



**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**

**FARKLI İNORGANİK DOLGU BİLEŞENLERİ
KULLANARAK HAZIRLANAN Bis-GMA/TEGDMA
MATRİSLİ DENTAL KOMPOZİTLERİN MEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

Yüksek Lisans Tezi

Tuğba SEÇKİN

Danışman
Doç. Dr. Sevim ALIŞIR

SAMSUN
2021

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI



FARKLI İNORGANİK DOLGU BİLEŞENLERİ
KULLANARAK HAZIRLANAN Bis-GMA/TEGDMA
MATRİSLİ DENTAL KOMPOZİTLERİN MEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI

Yüksek Lisans Tezi

Tuğba SEÇKİN

Danışman

Doç. Dr. Sevim ALIŞIR

Bu çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi tarafından PYO.MUH.1904.20.001 proje numarasıyla desteklenmiştir.

SAMSUN
2021

TEZ KABUL VE ONAYI

Tuğba SEÇKİN tarafından, Doç. Dr. Sevim ALIŞIR danışmanlığında hazırlanan “Farklı İnorganik Dolgu Bileşenleri Kullanarak Hazırlanan Bis-GMA/TEGDMA Matrisli Dental Kompozitlerin Mekanik Özelliklerinin Araştırılması” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 29.1.2021 tarihinde yapılan sınav sonucunda oy birliği / oy çokluğu ile başarılı bulunarak Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

| | Unvanı Adı Soyadı Üniversitesi Ana Bilim/Ana Sanat Dalı | İmza | Sonuç |
|-----------------------------|--|------|---|
| Başkan (Danışman) | Doç. Dr. Sevim ALIŞIR Ondokuz Mayıs Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Ana Bilim Dalı | | <input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret |
| Üye | Doç. Dr. Özgür DEMİRCAN Ondokuz Mayıs Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Ana Bilim Dalı | | <input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret |
| Üye | Doç. Dr. Cihan TOPCU Samsun Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Ana Bilim Dalı | | <input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret |

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

ONAY
... / ... / ...
Prof. Dr. Ali BOLAT
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım Dönem Projesi tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

İmza
22/03/2021
Tuğba SEÇKİN

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı : Farklı İnorganik Dolgu Bileşenleri Kullanarak Hazırlanan Bis-GMA/TEGDMA Matrisli Dental Kompozitlerin Mekanik Özelliklerinin Araştırılması.

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 19.01.2021 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 6
Tek kaynak oranı : % 2 çıkmıştır.

İmza
22/03/2021
Doç. Dr. Sevim ALIŞIR

ÖZET

FARKLI İNORGANİK DOLGU BİLEŞENLERİ KULLANILARAK HAZIRLANAN Bis-GMA/TEGDMA MATRİSLİ DENTAL KOMPOZİTLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI

Tuğba SEÇKİN

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Yüksek Lisans, Mart/2021

Danışman: Doç. Dr. Sevim ALIŞIR

Diş hekimliğinde restoratif tedavide kullanılan dolgu materyalleri genel itibariyle polimerik matrise inorganik bileşenlerin eklenmesi ile hazırlanan kompozitlerdir. Bu kompozitlerin içerisinde kullanılan inorganik malzeme, estetik görünüş, mekanik dayanım ve biyo-uyumluluk gibi özellikler üzerine etkisi olan kısımdır. Özellikle kimyasal bileşimi ve boyutundaki değişim dental kompozitin mekanik özelliklerini önemli ölçüde değiştirmektedir.

Bu çalışmada restoratif diş hekimliğinde dolgu amaçlı kullanılabilen yeni polimer matrisli kompozitler hazırlanıp, mekanik özellikleri araştırılmıştır. Polimerik matris olarak Bis-GMA:TEGDMA (Bis fenol A-glisidil metakrilat : Trietilen glikol dimetakrilat) (1:1) karışımı kullanılmıştır. Polimerik matris içerisine inorganik dolgu maddesi olarak, sol jel yöntemiyle hazırlanan sodyum alümina borosilikat (SABS) eklenmiştir. Mekanik özellikler irdelenirken 2 test grubu oluşturulmuştur. Her test grubunda polimerik matris ile inorganik bileşen arasında etkileşimi artırmak için bağlayıcı içeren bir alt grup yer almıştır. 1. Test grubunda polimerik matrise eklenen SABS'ın yüzde bileşimleri değiştirilerek basma ve eğme dayanımlarındaki değişim incelenmiştir. Aynı bileşimlerdeki kompozitler modifiye edilmiş (bağlayıcı içeren) MSABS'la hazırlanmış, mekanik testler bu gruba da uygulanmıştır. 2. Test grubundaki kompozitlere antibakteriyel ve biyo-uyumluluk kazandırmak amacıyla % 5 oranında Ag-HA (gümüş doplu hidroksiapatit) eklenmiştir. Bağlayıcı içeren ve içermeyen inorganik bileşenler için iki alt grup oluşturulmuş testler tekrarlanmıştır. Toplam 24 farklı kompozit hazırlanarak mekanik özellikler irdelenmiştir. Elde edilen sonuçlardan bağlayıcı olarak kullanılan MPTMS (3-metakriloksipropiltrimetoksisilan)'nin polimer matris ile inorganik bileşen arasındaki etkileşimi artırdığı gözlenmiştir. En yüksek eğme dayanımına (147,57 MPa) (% 5 Ag-HA + % 10 MSABS) içeriğine sahip kompozitte ulaşılmıştır. En yüksek basma dayanımı (255,41 MPa) ise (% 5 Ag-HA+ % 5 MSABS) içeren numunede gözlenmiştir. Elde edilen veriler, hazırlanan kompozitlerin birçok ticari ürüne göre çok daha iyi mekanik özellikler sergilediğini göstermiştir.

Anahtar Sözcükler: dental kompozit, inorganik dolgu, sodyum alümina borosilikat, mekanik dayanım, silan bağlanma ajanı

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF DENTAL COMPOSITES PREPARED WITH Bis-GMA / TEGDMA MATRIX USING DIFFERENT INORGANIC FILLING COMPONENTS

Tuğba SEÇKİN

Ondokuz Mayıs University

Institute of Graduate Studies

Metallurgy and Material Engineering Department

Master, March/2021

Supervisor: Assoc. Prof. Sevim ALIŞIR

Filling materials used in restorative treatment in dentistry are generally composites prepared by adding inorganic components to the polymeric matrix. The inorganic material used in these composites is the part that has an effect on properties such as aesthetic appearance, mechanical strength and biocompatibility. Particularly, the change in chemical composition and size significantly changes the mechanical properties of the dental composite.

In this study, new polymer matrix composites that can be used for filling purposes in restorative dentistry were prepared and their mechanical properties were investigated. Bis-GMA: TEGDMA (Bis phenol A-glycidyl methacrylate: Triethylene glycol dimethacrylate) (1:1) mixture was used as the polymeric matrix. Sodium alumina borosilicate (SABS) prepared by sol gel method was added to the polymeric matrix as an inorganic filler. While examining the mechanical properties, 2 test groups were formed. Each test group included a subgroup containing binders to increase the interaction between the polymeric matrix and the inorganic component. 1. In the test group, the change in compression and bending strengths was examined by changing the percentage composition of SABS added to the polymeric matrix. Composites in the same compositions were prepared with modified (binder) MSABS and mechanical tests were applied to this group. Ag-HA (silver doped hydroxyapatite) was added at the rate of 5 % to give antibacterial and biocompatibility to the composites in the 2. Test group. Two subgroups were created for inorganic components with and without binders, and the tests were repeated. A total of 24 different composites were prepared and their mechanical properties were examined. From the results obtained, it was observed that the interaction between the polymer matrix and the inorganic component of MPTMS (3-methacryloxypropyltrimethoxysilane) used as a binder was increased. The highest bending strength (147,57 MPa) (5 % Ag-HA + 10 % MSABS) was achieved in the composite. The highest compression strength (255,41 MPa) was observed in the sample containing (5 % Ag-HA + 5 % MSABS). The data obtained show that the prepared composites exhibit much better mechanical properties than many commercial products.

Keywords: dental composite, inorganic filler, sodium alumina borosilicate, mechanical strength, silane coupling agent

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasını gerçekleştirmemde değerli yardımlarını, desteğini ve anlayışını esirgemeyen her zor zamanda bilgisi ve tecrübesiyle yol gösteren, elimden tutan tez yöneticim kıymetli hocam Sayın Doç. Dr. Sevim ALIŞIR'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Deneysel çalışmalar kısmında acil ihtiyacımız olan kimyasalları bize tedarik eden İnci Dental Proje Müdürlerinden Sayın Mustafa Haki DEMİR'e, kullandığımız LED mavi ışık kaynağını tarafımıza teslim eden Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Bilimler üyeleri Sayın hocam Doç Dr. Fikret YILMAZ'a ve kaynak konusunda yardımcı olan Sayın hocam Doç. Dr. Murat YENİSEY'e, inorganik dolgu maddesi olarak kullandığımız Ag-HA'i aldığımız ve fikirleriyle de yardımcı olan OMÜ Makine Mühendisliği'nden değerli hocam Doç. Dr. Mevlüt GÜRBÜZ'e ve test aşamalarında yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Arş. Gör. Onur YONTAR'a teşekkürü bir borç bilirim.

Ayrıca bu zaman kadar bana emek veren, her zaman yanımda olan sevgili anneme ve aileme içtenlikle ve sonsuz teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasına **PYO.M UH.1904.20.001** proje numarasıyla desteklerinden dolayı Ondokuz Mayıs Üniversitesi'ne teşekkür ederim.

Adı SOYADI

Tuğba SEÇKİN

İÇİNDEKİLER

| | |
|---|-------------|
| SİMGELER VE KISALTMALAR | Viii |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | X |
| TABLolar DİZİNİ | xii |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER..... | 8 |
| 2.1. Diş..... | 8 |
| 2.1.1. Mine | 9 |
| 2.1.2. Dentin..... | 11 |
| 3. DENTAL KOMPOZİT MATERYALLER | 13 |
| 3.1. Dental Kompozitlerin Yapısı | 14 |
| 3.1.1. Organik Faz (Taşıyıcı Faz) | 15 |
| 3.1.2. İnorganik (Destekleyici) Faz..... | 18 |
| 3.1.3. Ara Faz (Bağlayıcı Silan Fazı)..... | 21 |
| 3.1.4. Başlatıcı ve Hızlandırıcılar..... | 22 |
| 3.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması | 23 |
| 3.2.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırma | 23 |
| 3.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırma | 26 |
| 3.2.3. Viskozitelerine Göre Sınıflandırma | 27 |
| 3.2.4. Dental Kompozitlerin Özellikleri..... | 29 |
| 4. DENTAL KOMPOZİTLERİN ÖZELLİKLERİNİ İYİLEŞTİRMEK İÇİN YAPILMIŞ LİTERATÜR ÇALIŞMALARI | 37 |
| 5. DENEYSSEL ÇALIŞMALAR..... | 42 |
| 5.1. Çalışmada Kullanılan Kimyasallar | 42 |
| 5.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar | 42 |
| 5.3. İnorganik Dolgu Maddesinin Üretilmesi | 43 |
| 5.4. İnorganik Dolgu Maddelerinin Modifiye Edilmesi..... | 45 |
| 5.5. Kompozit Dolgu Gruplarının Hazırlanması..... | 45 |
| 5.5.1. Polimer Matris Fazın ve Kompozitin Hazırlanması..... | 46 |
| 5.6. Kompozitlerin Mekanik Testleri | 48 |
| 5.6.1. Üç Nokta Eğilme Testi..... | 48 |
| 5.6.2. Basma Dayanımı Testi | 49 |
| 6. BULGULAR VE TARTIŞMA..... | 50 |
| 6.1. İnorganik Dolgu Maddelerinin XRD ve SEM Analizi | 50 |
| 6.2. Deneysel Dental Kompozitlerin Mekanik Test Sonuçları | 54 |
| 6.2.1. Deneysel Dental Kompozitlerin Üç Nokta Eğilme Testi Sonuçları..... | 54 |
| 6.2.2. Deneysel Dental Kompozitlerin Basma Testi Sonuçları..... | 58 |

| | |
|------------------------|-----------|
| 7. SONUÇ | 64 |
| KAYNAKLAR | 66 |
| ÖZ GEÇMİŞ..... | 75 |



SİMGELER VE KISALTMALAR

SİMGELER

| | |
|---------------------------|-----------------------------|
| $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ | Mikrogram/Milimetreküp |
| kg/mm^3 | Kilogram/Milimetreküp |
| kg/mm^2 | Kilogram/Milimetreküp |
| mm^3 | Milimetreküp |
| σ_b | Eğme Dayanımı Sembolü |
| σ_c | Basma Dayanımı Sembolü |
| h_o | Yükseklik |
| d_o | Çap |
| A_o | İlk Yüzey Alanı |
| N/mm^2 | Newton/Milimetrekare |
| F | Uygulanan Yük |
| I | İki Destek Arası Açıklık |
| H | Yükseklik |
| B | Genişlik |
| K_{1c} | Kırılma Tokluğu |
| E | Elastisite Modülü |
| E | Gerinim |
| GPa | Giga Paskal |
| mL | Mililitre |
| VHN | Vickers Sertlik |
| G | Gram |
| Dk | Dakika |
| Q | Zamanla transfer edilen ısı |
| k | Isı iletim katsayısı |
| A | Malzemenin kesit alanı |
| ΔT | İki nokta arası ısı farkı |
| ΔX | Oluşan ısının transfer yönü |

KISALTMALAR

| | |
|-------------------|--|
| PMMA | Polimetil metakrilat |
| BisGMA | Bis fenol A glisidil metakrilat |
| TEGDMA | Trietilen glikoldimetakrilat |
| BisEMA | Bisfenol-A etoksil dimetakrilat |
| EDMA | Etilen glikol dimetakrilat |
| HEMA | Hidroksietil metakrilat |
| γ -MPS | Gama-metakriloksipropiltrimetoksi silan |
| CİS | Cam iyonomer siman |
| GCİS | Geleneksel cam iyonomer siman |
| RMCİS | Rezin modifiye cam iyonomer siman |
| YVCİS | Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman |
| ASPA | Aluminyum silikat poliakrilik asit |
| HA | Hidroksiapatit |
| MPTMS | 3-Metakriloksipropil trimetoksi silan |
| MPS | 3-Trimetoksilil propil metakrilat |
| SEM | Taramalı elektron mikroskobu |
| FA | Florapatit |
| TDB | Türk Dişhekimleri Birliği |
| PMMA | Polimetil metakrilat |
| UDMA | Uretan dimetakrilat |
| CQ | Kamforokinon |
| SABS | Sodyum alümina borosilikat |
| MSABS | Modifiye edilmiş sodyum alümina borosilikat |
| Ag-HA | Gümüş takviyeli hidroksiapatit |
| GSHZF | Gümüş içeren sodyum hidrojen zirkonyum fosfat |
| TTM | Tris 4-hidroksifenil metan triglisidil metakrilat |
| SiNP | Nano silika parçacık |
| SPSiNP | Donut şekilli silika parçacık |
| XRD | x- Işını kırınımı |
| OMÜ-KİTAM | Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknoloji |
| Araştırma Merkezi | |
| EDS | Enerji dağılım spektrometresi |
| ISO | Uluslararası standartlar örgütü |

ŞEKİLLER DİZİNİ

| | |
|---|----|
| Şekil 2.1. Diş Yapısı (hekimim.com, 2020)..... | 8 |
| Şekil 2.2. a) Mine kristallerinin ve mine prizmalarının SEM görüntüsü, b) Mine kristallerinin kırınım | 10 |
| Şekil 2.3. Dentin mikroyapısının SEM görüntüsü (Seyedkavoosi ve Sevostianov, 2019; Zaslansky, | 12 |
| Şekil 3.1. Kamforokinon (SigmaAldrich, 2021)..... | 14 |
| Şekil 3.2. Dental kompozitin genel yapısı a) Polimer matris fazı b) İnorganik doldurucu fazı c) Silan | 15 |
| Şekil 3.3. Metil metakrilatın polimerizasyonu sonucu polimetil metakrilat eldesi (Çalışkan, 2013)..... | 16 |
| Şekil 3.4. Matris olarak kullanılan bazı polimerlerin kimyasal yapısı (Barszczewska, 2009). | 18 |
| Şekil 3.5. a) Düzensiz Şekilli inorganik dolgu maddesinin SEM (taramalı elektron mikroskobu) görüntüsü. b) Küresel şekilli inorganik doldurucunun SEM görüntüsü (Habib, 2017)..... | 19 |
| Şekil 3.6. a) Cam fiber takviyeli kompozitin SEM görüntüsü, b) Silikon karbit whisker (kıl) destekli kompozitin SEM görüntüsü, c) Karbon nanotüp destekli kompozitin TEM (geçirimli elektron mikroskobu) görüntüsü (Habib, 2017)..... | 19 |
| Şekil 3.7. a) Urchin-like (kestanemsi yapı) hidroksiapatit (UHA) parçacıklarının SEM görüntüsü, b) Hidroksiapatit whiskers SEM görüntüsü (Liu, vd., 2014; Habib, 2017) | 20 |
| Şekil 3.8. Silan bağlanma ajanı mekanizması (Rawls, 2001) | 22 |
| Şekil 3.9. Dental kompozitlerin doldurucu boyutuna göre sınıflandırılması (Sultan, vd., 2015)..... | 26 |
| Şekil 5.1. SABS esaslı inorganik dolgu maddesinin üretim aşamaları. a) çözeltinin jelleşene de karıştırılması, b) jel kısmın süzülmesi, c) süzülen tozun kurutulması, d) kurutulmuş tozun öğütülmesi, e) öğütülen tozun ısı işleme. | 44 |
| Şekil 5.2. 3M ESPE Elipar S10 LED mavi ışık cihazı..... | 47 |
| Şekil 5.3. a) Basma testi için ISO 4049 standartına uygun olarak çap 4mm ve yükseklik 6mm olmak üzere silindirik olarak hazırlanmış silikon kalıp b) Eğilme testi için ISO 4049 standartına uygun olarak 20mmx 2mmx 2mm ölçülerinde hazırlanmış silikon kalıp. | 47 |
| Şekil 5.4. Hazırlanan bazı kompozit gruplarının sertleştirildikten sonraki basma ve eğme numunesi görüntüleri a) SABS b) Ag-HA+SABS içeren kompozitler..... | 47 |
| Şekil 5.5. Instron 5982 universal test cihazında 3 nokta eğilme testi | 49 |
| Şekil 5.6. Instron 5892 test cihazında basma testi uygulanması | 49 |

| | |
|--|----|
| Şekil 6.1. SABS inorganik dolgu maddesinin XRD grafiği..... | 50 |
| Şekil 6.2. SABS inorganik dolgu maddesinin a) Morfolojik yapı görüntüsü ve b) Elementel analiz sonuçları. | 52 |
| Şekil 6.3. SABS inorganik dolgu maddesi içerisindeki elementlerin yapı içerisinde dağılımı | 53 |
| Şekil 6.4. Ag-HA içermeyen kompozit gruplarının eğilme dayanımı grafiği. a) N ve b) BN grubu kompozitler | 54 |
| Şekil 6.5. Ag-HA+SABS inorganik dolgu maddesi içeren deneysel kompozitin inorganik dolgu maddesi oranına göre eğilme dayanım grafikleri. a) AN ve b) BAN grubuna ait kompozitlerin eğilme dayanımı grafikleri..... | 55 |
| Şekil 6.6. İnorganik dolgu maddesi miktarına göre değişen eğilme dayanımları grafiği. a) N ve BN b) AN ve BAN grubu kompozitler | 56 |
| Şekil 6.7. Farklı inorganik dolgu içeriklerine göre hazırlanmış SABS içeren deneysel kompozitlerin basma dayanımı grafikleri a) N ve b) BN grubu kompozitler | 58 |
| Şekil 6.8. Farklı inorganik dolgu içeriklerine göre hazırlanmış Ag-HA+ SABS içeren deneysel kompozitlerin basma dayanımı grafikleri a) BN ve b) BAN grubu kompozitler.... | 58 |
| Şekil 6.9. Test grubuna ait basma dayanımı değerlerinin inorganik dolgu maddesi miktarına bağlı olarak gösterimi. a) 1.test grubu b) 2. test grubuna ait grafikler | 60 |

TABLULAR DİZİNİ

| | |
|--|----|
| Tablo 1.1 Uygulamalarda kullanılan bazı ticari kompozitler ve onların özellikleri (Han, vd., 2014; Göztaş, vd., 2014; Tsujimoto, vd., 2016; Mese, vd., 2016; Ruivo, vd., 2019; Alshabib, vd., 2019) | 5 |
| Tablo 3.1 Yaygın olarak kullanılan polimer matris materyallerinin molekül ağırlığına bağlı viskozite değerleri (Yüksel, 2011) | 17 |
| Tablo 3.2 Bazı ticari kompozitlerin özellikleri (Aydınöğlu, 2016) | 34 |
| Tablo 5.1 Hazırlanan dental kompozitlerin yapısında kullanılan destekleyici faz sistemlerinin numaraları ve miktarı. BN: Bağlayıcı numune; MSABS: Modifiye edilmiş SABS. AN: Ag-HA içeren numune; BAN: Ag-HA ve bağlayıcı içeren numune..... | 48 |
| Tablo 6.1 Ag-HA içermeyen ve Ag-Ha içeren ve bağlayıcı içeren ve içermeyen kompozit gruplarının eğme dayanımı değerleri | 55 |
| Tablo 6.2 Ag-HA+SABS dolgu maddesi içeren kompozitlerin maksimum basma dayanımı değerleri. | 59 |

1. GİRİŞ

Ağız ve diş sağlığı insanların varoluşundan bu yana önem arz etmiş ve geçmişten günümüze pek çok tedavi yöntemleri kullanılarak günümüzdeki şeklini almıştır. Arkeolojik kazılar dental antropoloji açısından araştırıldığında çürük diş tedavisinin M.Ö. 7000 yıllarında Pakistan bölgesinde bulunan Taş Çağı Kültürleri'nin (İndus Kültürü), çürük diş maddelerini çıkarabilmek için çakmak taşı ile birlikte kavisli ahşap deliciler kullandıkları bildirilmiştir. M.Ö. 659 Çin kayıtlarında Su KUNG, Materia Medica isimli yapıtında diş onarımı tedavisinde amalgamın uygulandığından bahsedilmektedir (Aksu, 2015).

