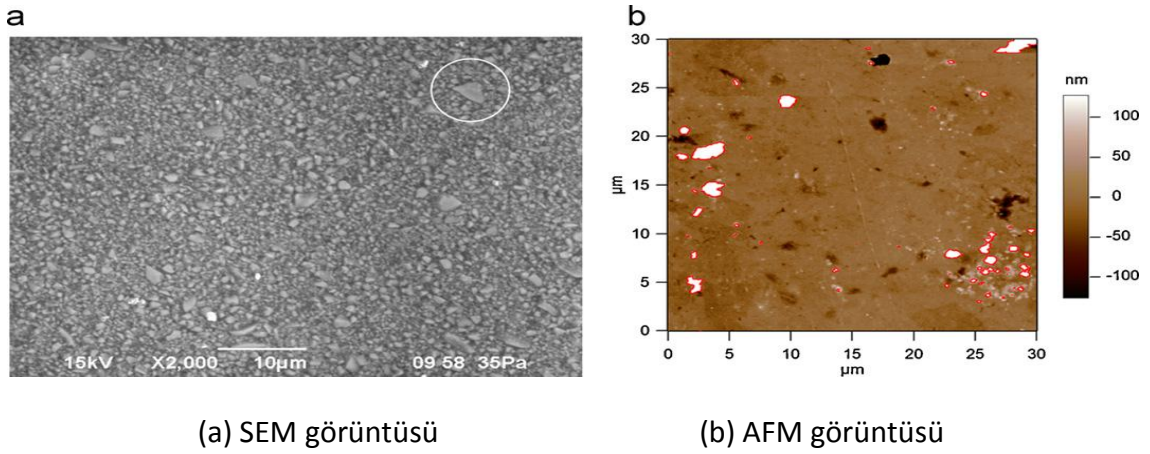
Atomik kuvvet mikroskobu taramalı prob mikroskobu grubu altında yer alan en tanınmış yüzey inceleme tekniklerinden biri olmaktadır. AFM sistemi temel olarak silikon kaplı keskin bir iğne ucun, piezo elektrik kontrol elemanı aracılığıyla, incelenen yüzey arasında üç boyutta (x,y,z) hareket ettirilmesine dayanmaktadır. AFM'nin çalışma prensibi kontakt, nonkontakt ve lif modu olmak üzere üç tanedir. Kullanıcı tarafından örnek yüzeyine yaklaştırılan iğne ucun yüzeyin taraması sırasında yaklaşık 10^{-9} N kuvvet uygulanmaktadır. Sistemde bulunan tarayıcı tarafından örnek ile uç arasındaki ölçüm uzaklığı ayarlanarak iğnenin konumundaki bozulmalar bir lazer ışığı tarafından algılanarak büyütülmesi gerçekleştirilir. Böylece iğne uç ile örnek arasındaki itici kuvvetler veya iğne uçtaki eğilmeler hesaplanarak örnek yüzeyin üç boyutlu görüntüsü bilgisayar ekranına aktarılır ve yüzey topografisi nanometre seviyesinde saptanır [80].



Şekil 4. 4 AFM çalışma prensibi [81]

Derchi ve ark. dört farklı kompozitin (Venus Diamond Flow, Vertise Flow, Filtex Supreme XT Flow, Surefil SDR Flow) yüzey özelliklerini incelemişlerdir. AFM cihazıyla yüzeydeki matris ve doldurucu görüntülenmiştir. Böylece yüzey topolojisi belirlenmiştir [82].

Salerno ve ark. yaptığı çalışmada dental kompozit rezinlerin nano tanımlanmasını yapmıştır. AFM ile topografik görüntüleme kaydedilmiştir. AFM ile yüzey ölçümleri kaydedilmiştir. Derinliğin alt sınırı limitinden yükseklik dağılımları bulunarak pürüzlülükler ölçülmüştür. 200 nm derin çukurlar görülmekte ve AFM yüksek uzaysal çözünürlükte yüzey pürüzlülüğünü görüntülenmektedir. Şekildeki (a) ile gösterilen kompozitin SEM görüntü (65 μm ile 50 μm), (b) ile gösterilen AFM görüntüsü (30 μm X30 μm) gösterilmektedir [83].



Şekil 4. 5 Dental kompozit rezinlerin AFM ve SEM görüntüsü [83]

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu tez çalışmasında, halojen ışık kaynağıyla polimerize edilmiş Surefill SDR, Xtra Base Xtrafill ve Quixfill ticari dört farklı bulk fill rezin dental kompozitin termal davranışları, spektral özellikleri, yüzey özellikleri, mikrosertlik değerleri ve su absorplama özellikleri in vitro incelenmesi gerçekleştirilmiştir.

5.1 Bulk Fill Rezin Dental Kompozitler

Deneysel çalışmalar kapsamında Surefill SDR, Xtra Base, Xtrafill, Quixfill adlı 4 adet bulk fill rezin kompozit kullanılmıştır (Şekil 5.1). Kompozitlerin genel özellikleri Çizelge 5.1’de verilmektedir.



(a) Surefill SDR



(b) Xtra Base



(c) Xtrafill



(d) Quixfill

Şekil 5. 1 Deneysel çalışmalarda kullanılan dental kompozitler

Çizelge 5. 1 Deneysel çalışmalarda kullanılan dental kompozitlerin genel özellikleri

Üreticiler	Surefill SDR (Dentsply DETREY GmbH, Konstanz, Germany)	Xtra Base (Voco, GmbH, Cuxhaven, Germany)	Xtrafill (Voco, GmbH, Cuxhaven, Germany)	Quixfill Dentsply DETREY GmbH, Konstanz, Germany)
LOT	1208001724	1302617	1251152	1110000722
Numune kodu	SDR	XB	XF	QF
Çeşidi	Bulkfill flow	Bulkfill flow	Bulkfill	Bulkfill
Rezin matriks	EBPADMA, TEGDMA	MMA, Bis-EMA	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	UDMA TEGDMA Di ve trimetakrilat rezin karboksil asit modifiye dimetakrilat rezin
Doldurucu tipi	Baryum-alumino- floro-borosilikat cam; Stronsiyum alümino-floro- silikat cam; Titanyum dioksit; Demir oksit pigmentler, floresan ajan	İnorganik doldurucu, amorf silika	İnorganik doldurucu, amorf silika	Silanlanmış stronsiyum alüminyum sodyum florür fosfat silikat cam
Doldurucu yüzdesi	%68 ağı. ve %44V	%75 ağı. ve %58V	%86 ağı. %70,1 V	%85.5/ağı., %66.4V,
Aktivatör	Kamforokinon (CQ) Fotobaşlatıcı; Fotohızlandırıcı;	CQ Fotobaşlatıcı; Fotohızlandırıcı;	CQ Fotobaşlatıcı; Fotohızlandırıcı;	Etil-4- dimetilaminobenzoat CQ Fotobaşlatıcı; Fotohızlandırıcı;

5.2 Halojen Işık Kaynağı

Bulk fill rezin dental kompozitlerinin polimerizasyonun sağlanması için YDL-75 marka halojen ışık kaynağı (Hangzhou Yinya New Materials Co.,Ltd) kullanılmıştır. Halojen ışık kaynağı 420 nm ve 510 nm dalga boyu aralığında, ışık yoğunluğu $\geq 500 \text{ mW.cm}^{-2}$ 'dir. Başlama zamanı 0-10 dk arasında ayarlanabilmektedir. Kompozitlerin hazırlanmasında, halojen ışık kaynağı örneklerin üst yüzeyine 40 sn ve alt yüzeyine de 20 sn uygulanmıştır. Uygulama sonrası polimerizasyon gerçekleşmiş ve hazırlanma prosedürlerine devam edilmiştir.



Şekil 5. 2 YDL-75 Halojen ışık kaynağı

5.3 Dental Kompozit Örneklerinin Hazırlanması

5.3.1 Dental Kompozitlerin Termal Analiz ve Yüzey Özelliklerinin Belirlenmesi İçin Hazırlanması

Bulk fill rezin dental kompozitlerin hazırlanmasında 2 mm çapında ve 2 mm kalınlığında yuvarlak teflon kalıplar kullanılmıştır. Kompozit malzemeler kalıplara şırınga yardımıyla boşaltıldıktan sonra üzerine şeffaf bantlar uygulanarak fazla materyalin uzaklaştırılması için her iki taraftan siman camı ile bastırılmıştır. Örnekler şeffaf bant ve siman camı altında halojen ışık kaynağı ile üst yüzey 40 sn ve alt yüzey 20 sn olmak üzere polimerize edilmiştir. Deneysel çalışmalarda tekrarlanabilirliğin elde edilmesi amacıyla aynı numuneden 9 farklı örnek hazırlanmıştır. Polimerize edilmiş kompozit numuneler farklı tane boyutlarına göre numaralandırılmış (No: 1200, 600, 400, 220) zımpara kâğıtları ile üst yüzeyleri zımparalanmış ve desikatörde bekletilmiştir. Numunelerin hazırlanma aşamaları Şekil 5.3'te verilmektedir.