Amalgam, gümüş (Ag), bakır (Cu) ve kalay (Sn) alaşımı ile civa (Hg) elementinin oluşturduğu metalik gri renkli dental dolgu uygulamalarında kullanılan bir alaşımdır. Gümüş alaşımı (Ag-Sn-Cu) ve civa karıştırıldığında dental amalgam formunda kimyasal bir reaksiyon oluşmaktadır (Craig, vd., 2004). Diş hekimlerinin çoğunlukla tercih ettiği bu restoratif materyalin kullanılma sebebi kolay uygulanabilmesi, mukavemetinin iyi olması ve düşük ekonomik değere sahip olan alternatif bir malzemenin bulunmamasıdır. Ancak diş yapısı ile zayıf bağ oluşturması, kopma ve gerilme dayanımının düşük olması, görünüm olarak estetik olmaması, ağız ortamında çözünmesiyle dentin kanallarına sızarak diş görünümünde kararmaya sebebiyet vermesi ve içeriğinde bulunan civanın ağız içine salınmasıyla toksik etki oluşturması gibi dezavantajları nedeniyle bilim insanlarını alternatif malzemeler araştırmaya yönlendirmiştir (Osborne, 1992; Bharti, vd., 2010; Deliktaş, 2006).

Diş hekimlerinin en önemli amacı, hastasının yaşam kalitesini korumak ve iyileştirmektir. Bu amaç doğrultusunda hastalığı önlemek, ağrıyı hafifletmek, çiğneme etkinliğini artırmak, görünümü iyileştirmek üzerine tedaviler uygulanmaktadır. Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan dört ana malzeme grubu metallere, seramiklere, polimerlere ve kompozitlere dir. Bunların gerçekleştirilmesi için diş yapısının eksik kısımlarının yerine konulmasına yönelik restoratif materyaller geliştirilmiştir. İdeal bir restoratif malzeme biyo-uyumlu, diş yapısına ve kemiğe kalıcı olarak bağlanabilen, doğal diş yapısı görünümüne uygun, diş minesine ve dentininkine benzer etki sağlayan özellikler içermelidir (Anusavice, 2003).

Araştırmalar doğrultusunda restoratif diş hekimliğinde meydana gelen gelişmelerde diş tedavilerinde estetik amaçlı malzeme olarak silikat siman, akrilik rezin, cam iyonomer siman ve kompozit rezinler kullanılmıştır (Altun, 2005).

1878 yılında Fletcher tarafından geliştirilen silikat siman diş rengi ile uyumlu, estetik görünümlü ilk dolgu maddesidir. Toz ve likit karışımından oluşmaktadır. Toz kısım asitte çözünebilen seramiktir. % 40 oranında silika, % 30 oranında alumina ve sodyum florür içermektedir. Likit kısım ise temelde çinko ve alüminyum fosfat olmakla birlikte farklı bileşimler de içerebilmektedir. Simanların kullanım amacı, tedavide uygulanan restoratif malzemeleri dişe yapıştırmak, kavite astar maddesi olarak pulpayı korumak ve restoratif materyal olarak uygulanmaktır. Silikat simanların estetik özelliğinin yanı sıra gerilme direncinin düşük olması, yüzeyinin pürüzlü olması ve hücrelere zarar vermesi gibi bir takım dezavantajları bulunmaktadır (Deliktaş, 2006; Köroğlu vd., 2012; Dayangaç, 2000).

Akrilik rezinler, akrilik asit ve türevlerinden elde edilen polimerler grubudur. Genel olarak akrilik asit, metakrilik asit, akrilik asit esterleri, metakrilik asit esterleri, akrilonitril ve akrilamid monomerlerinin polimerizasyonundan üretilmektedir. En çok akrilik rezin grupları poli metilmetakrilat (PMMA), Bis fenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) polimerleridir. Polimerik yapıdaki bu bileşimler sertleşme reaksiyonları esnasında büzülme gibi bir takım değişikliklere uğramaktadır. Bu etki akrilik rezinlerin uygulandığı yüzey ile arasında aralıklar oluşturup sekonder çürüklere, lekelenmelere ve hücre yapısının tahriş olmasına neden olabilmektedir. Bu nedenle de kullanım alanları saf akrilik rezin haliyle kısıtlanmıştır ve geliştirmek için araştırmalar yapılmaktadır (Ayaz, vd., 2017; Deliktaş, 2006).

Cam iyonomer simanlar (CİS) diş hekimliğine ilk defa 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından restoratif materyal, kavite taban maddesi ve yapıştırma amaçlı kullanılmak üzere geliştirilerek ASPA (alüminyum silikat poliakrilik asit) adı ile tanıtılmıştır. Simanlar toz ve likit yapılarının karışımı ile elde edilen hibrit yapılarıdır. Cam iyonomer simanlar, bazik floro-alumino silikat tanecikleri (toz) ile poliakrilik asitin (likit) (3:2) oranında karıştırılmasıyla hazırlanmaktadır. Bu toz-likit karışımının sertleşme reaksiyonu asit-baz tepkimesinden kaynaklanmaktadır. Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS), hibrit cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS), poliasit modifiye cam iyonomer

simanlar (kompomerler), yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS), giomerler ve nano-iyonomerler şeklinde bileşenlerine göre sınıflandırılabilirler (Elmacı ve Tunçdemir, 2020; Mount, 2002; Al-Badry, 1994). Termal genişleme katsayısının dentine yakın olması, düşük polimerizasyon büzülmesi göstermesi ve biyolojik uyumluluğu avantajları arasındadır (Palaz, 2017; Kaya, 2013; Deliktaş, 2006). Bunların yanında sertleşme reaksiyonunun yaklaşık 24 saat sürmesi ve amalgam ve kompozit rezinlerin kullanılabilirdiği yüksek gerilime maruz kalan alanlarda yeterli mukavemete sahip olmaması gibi olumsuzlukları bulunmaktadır (Sakaguchi, vd., 2012).

Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan ve günümüzde sıklıkla kullanılan dental kompozit rezinler 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmış ve bugüne kadar önemli gelişmeler kat etmiştir (Dayangaç, 2000). Kompozit, iki veya daha çok malzemenin, daha üstün bir özellik sergilemesi amacıyla makro boyutta bir araya getirilmesiyle oluşturulan bir yapıdır (Aran, 2008). Buna paralel olarak genel itibarıyla polimerik matris fazı, inorganik dolgu fazı, ara bağlayıcı faz olmak üzere 3 faz yapısından oluşan bu kompozitler diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Estetik görünüm, kolay uygulanabilirlik, tedavi süresinin kısa olması, mekanik mukavemetinin yüksek olması gibi avantajlarının yanı sıra su emilimi, çözünürlük, sitotoksik etki göstermesi, polimerizasyon büzülmesi ve bunlara bağlı olarak yapısında meydana gelen bozunmalardan dolayı ikincil çürük oluşumuna ve diş kayıplarına sebebiyet vermesi gibi dezavantajlarının da olduğu saptanmıştır (Önal, 2004).

Dr. Bowen'ın 1962 yılında tanıttığı olduğu kompozit rezinler bu alanda bir çığır açmış ve birçok bilim insanını kompozitlerin optik mekanik, biyo-uyumluluk, antibakteriyel özellikleri geliştirilmiş ve minimum polimerizasyon büzülmesine sahip dental kompozit elde etme çalışmalarına yönlendirmiştir.

Dental alanda ticari olarak kullanılan mevcut dental kompozitler in vivo olarak kullanılacak mekanik dayanıma sahiptirler. Ancak klinik kullanımlarda elde edilen verilere göre yığın (bulk) kompozit uygulamalarının ortalama 5-6 yıl sonra ikincil çürük oluşumuna bağlı olarak değiştirilmesi gerekmektedir. Bu duruma bağlı olarak da hastalar tekrar tedavi sürecine girerek maddi kayıp ve zaman kaybı hatta diş kaybı yaşayabilmektedirler. Kompozit rezinlerin sürekli geliştirilmeye

çalışılmasındaki temel amaç restorasyonun daha uzun ömürlü kullanılmasını sağlamaya yönelik çalışmaları kapsamaktadır (Aydınoglu, 2016).

Dental kompozitlerin temel bileşenlerini oluşturan matris fazı, inorganik dolgu fazı ve ara bağlayıcı faz olan silan fazı arasındaki etkileşim kompozitin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Polimerik yapıdaki matris fazında sertleşme sırasında meydana gelen polimerik ağ oluşumu hacimsel büzülmeye neden olmaktadır. Bu büzülmeyle ilgili olarak diş ve kompozit arasında bir gerilim meydana gelmektedir. Bu gerilime bağlı olarak gerekli adhezyon oluşmadığından restorasyon başarısız olmaktadır. Polimerik büzülmeyle gidermeye yönelik yapılan çalışmaların çoğu Bis-GMA içermektedir. Bis-GMA yüksek viskozite göstermesi nedeniyle bir takım seyrelticilerle birlikte kullanılmaktadırlar. Polimerik kısmı geliştirmeye yönelik diğer çalışmalar yüksek molekül ağırlıklı monomerler kullanılması, epoksi esaslı halka açılma monomerleri, siloran esaslı kompozitler gibi modifiye edilmiş matris kısımlardan oluşmaktadır. Ancak bu modifikasyona uğramış dental kompozitlerin mekanik özelliklerinin Bis-GMA matriksine göre daha düşük olduğu belirtilmektedir (Aydınoglu, 2016).

Polimerizasyon büzülmesini azaltmaya ve mekanik dayanımı geliştirmeye yönelik diğer bir yaklaşım ise kullanılan inorganik dolgu madde miktarı oranının artırılması ve inorganik dolgu maddelerinin yüzeyinin bağlayıcı ajanlarla modifiye edilmesidir (Noort, R., 2002; Ye, 2012; Wilson, vd., 2005).

Mevcut ticari kompozitlerin bileşenlerine bakıldığında Tablo 1.1'de görüldüğü gibi çoğunluğunun ağırlıkça % 70 ve daha yüksek oranlarda inorganik dolgu maddesi içerdiği görülmektedir (Han, vd., 2014; Göztaş, vd., 2014; Tsujimoto, vd., 2016; Mese, vd., 2016; Ruivo, vd., 2019; Alshabib, vd., 2019). Bu uygulamadaki temel amaç dental kompozit üretiminde kullanılan polimerik reçine kısmının miktarını azaltarak oluşabilecek polimerizasyon büzülmesini indirmek ve inorganik dolgu maddelerinin kompozitin mekanik özelliklerini geliştirmesini sağlamaktır. Kullanılan inorganik dolgu maddelerinin içeriği, yapısı ve morfolojisi de kompozitin özelliklerine etki etmektedir.

Tablo 1.1. Uygulamalarda kullanılan bazı ticari kompozitler ve onların özellikleri (Han, vd., 2014; Göztaş, vd., 2014; Tsujimoto, vd., 2016; Mese, vd., 2016; Ruivo, vd., 2019; Alshabib, vd., 2019)

| Ticari Kompozit | Üretici | Doldurucu Tipi | Doldurucu | Rezin | Ortalama Doldurucu Boyutu | Doldurucu % Hacim / Ağırlık |
|----------------------------|--------------------------------|---|-------------------------|--|---------------------------|-----------------------------|
| Filtek Supreme XT | 3M ESPE | silika ve zirkonya nano parçacık | Nanofil | Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA | 0,6-1,4 µm / 2-20 nm | 59,5 / 78,5 |
| Tetric Evo Ceram | İvoclar Vivadent Liechtenstein | baryum alüminosilikat cam, prepolymer | Nano hibrit | Bis-GMA, UDMA, Ethoxylated, Bis-EMA | 1 µm / 550nm | 48,5 / 75-76 |
| Ceram X | Dentsply | baryum alüminyum borosilikat cam, silikon dioksit | Nano hibrit | Dimetakrilat rezin | 1,1-1,5 µm / 10nm | 57 / 77 |
| Grandio | Voco GmbH | | Nano hibrit | Bis-GMA TEGDMA | 1 µm / 20-50 nm | 71,4 / 87 |
| NovaPro Universal | Nanova Inc, | Baryum borosilikat cam, hidrofobik amorf silika, hidroksiapatit fiber | Nano fiber, Nano hibrit | Bis-EMA, TEGDMA, UDMA | - | / 77 |
| VENUS Diamond | Heraeus | Baryum alüminyum florid | Nano hibrit | TCD-DI-UDMA | 5 nm-20 µm | 64 / |
| Filtek bulk fill Flowable | 3M ESPE | Zirkonya, silika | Mikro hibrit | Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA | 0,01-3,5 µm | 42,5 / 64,5 |
| Filtek Z350XT | 3M ESPE | Zirkonya, silika | Nanofil | Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, Bis-EMA | 4-20 nm | 63,3 / 78,5 |
| Filtek Z250XT | 3M ESPE | Silika, zirkonya / silika | Nano hibrit | Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, PEGDMA, TEGDMA | 0.1-10 µm | 67,8 / 81,8 |
| Filtek P60 | 3M ESPE | Zirkonya, silika | Mikro hibrit | Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA | 0,01-3,5 µm | 61 / |
| Filtek P90 | 3M ESPE | Kuartz, İtiryum floride | Mikro hibrit | Siloran rezin | 0,47 µm | 55 / |
| Clearfil AP-X | Kuraray | Baryum cam doldurucu, silanlanmış kolloidal silika | - | Bis-GMA, TEGDMA | - | 70 / 85 |
| Clearfil Majesty Posterior | Kuraray | Cam seramik, alümina | Nano hibrit | Bis-GMA, TEGDMA | 20 nm-1,5 µm | 82 / 92 |
| Z100 Restorative | 3M ESPE | Silanlanmış seramik | Mikro hibrit | Bis-GMA, TEGDMA | 0,01-3,5 µm | 66 / 84 |

Dental kompozitin özelliklerine etki eden bir diğer faktör olan ara bağlayıcı faz, inorganik dolgu maddesi ile matris arasındaki etkileşimi kuvvetlendirerek kompozitin özelliklerini geliştirdiği belirtilmektedir (Matinlinna, vd., 2018). İnorganik dolgu maddelerinin silan bağlayıcı ajanlar kullanılarak kimyasal metotlarla uygulanan yüzey modifikasyonu parçacıkların matris içerisinde homojen dağılımına olanak sağlamaktadır. Silan uygulamaları ilk olarak Plueddemann ve arkadaşları tarafından 1980'li yıllarda gerçekleştirilmiştir. Güncel olarak en yaygın kullanılan silan bağlayıcı ajan, organik ve inorganik yapılarla kuvvetli bağlanabilme özelliği sergileyen γ -Metakriloksipropil trimetoksi silan (γ -MPS, A174)'dır (Aydınoğlu, 2016). Silan bağlayıcı ajan kullanılarak hazırlanan dental kompozitlerin mekanik özelliklerinin daha yüksek olduğuna dair sonuçlar çeşitli çalışmalarda belirtilmektedir.

Dental kompozitten beklenen ağız ortamında optik, kimyasal, mekanik ve biyolojik uyumluluk açısından uygun özellikler sergilemesidir. Dental seramikler bu özellikleri sağlarken üretim yöntemlerinin karmaşık ve maliyetli olması, buna karşın dental kompozitlerin daha pratik ve ekonomik olmaları tercih edilme nedenleri olmaktadır. Diş yapısı incelendiğinde mükemmel bir kompozit yapısına sahip olduğu görülmektedir. Mine dokusunun % 92'si ve dentin dokusunun % 48'inin hidroksiapatit (HA) mineralinden $[Ca_{10}(PO_4)(OH)_2]$ oluştuğu görülmektedir. Diş yapısı ile biyo uyumlu olması nedeniyle dental kompozitlerde kullanılabilmesine yönelik çalışmalar yapılmaktadır (Aydınoğlu, 2016; Arcis, 2001). Araştırmacılar HA'in ikincil çürük oluşumunu azaltan yüksek biyoaktivite gösterdiğini belirtmektedirler. Ayrıca HA'in morfolojisinin de kompozitin mekanik özelliklerinde önemli değişiklikler gösterdiği saptanmıştır (Santos, vd., 2001; Liu, vd., 2014; Domingo, vd., 2003; Chen, vd., 2011; Liu, vd., 2014a; Liu, vd., 2014b). Mevcut ticari kompozitler incelendiğinde içeriklerinde HA bulunmadığı görülmektedir. HA'in avantajlarından yararlanılarak dental kompozitlerde kullanılmasına yönelik bilimsel çalışmalar devam etmektedir.

Dental kompozit uygulamalarında meydana gelen büzölmeye bağlı olarak restorasyon ile diş yapısı ara yüzeyinde biriken Streptococcus mutans ve Candila albicans gibi mikroorganizmalar ikincil çürük oluşumuna neden olmaktadır. Bu durum dental dolgunun değiştirilmesine sebebiyet vermektedir. Dental kompozit üretiminde ikincil çürük oluşumunu önlemeye yönelik yapılan çalışmalarda Gümüş

nano parçacık, Flor salan bileşikler, Çinko oksit, Titanyum bileşikleri, Bakır nano bileşikleri gibi antimikrobiyal özellikli malzemeler kullanılmaktadır (Makvandi, vd., 2019).

Bu çalışmada dental alanda kullanılan Bis-GMA-TEGDMA polimer matrisli rezinlere belirli oranlarda gümüş doplu nano hidroksiapatit (Ag-HAP) ve sol jel yöntemi ile sentezlenmiş olan sodyum alümina borosilikat (SABS) cam sisteminin ilave edilerek dental kompozitin mekanik özelliklerinin incelenmesi amaçlanmaktadır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş

Dişler omurgalılarda temel olarak yiyecekleri öğütürerek beslenmeyi ve dolayısıyla yaşamı devam ettirmeyi sağlayan hayati yapılardır. Bazı canlılar dişlerini avlanma ve savunma amacıyla kullanmaktadır. İnsanlarda ise dişler sadece işlevsel olmakla kalmayıp estetik açıdan görünüm ve güzellik açısından da önemli rol oynamaktadır. Ayrıca insan dişi konuşmada ve destekleyici organların korunması açısından da önemlidir. Dişlerin bu görevlerini yerine getirebilmeleri için doğru anatomik yapıda olması gerekmektedir. İnsanlar yaşamı süresince iki defa diş geliştirmektedirler. İlk dönemde süt dişler gelişmekte olup doğumdan 7-8 ay sonra büyümeye başlar ve 2-4 yaş arasına kadar gelişmektedir. 6-7 yaşlarında ise kalıcı dişler gelişmeye başlayıp 12-13 yaşına kadar büyüme sürecini tamamlamaktadır. Her diş yapısı, taç (kuron), kök ve kök ile taç arasında kalan boyun olmak üzere üç kısımdan oluşmaktadır. Pulpa boşluğu, kan damarları ve sinirleri içeren dişin merkezinde yer alır ve dar bir kanal ile periodental yapıya bağlanmaktadır. Dişin temel yapısı ise; mine, dentin ve sementum gibi sert dokular ve pulpa gibi yumuşak olan iki farklı dokudan oluşmaktadır (Chen ve Liu, 2014). Diş sisteminin anatomik yapısı Şekil 2.1.'de gösterilmektedir.



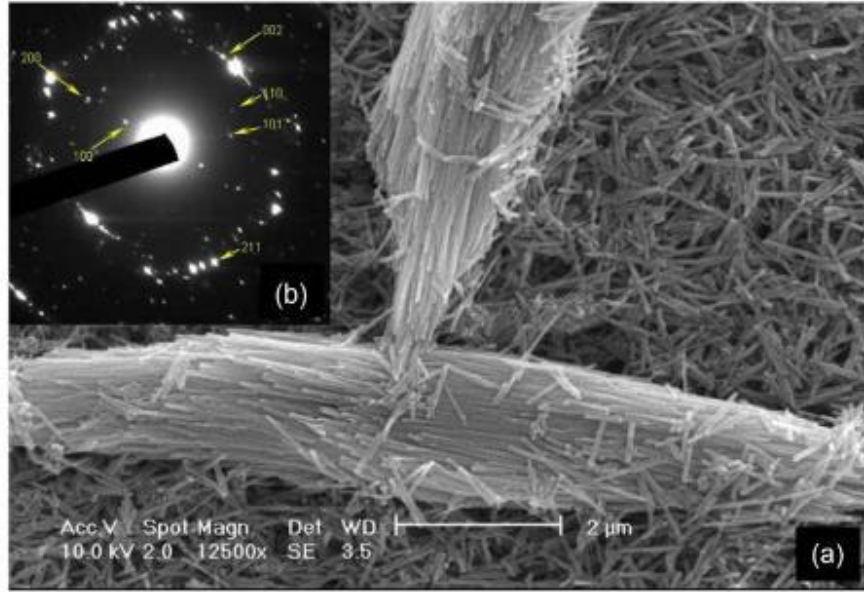
Şekil 2.1. Diş Yapısı (hekimim.com, 2020)

2.1.1. Mine

Mine, dişin tüm dış yüzeyini kaplayan, kuron ve onun altında yer alan dentin ve pulpayı mekanik etkilere, asidik erozyona, bakteri saldırılarına karşı koruyan en dış yapısıdır. Diğer biyo minerallerden farklı olarak, mine canlı olmayan bir dokudur ve kendini yenilemek, tamir etmek veya biçim değiştirmek gibi özelliği mevcut değildir (Sa, vd., 2014).

Mine, benzersiz bir morfolojik yapıya ve ayırt edici mekanik özelliklere sahiptir, bu da onu insan vücudundaki kemik ve dentin gibi diğer mineralize dokulardan farklı kılar. Mine-dentin birleşiminde diş yüzeyine doğru yaklaşık olarak dik uzanan hizalanmış prizmalar veya çubuklardan oluşan bir yapı görülmektedir. Her çubuk nanometre inceliğinde bir mine tabakası ile kaplanmış ve çubuk eksenini boyunca yönlendirilmiştir. Minenin yüksek düzeyde yönlendirilmiş yapısı, mekanik özelliklerinde anizotropi ile sonuçlanmaktadır. Bu yönelim mekanik özelliklere etki etmektedir (Habelitz, vd., 2001). Ağırlıkça % 95'ten fazla yüksek oranda organize edilmiş, yaklaşık uzunluğu 68 nm ve çapı 26 nm boyutunda hegzagonal hidroksiapatit kristallerinden oluşmaktadır (Jeng, vd., 2011). Bu kristallerin benzersiz şekil ve organizasyonları artan sertlik ve kırılma dayanımları ve asit korozyonuna karşı direnç sağlamaktadır (Cao, vd., 2014). Mine kristallerinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntüsü Şekil 2.2.'de gösterilmektedir. Mine dokusu, mine prizması, mine kını ve ara boşlukları dolduran interplazmik matristen oluşmaktadır. 4-6 µm boyutundaki mine prizmaları sıkı paket yapıdadır ve dalgalı bir görünümde bu yapıyla anahtar deliği görünümü oluşturmaktadırlar (Aydınoglu, 2016; Ceylan, 2013).

Minenin temel bileşenini hacimce % 90 hidroksiapatit [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$] oluşturmaktadır olup, kalan kısmın % 6'sını organik bileşikler ve % 4'ünü ise su oluşturmaktadır. Diş minesinde bulunan diğer inorganik anyon ve katyonları ise HCO_3^- , F^- , CO_3^{2-} , SO_4^{2-} , Na^+ , Mg^{2+} , K^+ , Cl^- oluşturmaktadır. Bu yapılardan da fluoroapatit [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$, FA] gibi apatit mineralleri oluşarak kompozit bir yapı meydana gelmektedir (Chen, vd., 2014). Diş minesinde eser miktarda bulunan diğer elementler ise demir, çinko, flor, stronsiyum, brom, vanadyum, mangan, altın, gümüş, krom, kobalt, rubidyum'dur (Ulusoy, 2016a).



Şekil 2.2. a) Mine kristallerinin ve mine prizmalarının SEM görüntüsü, b) Mine kristallerinin kırınım deseni. Kafes yapıları oklarla gösterilmiştir (Chen, vd., 2014)

İnsan vücudundaki en sert doku olan mine her gün sürtünme ve aşınmaya maruz kalır (Zhang, vd., 2018). Ağız içi asitlik düzeyi arttığında minenin boşluk içeren molekülleri, flüorür, kalsiyum (Ca), fosfat (PO₄) gibi çeşitli iyonları yapısına alarak çözünmektedir. Demineralizasyon denilen bu olay sonrası dişin yapısı bozulmaktadır. Bir dizi dinamik süreç sonucunda çürük oluşumu gerçekleşmektedir (Ceylan, 2013; Uysal ve Öz, 2018). Diş minesindeki mikro yapısal özelliklerin bilinmesi, dişteki stres dağılımının hesaplanması, biyomimetik restoratif materyallerin geliştirilmesi ve klinik dental preparatların uygulanması için önemlidir (Habelitz, vd., 2001).

Dişin mekanik özellikleri diş yapısı ve bileşenlerine göre değişmekte olup, lokasyon, kimyasal bileşim ve kristal ve çubukların yönelim şekline göre değişiklik gösterdiği belirtilmektedir (Park, vd., 2008). Mine dokusu sertliği Mohs sertlik skalasında 5. sıradadır (Ulusoy, 2016a). Diş minesinin basma dayanımı 95-140 MPa, ve eğilme dayanımının 123,1 MPa olduğu belirtilmiştir (Djustiana, vd., 2018; Yoruç ve Aydınoglu, 2016).

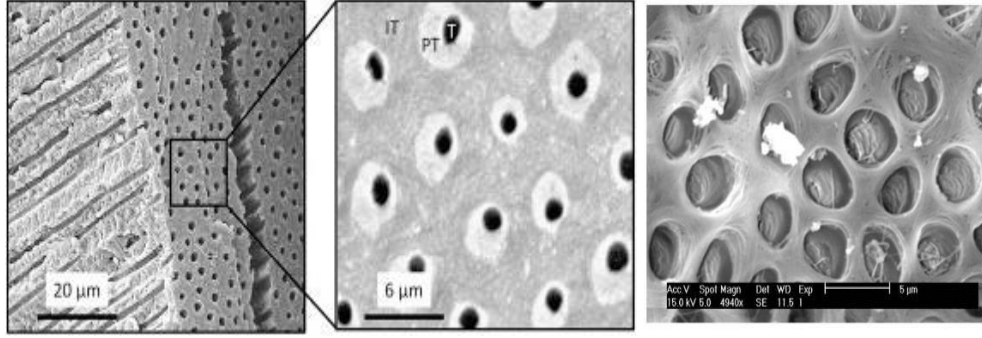
Dişlerin uyguladığı çiğneme kuvveti birkaç mm²'lik alanda 28 N ile 1200 N arasında değişmektedir (He, vd., 2013). Dişin kompozit oluşumu ve mine-dentin yapısında bulunan çubukların yönelimine ve bileşimine bağlı olarak sertliğin 3 GPa ve 6 GPa arasında elastik modülün ise 70 GPa ve 120 GPa arasında değişiklik gösterdiği belirtilmektedir. Minenin ortalama elastik modülü genç hastalarda 84,4 ±

4,4 GPa ve yaşlı hastalarda ise $91,1 \pm 6,5$ GPa, sertlik ise genç hastalarda $4,0 \pm 0,3$ GPa ve $4,0 \pm 0,5$ GPa olarak hesaplanmıştır (Park, vd., 2008). Yaşlı hastalarda elde edilen değerlerin daha yüksek olması yaşla birlikte mineralize olmuş mine içeriğinin daha fazla olmasına bağlanmaktadır (Aydınoglu, 2016). Dişlerin mekanik özelliklerini belirleyen faktörler, elastisite, sertlik, viskoelastisite ve kırılma özelliklerini içermektedir (Zhang, vd., 2014).

2.1.2. Dentin

Dentin, bileşimi ve mikro yapısı dişler boyunca değişen kompozit bir malzemedir. Mine ile kıyaslandığında içerdiği organik bileşenler, inorganik bileşenlerden fazladır. Mineye göre daha az mineralize ve daha yüksek gözenekliliğe sahiptir. Minenin altındaki sarımsak renkli bu yapı ışığa karşı yarı geçirgen bir özellik göstermektedir. Mine tabakasına göre daha elastik bir yapıya sahiptir. Dentin ağırlıkça yaklaşık % 70 inorganik materyal, % 18 organik matris ve % 12 su içermektedir. Çoğunlukla tip I kollajen ve karbonatlı apatit mineral hidroksiapatitin (HAp) inorganik bir takviye fazından oluşan hidratlanmış organik bir matristen oluşmaktadır (Halgas, vd., 2013; Seyedkavoosi ve Sevostianov, 2019). Dentin kollajen, hücre dışı matrisleri şekillendirme ve organize etme, mineral oluşumu ve biriktirme için bir iskele sağlama ve dentinin yapısal, mekanik ve fonksiyonel bütünlüğün koruma gibi çeşitli yapısal işlevler sergilemektedir (Marashdeh, vd., 2018). Yapıdaki HAp kristalleri 2-4 nm kalınlığında 30 nm genişliğinde ve 100 nm'ye kadar uzunlukta plakalar şeklindedir. Minede olduğu gibi dentin yapısında da HAp kristalleri rastgele yönlendirilmiştir. Dentin tübüleri dairesel silindirik gözenekler olarak modellenmiştir. Dentinde yer alan apatit kristalleri nanometre boyutunda, iğnemsiz veya yassı formda bulunabilmektedir. Mine ile karşılaştırıldığında mine tamamen kristal yapıya sahipken dentin kısmen kristal yapıdadır (Seyedkavoosi ve Sevostianov, 2019; Chen ve Liu, (2014). Şekil 2.3'te SEM görüntüsü bulunan dentin mikroyapısının gözenekli formda olduğu görülmektedir.

Büyük bir kısmını hidroksiapatitin oluşturduğu bu yapı içerisinde az miktarlarda karbonat, magnezyum, potasyum, demir, çinko, stronyum, kurşun gibi elementler bulunmaktadır. Mohs sertlik skalasına göre mine tabakasının sertliği 5 iken dentin tabakasının sertliği 3-4 aralığındadır. Bu durum dikkate alındığında dentin tabakasının destekleyici ve koruyucu kısmı mine olarak tanımlanmakta olup insan vücudunun en sert yapısını mine tabakası oluşturmaktadır (Ulusoy, 2016a).



Şekil 2.3. Dentin mikroyapısının SEM görüntüsü (Seyedkavoosi ve Sevostianov, 2019; Zaslansky, vd., 2010; Chen ve Liu, 2014)

Dentinin mekanik özellikleri dentin tübüllerinin yoğunluğu ve yönelimi, kolajen liflerinin yönü ve mineral fazın ortalama yoğunluğu gibi etmenlerden etkilenmektedir. Dentinin yaklaşık elastisite modülü 10 ile 40 GPa arasında değişmektedir (Cohen, vd., 2010). Sıklıkla elde edilen düşük elastisite modül değerlerinin, gerinim oranına bağlı viskoelastik tepkiye, küçük numunelerdeki tekdüze olan gerilme durumlarına, uygunsuz saklama koşullarına veya numune hazırlama sırasında ortaya çıkan kusurlara bağlı olduğu düşünülmektedir. Basınç dayanım değerleri ise 275 ile 300 MPa arasında olduğu belirtilmektedir (Kinney, vd., 2003; Craig ve Peyton, 1958).

Bu iki önemli tabakanın bozulması halinde en yaygın diş hastalıklarından olan çürük oluşmakta ve dişe zarar vermektedir. Erken dönemde ve doğru tedavi uygulanmadığında dişin bir kısmı hasar görmekte veya tamamen kaybedilebilmektedir. Bu durumda kişinin ağız ve diş sağlığındaki bozulmalara bağlı olarak beslenme durumu da etkilenmekte ve bir takım ruhsal ve bedensel zincirleme olumsuzluklar yaşanabilmektedir. Böyle bir durumun önüne geçebilmek için insanlık tarihinden bu yana ağız ve diş sağlığı için çeşitli tedaviler kullanılmıştır. Tedavilerde öncelikli olarak amaç diş çürüğünü temizlemektir ancak bu işlem sonrasında yapıda kavite adı verilen boşluklar oluşmaktadır. Diş hekimlerinin öncelikli amacı bu boşlukları uygun malzemelerle doldurmaktır. Bir diğer durum ise yine dişi korumaya veya tamamlamaya yönelik kaplama işleminin uygulanmasıdır (TDB, 2012).

Geçmiş dönemlerde dolgu ve kaplama materyali olarak metalik altın, gümüş ve amalgam gibi malzemeler yaygın olarak kullanılırken, günümüzde diş rengi ve yapısıyla uyumlu, estetik, kolay uygulanabilir kompozit rezinler tercih edilmektedir (Kölüş ve Ülker, 2021).

3. DENTAL KOMPOZİT MATERYALLER

Diş hekimleri her zaman ideal restoratif materyali ararlar. Bu malzeme diş rengine benzer görünümde, uzun ömürlü ve sağlam olmalıdır; diş yapısına uygun olmalıdır ve doğrudan uygulanabilen estetik bir materyal olmalıdır. Mevcut restoratif materyaller arasında polimerik türler bu gereksinimleri en iyi şekilde karşılamaktadır. Diş hekimliğinde reçine bazlı restoratif materyallerin kullanımı giderek artmıştır. Klinik uygulamalarda kullanılan reçine bazlı restoratif materyaller arasında dolgu macunları, dentin bağlanma ajanları, restoratif kompozitler, fiber takviyeli reçine materyalleri, simantasyon ve kaplama ajanları gibi malzemeler bulunmaktadır (Rueggeberg, 2002). Son yarım yüzyılda kompozit uygulamalarında yaşanan sıkıntılardan dolayı matris ve takviye malzemesi arasındaki iyi bağlanmış, dayanıklı arayüzlerin (veya ara fazların) uyarlanması kritik bir endişe haline gelmiştir. Matris ve takviye ile kimyasal olarak reaktif bağlama maddelerinin kullanımı, bir veya her iki bileşenin yüzeylerinin kimyasal modifikasyonu, matrisi kapsüllenmiş takviyeye kimyasal olarak bağlamanın en başarılı yolu olmuştur.

Geleneksel olarak, doğrudan estetik restorasyonlar için kullanılan dental kompozitler, esas olarak polimer matris ve içine dağılmış güçlendirici inorganik dolgu partiküllerinden oluşmaktadır. Metakrilat monomer, bisfenol-A-glisidil-metakrilat (Bis-GMA) monomer ve dental kompozitlerin Bowen tarafından geliştirilmesi ve restoratif diş hekimliğine girişleri oldukça başarılı olup kısa sürede estetik bir dolgu malzemesi olarak kabul edilmiştir. Bowen'ın "Vinil Silan ile modifiye edilmiş erimiş silika ve bağlayıcı (a vinyl-silane treated fused silica and binder)" isimli patentini alması ile rezin esaslı kompozitler ticari olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu malzemelerin uygulanmasının kısıtlı olması sebebiyle daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahip, estetik ve klinik olarak uzun ömürlü rezin kompozitler geliştirilmiştir (Khan, vd., 2014; Tamaszewska, vd., 2015).

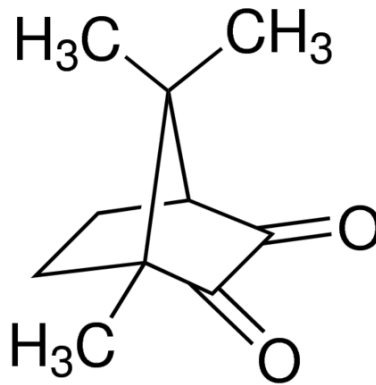
Dental kompozit restoratif materyaller, organik matrisler, inorganik destekleyici faz, bağlayıcı ajan, başlatıcı sistemleri, inhibitörler, antibakteriyal ajanlar, renklendiriciler, termokromik boyalar içermektedir. Dental kompozitleri dolgu içeriğinin büyüklüğüne ve yüzdelere göre, organik matris monomerine göre viskozitelerine, polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırmak mümkündür (Bowen ve Marjenhoff, 1992; Ekici, 2010; Demirel, 2012; Aydınoglu, 2016; Ulusoy, 2016b;).

3.1. Dental Kompozitlerin Yapısı

Kompozit rezinleri oluşturan temel bileşenler ve diğer katkı maddeleri aşağıdaki şekilde sıralanabilir.

1. Organik faz (taşıyıcı faz).
2. İnorganik faz (doldurucu fazı, disperse faz).
3. Ara faz (bağlama (coupling) veya birleştirici faz, interfasiyal faz).