Şekil 5. 3 Dental kompozit numunelerin hazırlanması: (a) kalıba doldurma, (b) şeffaf bant uygulaması, (c) polimerizasyon, (d) polimerize olmuş dental kompozit

5.3.2 Dental Kompozitlerin Su Absorpsiyonu ve Mikrosertlik Özelliklerinin Belirlenmesi İçin Hazırlanması

Bulk fill rezin dental kompozit örneklerinin hazırlanması için 10 mm çapında ve 4 mm kalınlığında yuvarlak teflon kalıplar kullanılmıştır. Dental kompozit malzemeler kalıplara şırınga yardımıyla boşaltıldıktan sonra üzerine şeffaf bantlar uygulanarak fazla malzemenin uzaklaştırılması için her iki taraftan siman camı ile bastırılmıştır. Örnekler şeffaf bant ve siman camı altında halojen ışık kaynağı ile üst yüzey 40 sn ve alt yüzey 20 sn olmak üzere polimerize edilmiştir. Polimerize edilmiş kompozit numuneler farklı tane boyutlarına göre numaralandırılmış (1200, 600, 400, 220) zımpara kağıtları ile üst yüzeyleri zımparalanmıştır. Numunelerin hazırlama aşamaları Şekil 5.3'te verilmektedir. Deneysel çalışmalarda tekrarlanabilirlik elde edilmesi amacıyla her numunedan 3 farklı örnek hazırlanmıştır.

5.4 Dental Kompozitlerin Termal Özelliklerinin Belirlenmesi

Bulk fill rezin dental kompozitlerin bozunma ve camsı geçiş sıcaklıkları termal analiz metotları kullanılarak incelenmiştir. Bozunma sıcaklıkları DTA/TG (Perkin Elmer Pyris Diamond) analizi yapılarak belirlenmiştir. DTA/TG cihazı, analizler öncesi indiyum metalinin erime noktası ile kalibre edilerek analize hazır hale getirilmiştir. Kompozitlerin bozunma özellikleri 30 -600 °C aralığında inert atmosfer (N_2 , 200 ml.dk⁻¹) altında ve 10 °C.dk⁻¹ ısıtma hızında gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5. 4 Perkin Elmer Pyris Diamond DTA/TG cihazı

5.5 Dental Kompozitlerin Spektral Özelliklerinin Belirlenmesi

Analizler öncesi numuneler hava ile temaslarının kesilmesi amacıyla desikatörde muhafaza edilmişlerdir. FT-IR analizleri için Perkin Elmer Spectrum One marka cihaz kullanılmıştır. Bulk fill resin dental kompozitlerin analiz adımları termal analiz öncesi ve sonrası olmak üzere iki kez gerçekleştirilerek iki farklı spektrum elde edilmiştir. ATR ekipmanının elmas yüzeyine yerleştirilen polimerize edilmiş disk kompozitleri öncelikle sıkıştırılarak FT-IR analizleri gerçekleştirilmiştir.



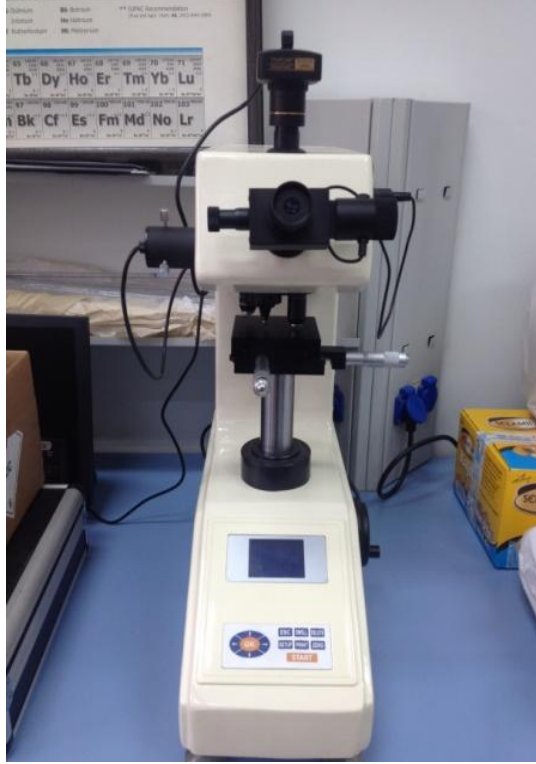
Şekil 5. 5 Perkin Elmer Spectrum One FT-IR cihazı

Halojen ışığı altında polimerize edilen dental kompozitlerin DC'si metakrilat grubunu temsil eden C=C pikinin polimerizasyon öncesi ve sonrasındaki absorpsiyon değişimleri ($1638-1608\text{ cm}^{-1}$) temel alınarak Eşitlik 4.1 yardımıyla hesaplanmıştır.

5.6 Dental Kompozitlerin Mikrosertliklerinin Belirlenmesi

Her bir örneğin yüzey sertlik değeri 100 gr'lık yük ve 10 sn bekleme süresi ayarıyla yüzey sertlik cihazı (Microbul-1000D Micro Vickers Hardnes Tester) ile alınmıştır ve başlangıç ölçümleri olarak kaydedilmiştir. Vickers metodu, 136° elmas piramid uç kullanarak, malzeme cinsine, kalınlığına bağlı olarak seçilen test yüküne göre oluşan piramid izin ebadının optik sistemle ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Her bir örnekten birbirlerine ya da kenarlarına 1 mm'den daha yakın olmayacak şekilde 3 ölçüm alınmış ve bu ölçümlerin ortalaması her bir örnek için tek bir değer olarak kabul edilmiştir. Numunelere ait VHN değerleri Eşitlik 4.2 kullanılarak belirlenmiştir. Herbir kompozitten

üç farklı örnek distile su olan kaplara konularak ilk gün, 7. gün, 15.gün ve 30.gün olmak üzere dört farklı zaman aralığında vickers cihazıyla ölçülerek mikrosertlik değişimleri incelenmiştir.



Şekil 5. 6 Microbul-1000D Micro vickers hardnes tester cihazı

5.7 Dental Kompozitlerin Su absorpsiyon Özelliklerinin Belirlenmesi

Bulk fill resin dental kompozitler su absorpsiyonu özelliklerinin belirlenmesi için hazırlanmasının ardından numuneler desikatör içerisinde 37 °C'lik etüve alınmıştır. Sabit tartım değerine ulaşıncaya kadar 24 saatte bir tartımlar alınmıştır. Ağırlık değişimi 0.1 mg olduğunda sabit tartım değerine ulaşıldığı kabul edilmiştir. Ulaşılan sabit tartım değeri o numuneye ait başlangıç ağırlığı (m_0) olarak kaydedilmiştir. Başlangıç ağırlığı belirlenen bu numuneler 37 °C'lik etüvde, içerisinde 20 ml distile su bulunan kaplara yerleştirilmiş ve sabit bir ağırlık değerine ulaşıncaya kadar distile su içerisinde bekletilmiştir. Distile su içerisine alındıktan sonra 15. dakika, 30. dakika ve 60. dakikada tartılan numuneler 9. saate kadar saat başı tartılmıştır. 24. saat tartımı sonrasında sabit bir ağırlık değeri (m_1) elde edilinceye kadar 24 saat aralıklar ile tartım işlemine devam edilmiştir. m_1 değeri belirlendikten sonra numuneler tekrar desikatör içerisine alınmıştır ve 37 °C'lik etüve yerleştirilmiştir. Sabit tartım değerine (m_2) ulaşıncaya

kadar 24 saat aralıklar ile tartımları not edilmiştir. Hazırlanan dental kompozit numunelerin su absorpsiyonu ve çözünürlük değerleri sırasıyla aşağıda verilen Eşitlik 5.1 ve 5.2 kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\text{Su absorpsiyonu (\%)} = \frac{m_1 - m_2}{m_0} \cdot 100 \quad (5.1)$$

$$\text{Çözünürlük (\%)} = \frac{m_0 - m_2}{m_0} \cdot 100 \quad (5.2)$$

5.8 Dental Kompozitlerin Yüzey Özelliklerinin Belirlenmesi

Bulk fill rezin dental kompozitlerin SEM analizleri ChemScan/Apollo300 cihazı ile incelenmiştir. Örnekler yapışkan karbon bant yardımıyla sabitlenerek altın iletken malzemeye kaplandıktan sonra cihaza yerleştirilmiştir. Örneklerin SEM analizleri 5000 büyütme ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5. 7 ChemScan/Apollo300 SEM cihazı

Bulk fill rezin dental kompozitlerin RMS analizi, $2.5 \times 2.5 \mu\text{m}^2$ tarama boyutuyla, silikon nitrit probu ile kontak modunda hava şartlarında, AFM cihazıyla (Shimadzu SPM-9600; Shimadzu Corporation, Japan) analizi elde edilmiştir. AFM topolojik görüntülenmesinde, herbir örneğin yüzey pürüzlülüğü yüksekliğin dağılımı olan RMS değeri değerlendirilmiştir.



Şekil 5. 8 Shimadzu SPM-9600AFM cihazı

Yüzey kalitesi pürüzlülük, cila, renk, polarite ve morfoloji gibi geniş özellikleri temsil etmektedir. Bu çalışmada morfoloji ve pürüzlülük karakterizasyonu ile bulk fill rezin kompozitlerin cilalanmış yüzeyi değerlendirilmiştir.

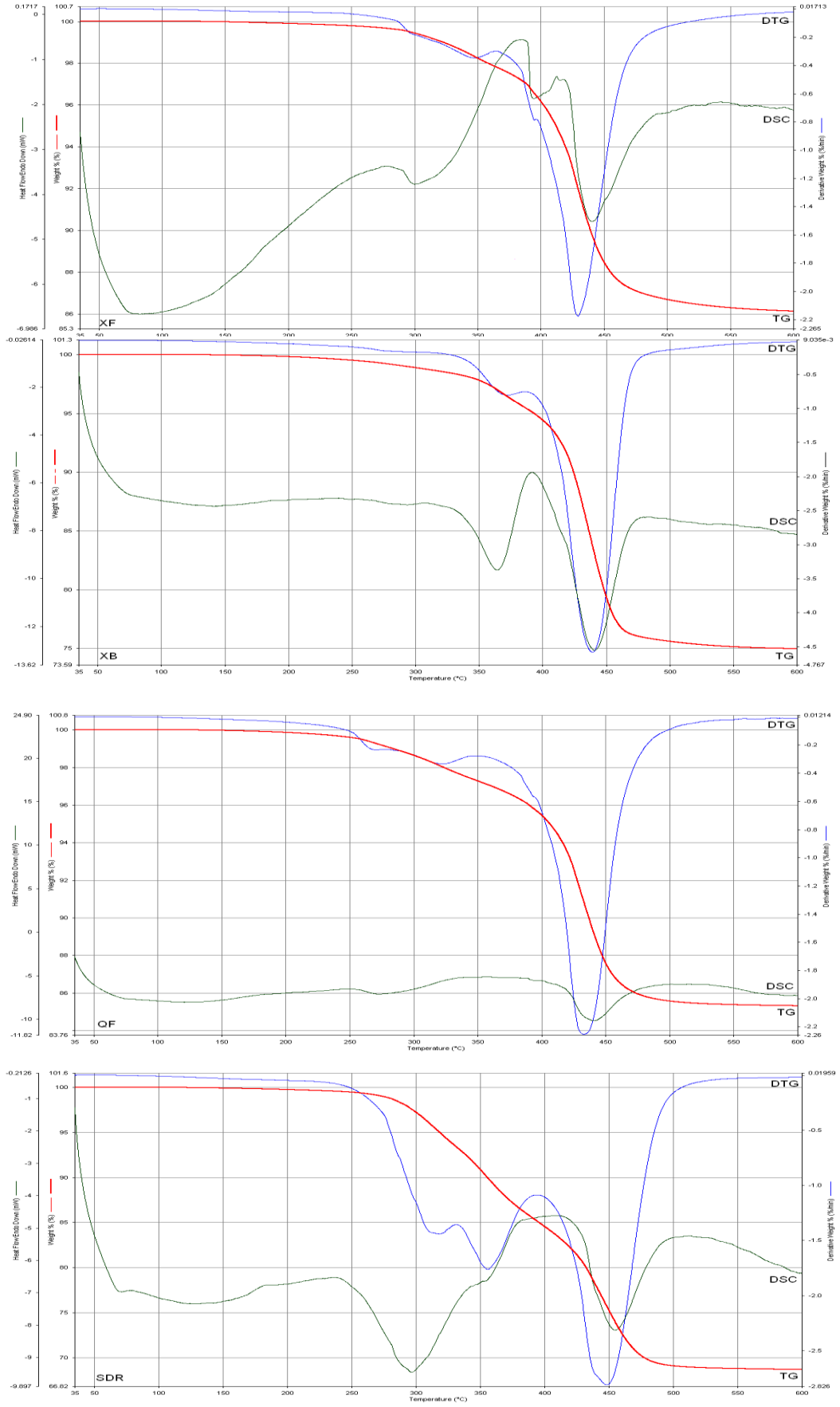
DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA

6.1 Dental Kompozitlerin Termal Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Azot atmosferinde $10\text{ }^{\circ}\text{C.dk}^{-1}$ ısıtma hızında gerçekleştirilen termal analiz sonucunda elde edilen TG, DTG, DSC eğrileri Şekil 6.1'de verilmektedir. Termogravimetrik analiz sonucunda elde edilen TG ve DTG eğrilerinden bulk fill rezin dental kompozitlerin bozunma sıcaklıkları, kütle kaybı değerleri ve bozunma sonrası kalıntı miktarları belirlenmiştir (Çizelge 6.1).

Çizelge 6. 1 Dental kompozitlere ait termal bozunma sonuçları

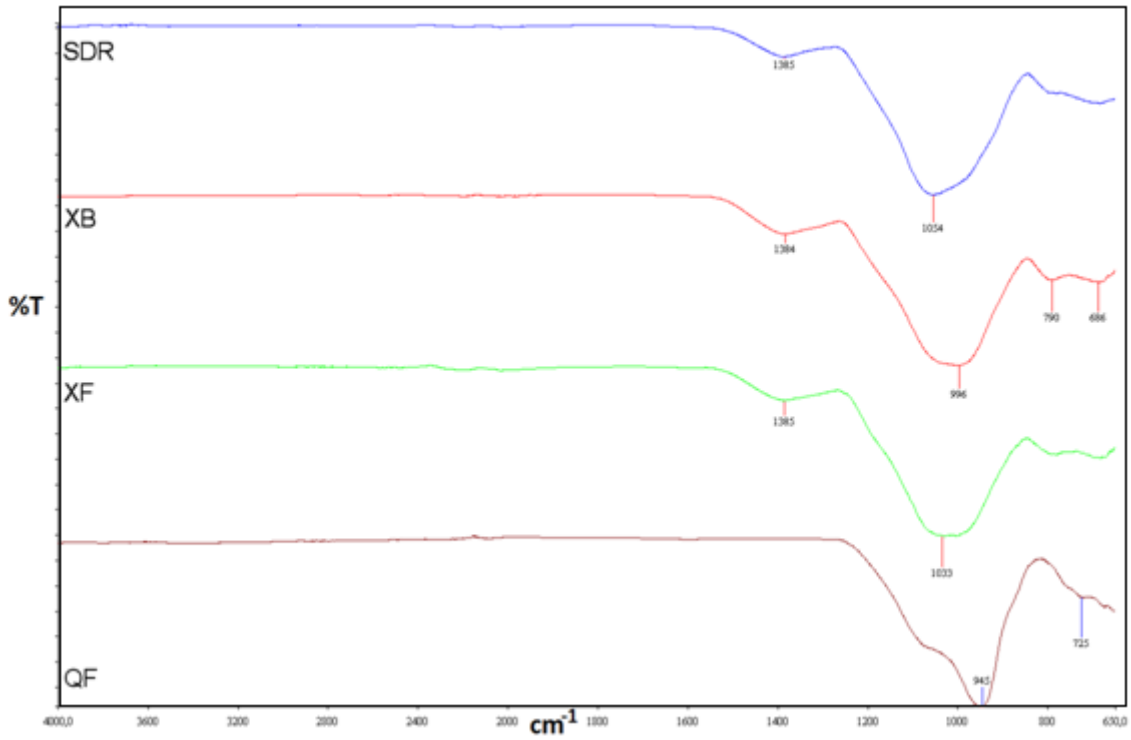
Reaksiyon adımları	Bulk fill rezin dental kompozit							
	SDR		XB		XF		QF	
	$T_i - T_f$ ($^{\circ}\text{C}$)	m (%)	$T_i - T_f$ ($^{\circ}\text{C}$)	m (%)	$T_i - T_f$ ($^{\circ}\text{C}$)	m (%)	$T_i - T_f$ ($^{\circ}\text{C}$)	m (%)
1. adım	250.14	6.28	313.53	3.34	284.43	1.81	200.00	0.80
	332.37		388.52		364.84		278.07	
2.adım	332.37	8.12	389.18	20.04	364.84	11.23	269.97	1.80
	394.15		531.86		510.11		348.29	
3. adım	395.36	16.14	-	-	-	-	348.29	12.00
	519.93		600.00					
Kalıntı (%)	69.45		76.62		86.96		85.41	



Şekil 6. 1 Dental kompozitlerin TG, DTG ve DSC eğrileri

SDR ve QF kompozitlerinin DTG eğrilerine göre termal bozunmanın üç farklı adımda gerçekleştiği tespit edilmiştir. Bununla beraber XB ve XF kompozitlerinin termal bozunmasının iki basamakta gerçekleştiği ve sırasıyla 531.86 °C ve 510.11 °C'de sonlandığı belirlenmiştir.

200.00 °C, 250.14 °C, 284.43 °C ve 313.53 °C 'de başlangıç sıcaklıkları sırasıyla QF, SDR, XF ve XB kompozitleri için belirlenmiştir. Bu sıcaklıklar öncesi kompozitlerin termal olarak kararlı oldukları ve herhangi bir bozunmaya uğramadıkları tespit edilmiştir. Bozunma sonrası kalan kalıntı miktarları üretici firmalar tarafından SDR, XB, QF ve XF kompozitleri için sırasıyla %68 ağırlıkta, %75 ağırlıkta, %85.5 ağırlıkta, %86 ağırlıkta şeklinde rapor edilmiştir. Sonuçlar Çizelge 6.1 ile karşılaştırıldığında üreticiler tarafından rapor edilen değerlerin tespit ettiğimiz değerler ile uyum içinde olduğu belirlenmiştir. Bozunma sonrası kalan kalıntı miktarları inorganik doldurucu miktarını vermektedir.



Şekil 6. 2 Dental kompozitlerin termal bozunma sonrası FT-IR spektrumları

Bulk fill rezin dental kompozitlerin termal bozunma sonrası Şekil 6.2'deki FT-IR spektrumları incelendiğinde, azot atmosferinde termal ısınmadan dolayı organik rezin matrisin uzaklaştığı ona ait karakteristik bantlarının kaybolmasından görülebilmektedir. Termal bozunma sonrası kalan kısım ise inorganik doldurucu

kısımdır. Bu sonuca FT-IR spektrumundaki 1054 cm^{-1} , 996 cm^{-1} , 1033 cm^{-1} , 945 cm^{-1} 'deki SiO_2 bantları tespit edilmiştir.