4. Aktivatör (başlatıcı, amin): Işık ile polimerize olan kompozit rezinlerde ışık ile aktive olarak polimerizasyonu başlatan bileşendir. Isı ile polimerize olan kompozit rezinlerde kullanılmaz. Işık ile polimerize edilen kompozitlerde kullanılan aktivatör genellikle bir aromatik keton türü, kamforokinon (CQ)'dur. Kamforokinon'nun formülasyonu Şekil 3.1.'de gösterilmektedir. (Dayangaç, 2000; Ulusoy, 2016b; Craig, vd., 2004).



Şekil 3.1. Kamforokinon (SigmaAldrich, 2021)

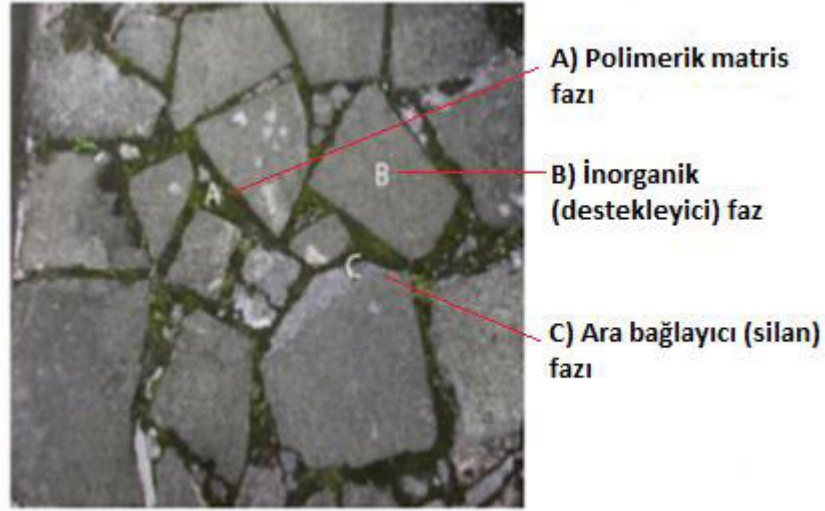
5. Hızlandırıcı (accelerator): Reaksiyonu hızlandıran bileşendir. Dimetil aminoetil metakrilat (DMAEMA) gibi hızlandırıcılar kullanılmaktadır.

6. İnhibitör (peroksidaz veya diketon) % 0,001: Polimerizasyonun kendiliğinden oluşmasını önlemek için kullanılır (Yılmaz, 2016).

7. Stabilizatörler: Kompozitin polimerizasyon reaksiyonundan sonra tepkimeye katılmayan artık ürünler ultraviyole ışınların etkisiyle bozularak renklenmeye neden olabilmektedir. Bunun önüne geçebilmek için kompozit rezinlerin yapısına stabilizatörler (2-hidroksi-4-metoksibenzofenon) eklenmektedir (Willems, vd., 1993).

8. Pigmentler: Kompozit rezinin doğal diş rengi ile uyumlu renkte olması için yapıya katılan malzemelerdir. Bu amaçla çoğunlukla titanyum (TiO_2) ve alüminyum oksitler (Al_2O_3) kullanılmaktadır (Tekerek, 2015; Craig, 2004).

Polimerik matris fazı, inorganik dolgu maddesi ve bağlayıcı ajanın bulunduğu genel bir dental kompozit bileşim ve yapı içeriği Şekil 3.2’de gösterilmektedir.



Şekil 3.2. Dental kompozitin genel yapısı a) Polimer matris fazı b) İnorganik doldurucu fazı c) Silan bağlayıcı ajan fazı (Türkün, 2020)

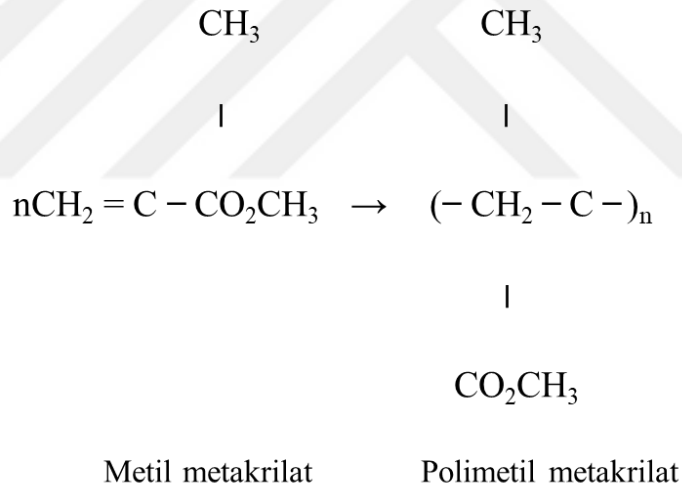
3.1.1. Organik Faz (Taşıyıcı Faz)

Organik faz ışıkla veya kimyasal yolla polimerize olarak daha rijit bir yapıya dönüşen kısımdır (Çelik, 2017). Polimer matris kısmının oluşturduğu kompozitin taşıyıcı fazı olarak ifade edilmektedir. Bu faz içerisinde monomerler, inhibitörler, aktivatörler, pigmentler yer almaktadır (Dinç, 2012). Akriyat ve metakriyat yapısındaki monomerler, epoksi yapısındaki monomerler, halka açılma monomerleri, kompomerler, ormoserler ve siloranlar olarak çeşitlilik göstermektedir (Aydınoglu, 2016). Kompozit malzemelerin reçine fazı Őu anda kompozit uygulamada en büyük değişikliklerin elde edilebileceği alanı temsil etmektedir. Bununla birlikte, kompozit restoratif reçine fazı için gereken özellikleri elde etmek güçtür. Bu malzemeler rafta yıllarca stabil kalmalı, ardından eşleşme sırasında yüksek modüllü, yüksek sertlik ve yüksek cam geçiş sıcaklığına sahip yüksek çapraz bağlı bir polimer oluşturmak için hızlı bir şekilde reaksiyona girmelidir. Bununla birlikte dişin ısıl genleşmesi, nem alımının en aza indirilmesi, kimyasal olarak inert olması ve minimum büzülme ve büzülme stresine sahip olması gerekmektedir (Cramer, vd., 2011).

3.1.1.1. Akrilat ve Metakrilat Yapısındaki Monomerler

Kompozit rezinlerde ilk olarak kullanılan monomerlerin metil metakrilat rezinler olduğu görülmektedir. Oda sıcaklığında şeffaf renkli vizkoz bir sıvıdır. Mekanik özelliklerine bakıldığında gerilme mukavemeti yaklaşık 60 MPa ve elastik modülü 2,6 GPa (2600 MPa)'dır. Kloroform ve asetonda çözünebilir özellik göstermektedir (Rawls, 2001).

Temelde akrilik grubunda bulunan bu yapılar karbon-karbon çift bağlarının oluşumuyla gerçekleşen bir polimerizasyon sonucunda polimetil metakrilatı (PMMA) oluştururlar. PMMA oluşumu ile ilgili kimyasal bileşikler Şekil 3.3.'te gösterilmektedir. Metil metakrilatların özellikleri gereği oluşturduğu polimerizasyon büzülmesi, dişi besleyen damarlara zarar vermesi, dişte renklenmeye neden olması, ikincil çürük oluşturma gibi dezavantajlarından dolayı yerini başka bir polimer matris olan BisGMA'ya bırakmıştır (Craig, 2000; Peutzfelt, 1997; Anusavice, 2003).



Şekil 3.3. Metil metakrilatın polimerizasyonu sonucu polimetil metakrilat eldesi (Çalışkan, 2013)

İlk olarak Dr. Bowen tarafından tanımlanan Bis-GMA (Bisfenol A-Glisidil metakrilat) monomeri bir epoksi reçinesi olan bisfenol-A'nın etilen glikolü ve glisidil metakrilatın reaksiyonu ile elde edilmektedir. BisGMA'nın molekül ağırlığı metil metakrilattan fazla olduğu için polimerizasyon büzülmesi daha azdır. Ancak bu yüksek moleküler ağırlığından dolayı da oldukça sert ve vizkoz bir yapı sergilemektedir (Rawls, 2001; Kara, 2008).

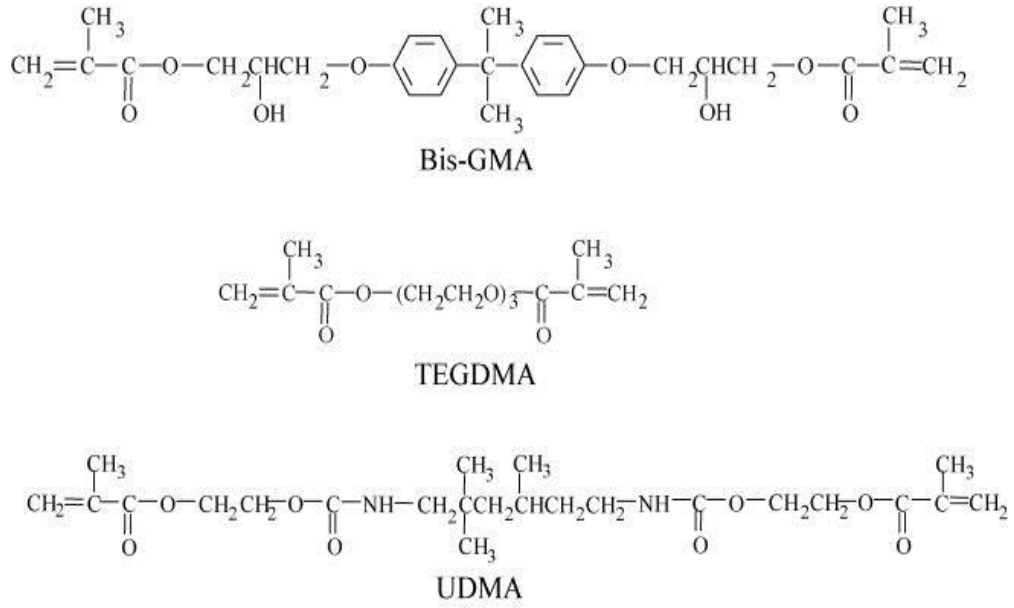
BisGMA'nın yanı sıra buna çok benzeyen, nispeten daha düşük viskoziteye sahip üretilen dimetakrilat (UDMA) diye adlandırılan reçineler de elde edilmiştir.

UDMA'da Bisfenol A yerine izosiyanat grubu yer almaktadır. Bir diğer monomer grubunu ise Bisfenol-A etoksil dimetakrilat (BisEMA) oluşturur. Bu tip monomerler mükemmel mekanik özelliklere, hızlı polimerizasyona ve düşük büzülmeyle sahip restoratif materyallerdir. Bununla birlikte, bu tip monomerlerden oluşan reçineler genellikle düşük metakrilat dönüşümü ile sonuçlanır, bu da restorasyondan zamanla sızabilecek önemli miktarlarda reaksiyona girmemiş monomerlere yol açmaktadır. Bu durum uzun vadede biyouyumluluk ile ilgili endişelere neden olmaktadır (Cramer, vd., 2011). Viskozitesi yüksek olan bu rezinler, viskoziteyi ayarlamak için düşük viskoziteye sahip trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA) gibi monomerler ile karıştırılmaktadırlar (Kara, 2008; Lopes, 2002). En yaygın kullanılan matrislerin kimyasal özellikleri ile ilgili bilgiler Tablo 3.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Yaygın olarak kullanılan polimer matris materyallerinin molekül ağırlığına bağlı viskozite değerleri (Yüksel, 2011)

| Monomer | Molekül Ağırlığı | Çift Bağ (mol/kg) | Viskozite (Pa) |
|---------|------------------|-------------------|----------------|
| Bis-GMA | 510,6 | 3,9 | 1200 |
| Bis-EMA | 540 | 3,7 | 0,9 |
| UDMA | 470 | 4,25 | 23,1 |
| TEGDMA | 286,3 | 6,99 | 0,011 |

Hem reçine formülasyonu hem de dolgu tipi ve içeriği, kompozitin kütleme ve mekanik özelliklerini etkiler. Bir veya daha fazla monomeri, BisGMA, UDMA ve TEGDMA içeren formülasyonlar, onlarca yıldır ticari olarak kullanılmaktadır. Kompozit matris hazırlanırken TEGDMA ve BisGMA oranı 1:1 olacak şekilde kullanıldığında maksimum özellikler sağladığı bildirilmiştir (Ferracane, 1995; Stannard, 1993). Bileşim, reçine viskozitesi, dönüşüm, büzülme, eğilme mukavemeti, kırılma tokluğu, su emme ve çözünürlük ve reoloji arasındaki karşılıklı ilişkileri anlama çabalarında bu dimetakrilat malzemelerin çeşitli kombinasyonları değerlendirilmeye çalışılmaktadır (Asmussen ve Peutzfeldt, 1998; Sideridou ve Achilias, 2005; Ellekwa, vd., 2007; Gonçaves, vd., 2008). Şekil 3.4'te bazı monomer yapıları gösterilmektedir.



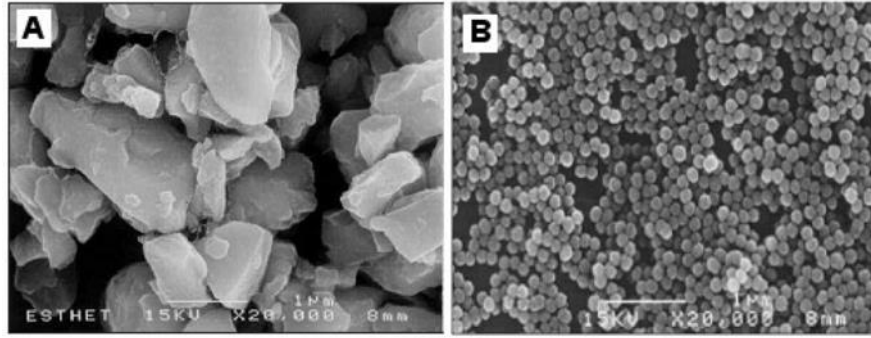
Şekil 3.4. Matris olarak kullanılan bazı polimerlerin kimyasal yapısı (Barszczewska, 2009)

3.1.2. İnorganik (Destekleyici) Faz

Matris fazının özelliklerini geliştirmek için yapıya katılan, şekil, büyüklük, form gibi çeşitli morfolojik özelliklere sahip dolgu partikülleridir (Tekerek, 2015). Matris fazı içerisinde dağılarak uygulanan kuvvetlerin yapı içerisinde dağılmasını ve matrisin rijitlik ve dayanımını artırmaktadır (Şahin, 2015).

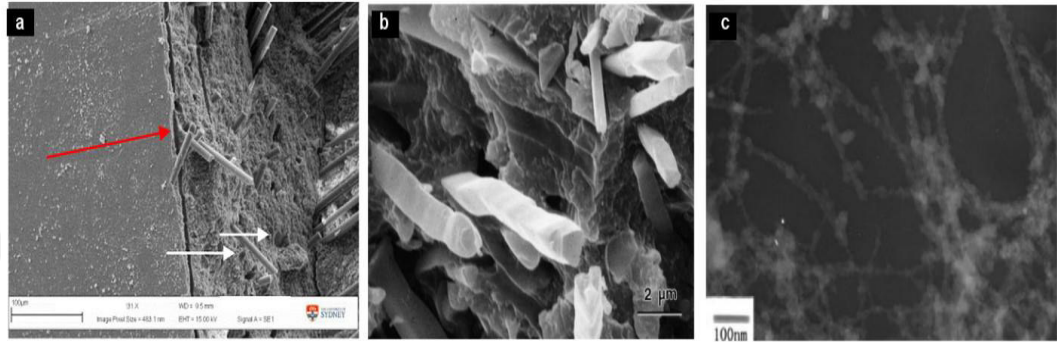
İnorganik doldurucular mikro boyutlardan nano boyutlara kadar çok geniş aralıktaki büyüklüklerde kullanılabilir. Araştırmacıların yaptığı birçok çalışma matris faz içerisine inorganik fazın yapısına ve özelliğine göre hacimce veya kütlece farklı oranlarda eklendiğinde reçinenin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiğini ortaya koymaktadır.

İnorganik dolgu partikülleri olarak günümüzde en çok kuartz, lityum alümina silikat, alüminyum oksit, baryum oksit, zirkonyum oksit, baryum alümina silikat, stronsiyum, çinko, itterbiyum, hidroksiapatit (HA) gibi dolgu maddeleri tercih edilmektedir (Craig, vd., 2004, Dayangaç, 2000; Karaarslan; 2008). Gelişen teknoloji bu alanda imkanlar tanımış ve bu inorganik doldurucular, whisker (kılcal kristaller), nano-mikro partiküller, kısa veya uzun elyaflar, kestanemsi yapılar şeklinde ve çeşitli hibrit yapılar oluşturularak maksimum özellikler sağlamaya çalışılmıştır (Calabrese, vd., 2016); Qian, vd., 2019; Lassila, vd., 2018). Kullanılan inorganik dolgu maddelerinin formları ile ilgili bazı görseller Şekil 3.5, 3.6 ve 3.7'de gösterilmektedir.



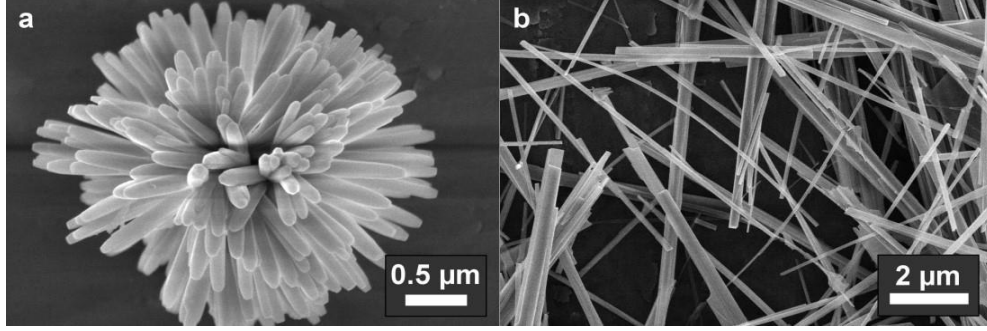
Şekil 3.5. a) Düzensiz şekilli inorganik dolgu maddesinin SEM (taramalı elektron mikroskobu) görüntüsü. b) Küresel şekilli inorganik doldurucunun SEM görüntüsü (Habib, 2017)

Şekil 3.5'te görüldüğü gibi inorganik dolgu partikülleri dağınık şekilli ve küresel şekilli morfolojiye sahiptir. Dental kompozitlerde daha düzgün küresel şekilli partikül destekleyici faz kullanımının yüzey pürüzlülüğünü azalttığı belirtilmektedir (Habib, 2017).



Şekil 3.6. a) Cam fiber takviyeli kompozitin SEM görüntüsü, b) Silikon karbit whisker (kıl) destekli kompozitin SEM görüntüsü, c) Karbon nanotüp destekli kompozitin TEM (geçirimli elektron mikroskobu) görüntüsü (Habib, 2017)

Gelişen teknoloji ile birlikte farklı morfolojik yapıya sahip inorganik dolgu bileşenleri elde etmek mümkün olmuştur. Dental kompozitlerde mekanik dayanımı arttırmak, su emilimini, polimerizasyon büzülmesini, yüzey pürüzlülüğünü, aşınmayı azaltmak için farklı morfolojilerde destekleyici faz sistemleri kullanılmıştır. Şekil 3.6'da belirtilen cam fiber, boy uzunluğu eninin 5 katı olan whiskerlar ve karbon nanotüp yapısına sahip inorganik dolgu maddelerinin oranının kompozitin bükülme mukavemeti, elastikiyet modülü ve sertlik değerleri ile doğru orantılı olduğunu belirtmişlerdir (Pehlivan ve Karacaer, 2014).