Bu çalışmada bulk fill resin dental kompozitleri hazırlamak için halojen ışık kaynağı kullanılmıştır. Bununla birlikte kompozitler LED ışık kaynağı kullanılarak hazırlanabilmektedir [84]. Bu iki ışık kaynağı kullanılarak hazırlanan kompozitler kıyaslandığında; LED ışık kaynağı kullanılanlar hazırlanan XB ve XF kompozitleri iki adımlı reaksiyonu, SDR ve QF kompozitinin üç adımlı reaksiyonu gerçekleştirmekte ve halojen ışık kaynağı kullanılarak hazırlanan kompozitlerle adım sayılarının aynı olduğu görülmektedir. LED ışık kaynağıyla hazırlanan QF, SDR, XF, XB kompozitlerinin başlangıç sıcaklıkları sırasıyla $172.90\text{ }^\circ\text{C}$, $185\text{ }^\circ\text{C}$, $203.17\text{ }^\circ\text{C}$ ve $192.04\text{ }^\circ\text{C}$ 'dir. Halojen ışık kaynağıyla hazırlanan kompozitlerin başlangıç sıcaklıkları, LED ışık kaynağıyla hazırlanan kompozitlerden daha yüksektir. LED ışık kaynağıyla hazırlanan QF, SDR, XB, XF kompozitlerin bitiş sıcaklıkları sırasıyla $520.96\text{ }^\circ\text{C}$, $658.46\text{ }^\circ\text{C}$, $563.66\text{ }^\circ\text{C}$, $584.95\text{ }^\circ\text{C}$ 'dir. LED ışık kaynağıyla hazırlanan kompozitler halojenle hazırlananlar kıyaslandığında SDR, QF, XB'nin bitiş sıcaklıklarında artış görülürken, QF'ninkinde azalma görülmektedir. LED ışık kaynağıyla hazırlanan kompozitlerin kalıntı miktarları halojenle hazırlananlardan büyük farklılık göstermediği için, bulk fill kompozitlerin LED ve halojen ışık kaynağıyla hazırlanması örneklerin inorganik doldurucu miktarına etki etmediği tespit edilmiştir.

Kompozitlerin T_g 'si DSC eğrileri kullanılarak belirlenmiştir. T_g 'deki farklılıklar monomer karışımına, doldurucu tipine ve miktarına bağlı olarak değişmektedir. Halojen ışık kaynağıyla hazırlanan bulk fill resin dental kompozitlerin camsı geçiş sıcaklıkları Çizelge 6.2'de verilmiştir. XF kompozitini en düşük, XB kompoziti en yüksek camsı geçiş sıcaklığına sahiptir. LED ışık kaynağıyla hazırlanan SDR, XB, XF, QF bulk fill kompozitlerin T_g değerleri sırasıyla, $109.88\text{ }^\circ\text{C}$, $123.93\text{ }^\circ\text{C}$, $112.90\text{ }^\circ\text{C}$, $114\text{ }^\circ\text{C}$ 'dir [84]. QF kompozitinde farklı ışık kaynağı kullanılması T_g 'yi etkilememişken, XF kompozitinde büyük oranda değişim görülmüştür. SDR ve XB kompozitlerinde farklı ışık kaynağı kullanılması T_g 'ye büyük bir değişim etkisi göstermemiştir.

Çizelge 6. 2 Dental kompozitlerin camsı geçiş sıcaklıkları

Bulk fill rezin dental kompozit	Camsı geçiş sıcaklıkları (°C)
SDR	124.10
XB	128.80
XF	90.20
QF	114.63

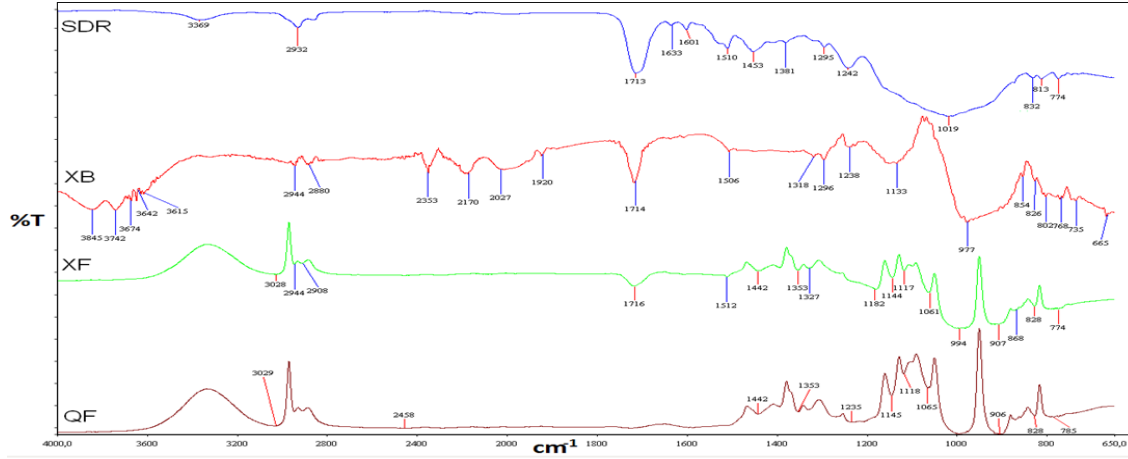
Bulk fill rezin dental kompozitlerinin DSC eğrilerinden ısıtma esnasında meydana gelen bozunma reaksiyonlarının maksimum tepe sıcaklıkları belirlenmiş ve değerler Çizelge 6.3'de verilmiştir. Kütle azalışlarıyla meydana gelen termal bozunma reaksiyonlarının beklendiği gibi endotermik reaksiyonlar ile oluşmuş ve TG/DTG eğrileriyle uyum içinde oldukları tespit edilmiştir. Bununla beraber endotermik reaksiyonların ΔH değerleri hesaplanmıştır. SDR kompozitinin DSC eğrisi incelendiğinde birbirini takip eden ilk iki kütle azalış adımlarını temsil eden endotermik pikin altındaki alan hesaplanarak ΔH değeri 21.10 J.g^{-1} ve son adımın ΔH değeri 10.70 J.g^{-1} olarak hesaplanmıştır. Benzer olarak QF kompozitinin ilk iki bozunma adımının ΔH değeri 2.55 J.g^{-1} , son bozunma adımının ise 10.99 J.g^{-1} olarak hesaplanmıştır.

Çizelge 6. 3 Dental kompozitlerin bozunma reaksiyonlarına ait veriler

Reaksiyon adımları	Bulk fill rezin dental kompozit							
	SDR		XB		XF		QF	
	T_m (°C)	ΔH (J.g^{-1})	T_m (°C)	ΔH (J.g^{-1})	T_m (°C)	ΔH (J.g^{-1})	T_m (°C)	ΔH (J.g^{-1})
1.	318.04	21.10	364.67	10.14	302.35	4.54	273.21	2.55
2.	356.07		442.02	20.64	440.89	11.32	322.36	
3.	448.97	10.70	-	-	-	-	441.20	10.99

6.2 Dental Kompozitlerin Spektral Özelliklerin Değerlendirilmesi

Halojen ışığıyla polimerize edilmiş dört farklı bulk fill resin dental kompozitlerin FT-IR spektrumları Şekil 6.3'de verilmiştir. Spektrumda organik resin matris ve inorganik doldurucuya ait karakteristik IR bant bölgeleri içerikleriyle uyumlu olduğu görülmektedir. Dental kompozitlerin dalga boyuna denk gelen fonksiyonel gruplar Çizelge 6.4'de verilmiştir.



Şekil 6. 3 Dental kompozitlerin FT-IR spektrumları

Çizelge 6. 4 Dental kompozitlerin dalga boylarına denk gelen fonksiyonel gruplar

Dalga sayısı, cm^{-1}	Moleküler Bağ
832	Si-O-Si
1242	Si-O esneme
1295	Alifatik C-O
1408	C=CH ₂
1453	C=C'nin aromatik grubu
1453, 1510, 1580	Benzen halkasının titreşimi
1601	C=C aromatik esneme
1633	C=C alifatik esneme
1713	C=O esneme
3369	Si-OH

Bulk fill rezin dental kompozitlerin spektral özellikleri FT-IR cihazı yardımıyla incelenmiştir. Halojen ışığı altında polimerize edilen dental kompozitlerin DC değeri metakrilat grubunu temsil eden C=C pikinin polimerizasyon öncesi ve sonrasındaki absorpsiyon değişimleri ($1638-1608\text{ cm}^{-1}$) temel alınarak hesaplanmıştır. DC'leri belirlenmiş dental kompozitlerden, polimerizasyon derecesi en yüksek %36.06 değeriyle XB ve polimerizasyon derecesi en düşük %13.01 değeriyle SDR'dir (Çizelge 6.5).