Şekil 3.7. a) Urchin-like (kestanemsi yapı) hidroksiapatit (UHA) parçacıklarının SEM görüntüsü, b) Hidroksiapatit whiskers SEM görüntüsü (Liu, vd., 2014; Habib, 2017)

Silika parçacıkları sahip olduğu mohs sertlik skalasındaki değeri 7 olması nedeniyle kompozitin mekanik özelliklerini güçlendirmekte ve saydama yakın rengeyle de ışık geçirgenliğini arttırmaktadır. Silikanın nonkristalin yapısı kompozit dişe yerleştirildiğinde ve sertleştirildiğinde en son işlem olarak uygulanan bitirme ve polisaj sürecinde avantaj sağlamaktadır. Bu nedenle günümüzde silikanın kristal olmayan formu olan silikat camlar kullanılmaktadır. Baryum, stronsiyum, çinko, yitrium gibi camlar ise kompozite radyoopasite kazandırmaktadır. Alumina aşınma dayanımı ve korozyona karşı kararlılığının yüksek olması, kırılmaya karşı direncinin yüksek olması (bükülme direnci 500 MPa, kırılma tokluğu 4 MPa/m^{1/2}) nedeniyle biyo-uyumlu malzeme olarak sıklıkla kullanılmaktadır. Zirkonya biyo-uyumlu olması ve mekanik dayanımının (eğilme dayanımı 9200-1200 MPa, basma dayanımı 200 MPa, kırılma tokluğu 7-10 MPa/m^{1/2}) yüksek olması nedeniyle dental kompozitlerde de sıklıkla tercih edilmektedir. Ayrıca gümüş (Ag) ve flor (F) dental kompozitlerde kullanılmasıyla yapıya antibakteriyel özellik sağlanabilmektedir. (Ludema, 1996; Craig, vd., 2000; Dayangaç, 2000; Willems, vd., 1993; Oduncu, 2009; Kassae, vd., 2007).

HA dişin mine ve dentin tabakası ile insan vücudundaki kemiklerin yapısında bulunan kalsiyum tuzu olup kimyasal formülü Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂ ile ifade edilir. Bu yapısal içeriğinden dolayı biyo malzeme olarak kullanımı yaygındır. Mohs sertlik skalasındaki değeri mineye benzer olup sertlik derecesi 5'tir. Ekonomik olarak uygun olması ve yapıya mukavemet kazandırması gibi özellikleri sayesinde dental kompozitlerde de kullanımı yaygındır (Oduncu, 2009; Willems, vd., 1992).

İnorganik doldurucuların çok çeşitli kullanıma sahip olmasının getirdiği bir diğer avantaj, yapıya kazandırılacak bir diğer fonksiyon olan antibakteriyel

özelliklerdir. Bunun için tercih edilen bileşenler genellikle antibakteriyel olduğu bilinen gümüş, titanyum dioksit (TiO₂), florür gibi malzemelerdir.

Kompozit rezinlerde kullanılan inorganik dolgular, polimerizasyon büzülmesi, basma ve aşınma mukavemeti, sertlik, sıcaklık değişimlerine karşı kararlılık (genleşme), su emilimi, çözünürlük, radyoopaklık, elastisite modülü, estetiklik, işlenebilirlik ve bağlanma dayanımı gibi bir takım fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirmektedir (Craig vd, 2000; Ferracane, 1987; Stannard, 1993).

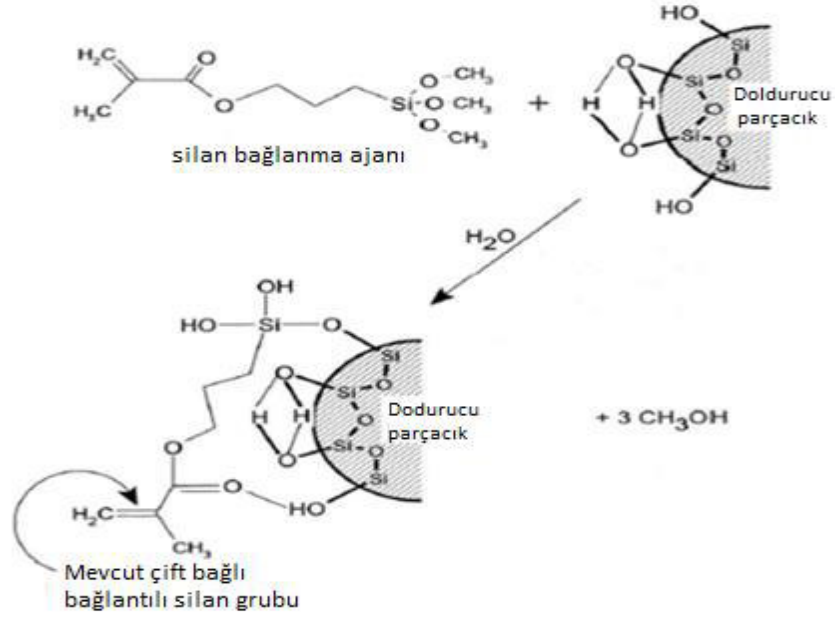
Kompozit rezinlerin yapısını oluşturan matris fazı, inorganik doldurucu fazı ve ara fazın birbiri ile uyumu fiziksel ve kimyasal özellikleri sağlamakta önem arz etmektedir. Kompozitin polimerizasyon büzülmesi, aşınma dayanımı, kırılma tokluğu, sertlik, termal genleşme gibi özellikleri doldurucu miktarına ve bağlayıcı türüne göre değişebilmektedir. Matris kısmı ile yapıdaki renk kararlılığı ve yumuşama ile ilişkilidir (Tekerek, 2015).

3.1.3. Ara Faz (Bağlayıcı Silan Fazı)

Matris fazı ile inorganik dolgu maddeleri arasında oluşan yüzeye etkileşimi kompozitin fonksiyonel özelliklerini belirlemede önemlidir. Ara faz, matris ile doldurucu yüzeyinin birbiri ile uyumlu şekilde bağlanmasına ve inorganik doldurucu partiküllerinin matris içerisinde homojen dağılabilmesine önemli ölçüde katkı sağlamaktadır.

Kompozit rezinlerde ara faz olarak tercih edilen yapı genellikle silan gruplarıdır. Silanlar genellikle inorganik doldurucular ile matris fazı arasındaki bağı güçlendirmek için kullanılmaktadır. Ayrıca silanların toksik özellik göstermediği bildirilmektedir (Lung, vd., 2012). Silan bağlayıcı ajanların silika parçacıkları ile iyi bağlanma sergiledikleri için çoğunlukla silika içeren kompozitler kullanılmıştır (Ceylan, 2013).

Kompozitin iki fazı arasındaki etkileşim, bu bağlanma maddesi olan silan tarafından sağlanmaktadır. Düzgün bir şekilde uygulanan bağlanma maddesi, iyileştirilmiş fiziksel ve mekanik özellikler kazandırabilir. Ayrıca suyun dolgu maddesi boyunca nüfus etmesini önleyerek sızıntıyı engelleyebilmektedir (Matinlinna, vd., 2018). Bu mekanizma Şekil 3.8'de gösterilmektedir.



Şekil 3.8. Silan bağlanma ajanı mekanizması (Rawls, 2001)

Diş hekimliğinde ara bağlayıcı faz olarak en çok kullanılan silan türleri 3-metakriloksipropil trimetoksi silan (MPTMS) gibi alkoksisilanlardır (Fronza, vd., 2019). Bununla birlikte tercih edilen Aminopropil trietoksi silan (APS), 3-aminopropil trimetoksi silan (APTMS), gibi pek çok silan grubu bulunmaktadır (Matinlinna, 2018).

3.1.4. Başlatıcı ve Hızlandırıcılar

Işıklı sertleşen kompozit rezinler içinde polimerizasyonun başlaması için bir aktivasyon materyali ve polimerizasyonun kısa sürede tamamlanabilmesi için de hızlandırıcı materyali bulunmalıdır. Başlatıcı türü ve başlatıcı/reçine oranı polimerizasyon miktarını ve dönüşüm derecesini etkiler (Mantri, vd., 2013).

Işık ile sertleşen sistemlerde kullanılan ışık özelliği değişiklik göstermekle birlikte genellikle 430-470 nm dalga boyu aralığında LED görünür mavi ışık kaynağıdır. Bu sistemde ışığın amin varlığında bir diketon tarafından absorbe edilmesiyle polimerizasyon tepkimesi başlamaktadır. Diketon ve amin bu sistemin içinde bir arada bulunabilir ve mavi ışık uygulanana kadar reaksiyon oluşma riski oldukça düşüktür (Kara, 2008).

Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinlerde kullanılan başlatıcı türleri ışık ile sertleşenlerden farklılık göstermektedir. Kimyasal yolla polimerize olan

rezinlerde başlatıcı olarak benzoil peroksit ve hızlandırıcı olarak (N,N-dimetil-p-toludin, N,N-dihidroksietil-p-toluidin gibi) aminler kullanılmaktadır. Ve bunlar kendiliğinden polimerize olacağı için uygulamadan önce ayrı ayrı yerlerde tutulmalıdır (Craig, vd., 2000). Işık ile aktive edilen kompozitlerde ise başlatıcı olarak kamforokinon (CQ) (2,3-bornanedione) kullanılırken hızlandırıcı olarak dimetil aminometakrilat kullanılmaktadır (Ferracane, 1995; Janda, vd., 2004).

3.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

1. İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre
2. Polimerizasyon yöntemlerine göre
3. Viskozitelerine göre sınıflandırma yapılabilir (Ulusoy, 2016b).

3.2.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelere Göre Sınıflandırma

Günümüzde geçerliliğini koruyan Lutz ve Philips'in sınıflandırması olarak inorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve miktarı esas alınmaktadır (Dayangaç, 2000). Bu sınıflandırmaya göre makro ve nano ölçekli partikül büyüklüklerinin belirli aralıklarındaki değerlere göre çeşitli sınıflandırma yapılmıştır. Buna göre partikül boyutlarının değişmesiyle genel bir sınıflandırma olarak da;

- a) Homojen dolduruculu kompozitler
- b) Hibrit dolduruculu kompozitler
- c) Heterojen dolduruculu kompozitler olarak adlandırılmıştır (Sturdevant, vd., 1995).

a) Homojen Dolduruculu Kompozitler

Silanizasyon dışında herhangi bir modifikasyona uğramadan polimer rezin içerisine katılan inorganik doldurucularla oluşturulan kompozitlerdir. Bu nedenle homojen dolduruculu kompozitler olarak adlandırılmaktadırlar (Deliktaş, 2006; Craig, vd., 2000).

b) Hibrit Kompozit Rezinler

Farklı büyüklükteki inorganik doldurucu partiküllerinin birlikte kullanılmasıyla elde edilen kompozit rezinlerdir. Büyük partikülün şekline göre isimlendirilirler. İkili boyuta sahip yapısı nedeniyle partikül boyutu makro partiküllü rezinlerden küçük,

partikül miktarı ise mikro partiküllü rezinden fazladır. Hibrit kompozitlerde kollodial silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri harmanlanmış ve matrikse doldurucu olarak katılmıştır. Hibrit kompozitlerin avantajı ikili yapısı sayesinde büyük ve küçük partikül boyutlarının bir arada kullanılmasıyla iki formun da üstün özelliklerini tek bir kompozitte oluşturabilmesidir (Dayangaç, 2000).

c) Heterojen Kompozit Rezinler

Yapısında daha önceden polimerize edilmiş kompozit parçacıkları veya farklı doldurucular bulunan kompozitlerdir. Daha iyi polimerize olabildikleri için biyolojik olarak da avantajlıdır. İnorganik parçacıklar modifikasyona uğradığı için heterojen kompozitler adını almaktadır. (Deliktaş, 2006; Ulusoy, 2016b).

İnorganik Dolgu Maddesi Büyüklüklerine Göre Sınıflandırma

Dental kompozit rezinler inorganik dolgu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılmaktadır. Şekil 3.9'da dolgu partikül büyüklükleri ve bu büyüklüklere göre sınıflandırılması gösterilmektedir.

Megafil Kompozitler: Doldurucu partikül 50-100 µm olan kompozit rezinlerdir. Diğer sınıflar ile karşılaştırıldığında partikül büyüklüğü en büyük sınıfı oluşturmaktadırlar.

Makrofil Kompozitler: Doldurucu partikül büyüklüğü 10-100 µm aralığında olan kompozitlerdir. Genellikle 1-10 µm büyüklüğünde partiküller bulunurken (midifil) aralarında az miktarda da 10-100 µm aralığında büyüklüğe sahip partiküller bulunmaktadır.

Bu kompozitlerdeki organik matris içerisine dağılan inorganik doldurucunun ağırlıkça yüzdesi yaklaşık olarak % 70-80 aralığındadır. Makrofil kompozitlerde doldurucu partikülü genellikle kuartz kristali partikülleridir. Kuartz'ın sertliği gereği partikül büyüklüğünün büyük olması organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına ve bu nedenle de yüzey pürüzlülüğü ve renklenme gibi olumsuz durumlar oluşturmaktadır (Dayangaç, 2000; Sturdevant, vd., 1995).

Midifil Kompozitler: Doldurucu partikül büyüklüğünün 1-10 µm aralığında olduğu kompozitlerdir. Bu kompozit sınıfının oluşma nedeni makrofil kompozitlerin neden olduğu olumsuzlukları tolere edebilmek adına boyut küçültme işlemine

dayanmaktadır. Boyut küçültülmüş olsa da benzer dezavantajlar oluşturması nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedir (Deliktaş, 2006).

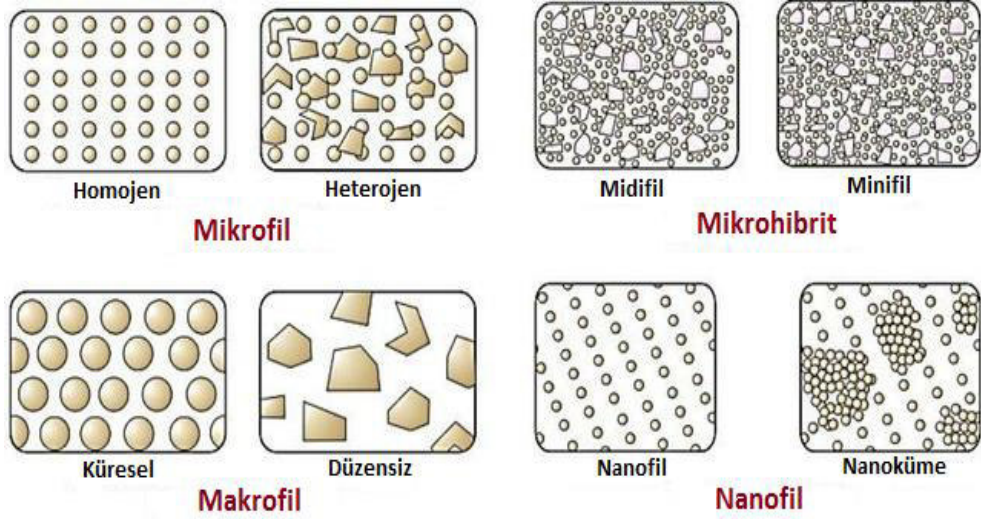
Minifil Kompozitler: Doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm arasında olan kompozitlerdir. Rezin içerisindeki partikül miktarı partikül boyutunun küçülmesine bağlı olarak ağırlıkça % 75-85 aralığındadır ve makrofil kompozitlere göre daha fazladır.

Bu boyut küçülmesi ile kompozit yüzeyindeki pürüzlülük azalmıştır ancak bu durum boyut kadar doldurucunun şekli ve yapısı ile de alakalıdır. Minifil kompozitlerde inorganik doldurucu türü olarak kuartzdan daha kırılğan, baryum ve stronsiyum gibi partiküller kullanılarak aşınmaya karşı dayanım artmış ve radyoopasite sağlanmıştır (Dayangaç, 2000).

Mikrofil Kompozitler: İnorganik partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm aralığında olan kompozitlerdir. Rezin içerisindeki partikül miktarları ağırlıkça % 35-60 civarındadır ve makrofil kompozitlerden daha azdır.

Basma (sıkıştırma) dayanımı makrofil kompozitlere göre daha üstünken diğer özellikler de bu durum geçerli değildir. Bunun nedeni inorganik doldurucu partikül miktarındaki azalmaya bağlı olarak reçine oranının fazla olmasıdır. Bu durum monomerin artmasıyla su emilimini ve ısıl genleşme katsayısını artırmıştır. Elastisite modülünü ise azaltmıştır. Mikropartiküller içeren kompozitlerde partikülün ışık kırma endeksinin mine tabakasına yakın olması estetik bir görünüm kazandırmaktadır. Makrofil kompozitlerde inorganik doldurucular genellikle boyutu yaklaşık 0,04 µm olan kollodial silika partikülleridir (Dayangaç, 2000; Deliktaş, 2006).

Nanofil kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,005-0,01 µm arasındadır. Partiküller görünür ışık dalga boyu (0,02-2 µm) ile kıyaslandığında daha küçük boyutlara sahiptir. Bu nedenle görünür ışık ile absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler. Doldurucu çeşidi silika olmayabilir. Küçük boyutları nedeniyle rezin içerisine daha fazla ağırlık oranlarında kullanılabilir. Bu sayede rezin fazı miktarı azaltılarak polimerizasyon büzülmesi minimuma indirilip kompozitin dayanımı geliştirilebilmektedir (Dayangaç, 2000).



Şekil 3.9. Dental kompozitlerin doldurucu boyutuna göre sınıflandırılması (Sultan, vd., 2015)

3.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırma

- a) Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler
- b) Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler
- c) Hem kimyasal hem de görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler olmak üzere sınıflandırılmaktadırlar.

a) Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Resinler

Bu tür rezinler firmalar tarafından çift pat sistemi ile üretilmişlerdir. Polimerizasyon iki patın karıştırılması ile kimyasal yolla başlatıldığı için kimyasal olarak aktive olan rezinler kendi kendine kürlenebilen rezinler (self-cured) olarak adlandırılmaktadır. Bu sistemde pasta-pasta, pasta-likit, toz-likit komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlar. Yapısal özelliklerinden dolayı uygulandıktan birkaç yıl sonra renklerinde değişimler oluşmaktadır. Ayrıca ışıkla sertleşen kompozitler kadar polimerizasyon dönüşüm derecesi göstermezler. (Dayangaç, 2000; Caughman, vd., 1992).

b) Görünür Işık ile Polimerize Olan Kompozit Resinler

Uygulamadaki pratikliği nedeniyle diş hekimlerince günümüzde en çok tercih edilen kompozit rezinlerdir. Bu tür rezinler firmalar tarafından tek pat sistemi ile üretilmişlerdir. Başlatıcı olarak 470 nm'deki mavi ışık ile aktifleşen kamforokinon (CQ) kullanılmaktadır. CQ'un reaktivitesi dimetilamino etilmetakrilat (DMAEMA), etil-4-dimetilaminobenzoat (EDMAB) ve N,N- siyanoetil-metilanilin (CEMA) gibi

aminlerdir. CQ ve amin konsantrasyonları ticari olarak kullanılan kompozitlerde ağırlıkça % 0,2-1,2 aralığında değişiklik göstermektedir (Kwon, vd., 2012).

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler uygulama kolaylığı, tedavi süresinin kısa olması gibi kontrol edilebilme yeteneği ve avantajları sayesinde en çok tercih edilen kompozit türüdür.

Yaygın olarak kullanılan ışık kaynakları Kuartz Tungsten Halojen ışık cihazları (400 mW/cm^2 - 1000 mW/cm^2) yüksek ısıya neden olması ve gücünün zamanla azalmasından dolayı çok tercih edilmemektedir. Light-Emitting Diodes (LED) görünür ışık cihazları (430-470 nm dalga boyu) ışıkla aktive olan CQ içeren kompozitlerde, uzun ömürlü olması ve kolay uygulanabilmesi açısından oldukça yaygın kullanıma sahiptir. Plazma ark (PAC) ışık cihazları (400-500 nm aralığında mavi ışık oluşturur) yüksek enerjiye sahip olması nedeniyle uygulanma süresini kısaltırken pahalı olması nedeniyle pek tercih edilmemektedir. Lazer ışık kaynakları (400-502 nm dalga boyu) polimerizasyon bütümlenmesinin azalmasına etki etmesiyle avantaj sağlarken pahalı ve taşınması güç olduğu için sıklıkla tercih edilen bir ışık kaynağı olmamaktadır (Mills, vd., 2002; Sharkey vd, 2001; Hackman, vd., 2002; Chaughman, vd., 2002; Tarle, vd., 1998).

c) Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozitler

Hem ışık ile hem de kimyasal yolla polimerize olma özelliğine sahip kompozit rezinlerdir. Kimyasal yolla polimerizasyon hızı yavaştır ancak ışıkla da aktifleşebilir özelliği sayesinde ilave bir fotopolimerizasyon sağlamaktadır. Bu özelliği sayesinde polimerizasyonundan endişe duyulan, kalınlığı 2 mm'den fazla olan bölümlerde tercih edilmektedir (Dayangaç, 2000).

3.2.3. Viskozitelerine Göre Sınıflandırma

- a) Kondanse (packable) olabilen kompozit rezinler
- b) Akışkan (flowable) kompozitler olmak üzere iki grupta incelenirler.
- c) Yığın dolgu (Bulk fill) kompozit rezinler (Altun, 2005).

a) Kondanse (Packable) Olabilen Kompozit Resinler

Kondanse olabilen kompozitlerin yapısı, hibrit kompozitlerden ve konvansiyonel kompozitlerden farklıdır. Daha yüksek doldurucu içermeleri sayesinde daha viskoz bir yapıya sahiptirler. Kondanse olabilen kompozitlerin el ile

işleme yeteneği gelişmiştir. Yüksek basınç altındaki arka dişlerde (posterior), amalgama benzer şekilde uygulanabilir özelliktedir. Yapışkan olmaması sayesinde manüplasyon (yönlendirme) kolaylığı sağlamaktadır. Tek kütle halinde sertleşebilmesi, yüksek doldurucu içeriğine bağlı olarak yüksek fiziksel ve mekanik özellik göstermesi gibi avantajları, kondanse olabilen kompozitlerin tercih edilmesine sebep olmaktadır. 5 mm' ye kadar kaviteilerin tek defada doldurulmasına olanak sağlamaktadır (Dayangaç, 2000; Leindfender, 1998; Jackson, 2000).

b) Akışkan (flowable) Kompozit Rezinler

Akışkan kompozitler geleneksel mini dolgulu kompozitlerin sahip olduğu hacimce % 50-70 inorganik dolgu içeriğine kıyasla daha az miktarda % 37-53 hacim oranında inorganik dolgu maddesi içeren kompozitlerdir. Düşük akma dayanımına sahip, akıcılığı yüksek kompozit elde etmek için partikül boyutunu arttırmak veya doldurucu miktarını azaltmak gerekmektedir. Viskozitesi azaltılmış bu kompozit grubu iğnelerle kolay uygulanabilir olduğu için direkt olarak şırıngalarda piyasaya sunulmaktadır. Genel olarak gerilim taşımayan alanlardaki küçük kırıkların onarımı amaçlı kullanılmaktadır. Akışkan kompozitlerin sağladığı en önemli fayda mikro sızıntının önlenmesi amacıyla posterior restorasyonlarda gösterdiği başarıdır. Diş dokusu ile uyumu iyidir ancak yüksek oranda polimer matris içermesi nedeniyle polimerizasyon büzülmesi ve aşınma miktarı artmış ve mekanik mukavemetinde düşüş meydana gelmiştir (Ersoy, vd., 2004; Bayne, vd., 1998; Labella, vd., 1999).

c) Yığın Dolgu (Bulk Fill) Kompozit Rezinler

Yığın dolgu rezin kompozitler, 4 ila 5 mm derinlikteki artışlarla veya katmanlar halinde yerleştirilebilen ışıkla sertleşen rezin kompozitlerdir. Diş hekimliğinde birkaç yıldır kullanılmaktadır. Temel olarak geleneksel kompozit rezinler 2 mm kalınlıkta uygulanarak tabakalar halinde kürleştirilmesi nedeniyle uygulamada zaman kaybına yol açmaktadır. Bu durumu geliştirebilmek için derin kavitelerdeki uygulamalarda avantaj sağlayabilecek bulk fill kompozitler üretilmiştir. Bulk fill kompozitler ile ilgili en önemli sorun kullanılan ışık kaynağının 4-5 mm kalınlığa nüfuz edip yeterli polimerizasyonun sağlanabilirliği, büzülmenin ne kadar olacağı ve buna bağlı olarak dayanımının nasıl olacağıdır. Bulk fill kompozitler mevcut dezavantajlarından dolayı pratikte çok tercih edilmemektedir (Vargas, 2018).

3.2.4. Dental Kompozitlerin Özellikleri

- Polimerizasyon büzülmesi
- Termal iletkenlik
- Termal genleşme
- Su emilimi
- Çözünürlük
- Radyoopasite (ışık geçirmezlik)
- Basma ve eğilme dayanımı
- Elastik modül
- Sertlik ve aşınma
- Bağlanma dayanımı
- Tokluk ve kırılma tokluğu (Dayangaç, 2000; Aydınöglu, 2016).

Polimerizasyon Büzülmesi

Polimerizasyon, monomer adı verilen ve tekrar eden birimlerle uzun zincirler oluşturarak polimerler elde etme işlemine verilen addır. Polimerizasyonu meydana getiren reaksiyonlar katılım reaksiyonları (monomerlerin her defasında bir mer olacak şekilde zincire katılmasıyla gerçekleşmektedir) başlama adımı, ilerleme ve sonlanma adımı olmak üzere üç adımdan oluşmaktadır. Yoğuşma (adım) polimerizasyonu birden fazla monomerin katıldığı, basamak basamak meydana gelen polimerizasyon reaksiyonudur. Bu reaksiyon sonucunda su gibi moleköl ağırlığı düşük yan ürünler meydana gelmektedir (Callister ve Rethwisch, 2013).

Dental kompozitlerin içeriğinde bulunan organik polimer fazının yapısındaki polimerizasyon öncesinde var olan zayıf van der waals bağlarının polimerizasyon reaksiyonu sırasında daha sıkı kovalent bağa dönüşmesiyle mevcut boşluklar azalarak hacimsel bir küçülme meydana gelmektedir. Meydana gelen bu küçülmeye polimerizasyon büzülmesi adı verilmektedir (Sunbul, vd., 2016). Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde büzülme yönü içe doğru oluşurken, ışık ile sertleşen kompozit rezinlerde kaynağa doğru gerçekleşmektedir. Polimerizasyon ile katı hale dönüşüm sırasında elastik modül artarak dış ile kompozit ara yüzeyinde stres meydana gelmektedir. Oluşan bu gerilim iki yüzey arasındaki bağın zayıf olmasına, kırılmalara, dış yapısında mikro çatlaklara, bakteri oluşumuna, dış dokusunda hassasiyete ve bunlara bağlı olarak ikincil çürük oluşumu dolayısıyla dış

kayıplarına neden olabilmektedir. Organik matris fazı olarak kullanılan polimerlerin molaküler ağırlığı azaldıkça polimerizasyon büzülmesi miktarı artmaktadır (Fusayama, vd., 1992; Watts, vd., 1991; Şişman, 2014; Asmussen, 1975).

Kompozit rezinlerin dayanımında en büyük sorun olan polimerizasyon büzülmesinin önüne geçebilmek için inorganik dolgu madde miktarını arttırmak, monomerin moleküler ağırlığını arttırmak, kullanılan ışık kaynağını değiştirmek, kompozit uygulama tekniğini geliştirmek gibi birçok çalışma yapılmaktadır. Ancak halen bu sorun çözülebilmemiş değildir. Bu durum da dental kompozitlerin kullanım ömrünü kısaltmaktadır.

Termal İletkenlik

Dental kompozitlerin termal iletkenliği metal restorasyonlardan çok daha düşük olmakla birlikte mine ve dentinin termal iletkenlik değerine yakındır. Bu nedenle termal izolasyonu sağlamak için dental kompozitler oldukça tercih edilebilecek düzeydedir (Craig, vd., 2004). Fourier yasasına göre ısı iletimi $Q = -kA\Delta T/\Delta x$ denkleminde ifade edilmektedir. Q, zamanla transfer edilen ısı; A, malzemenin kesit alanı; ΔT , iki nokta arası ısı farkı; Δx , oluşan ısının transfer yönüdür ve malzemenin kalınlığı ile doğru orantılıdır. K, ısı iletim katsayısı olup malzemenin en önemli özelliklerinden biridir. Ağız içi ortamındaki günlük dinamik değişkenlikler göz önüne alındığında dişlerin ısıl değişimi 0 °C ve 70 °C arasında seyretmektedir. Bu ısıl değişimlere bağlı olarak özellikle metalik restorasyon uygulanan hastaların diş yapısında hassasiyet meydana gelebilmektedir. (Keleş, vd., 2012).

Termal Genleşme

Dinamik sıcaklık değişimlerine maruz kalan ağız içi ortamında dental kompozitlerin boyutlarında değişim meydana gelmektedir. Bu değişim genellikle diş yapısı ile uyumlu olmamaktadır. Oluşan uyumsuzluk neticesinde diş yapısı ile dental materyal arasında mikro sızıntılar meydana gelmektedir. Kompozitlerin ısıl genleşme katsayısı yapıyı oluşturan matris ve inorganik doldurucu fazının ısıl genleşme katsayısından daha düşüktür. Kompozitlerin ısıl genleşme katsayıları (30-75x10⁻⁶/ °C), mine ve dentinin ısıl genleşme katsayılarına (8.3x10⁻⁶/ °C, 11.4x10⁻⁶/ °C), akrilik rezinlerden (92x10⁻⁶/ °C) daha yakın olmakla birlikte mine ve dentinin ısıl genleşme katsayısından üç kat fazladır. Isıl genleşme değerlerindeki bu

uyumsuzluk kompozitin mine ve dentin dokusuyla yapmış olduğu bağı da olumsuz yönde etkilemektedir (Dayangaç, 2000). Dental kompozitlerin dayanımının yüksek olabilmesi için ısıl genişleme katsayılarının diş yapısı ile benzer olarak ideal oranlarda olması gerekmektedir.

Su Emilimi

Su emilimi değerleri dental kompozitlerin performansını etkileyen önemli bir unsurdur. Kompozit restoratif materyaller polimerizasyon işleminden sonra sabit olmayıp ortam koşullarıyla etkileşim halinde olmaktadır. Kompozit rezinlerin temel su emilim mekanizması kompozitin matris kısmını oluşturan polimer içerisine difüze olan su ile gerçekleşmektedir. Bu etkileşim sonucunda reaksiyona girmemiş monomer ve iyonlar meydana gelmesiyle malzeme büzülmesinde artma ve ağırlığında azalma meydana gelmektedir. Diğer bir mekanizmada ise malzeme şişerek ağırlığında artış meydana gelebilmektedir. İkinci durum söz konusu olduğunda polimerizasyon büzülmesini bir miktar azaltmakta ancak malzemede renk değişimine ve mekanik dayanımında azalma meydana gelebilmektedir. Dental kompozitlerin su emilimi matris fazı, inorganik doldurucu fazı ve bu iki fazın ara yüzey özellikleri ile birbirine bağlanma özelliklerine göre değişim göstermektedir. Ayrıca silan bağlayıcı fazın da hidrolizi sonucu inorganik dolgu maddesi ile matris fazı yüzeyi arasındaki bağı zayıflamasına ve yapının bozulmasıyla mekanik dayanımın azalmasına neden olmaktadır. Bu durumun önüne geçebilmek için dental kompozitin yapısında mümkün olduğunca hidrofobik (su sevmeyen) materyallerin kullanımı tercih edilmelidir. Dental kompozitlerin yapısında çoğunlukla kullanılan BisGMA hidrofilik (su seven) bir polimerdir. Bu sorunu indirmek amacıyla hidrofobi Bis-EMA (Bis fenol A etilen glikol dimetakrilat) alternatif olarak geliştirilmiştir (Yüksel, 2011; Bektaş, vd., 2006).

Çözünürlük

Çözünürlük dental kompozitin yapısını, biyo-uyumluluğunu, mekanik dayanımını, restorasyonun ömrünü olumsuz yönde etkileyerek ikincil çürük oluşumuna neden olmaktadır. Yapıdaki elementler ağız içi ortamında çözünerek dentin kanallarına nüfuz eder ve renklenmeye neden olabilmektedir. Kompozit rezinler, akrilik rezinlere kıyasla daha fazla tamamlanmış bir reaksiyonla polimerize olmaktadır. Bu nedenle kompozit rezinlerin sudaki çözünürlükleri oldukça düşüktür ve önem arz etmemektedir (Yüksel, 2011; Dayangaç, 2000). Yapılan bir

çalışmada elde edilen çözünürlük değerlerine göre daha az polimer matris, daha fazla inorganik dolgu içeren nanofil kompozitlerin en düşük çözünürlük miktarına sahip olduğu gözlemlenmiştir (Bektaş, vd., 2009).

Radyoopasite (Işın Geçirmezlik)

Kompozit rezinler doğaları gereği ışık geçirgenliğine sahip malzemelerdir. Kenar boşluklarındaki sızıntılar, ikincil çürükler, birbirine komşu yüzeylerin (proksimal) aşınması ve diğer problemlerin tespit edilebilmesi için yeterli radyografik kontrast sağlanmalıdır. Bu nedenle radyoopasite, herhangi bir posterior (arka grupta bulunan öğütücü azı dişler) restoratif materyal için özellikle önemli olmaktadır. Radyoopasite, ağır metal atomları içeren belirli cam dolgu partikülleri tarafından sağlanır. Tüm kompozit rezinler radyoopasite göstermektedir, bu yüzden nadiren bir sorun teşkil edebilmektedir. BisGMA ve TEGDMA'nın ışık kırınım indeksi değerleri sırasıyla 1,55 ve 1,46 cam ve kuvarların da 1,50 civarındadır (Anusavice, 2003). ISO standartlarına göre restoratif materyallerin radyoopasite değerleri aynı kalınlığa sahip alüminyum ile eşdeğer veya daha fazla olması gerekmektedir (Yüksel, 2011). Dental kompozitlerin doldurucu fazı olarak kullanılan kuartz, lityum alüminyum cam ve silika parçacıklar radyoopak değildir. Radyoopak özellik kazandırmak amacıyla baryum, stronsiyum ve iterbiyum gibi yüksek atom ağırlığına sahip elementler rezine ilave edilmektedir. Radyoopak parçacıklar kompozitte ısıl genleşmeyi arttırdıkları, silan ara fazını hidrolize ettikleri ve opasiteye neden oldukları için oldukça az miktarlarda kullanılmaktadır (Dayangaç, 2000).

Basma ve Eğilme Dayanımı

Bir malzemeye basınç (yük) uygulanması sonucu numune boyunda kısalma veya ezilme meydana gelmektedir. Gevrek ve yarı gevrek malzemelerin maruz kaldıkları kuvvet karşısında dayanabildikleri maksimum gerilme değerini, tokluğunu tespit etmek için basma dayanımı testi uygulanmaktadır. Elde edilen verilere göre kuvvet-uzama, gerilme-gerinim grafikleri çizilerek mekanik özellikler belirlenebilmektedir. Basma deneyi, pahalı, çok küçük veya az sayıdaki numuneler test edildiğinde tercih edilen bir deneydir. Deney numunesi olarak kare veya dikdörtgen kesitli numuneler kullanıldığı gibi uniform bir stress değeri elde edebilmek için çoğunlukla yuvarlak kesitli silindirik numuneler tercih edilmektedir (Soy, 2017).

Basma deney sisteminde numune çapı (d_o) ile yüksekliği (h_o) arasındaki oran önemlidir. Eğer h_o/d_o oranı çok büyük olursa numune deney sırasında eğilebilir ve yükün homojen olarak dağılamamasına neden olabilmektedir. Bu durumda da elde edilen sonuçlar hatalı çıkabilmektedir. Uygulamalarda üst limit olarak $h_o/d_o < 10$ oranı alt limit olarak ise $h_o/d_o > 1,5$ oranı tercih edilmekle birlikte değişkenlik göstererek metal malzemelerde genellikle bu oranın 2 olması tercih edilmektedir. Sünek malzemeler deney sırasında genellikle kırılmadan deforme olurken gevrek malzemeler de ise kayma ile iki parçaya ayrılmaktadırlar. Mühendislik basma mukavemeti, maksimum basma yükünün numunenin ilk kesit alanına bölünmesiyle hesaplanmaktadır ($\sigma_b = P_{maks}/A_o$, (N/mm²)). Gerçek basma gerilmesi ise uygulanan yükün o anki kesit alanına bölünmesiyle hesaplanmaktadır (Soy, 2017).

Dental kompozitler gevrek ve yarı gevrek bir yapıya sahip olduğu ve ağız içi ortamında basma kuvvetine maruz kaldığı için bu kuvvet altındaki davranışları basma dayanım testi ile tespit edilmektedir.

Eğilme mukavemeti, malzemelerin plastik deformasyon yeteneğini ve sünek materyallerin davranışını belirlemek amacıyla kullanılmaktadır. Ağız ortamında özellikle ön dişler uzun eksenlerinde olan kuvvetleri alır ve böylece dişlerde eğilme gerilmeleri oluşmaktadır (Anusavice, 2003; Soy, 2017). Dental kompozitlerin Eğilme dayanımları genellikle 3 nokta eğme veya 4 nokta eğme testleri ile ölçülmektedir (Tsujimoto, vd., 2016).

Eğilme dayanımı formülü;

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2} \quad (3.1)$$

σ = eğilme dayanımı (MPa)

F= Kırılma anındaki maksimum yük (N)

l= iki destek arası açıklık (mm)

h= yükseklik (mm)

b= genişlik (mm) (Rodriguez, vd., 2019)

Mevcut bazı ticari kompozitlerin özellikleri ile ilgili bilgiye Tablo 3.2'de yer verilmiştir.

Tablo 3.2. Bazı ticari kompozitlerin özellikleri (Aydınöğlu, 2016)

| | Basma Dayanımı (MPa) | Eğme Dayanımı (MPa) | Elastisite Modülü (GPa) | Kırılma Tokluğu-Kıç (MPam ^{1/2}) | Vickers Sertliği |
|------------------|----------------------|---------------------|-------------------------|--|------------------|
| Filtek Z250 | 282,9 | 160,8 | 10,3 | 2,31 | 67,8 |
| TPH Spectrum | 261,2 | 138,6 | 8,8 | 2,09 | 58,7 |
| Arabesk | 248,8 | 123,1 | 8,1 | 2,01 | 23,5 |
| Filtek LS | 129,1 | 10,5 | 7,5 | 1,64 | 46,8 |
| Grandio | 233,1 | 82,2 | 4,1 | 1,03 | 75,6 |
| Tetric EvoCeram | 219,7 | 96 | 5,3 | 1,7 | 54,1 |
| Ceram X | 214,9 | 100,9 | 4,5 | 3,1 | 55,80 |
| Heliomolar | 231,3 | 87,6 | 4,1 | 1,27 | 20,50 |
| Filtek Suprem XT | 134,3 | 108,6 | 6,1 | 1,46 | 30,30 |
| Mine | 95-140 | 8-35 | 9-90 | 0,66-5,88 | 271,90 |
| Dentin | 230-370 | 31-104 | 10,1-19,30 | 0,23-6,56g | 46,30 |

Elastiklik Modülü

Elastiklik modülü gerilme-gerinim eğrisinde doğrusal ya da elastik bölgedeki gerilimin uzamaya oranı olarak tanımlanmaktadır. Malzemenin kuvvet altında elastik şekil değişiminin ölçüsüdür ve malzemenin esnekliğini ifade etmektedir. Young modülü veya esneklik modülü olarak da adlandırılmaktadır. Birim uzama başına gerilmeyi ifade etmektedir. ‘E’ harfi ile gösterilir ve birimi N/mm² (MPa)’dir. Gerilme gerinim eğrisine göre elastik bölgede lineer ve doğrusal ise Hooke kanununa göre formülü $E = \sigma / \epsilon$ (elastisite modülü=gerilme/gerinim)’den hesaplanabilmektedir (Soy, 2017). Diğer bir ifadeyle gerilme-gerinim grafiğindeki doğrunun eğimini ifade etmektedir. Elastisite modülü maddenin sertliğinin ölçüsüdür ve restoratif malzemelerin seçiminde sertlik oldukça önem arz etmektedir (Kara, 2008; Anusavice, 2003).