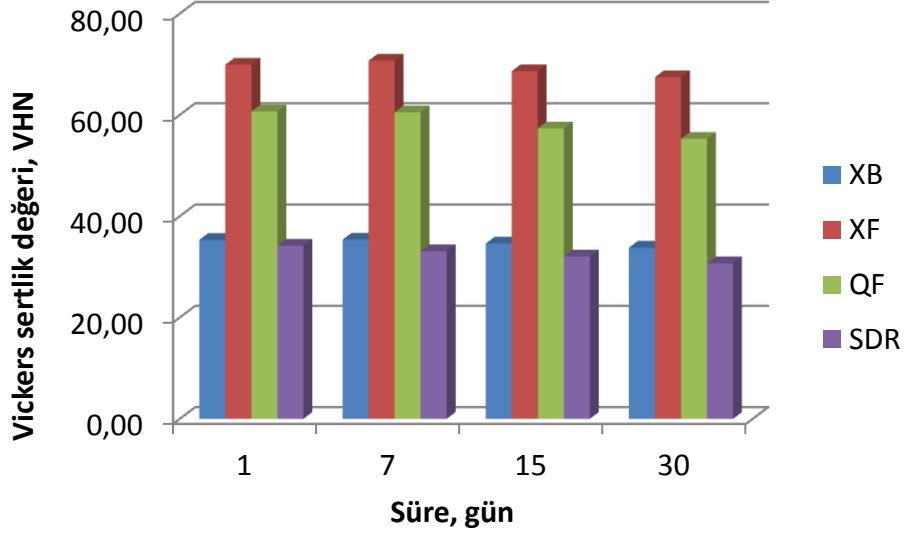
LED ışığıyla polimerize edilen SDR, XB, XF ve QF bulk fill rezin dental kompozitlerin DC değerleri sırasıyla %15.27, %39.01, %30.87, %17.39 'dir [85]. LED ve halojen ışık kaynağı ile polimerize edilen dental kompozitler karşılaştırıldığında, LED ışık kaynağıyla polimerize edilen dental kompozitlerin DC değeri halojen ışık kaynağıyla polimerize edilen bulk fill rezin dental kompozitlere göre %1-3 arasında yüksek değer göstermiştir. Halojen ışık kaynağıyla polimerize edilen kompozitlerin DC'si LED ışık kaynağıyla polimerize edilen kompozitlerden yüksek veya anlamlı derecede farklılık bulunmayan çalışmalarda mevcuttur [86], [87]. LED ve halojen ışık kaynağının polimerizasyon derecesindeki çıkan farklılıklar klinik performans, polimerizasyon derinliği, uygulama süresi ve uygulama modundaki farklılıklardan kaynaklanmaktadır.

Çizelge 6. 5 Dental kompozitlerin polimerizasyon dereceleri

Bulk fill rezin dental kompozit	Polimerizasyon derecesi (%)
SDR	13.01
XB	36.06
XF	29.42
QF	15.03

6.3 Dental Kompozitlerin Mikrosertlik Özelliklerini Değerlendirilmesi

Bulk fill rezin kompozitlerin başlangıç değeri ve su içerisinde 7.gün, 15.gün ve 30. gün bekletildikten sonra vickers cihazıyla sertlik değeri ölçülmüştür (Şekil 6.4).



Şekil 6. 4 Dental kompozitlerin vickers sertlik değerleri

Halojen ışık kaynağı kullanılarak polimerize edilen XB, XF, QF ve SDR dental kompozitlerin başlangıç mikrosertlik değerleri sırasıyla 35.34 VHN, 69.93 VHN, 60.68 VHN ve 34.17 VHN olarak ölçülmüştür (Şekil 6.4). Bulk fill rezin dental kompozitlerin su içerisinde 7 gün bekletildikten sonraki ölçümlerinde sertlik değerlerinde önemli bir değişiklik görülmemiştir. Ancak bulk fill rezin dental kompozitlerin su içerisinde 15 gün ve 30 gün bekletilmesi ardından ölçülen vickers sertlik değerlerinde çok az miktarda azalma görülmektedir.

Dental kompozitlerin başlangıç değerinden su içerisindeki 30.güne kadar geçen sürede mikrosertlik değerinde azalmaları XB, XF, QF ve SDR için sırasıyla %4.36, %3.53, %8.91 ve %10.03 olarak hesaplanmıştır. Mikrosertlik değerinde en fazla azalma SDR kompozitinde görülmektedir. Bunun nedeni inorganik yapıda meydana gelebilecek değişiklikler malzemenin mikrosertlik ve aşınmaya karşı direnç gibi özelliklerinde düşüşe sebep olmasıyla açıklanabilmektedir.

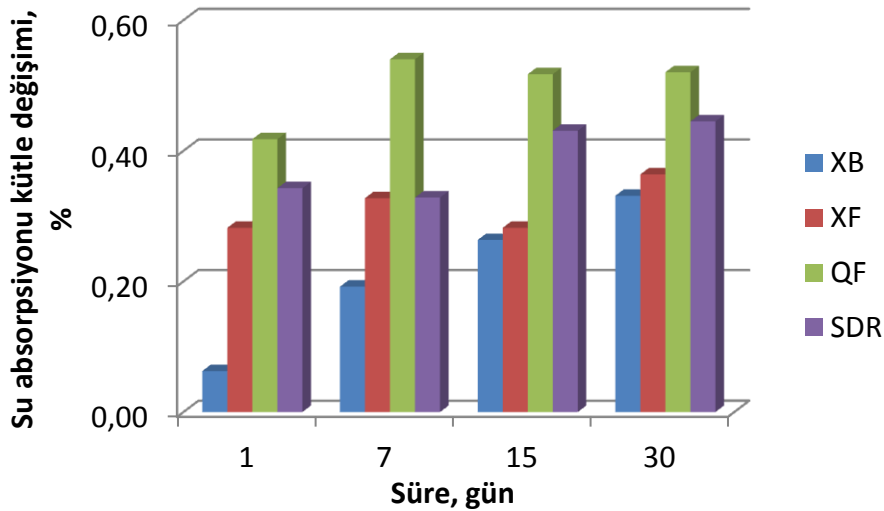
LED ışığı kullanılarak polimerize edilen bulk fill rezin dental kompozitlerin 1. günden 14. güne kadar ki zaman periyodunda SDR ve XF kompozitlerinde önemli değişim

görülmemiş, XB ve QF’de değişim görülmüştür. Ancak su absorpsiyon sürecinde 1.gün, 7. gün ve 14. günde VHN değerlerinde en yüksek XF ve en düşük SDR’dır [88]. LED ışık kaynağıyla polimerize edilen dental kompozitlerin halojen ışık kaynağıyla polimerize edilen dental kompozitlerle karşılaştırıldığında yüksek ve düşük çıkan kompozitler paraleldir. LED kullanılan dental kompozitlerin halojen ışık kaynağına göre mikrosertlik değerleri daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

6.4 Dental Kompozitlerin Su Absorpsiyon Özelliklerinin Değerlendirilmesi

XB, XF, QF ve SDR olmak üzere dört farklı ticari dental kompozitinin başlangıç, 7. gün, 15. gün ve 30. gün olmak üzere farklı zaman periyotlarında su absorpsiyonundaki kütle değişimleri Şekil 6.5’de verilmiştir.

Şekil 6.5’te kompozitlerin su absorpsiyonu incelendiğinde XB kompozitinin bir aylık geçen sürede kütesinde artış görülmektedir. XF kompozitinin 7. günde başlangıç değerine kütle artışı görülmekte, 30. günde ise 15 güne göre kütle artışı görülmektedir.



Şekil 6. 5 Dental kompozitlerin su absorpsiyonu sürecindeki kütle değişimi

SDR kompozitinde bir aylık zaman periyodunda belirlenen aralıklarda başlangıca göre kütle artışı görülmektedir. QF kompozitinde de 7. günde başlangıç değerine göre kütle artışı, 30. günde ise 15. güne göre kütle artışı görülmektedir. Bulk fill rezin dental kompozitlerin başlangıçtan 30. güne kadar geçen sürede su absorplama sürecindeki kütle değişimi XB, XF, QF ve SDR için sırasıyla % 0.33, %0.36, %0.52 ve %0.44 olarak

hesaplanmıştır. 30 gün içerisinde XB kompozitinde en az, QF kompozitinde ise en fazla su absorplama görülmüştür.

Bulk fill rezin dental kompozitlerin 30 gün sonrası hesaplanan su absorpsiyonu ve çözünürlük değerleri Çizelge 6.6'da verilmektedir. Dental kompozitlerin 30 gün sonrası su absorpsiyonu ve çözünürlük sonuçları ISO 4049'da verilmekte olan standart değerler ile karşılaştırılmıştır [89]. Elde edilen değerlerin klinik uygulamalar için beklenen değerler ile uygun olduğu görülmektedir.

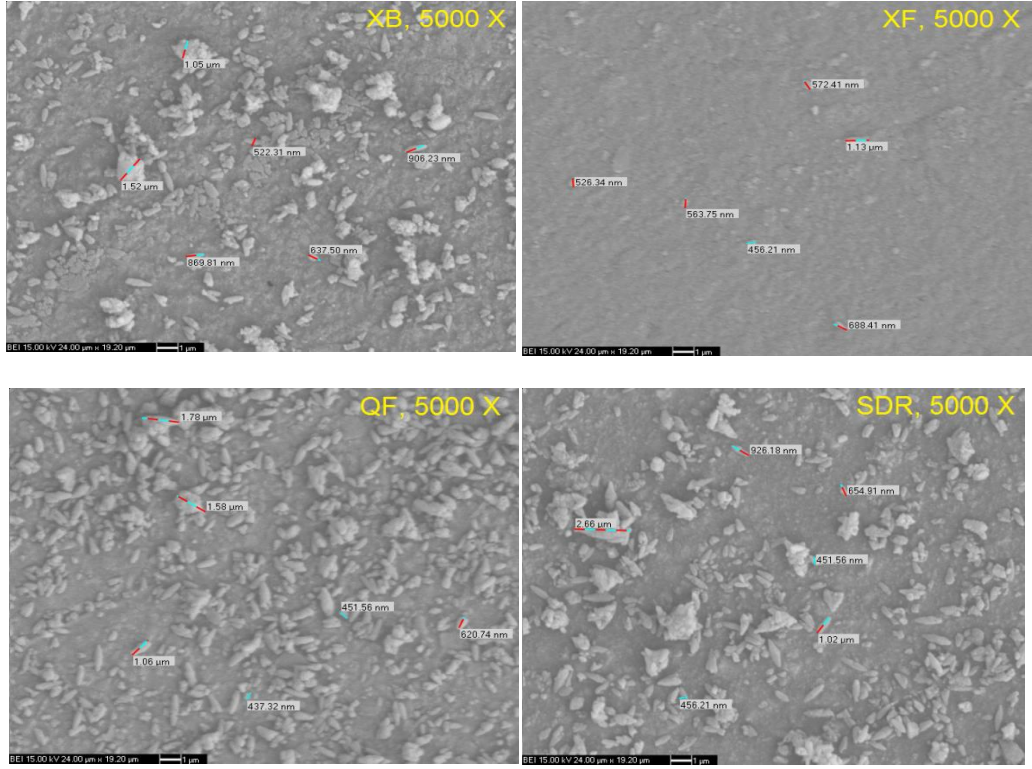
Çizelge 6. 6 Dental kompozitlerin 30 gün sonrası hesaplanan değerleri

Kompozit	XB	XF	QF	SDR	Standart değer (ISO standard 4049)
Su absorpsiyonu, $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	2.39	7.64	10.30	3.32	≤ 40
Su çözünürlüğü, $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	0.05	4.46	2.12	0.28	≤ 7.5

6.5 Dental Kompozitlerin Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Bulk fill rezin dental kompozitlerin yüzey özellikleri SEM ve AFM analiziyle gerçekleştirilmiştir. 5000 büyütmede verilmekte olan SEM görüntüleri (Şekil 6.6) incelendiğinde en yüksek parçacık boyutu SDR kompozitinin, en düşük parçacık boyutunun ise XF kompozitine ait olduğu görülmektedir (Çizelge 6.7). LED ışığıyla hazırlanan bulk fill rezinlerin SEM görüntülerinde ortalama ve en büyük parçacık boyutları sırasıyla SDR 1.61 ve 2.27 μm , XB 0.6 ve 1.05 μm , XF 1.39 ve 4.20 μm , QF 1.06 ve 1.45 μm 'dir [78]. LED ışığıyla hazırlanan bulk fill kompozitlerin, halojenle hazırlanandan farklı olarak en yüksek parçacık boyutu XF, en düşük parçacık boyutunun ise XB'ye ait olduğu görülmektedir. SEM analizi kompozit malzemenin yüzey pürüzlülüğüne bağlı olarak farklı sonuçlar ortaya çıkarmaktadır.

AFM görüntüleriyle elde edilen RMS değerlerine bakıldığında, QF en yüksek RMS değerine sahipken, en düşük RMS değerine de XF sahiptir. LED ışığıyla hazırlanan SDR, XB, XF ve QF kompozitlerinin RMS değerleri sırasıyla 0.56 μm , 0.59 μm , 0.56 μm , 0.41 μm 'dir. SDR en yüksek RMS değerini, QF'de en düşük RMS değerini göstermektedir.



Şekil 6. 6 Dental kompozitlerin SEM görüntüleri (5000 X)

Çizelge 6. 7 Dental kompozitlerin SEM ve AFM analiz sonuçları

Bulk fill rezin dental kompozit	SEM		AFM
	Ortalama partikül boyutu (μm)	En büyük partikül boyutu (μm)	RMS (SD) (μm)
SDR	1.84	2.66	0.46 (0.11)
XB	1.29	1.52	0.43 (0.19)
XF	1.13	1.13	0.19 (0.04)
QF	1.47	1.78	0.54 (0.16)

GENEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, Surefill SDR, Xtra Base, Xtrafill ve Quixfill adlı dört adet ticari bulkfill rezin dental kompozitlerin halojen ışığıyla polimerizasyonu gerçekleştirilmiş ve bugüne kadar incelenmeyen termal kararlılıkları, polimerizasyon derecesi, yüzey ve pürüzlülük özellikleri, vickers mikrosertlik değeri ve su absorplama özellikleri belirlenmiştir.

Elde edilen sonuçlar LED ışığı polimerizasyonu ile karşılaştırılmıştır. LED ve halojen ışık kaynağı kullanılarak polimerizasyonu gerçekleştirilen bulk fill rezin kompozitlerin termal özellikleri kıyaslandığında, kompozitlerin termal bozunma sırasında meydana gelen reaksiyon adım sayısı ve kalıntı miktarları aynıdır. Halojen ışık kaynağıyla polimerize olan bulk fill rezin dental kompozitlerin reaksiyon başlangıç sıcaklıkları 200 °C üzerinde başlamıştır. Dental kompozitler LED ışığıyla polimerize edildiğinde 200 °C altında reaksiyon başlangıç sıcaklıkları görülmüştür. LED ve halojen ışık kaynağıyla polimerize edilen bulk fill rezin dental kompozitlerin reaksiyon bitiş sıcaklıklarında anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Dental kompozitlerin reaksiyon başlangıç sıcaklıklarında kompozitlerin termal bozunması gerçekleşmiştir.

SDR, XB ve QF kompozitlerinin halojen ışığı kullanıldığında Tg değeri LED kullanılına göre daha yüksektir. XF kompozitinin camsı geçiş sıcaklığı, halojen ışık kaynağıyla polimerize edilenin LED ışığıyla polimerize edileninkinden daha düşük değere sahiptir. Kompozit, değerlendiren dental kompozitler arasından büyük Tg değeri gösteren en iyi termal kararlılığa sahiptir. Yüksek Tg değerine sahip dental kompozit diğer dental

kompozitler arasından termal özellikleri ve polimerizasyonla ilgili en iyi sonuçları gösterir.

LED ve halojen ışık kaynağı kullanılan bulk fill rezin kompozitlerin yüzey özellikleri incelendiğine; halojen ışık kaynağıyla polimerize edilen SDR, XB ve QF kompozitlerinin ortalama partikül büyüklükleri LED ışığı kullanılarak polimerize edilenden daha yüksek çıkmıştır. XF kompoziti için ortalama partikül büyüklüğü halojen ışık kaynağı kullanılanın LED ışığı kullanılandan daha düşüktür. SDR, XB, QF kompozitlerinin en büyük partikül boyutu değeri halojen ışık kaynağı kullanılarak LED ışığına kullanılandan göre daha yüksektir. XF kompozitinin halojen ışık kaynağı kullanılarak bulunan en büyük partikül boyutu değeri LED ışığı kullanılarak elde edilen değerden daha düşüktür.

LED ışığıyla polimerize edilen bulk fill rezin dental kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü halojen ışık kaynağıyla polimerize edilen kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünden anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

LED ışığı kullanılarak polimerize edilen bulk fill rezin dental kompozitlerin 1. gün, 7. gün ve 14. güne kadar ki zaman periyodunda mikrosertlik değerleri halojen ışık kaynağıyla polimerize edilen dental kompozitlerle karşılaştırıldığında sonuçlar paraleldir. Her iki ışık kaynağında da en yüksek mikrosertlik değeri XF ve en düşük mikrosertlik değeri SDR dir. Ancak LED ışığıyla polimerize edilen dental kompozitlerin mikrosertlik değeri halojen ışık kaynağıyla polimerize edilen kompozitlerden yüksek çıkmıştır.

LED ışık kaynağıyla polimerize edilen bulk fill rezin dental kompozitlerin polimerizasyon derecesi halojen ışık kaynağıyla polimerize edilen bulk fill rezin dental kompozitlere göre yüksek, düşük ve yakın değerde olabilmektedir. LED ve halojen ışık kaynağının polimerizasyon derecesindeki çıkan farklılıklar klinik performans, polimerizasyon derinliği, uygulama süresi ve uygulama modundaki farklılıklardan kaynaklanmaktadır.

Sonuçta, ışıkla muamele etkinliğinin termal analiz, polimerizasyon derecesi, mikrosertlik değerleri, su absorplama özelliği ve yüzey özelliklerinin üzerinde etkili olduğu görülmektedir. Bulk fill rezin dental kompozitlerde uygulama süresi, uygulama modu ve tedavi derinliği gibi parametrelerin değiştirilmesiyle LED ve halojen ışık kaynağı etkinliği değişebilmekte, kompozit özellikleri iyileştirilebilmektedir.