Sertlik ve Aşınma

Minerolojide bir maddenin sertliği çizilmeye, sürtünmeye, plastik deformasyona karşı direnme kabiliyeti olarak nitelendirilebilmektedir. Sertlik ölçme işlemi, sert yapıdaki konik veya küresel standart uçların malzeme yüzeyine batırılmasıyla oluşan izlerin analizi yapılarak gerçekleştirilmektedir. İz ne kadar

küçük olursa malzemenin o kadar sert olduğu ifade edilmektedir. Diş hekimliğinde en çok kullanılan sertlik ölçüm testleri Rockwell, Brinell, Vickers, Knoop, Barcol ve Shore testleridir (Soy, 2017; Anusavice, 2003). Knoop sertlik değerine göre diş minesinin sertliği 343 kg/mm²), diş kemiği 68 (kg/mm²), dental amalgam 110 (kg/mm²)'dir (Sakaguchi vd, 2012). Vickers sertlik testine göre ise mine 316,0-328,4 kg.mm⁻² aralığında ve dentin ise 45,7-54,9 kg.mm⁻² arasında değişen Vickers sertlik değerine (VHN) sahiptir (Chuenarrom, vd., 2009).

Aşınma, birbirine temas eden yüzeylerin sürtünme etkisiyle yapısında oluşan kütle kaybı aşınma olarak adlandırılmaktadır. Dişlerde meydana gelen kütle kaybı çiğneme etkinliğini azaltmakta, çiğneme kaslarında yorulmaya neden olmaktadır. Dişler sürekli olarak yiyeceklerle temas ettiğinden tedavilerinde kullanılacak malzemelerin aşınmaya karşı dirençli olması gerekmektedir. Aşınma özelliklerini belirlemek için genellikle pin-on-disk cihazı kullanılarak tribolojik testler gerçekleştirilmektedir (Yıldırım, vd., 2014).

Bağlanma Dayanımı

Restoratif dental materyallerin klinik başarısını etkileyen en önemli faktör, bağlayıcı ara fazın dayanıklılığı ve devamlılığıdır. Günümüzde diş dokularına etkin bağlanmanın sağlandığı ancak esas zorluğun mine ve dentin gibi iki farklı dokuya bağlanmada yaşandığı bildirilmektedir. Dolgu maddelerinin dişin sert dokularına adezyon (farklı moleküller arasındaki çekim kuvveti) ile bağlanmasına dayanan uygulamalar geliştirilmiştir. Adeziv restorasyonlar olarak adlandırılan bu bağlanma materyallerinin performansını değerlendirmek için çekme ve makaslama testleri yapılmaktadır. Ayrıca mikro sızıntı testleri ile de ölçüm yapılabilmektedir (Tekçe ve Demirci, 2013; Dayangaç, 2000).

Tokluk ve Kırılma Tokluğu

Tokluk bir malzemenin kırılmadan enerji absorbe edeceği enerji olarak tanımlanmaktadır. Malzemelerin hiç kusur içermeyecekleri formda üretilmesi çok maliyetli ve neredeyse imkânsız olduğu için malzemelerin tokluk özelliği yerine kırılma tokluğu dikkate alınmaktadır. Kırılma tokluğu yapıda bulunan bir çatlakın veya gerilme yığılmasına neden olacak bir hasarın bulunması durumunda malzemenin kırılmaya karşı gösterdiği direnci gösteren bir terim olarak

nitelendirilmektedir. Tokluk değeri gerilme-gerinim grafiği altında kalan alana eşit olmaktadır (Callister, 2013).

Bu tez çalışması kapsamında dental kompozitlerin yapıları ve yukarıda belirtilen özellikleri dikkate alınarak gümüş katkılı hidroksiapatit (Ag-HA) ve sodyum alümina borosilikat cam (SABS) inorganik dolgu maddeleri kullanılarak BisGMA ve TEGDMA (1:1) matrisli ışıkla sertleşebilen kompozitlerin eğilme ve basma dayanımları test edilmiştir.



4. DENTAL KOMPOZİTLERİN ÖZELLİKLERİNİ İYİLEŞTİRMEK İÇİN YAPILMIŞ LİTERATÜR ÇALIŞMALARI

Dental kompozitler uygulama kolaylığı, tedavi süresinin kısa olması, estetik olması gibi avantajları sayesinde günümüzde oldukça sık kullanılmaktadır. Ancak var olan polimerizasyon büzülmesi, çözünme, su emilimi ve bunlara bağlı olarak yapısında bozulma ve mekanik dayanımdaki azalmalar araştırmacıları bu sorunları giderme üzerine çalışmalara yönlendirmiştir.

Dental kompozitten beklenen genel özellikler, basma ve eğilme mukavemetinin diş yapısına yakın olması, diş ile bağlanma dayanımının yüksek olması, estetik olması, minimum polimerizasyon büzülmesi göstermesi, sertlik değerinin diş ile eşdeğer olması ve aşınmaya karşı dirençli olması ve uzun ömürlü olması şeklinde sıralanabilmektedir. Bunlaa ilave olarak iyon salabilen ve antibakteriyel özellik göstererek çürük oluşumlarını önleyebilen fonksiyonel kompozitler geliştirilmiştir.

Stencel ve ark. yapmış oldukları çalışmada BisGMA, UDMA (üretan dimetakrilat) ve TEGDMA (ağırlıkça % 42:38:20 oranlarında) karışımından oluşan matris faz kullanmışlardır. Bu çalışmada 2 µm (G1) ve 0.7 µm (G2) boyutlarına sahip baryum borosilikat camı ve nanosilika (Aerosil7200) olmak üzere üç farklı inorganik dolgu fazı kullanılmıştır. Karışıma eklenen inorganik maddelerin yüzdesi sırasıyla 50:35:15 olarak seçilmiştir. Antibakteriyel dolgu maddesi olarak ağırlıkça % 10 gümüş içeren sodyum hidrojen zirkonyum fosfat (GSHZF) kullanılmıştır. Matris faza % 1, 4, 7, 10, 13, 16 oranlarında GSHZF ilave edilerek kompozitin eğilme dayanımı, basma dayanımı, vickers sertlik değeri, su emilimi ve çözünürlüğü ile antibakteriyel etkisini incelemişlerdir. Elde ettikleri bulgulara göre Kompozisyonların eğilme değerlerinde anlamlı bir farklılık olmadığını belirlemişlerdir. Sertlik değerinde ise ağırlıkça % 4 antibakteriyel doldurucu konsantrasyonunda önemli bir azalmanın başladığını gözlemlemişlerdir. % 13 ve % 16 konsantrasyonlarda su emilimi ve çözünürlük değerlerinde de artma tespit etmişlerdir. Antibakteriyel test ise S.mutans bakterilerine karşı test edilerek % 1 ve % 4 konsantrasyonuna sahip kompozitler için % 43,8 ile % 70,1 oranında etki ettiği tespit edilmiştir (Stencel, vd., 2018).

Bapat ve ark. diş hekimliğinde biyo malzeme olarak nano boyutlu gümüş parçacıkları uygulamalarını derledikleri bir çalışmada restoratif diş hekimliği, protetik diş hekimliği, endodonti gibi alanlarda gümüş nano parçacıkları kullanımının antimikrobiyal etkilerinin fazla olduğunu belirtmişlerdir. Gümüş nano parçacıklarının kompozit rezinlere ilave edilmesiyle kompozit üzerinde bir biyofilm oluşturarak mikro sızıntıyı ve ikincil çürük oluşumunu önleyebildiğini ifade etmişlerdir. Ayrıca diş ile kompozit arasında genel bağlanmayı iyileştirdiği ve materyalin mekanik özelliklerine katkı sağladığını aynı zamanda da kanser hücrelerine de etki ettiğini bildirmişlerdir (Bapat, vd., 2018).

Sodagar ve ark. çalışmalarında gümüş/hidroksiapatit (55-65 nm) nano parçacıkları Transbond XT (3M Unitek, CA, USA) adlı ticari kompozit içerisine % 1, 5 ve 10 oranında ilave ederek üç farklı bakteriye karşı antibakteriyel özelliklerini araştırmışlardır. Elde ettikleri sonuçlara göre S. Mutans bakterisine karşı % 5 Ag/HA içeriğinin etkili olduğu sonucuna varmışlardır. % 10 Ag/HA içeren kompozitin ise % 5 içerece oranla çok farklı etki göstermediğini belirlemişlerdir. Ayrıca % 10 Ag/HA içeren kompozitin mekanik dayanımı düşürdüğünü tespit etmişlerdir (Sodagar, vd., 2016).

Mondragon ve ark. yapmış oldukları çalışmada TTM (tris(4-hidroksifenil) metan triglisidil metakrilat) ve TEGDMA'nın (1:1) oranında karışımı hazırlanmıştır. Bu karışıma inorganik dolgu malzemesi olarak ağırlıkça % 65 oranında baryum borosilikat (0,7 µm boyutunda) camı eklenmiştir. Su emme kapasitesi, çözünürlüğü ve eğilme dayanımı belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar aynı oranda BisGMA/TEGDMA ile kompozit sisteminden elde edilen verilerle karşılaştırılmıştır. TTM ile hazırlanan kompozitlerin su emme, çözünürlük ve eğilme dayanımları sırasıyla 4,67 µg/mm³, 0,95 µg/mm³ ve 101,92 MPa olarak belirlenmiştir. Bis-GMA/TEGDMA ile hazırlanan kompozitte ise 3,07 µg/mm³, 0,54 µg/mm³ ve 108,03 MPa olduğu tespit edilmiştir (Mondragon, vd., 2020).

Korichi ve ark. yaptıkları çalışmada BisGMA/TEGDMA matrisi (50/50, (75/25), (25/75) oranlarında gruplandırarak içerisine lantan oksit, baryum oksit, baryum sülfat, zirkonyum oksit ve stronsiyum oksit farklı inorganik dolgu maddeleri ilave ederek farklı deneysel gruplar oluşturmuşlardır. İnorganik opak dolgu maddelerinin ve matris bileşiminin büzülmeye etkisini araştırdıkları bu çalışmada

viskozitenin bzlmede önemli ölçüde etkili olduğunu belirtmişlerdir (Korichi, vd., 2017).

Martim ve ark. yaptıkları çalışmada sol jel ile sentezlemiş oldukları mezomorfoz silika (SBA-15)'y MPS silan ile modifiye ederek inorganik dolgu maddesini ve polimerik matris olarak da Bis-GMA, HEMA ve TEGDMA kullanmıştır. Fotobaşlatıcı olarak CQ ve hızlandırıcı olarak da DMAEMA ilave ederek silanlı ve silansız SBA-15 inorganik dolgu maddesi içeren kompozit grupları hazırlamışlardır. Silanlama işlemi için 12 mL MPS ve tolüen karışımı ve 3 g SBA-15 kullanılmıştır. Ağırlıkça % 10 ve % 15 dolgu maddesi içeren kompozitlerin eğilme dayanımları incelenmiştir. MPS silan ile modifiye edilmiş SBA-15'in ağırlıkça % 10 oranında kullanıldığı kompozitin eğilme dayanımı yaklaşık 54,34 MPa olup en yüksek değer elde edilmiştir. % 15 dolgu maddesi içeren kompozitlerin eğilme dayanım değerleri daha düşük gözlemlenmiş ve bunun gözenekli dolgu maddesi içeriğindeki topaklanmaya bağlı olabileceği öngörülmüştür (Martim, vd., 2018).

Lung ve ark. yaptıkları çalışmada silanlanmış ve silanlanmamış nano hidroksiapatit (nHAP) inorganik dolgu maddesi kullanarak ağırlıkça % 10 ve % 30 oranında inorganik dolgu maddesi içeren Bis-GMA matriksli kompozitler hazırlamışlardır. Silanlama işlemi için hacimce % 90 etanol ve % 10 saf su kullanmışlar ve içerisine hacimce % 1 silan ilave ederek karışım sağlanmıştır. 3,0 M asetikasit ile pH 4 olacak şekilde çözelti hazırlayarak karıştırmışlardır. Bu zeltiierisine nHAP ilave edilerek 15 dk ultrasonik banyoda ve 24 saat oda sıcaklığında manyetik karıştırmacıda karıştırmışlardır. Daha sonra filtrelenerek elde edilen toz 60 °C'de 72 saat kurutulmuştur. Ölçülen mikrosertlik değerlerine göre oluşturulan kompozit gruplarında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (Lung, vd., 2016).

Yadav ve ark. nano HA (nHA) ve mikro çinko oksit (ZnO) parçacık içeren dental kompozitlerin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmada ağırlıkça % 20 ZnO oranı sabit olarak ve % 0-2-4-6-8 oranında nHA içeren kompozitler hazırlamışlardır. Kullandıkları inorganik dolgu maddelerinin de ɣ-MPS silan ile modifiye etmişlerdir. Elde ettiikleri eğilme testi sonuçlarına göre maksimum eğilme dayanımını % 8 nHA içeren kompozitte 87 MPa olarak tespit etmişlerdir. Basma dayanımını ise % 6 nHA içeren kompozitte ve 249 MPa olduğunu belirtmişlerdir (Yadav, vd., 2020).

Rodriguez ve ark. yaptıkları çalışmada kümelenmemiş nano silika parçacık (SiNP), hızlı püskürtme-kurutma ile elde edilen donut şekilli silika parçacık (SDSiNP) ve amorf baryum alümina silikat cam (BaAlBoSi) inorganik dolgu maddelerini γ -MPS silan ile modifiye ederek hazırladıkları dental kompozitin eğilme dayanımını ve basma dayanımını ölçmüşlerdir. Elde ettikleri sonuca göre ağırlıkça % 76,5 BaAlBoSi_(mps) inorganik dolgu maddesi içeren kompozitin eğilme dayanımının 120 MPa ve maksimum olduğunu belirtmişlerdir. Basma dayanımı ise % 72 SDSiNP_(mps) ve % 76,5 BaAlBoSi_(mps) inorganik dolgu maddesi içeren her iki kompozitte de yaklaşık değerlerde olup 250 MPa olduğunu belirtmişlerdir. SiNP_(mps)'de ise % 40 içerikte maksimum değer elde ettiklerini ve 240 MPa olduğunu ifade etmişlerdir (Rodriguez, vd., 2019).

Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde birçok farklı inorganik dolgu maddesi ve matris bileşeni kullanılarak dental kompozitlerin özellikleri incelenmiştir. Ancak Sodyum Alumina Borosilikat cam sistemi inorganik dolgu maddesi olarak kullanılmamıştır. Ayrıca literatür çalışmaları göz önüne alındığında dental kompozitlerin en önemli sorunu olan polimerizasyon büzülmesinin önlenemediği belirtilmektedir. Polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak meydana gelen mekanik dayanımdaki azalma ve ikincil çürük oluşumu ile diş ömrünün kısalması var olan ticari kompozitlere rağmen hala sorun teşkil etmektedir ve tedavinin ortalama ömrü 5-10 yıl arasında değişmektedir.

Yapılan literatür taramasında, polimerik temelli dental kompozitlerde inorganik dolgu maddesinin, mekanik özellikler üzerine etkisini inceleyen çalışmaların çok az olduğu görülmüştür. Tez çalışmamızın amacı; mekanik davranışları dişin özelliklerine benzer, uzun ömürlü, ikincil çürük oluşumunu önleyebilecek, biyoyumlu restoratif dental kompozit elde edebilmektir. Bu amaç doğrultusunda tez kapsamında farklı bileşim oranlarına sahip yeni bir inorganik dolgu maddesi Sodyum alümina borosilikat (SABS) sentezlenmiştir. Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde yapıya antibakteriyel özellik kazandırmak ve hidroksiapatitin diş yapısı ile biyoyumlu olmasından dolayı kompozite mukavemet kazandırabileceği düşünülerek gümüş doplu hidroksiapatit (Ag-HA) tüm deneysel kompozit gruplarında ağırlıkça % 5 oranında kullanılmıştır (Lung, vd., 2016; Domingo, vd., 2000). Polimerizasyon büzülmesi sistemi incelendiğinde inorganik dolgu maddesi oranı arttıkça kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin azaldığı tespit edilmiştir.

Bu çalışmada hedefimiz sentezlenen yeni inorganik dolgu maddeleri ve Ag-HA içeren ve içermeyen BisGMA/TEGDMA matrisli, ışıkla sertleşebilen kompozitlerin özelliklerini araştırmaktır. Bu hedef doğrultusunda, sol jel yöntemi ile farklı bileşimlere sahip SABS içeren inorganik dolgu maddeleri sentezlenmiştir. Sentezlenen tozların ve Ag-HA'nın bir kısmı silan bağlayıcı ajan ile modifiye edilerek bağlayıcılı ve bağlayıcı içermeyen iki farklı kompozit grubu oluşturulmuş ve elde edilen kompozitlerin mekanik dayanımları karşılaştırılmıştır.



5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Deneysel çalışmalar; inorganik dolgu maddelerinin sentezlenmesi, elde edilen tozların morfolojik ve kimyasal olarak analiz edilmesi, inorganik dolgu maddelerinin silan bağlanma ajanları ile modifiye edilmesi, kompozitlerin hazırlanması, hazırlanan kompozitlerin sertleştirilmesi ve hazırlanan numunelerin mekanik testlerin yapılması şeklinde gerçekleştirilmiştir.

5.1. Çalışmada Kullanılan Kimyasallar

İnorganik dolgu maddesi sentezinde Tetra etil orto silikat (TEOS) ($\text{SiC}_8\text{H}_{20}\text{O}_4$) (Aldrich), Alfa alümina ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$), Borik asit (H_3BO_3) (Emsure), Sodyum hidroksit (NaOH), Etanol ($\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$) (Aldrich), gümüş doplu hidroksi apatit (Ag-HA) ve saf su kullanılmıştır.

Elde edilen sodyum alüminyum borosilikat (SABS) ve Ag-HA inorganik dolgu maddeleri kompozitin hazırlanmasında destekleyici faz olarak kullanılmıştır.

Polimerik matrisin hazırlanmasında Bis fenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ($\text{C}_{29}\text{H}_{36}\text{O}_8$) (Aldrich) ve Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ($\text{C}_{14}\text{H}_{22}\text{O}_6$) (Aldrich) 1:1 ağırlık oranında kullanılmıştır. Fotopolimerizasyon başlatıcı olarak Kamforokinon (CQ) ($\text{C}_{10}\text{H}_{14}\text{O}_2$) ve hızlandırıcı olarak Dimetil amino etil metakrilat ($\text{C}_7\text{H}_{13}\text{NO}_2$) (DMAEMA) kullanılmıştır.