KAYNAKLAR

-
- [1] Gümüşderelioğlu, M., (2002). "Biyomalzemeler", Bilim ve Teknik Dergisi, 416.
- [2] Yılmaz, G., (2010). "Ortopedik Malzemelerin Biyouyumlulukları ve Mekanik Özelliklerine Göre Seçimi, 2. Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi, 11-12 Kasım 2010, Balıkesir.
- [3] Kulinets, I., (2015). Biomaterials and Their Applications in Medicine, Regulatory Affairs for Biomaterials and Medical Devices, 1-10, USA.
- [4] Park, J.B. ve Kim, Y.K., (2000). Metallic Biomaterials, The Biomedical Engineering Handbook, Second Edition, CRC Press LLC, USA.
- [5] Chen, Q. ve Thouas, G.A., (2015). "Materials Science and Engineering ", IBM Journal of Research and Development, 87:1-57.
- [6] Pasinli, A., (2004). "Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler", Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi, 4: 25-34.
- [7] Köse, N. ve Ceyhan, T., (2011). "Ortopedide Biyomalzeme Kullanımı. Genel Bilgiler ve Tanımlar", TOTBİD Dergisi, 10:79-82.
- [8] Ivanova, E.P., Bazaka, K. ve Crawford, R.J., (2014). New Functional Biomaterials for Medicine and Healthcare, 1.st Edition, Woodhead Publishing, United Kingdom.
- [9] Mercola, J., Metal Filling in Your Mouth Could Make You Really Sick <http://www.mercola.com/forms/background.htm>, 29 Temmuz 2014.
- [10] Kavuşan, M., Kemiğin Yerine Geçebilecek Malzeme <http://bilimsol.org/bilimsol/malzeme/kemigin-yerine-gecebilecek-yapay-malzeme>, 7 Ocak 2014.
- [11] <http://www.beautysmiledentalclinic.com/filling.html>, 9 Şubat 2015.
- [12] Bayne, S.C., Thompson, J.Y. ve Taylor,D.F., (2002). "Dental Materials", Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry, 4:135-228.
- [13] McCabe, J.F. ve Walls A.W.G., (2008). Applied Dental Materials, Blackwell Publishing, 9th edition, Oxford.

- [14] Cramer, N.B., Stansbury, J.W. ve Bowman, C.N., (2011). "Recent Advances and Developments in Composite Dental Restorative Materials", *Journal of Dental Research*, 4:402-416.
- [15] Dayangaç, B., (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*, Güneş Kitapevi, Ankara.
- [16] Wilson, K.S., Zhang, K. ve Antonucci, J.M., (2005). "Systematic Variation of Interfacial Phase Reactivity in Dental Nanocomposites", *Biomaterials*, 26:5095-103.
- [17] Almeida, C.C., Cedrola, S.M.L. ve Mothe', C.G., (2008). "Evaluation of Composites by Thermal Analysis", *International Congress on Thermal Analysis and Calorimetry*, 2008, Brazil.
- [18] Bektaş, Ö., (2006). *Farklı Işık Kaynaklarının ve Işık Uygulama Tekniklerinin Kompozit Rezinlerdeki Polimerizasyon Büzülmesi ve Dentine Bağlanma Dayanımlarına Etkisinin İncelenmesi*, Doktora Tezi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas.
- [19] Yılmaz, P., (2011). *Beyazlatma Ajanları ve Beyazlatıcı Diş Macunlarının Kompozit Rezinlerin Yüzey Pürüzlülüğü ve Mikrosertlik Üzerine Etkilerinin İn-Vitro İncelenmesi*, Doktora Tezi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [20] Gatti, A., Rastelli, A.N.S., Ribeiro, S.J.L, Messaddeq, Y. ve Bagnato, V.S., (2007). "Polymerization of Photocurable Commercial Dental Methacrylate Based Composite-Photocalorimetry Study", *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 87:631-4.
- [21] Moszner, N. ve Salz U., (2001). "New Developments on Polymeric Dental Composites", *Journal of Dental Research*, 26:535-576.
- [22] Çakmakcioğlu, Ö., (2007). *Işıkla Polimerizasyon Cihazlarının Estetik Dolgu Materyalleri Üzerine Etkilerinin İncelenmesi*, Doktora Tezi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [23] Albers, H.F., (2002). *Tooth Color Restoratives*, BC Decker Inc, 9th edition, London.
- [24] O'Brien, W.J., (2002). *Dental Materials and Their Selection*, Quintessence Publishing Co, 3, Canada.
- [25] Feilzer, A.J., Gee, A.J. ve Davidson, C.L., (1990). "Relaxation of Polymerization Contraction Shear Stress by Hygroscopic Expansion", *Journal of Dental Research*, 69:36-39.
- [26] Tunçbilek, P., (2012). *Kütlesel Yerleştirilebilen Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Derecelerinin Değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [27] Saçak, M., (2002). *Polimer Kimyası*, Gazi Kitabevi, Ankara.
- [28] Altun, C., (2005). "Kompozitlerde Güncel Gelişmeler", *Gül Tıp Dergisi*, 47:77-82
- [29] Roberson, T.M., Heymann H.O. ve Swift E., (2002). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 4, Mosby Inc, USA.

- [30] Craig, R.G., (2005). "Direct esthetic Restorative Materials", Restorative Dental Materials, 13:244-267.
- [31] Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J. ve Leloup, G., (2007). "Characterization of Nanofilled Compared to Universal and Microfilled Composites", Dental Materials, 23(1):51-59.
- [32] Murchison, D.F., Roeters J., Vargas, M.A. ve Chan, D.C.N., (2006). "Direct Anterior Restorations", Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach, 3:261-288.
- [33] de Moraes, R.R., Gonçalves de, S., Lancellotti, A.C., Consani, S., Correr-Sobrinho, L. ve Sinhoreti, M.A., (2009). "Nanohybrid Resin Composites: Nanofiller Loaded Materials or Traditional Microhybrid Resins", Operative Dentistry, 34(5):551-557.
- [34] Hervás-García, A., Martínez-Lozano, M.A., Cabanes-Vila, J., Barjau- Escibano, A. ve Fos-Galve, P., (2006). "Composite Resins. A Review of The Materials and Clinical Indications", Medicina Oral, 11(2):225-220.
- [35] Ferracane, J.L., (2010). "Resin Composite—State of The Art", Dental Materials, 27:29-38.
- [36] Cekic-Nagas, I. ve Ergun, G., (2011). "Effect of Different Light Curing Methods on Mechanical and Physical Properties of Resin-Cements Polymerized Through Ceramic Discs", Journal of Applied Oral Science, 19:403-412.
- [37] Knezevic, A., Ristic, M., Demoli, N., Tarle, Z., Music, S. ve Negovetic Mandic, V., (2007). "Composite Photopolymerization with Diode Laser", Operative Dentistry, 32:279-284.
- [38] Yaman, B.C., Efes, B.G., Dörter, C., Gömeç, Y., Erdilek, D. ve Büyükgökçesu, S., (2011). "The Effects of Halogen and Light-Emitting Diode Light Curing on The Depth of Cure and Surface Microhardness of Composite Resins", Journal of Conservative Dentistry, 14:136-139.
- [39] Manhart, J., Mehl, A., Schroeter, R., Obster, B. ve Hickel, R., (2000). "Bond Strength of Composite to Dentin Treated by Air Abrasion", Operative Dentistry, 24:223-232.
- [40] Fortin, D. ve Vargas, M.A., (2000). "The Spectrum of Composites: New Techniques and Materials", Journal of American Dental Association, 131:26-30.
- [41] Salerno, M., Derchi, G., Thorat, S., Ceseracciu, L., Ruffilli, R. ve Barone, A.C., (2011). "Surface Morphology and Mechanical Properties of New-Generation Flowable Resin Composites for Dental Restoration", Dental Materials, 27:1221-1228.
- [42] Özel, Ö., Hergüner, Ş. ve Eren, D., (2006). "Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar", EÜ Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 27:117-124.
- [43] Gültekin, G. ve Çalışkan, Ö., (2011). "Kompozitlerle İlgili Merak Ettiklerimiz", SoruYorum Dergi, Mart-Nisan:52-54.

- [44] Caughman, W.F. ve Rueggebery, F.A., (2002). "Shedding New Light on Composite Polymerization", *Operative Dentistry*, 27:636-638.
- [45] Simos, S., (2011). "Direct Composite Resin Restorations: Placement Strategies", *Dentistry Today*, Ağustos.
- [46] Skoog, D.A. ve Leary, J.J., (1992). *Principles of Instrumental Analysis*, 4th Edition, Saunders College Publishing, USA.
- [47] Toğrul, T., (1995). *Enstrümental Analiz*, Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi, Ankara.
- [48] http://www.bayar.edu.tr/besergil/23_BOLUM_6.pdf, 5 Mart 2015.
- [49] Achilias, D.S., Karabela, M.M. ve Sideridou, I., (2008). "Thermal Degradation of Light-Cured Dimethacrylate Resins: Part I. Isoconversional Kinetic Analysis", *Thermochimica Acta*, 472:74-83.
- [50] Almeida, C.C. ve Mothe, C.G., (2009). "Characterization of Dental Composites by Thermal Analysis, Infrared Spectroscopy and Scanning Electron Microscopy", *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 97:585-589.
- [51] D'Alpino, P.H.P., Vismara, M.V.G., Mello, L.M.M., Hipolito, V.D., Gonzalez, H.M. ve Graeff C.F., (2014). "Resin Composite Characterizations Following A Simplified Protocol of Accelerated Aging as A Function of the Expiration Date", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 35:59-69.
- [52] Miyazaki, C.L., Medeiros, I.S., Matos, J.R. ve Filho, L.E.R., (2010). "Thermal Characterization of Dental Composites by TG/DTG and DSC", *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 102:361-367.
- [53] Bernardi, M.I.B., Rojas, S.S., Andreetta, M.R.B., Rastelli, A.N.S., Hernandes, A.C. ve Bagnato V.S., (2008). "Thermal Analysis and Structural Investigation of Different Dental Composite Resins", *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 94:791-796.
- [54] Ghaucha, A., Deveau, P.A., Jacob, V. ve Bausand, P., (2006). "Use of FTIR Spectroscopy Coupled with ATR for the Determination of Atmospheric Compounds", *Talanta*, 68:1294-1302.
- [55] Wendl, B., (2004). "A Comparative Study of Polymerization Lamps to Determine the Degree of Cure of Composites Using Infrared Spectroscopy", *The European Journal of Orthodontics*, 26:545-551.
- [56] Dewaele, M., Truffier-Boutry, D., Devaux, J. ve Leloup, G., (2006). "Volume Contraction in Photocured Dental Resins: The Shrinkage-Conversion Relationship Revisited", *Dental Materials*, 22:359-365.
- [57] Leprince, J.G., Palin, W.M., Hadis, M.A., Devaux, J. ve Leloup, G., (2012). "Progress in Dimethacrylate-Based Dental Composite Technology and Curing Efficiency", *Dental Materials*, 29:139-56.
- [58] Imazato, S., McCabe, J.F., Tarumi, H., Ehara, A. ve Ebisu, S., (2001). "Degree of Conversion of Composites Measured by DTA and FTIR", *Dental Materials*, 17:183-2001.

- [59] Alshali, R.Z., Silikas, N. ve Satterthwaite J.D., (2013). "Degree of Conversion of Bulk-Fill Compared to Conventional Resin-Composites at Two Time Intervals", *Dental Materials*, 29:213-217.
- [60] Zorzina, J., Maiera, E., Harrea, S., Feyb, T., Bellia, R., Lohbauera, U., Petschelta, A. ve Taschner, M., (2014). "Bulk-Fill Resin Composites: Polymerization Properties and Extended Light Curing", *Dental Materials*, 2486:1-9.
- [61] Guimaraes, T., Gushiken, N.O. ve Braga, R.R., (2013). "Degree of Conversion, Flexural Modulus and Polymerization Stress of "Bulk Fill" Composites", *Dental Materials*, 29:1-96.
- [62] Polydorou, O., Hellwig, E. ve Auschill, T.M., (2006). "The Effect Of Different Bleaching Agents on The Surface Texture of Restorative Materials", *Operative Dentistry*, 31:473-480.
- [63] Park, S.H., Krejci, I. Ve Lutz, F., (2002). "Microhardness of Resin Composites Polymerized by Plasma Arc or Conventional Visible Light Curing", *Operative Dentistry*, 27:30-37.
- [64] Okada, K., Tosaki, S., Hirota, K. ve Hume, W.R., (2001). "Surface Hardness Change of Restorative Filling Materials Stored in Saliva", *Dental Materials*, 17:34-39.
- [65] Müjdecı, A. ve Gökay, O., (2005). "Dental Effects of Home Bleaching Gels and Whitening Strips on The Surface Hardness of Resin Composites", *American Journal of Dentistry* , 18(5):323-326.
- [66] Pérez, M.M., Ghinea, R., Ugarte-Alván, L.I., Pulgar, R. ve Paravina, R.D., (2010). "Color and Translucency in Silorane-Based Resin Composite Compared to Universal and Nanofilled Composites", *Journal of Dental Research*, 38:110-6.
- [67] Okte, Z., Villalta, P., García-Godoy, F., Lu, H. ve Powers, J.M., (2006). "Surface Hardness of Resin Composites After Staining and Bleaching", *Operative Dentistry*, 31(5):623-628.
- [68] Wattanapayungkul, P., Yap, A.U., Chooi, K.W., Lee, M.F., Selamat, R.S. ve Zhou, R.D., (2004). "The Effect Of Home Bleaching Agents on The Surface Roughness of Tooth-Colored Restoratives with Time", *Operative Dentistry*, 29:398-403.
- [69] Pamir, T., Korkut, Z.O., Tezel, H., Köse, T. ve Özataş, F., (2007). "Aşındırıcılık Dereceleri Farklı Beyazlatıcı Diş Macunlarının Kompozit Rezinlerin Yüzey Pürüzlülüğü ve Mikrosertliğin Etkilerinin İncelenmesi", *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24:89-95.
- [70] Tolidis, K., Dionysopoulos, D., Harisi, C., Gerasimou, P. Ve Vlachou, S., (2014). "Polymerization Efficiency of Bulk Fill Composite Resins", *Dental Materials*, 30:49.
- [71] Giuliano, C., Manzon, E., Alovisi, M., Pasqualini, D., Cadenaro, M., Breschi, L., Berutti, E. ve Scotti, N., (2013). "Micro-Hardness and Contraction Stress Evaluation of Bulk-Fill Resins Composites", *Dental Materials*, 29:49.

- [72] Finan, L., William, M.P., Moskwa, N., McGinley, E.L. ve Fleming G.J.P., (2013). "The Influence of Irradiation Potential on The Degree of Conversion and Mechanical Properties of Two Bulk-Fill Flowable RBC Base Materials", *Dental Materials*, 29:6-12.
- [73] Wei, Y., Silikas, N., Zhang, Z. ve Watts, D.C., (2013). "The Relationship Between Cyclic Hygroscopic Dimensional Changes And Water Sorption/Desorption of Self-Adhering and New Resin-Matrix Composites Diagnosis of Automata Failures: A Calculus and a Method", *Dental Materials*, 29:218-226.
- [74] Sideridou, I.D., Karabela, M.M. ve Vouvoudi, E.C., (2008). "Dynamic Thermomechanical Properties and Sorption Characteristics of Two Commercial Light Cured Dental Resin Composites", *Dental Materails*, 24:737-743.
- [75] Zankulia, M.A., Devlina, H. ve Silikasa, N., (2014). "Water Sorption and Solubility of Core Build-Upmaterials", *Dental Materials*, 30(12):e324-9.
- [76] Ersoy, M., Özel, E. ve Gökçe,K., (2007). "Farklı Uygulama Yöntemlerinin Kompozit Rezinlerin Mikrosertliği Üzerine Etkisi", *Atatürk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 17:28-31.
- [77] Liang, X., Liu, F. ve He, J., (2014). "Synthesis of None Bisphenol a Structuredimethacrylate Monomer and Characterization Fordental Composite Applications", *Dental Materials*, 30: 917-925.
- [78] Pişkin, M.B., Yılmaz, P. ve Kantürk, A., (2014). "Thermal, Spektral and Surface Properties of LED Light-Polymerized Bulk Fill Resin Composites", *Biomedtech*, 60:65-70.
- [79] Flegler, S.L., Heckman, J.W. ve Klomparens, K.L., (1993). *Scanning and Transmission Electron Microscopy: An Introduction*, Oxford Univ. Press, 1-10, UK.
- [80] Somay, S.D., (2010). *Zirkonyum Oksit Yüzeylerin Resin Simana Bağlanabilme Özelliklerinin Plazma Polimerizasyon Yöntemi ile Geliştirilmesi*", Doktora Tezi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [81] Ratner, B.D., (2012). *Surface Properties and Surface Characterization of Biomaterials*, *Properties Of Materials*, 34-54, USA.
- [82] Salerno, M., Derchi, G., Thorat, S., Ceseracciu, L., Ruffilli R. ve Barone A.C., (2011). "Surface Morphology and Mechanical Properties of New-Generation Flowable Resin Composites for Dental Restoration", *Dental Materials*, 27:1221-1228.
- [83] Salorno, M., Patra, N. ve Diaspro, A., (2012). "Atomic Force Microscopy Nanoindentation of a Dental Restorative Midifill Composite", *Dental Materials*, 28:197-203.
- [84] Kantürk, A., Yılmaz, P. ve Pişkin, M.B., (2014). "Thermal Properties and Kinetics of New-Generation Posterior Bulk Fill Composite Cured Light-Emitting Diodes", *Journal Of Thermal Analysis And Calorimetry*, 118:31-42.

- [85] Figen, A. K., Pişkin. M.B. ve Yılmaz Atalı. P., (2013). Spectroscopic Properties of Bulk Fill Resin Composites Cured by LED Light Source, 101th FDI International Congress (FDI2013), 29-31 May 2013, İstanbul.
- [86] Bala O., Olmez A. ve Kalayci S., (2005). "Effect of LED and Halogen Light Curing on Polymerization of Resin-Based Composites", Journal of Oral Rehabilitation, 32:134-40.
- [87] Beun O S.', Glorieux T., Devaux J., Vreven J. ve Leloup G., (2007). "Characterization of Nanofilled Compared to Universal and Microfilled Composites", Dental Materials, 23:51-59.
- [88] Yılmaz Atalı. P., Pişkin, M.B. ve Figen, A. K., (2013). "Microhardness of New Generation Posterior Composite Materials: Bulkfill, Nanohybrid, Silorane, 101th FDI International Congress (FDI2013), 29-31 May 2013, İstanbul.
- [89] Heintze,S.D. ve Zimmerli, B., (2007). "Relevance of in Vitro Tests Adhesive and Composite Dental Materials", Schweiz Monatsschr Zahnmed Research and Science, 121:810-816.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Tuçe Hazal TEKİN
Doğum Tarihi ve Yeri : 13.12.1991, Silvan
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : tucehazal@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Y. Lisans	Biyomühendislik	Yıldız Teknik Üniversitesi	2015
Lisans	Biyomühendislik	Yıldız Teknik Üniversitesi	2013
Lise	Fen	Batman İMKB Lisesi	2009

YAYINLARI

Bildiri

1. Tekin, T.H., Yılmaz Atalı, P., Figen Kantürk, A., Pişkin, M.B., “Bulk Fill Kompozitlerin Su Emilimine Bağlı Kütle Değişimlerinin İncelenmesi”, Türk Dişhekimleri Birliği 21. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, 28 - 30 Mayıs 2015