İnorganik dolgu maddelerinin modifiye edilmesi için silan bağlayıcı ajan olarak 3-metakriloksipropiltrimetoksi silan (MPTMS, A174) ($\text{C}_{10}\text{H}_{20}\text{O}_5\text{Si}$) (Aldrich), solüsyon hazırlanması için aseton ($\text{C}_3\text{H}_6\text{O}$) (Aldrich), saf su ve asetik asit (CH_3COOH) kullanılmıştır.

Kompozitlerin eğilme ve basma testleri için Silikon ile hazırlanan ISO 4049 standartlarına uygun ölçülerdeki kalıplar kullanılmıştır.

5.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

Sol jel yöntemi ile elde edilen SABS inorganik dolgu madde sentezlenmesinde ve kompoziti oluşturan bileşenlerin ağırlık oranlarını belirlemek için Radwag AS220.R2 markalı hassas terazi, elde edilen inorganik dolgu maddesinin oluşturulmasına ve matris bileşenlerinin karıştırılmasında Stuart markalı manyetik karıştırıcı cihazı kullanılmıştır.

Sentezlenen inorganik dolgu maddelerinin kurutulması için NÜVE dry heat stelizer FN120 markalı etüv ve üretilen inorganik dolgu maddelerinin ısıl işleminde Protherm markalı kül fırını kullanılmıştır.

Kompozitin hazırlanması aşamasında karıştırıcı olarak Bandelin Sonorex markalı ultrasonik banyo cihazı ve kompozit karışımı içerisindeki porozite oluşturabilecek oluşumları giderebilmek için JSR Vacum oven JSVO-60T vakum cihazı kullanılmıştır. Hazırlanan kompozitlerin sertleştirilmesi için 3M ESPE Elipar LED S10 mavi ışık cihazı kullanılmıştır.

Elde edilen SABS inorganik dolgu maddelerinin faz yapısını belirlemek için X-ışını kırınımı (XRD) cihazı (Rigaku Smart Lab), 20-80°, 2 θ ° açısı aralığında kullanılmıştır. İnorganik dolgu maddelerinin içeriğindeki kimyasal bileşimi için EDS analizini gerçekleştirmek ve tozların morfolojik oluşumunu belirlemek için Taramalı elektron mikroskobu (SEM) (JEOL, JSM-7001) kullanılmıştır.

SABS inorganik dolgu maddesi ile hazırlanan BisGMA/TEGDMA matrisli kompozitlerin 3 nokta eğilme ve basma dayanımı testleri INSTRON 5982 universal test cihazında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamız inorganik dolgu fazının üretilmesi, inorganik dolgu maddesinin modifiye edilmesi, dental kompozitin hazırlanması ve mekanik dayanımların belirlenmesi olmak üzere dört adımda gerçekleştirilmiştir.

5.3. İnorganik Dolgu Maddesinin Üretilmesi

Bu aşamada öncelikle Aguiar ve ark. ile Alışır ve ark. yaptıkları çalışmalar referans alınarak sol jel yöntemi ile sodyum alümina borosilikat katkılı camlar üretilmiştir (Augiar, vd., 2017; Alışır, vd., 2019).

Bu yöntemde;

Öncelikli olarak iki ayrı çözelti hazırlandı.

1. çözelti; 18 mL TEOS ve 5 mL Etanol eklenerek manyetik karıştırıcıda 15 dk manyetik karıştırıcı ile karıştırıldı ve içerisine 1-2 damla doygun NaOH eklendi.

2. çözelti; 0,78 g borik asit, 0,09 g alfa alümina, 0,05 g NaOH, ve 30 mL Etanol ilave edilerek manyetik karıştırıcı ile 15 dk karıştırıldı.

Oluşan çözeltilere bir-iki damla doymun NaOH çözeltisi daha ilave edildi. İnorganik dolgu maddesi ile ilgili üretim aşamaları Şekil 5.1’de resmedilmektedir.

- ✓ İki beher birbirine karıştırılarak manyetik karıştırıcıda çözelti jelleşene dek karıştırıldı.
- ✓ Karışımı tamamlanan çözeltiler süzgeç kâğıdı ile süzüldü. Saf su ile yıkanarak tekrar süzme işlemine tabi tutuldu.
- ✓ Süzülen toz etüvde 180 °C’de 3 saat kurutuldu.
- ✓ Kurutulduktan sonra içerisine 0,78 g borik asit ve 0,18 g alfa alümina ilave edilerek agat havanda öğütüldü ve 75 µm açıklıklı elekten geçirildi.
- ✓ Elenen SABS toza kül fırında 500 °C’de alümina küvetlerde 1 saat ısıl işlem uygulandı.
- ✓ Hazırlanan tozlara faz oluşumunu belirlemek için XRD, kimyasal bileşenlerini ve oranlarını belirlemek için ise SEM analizleri gerçekleştirildi. XRD ve SEM analizi ile ilgili detaylı bilgiler Bölüm 6.1’de irdelenmiştir.



a)

b)

c)



d)

e)

Şekil 5.1. SABS esaslı inorganik dolgu maddesinin üretim aşamaları. a) çözeltinin jelleşene dek karıştırılması, b) jel kısmın süzülmesi, c) süzülen tozun kurutulması, d) kurutulmuş tozun öğütülmesi, e) öğütülen tozun ısıl işlemi.

5.4. İnorganik Dolgu Maddelerinin Modifiye Edilmesi

Kullanılan inorganik dolgu maddesi ile polimerik matris arasında etkileşimi kuvvetlendirmek için bağlayıcı ajan olarak MPTMS kullanılmıştır. Modifiye dolgu maddesini hazırlamak için öncelikli olarak;

- ✓ 80/20 ağırlık oranlarında aseton/saf su çözeltisi hazırlandı.
- ✓ Hazırlanan çözeltilerden inorganik dolgu maddesi/MPTMS silan çözeltisi 2/3 ağırlık oranında olacak şekilde ayrı bir cam kavanoza alındı.
- ✓ Ayrılan aseton/saf su çözeltisinin içerisine ağırlıkça % 15 oranında MPTMS silan solüsyonu ilave edildi.
- ✓ Hazırlanan solüsyon 15 dk. manyetik karıştırıcı ile karıştırıldı.
- ✓ Çözelti içerisine 1M asetik asit ilave edilerek pH'ın 4 olması sağlandı.
- ✓ Oluşan çözeltilere inorganik dolgu maddesi eklendi.
- ✓ Elde edilen karışım öncelikle 15 dk boyunca ultrasonik banyoda ardından da oda sıcaklığında manyetik karıştırıcı ile 1 saat boyunca karıştırıldı.
- ✓ Hazırlanan çözelti filtreden geçirilerek kalan kısım vakumlu etüvde 24 saat kurutuldu.
- ✓ Kurutulduktan sonra öğütüldü ve 75 µm açıklıklı elekten geçirildi.

5.5. Kompozit Dolgu Gruplarının Hazırlanması

Kompozitlerin hazırlanmasında gümüş doplu hidroksiapatitin dental kompozitlerin mekanik özelliklerine etkisini incelemek için Ag-HA içeren ve içermeyen iki ana test grubu oluşturulmuştur. Ara bağlayıcı silan fazı etkisini araştırmak için ise silan bağlayıcı ajan (MPTMS) ile modifiye edilen (silanlı) inorganik dolgu maddeleri ve modifiye edilmemiş (silansız) inorganik dolgu maddeleri kullanılarak dental kompozit grupları hazırlanmıştır.

1. Test grubunda Ag-HA içermeyen silansız SABS ve silanlı SABS

2. Test grubunda ise Ag-HA içeren silansız SABS ve silanlı SABS inorganik dolgu maddeleri kullanılmıştır.

1. Test grubunda Ag-HA içermeyen silanlı ve silansız ağırlıkça % 10-15-20-25-30-40-50 SABS inorganik dolgu maddesi içeren kompozit grupları oluşturuldu. Polimer matrise eklenecek inorganik dolgu maddesinin birinci bileşeni olan SABS'tan ağırlıkça % 5, 10, 15, 25, 35 oranlarında polimer matrise eklenerek 2. Test grubuna ait kompozitler hazırlandı. 2. Test grubunda, çalışmada elde edilen kompozit

gruplarına antibakteriyel özellik ve biyo-uyumluluk kazandırmak amacıyla ağırlıkça % 5 oranında Ag-HA kullanıldı (Lung, vd., 2016; Domingo, vd., 2000).

5.5.1. Polimer Matris Fazın ve Kompozitin Hazırlanması

- ✓ Wang ve arkadaşlarının çalışması dikkate alınarak, BisGMA ve TEGDMA ağırlıkça 1:1 oranında birbirine eklendi ve manyetik karıştırıcıda yaklaşık 1 saat boyunca 40 °C’de manyetik karıştırıcıda homojen karışım sağlanana dek karıştırıldı.
- ✓ Hazırlanan matrislere ağırlıkça % 0,5 olmak üzere CQ ve DMAEMA (1:1) eklendi. Ultrasonik banyo cihazında 65 °C’de homojen karışımın sağlanması için yaklaşık 30 dk karıştırıldı.
- ✓ 1. Test grubunda ağırlıkça % 10-15-20-25-30-40-50 oranlarında silan bağlayıcı ajan ile modifiye edilen ve edilmeyen SABS inorganik Ag-HA içermeyen inorganik dolgu maddeleri kullanılarak kompozitler hazırlandı. 2. Test grubu için Ag-HA % 5 oranında sabit olmak koşuluyla, farklı oranlarda % 5-10-15-25-35 SABS eklenerek inorganik dolgu maddelerimiz hazırlandı.
- ✓ Karıştırılan tozlar uygun oranlar oluşturulacak şekilde matris fazlarına eklendi ve ultrasonik banyoda 65 °C’de homojen karışım sağlanana dek karıştırıldı.
- ✓ Karışımı sağlanan tozlar 30 dk boyunca 37 °C’de vakum cihazında bekletildi.
- ✓ Vakumlama işleminin ardından ISO 4049 test standartına uygun olarak basma ve 3 nokta eğme testi için hazırlanmış test kalıplarına 2 mm kalınlığını aşmayacak tabakalar halinde uygulandı ve her tabaka 45-60 sn aralığında süreyle 3M ESPE Elipar S10 LED (Şekil 5.2) mavi ışık cihazı ile sertleştirildi. Her grup için 3’er numune hazırlandı. Kullanılan kalıpların ve elde edilen numunelerin görüntüleri sırasıyla Şekil 5.3 ve Şekil 5.4’te gösterilmektedir.
- ✓ Sertleştirilen numunelerin yüzeyi zımpara kâğıdı ile parlatıldı.
- ✓ Testlerden önce tüm numuneler yaşlandırma amacıyla 24 saat boyunca saf su içerisinde 37 °C’de etüvde bekletildi.



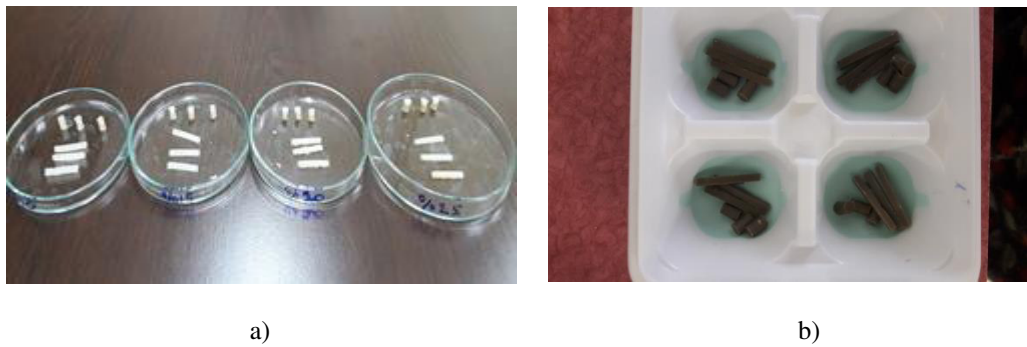
Şekil 5.2. 3M ESPE Elipar S10 LED mavi ışık cihazı

Şekil 5.2’de hazırlanan Dental kompozitlerin sertleştirilmesinde kullanılan 430-470 nm dalga boyuna sahip mavi ışık cihazının fotoğrafı yer almaktadır.



Şekil 5.3. a) Basma testi için ISO 4049 standartına uygun olarak çap 4mm ve yükseklik 6mm olmak üzere silindirik olarak hazırlanmış silikon kalıp b) Eğilme testi için ISO 4049 standartına uygun olarak 20mmx 2mmx 2mm ölçülerinde hazırlanmış silikon kalıp

ISO 4049 standartına uygun ölçülerdeki silikon test kalıpları Şekil 5.3’te yer almaktadır. Tabakalar halinde kürleştirilen eğilme ve basma testi numunelerinin sertleştirilmiş haldeki morfolojileri ise Şekil 5.4’te gösterilmektedir.



Şekil 5.4. Hazırlanan bazı kompozit gruplarının sertleştirildikten sonraki basma ve eğme numunesi görüntüleri a) SABS b) Ag-HA+SABS içeren kompozitler

Hazırlanan kompozit grupları içerdikleri dolgu maddesi türü ve oranına göre Tablo 5.1’de numaralandırılmıştır.

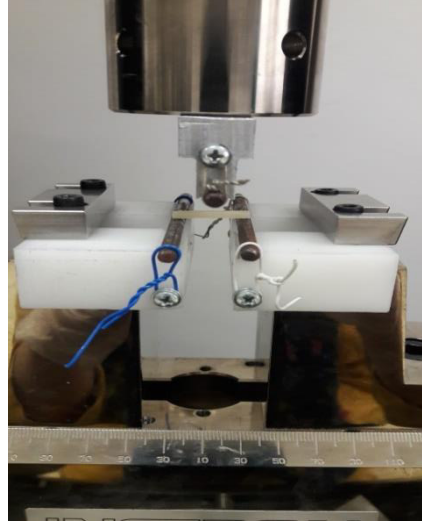
Tablo 5.1. Hazırlanan dental kompozitlerin yapısında kullanılan destekleyici faz sistemlerinin numaraları ve miktarı. BN: Bağlayıcı numune; MSABS: Modifiye edilmiş SABS. AN: Ag-HA içeren numune; BAN: Ag-HA ve bağlayıcı içeren numune

| 1. Test grubu (Ag-HA içermeyen kompozitler) | | | |
|---|-----------------------|--|------------------------|
| Bağlayıcı ile modifiye edilmeyen Kompozitler | | Bağlayıcı ile modifiye edilen Kompozitler | |
| Numune Kodu | İçerik | Numune Kodu | İçerik |
| N1 | %10 SABS | BN1* | %10 MSABS* |
| N2 | %15 SABS | BN2 | %15 MSABS |
| N3 | %20 SABS | BN3 | %20 MSABS |
| N4 | %25 SABS | BN4 | %25 MSABS |
| N5 | %30 SABS | BN5 | %30 MSABS |
| N6 | %40 SABS | BN6 | %40 MSABS |
| N7 | %50 SABS | BN7 | %50 MSABS |
| 2. Test grubu (Ag-HA içeren kompozitler) | | | |
| Bağlayıcı ile modifiye edilmeyen Kompozitler | | Bağlayıcı ile modifiye edilen Kompozitler | |
| Numune Kodu | İçerik | Numune Kodu | İçerik |
| AN1 | (%5 Ag-HA + %5 SABS) | BAN1 | (%5 Ag-HA + %5 MSABS) |
| AN2 | (%5 Ag-HA + %10 SABS) | BAN2 | (%5 Ag-HA + %10 MSABS) |
| AN3 | (%5 Ag-HA + %15 SABS) | BAN3 | (%5 Ag-HA + %15 MSABS) |
| AN4 | (%5 Ag-HA + %20 SABS) | BAN4 | (%5 Ag-HA + %20 MSABS) |
| AN5 | (%5 Ag-HA + %25 SABS) | BAN5 | (%5 Ag-HA + %25 MSABS) |

5.6. Kompozitlerin Mekanik Testleri

5.6.1. Üç Nokta Eğilme Testi

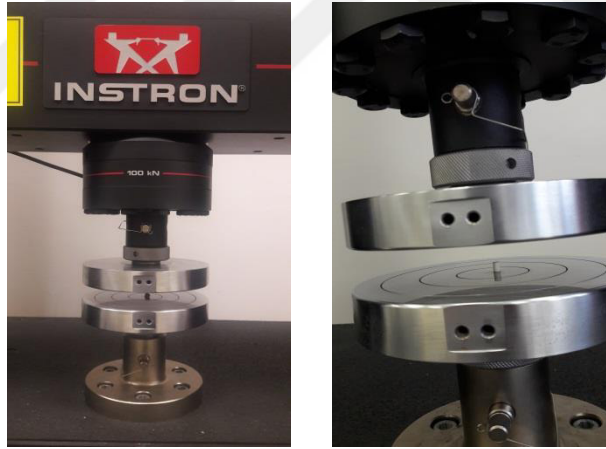
ISO 4049 standartlarına uygun olarak hazırlanan 20 mm x 2 mm x 2 mm ölçülerindeki kare prizma şeklindeki numunelere dakikada 1 mm deformasyon olacak şekilde yük uygulandı. Şekil 5.5’te 3 nokta eğilme test düzeneği gösterilmektedir.



Şekil 5.5. Instron 5982 universal test cihazında 3 nokta eğilme testi

5.6.2. Basma Dayanımı Testi

ISO 4049 standardına uygun olarak hazırlanan (4 mm çap x 6 mm yüksekliğe sahip) silindirik test numuneleri INSTRON 5982 Universal test cihazında basma dayanım testine tabii tutulmuştur.



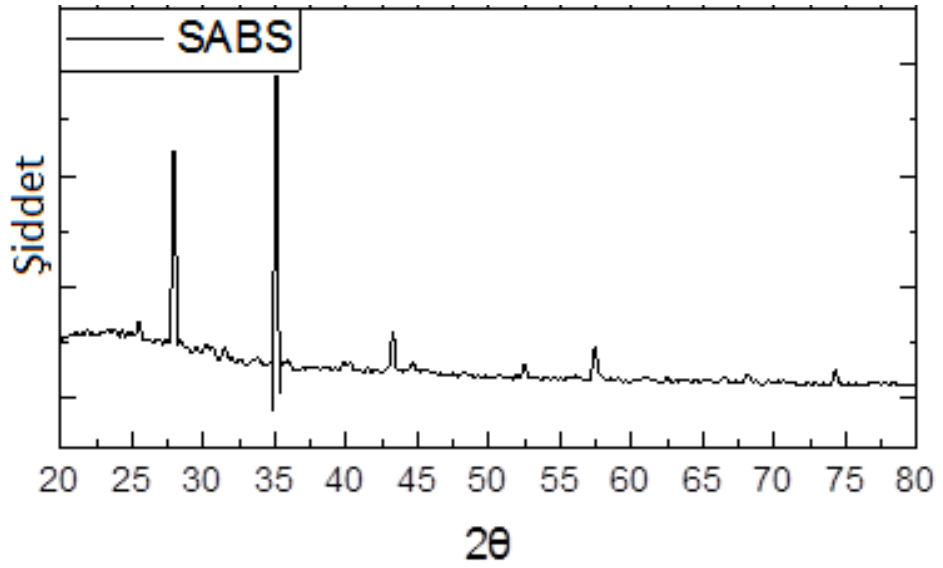
Şekil 5.6. Instron 5892 test cihazında basma testi uygulanması

Basma testinin şematik görünümü ve uygulama anındaki görüntüsü Şekil 5.6'da verilmiştir. Test anında çene hızı 1 mm/dk olacak şekilde numune üzerine yük uygulanmıştır.

6. BULGULAR VE TARTIŞMA

6.1. İnorganik Dolgu Maddelerinin XRD ve SEM Analizi

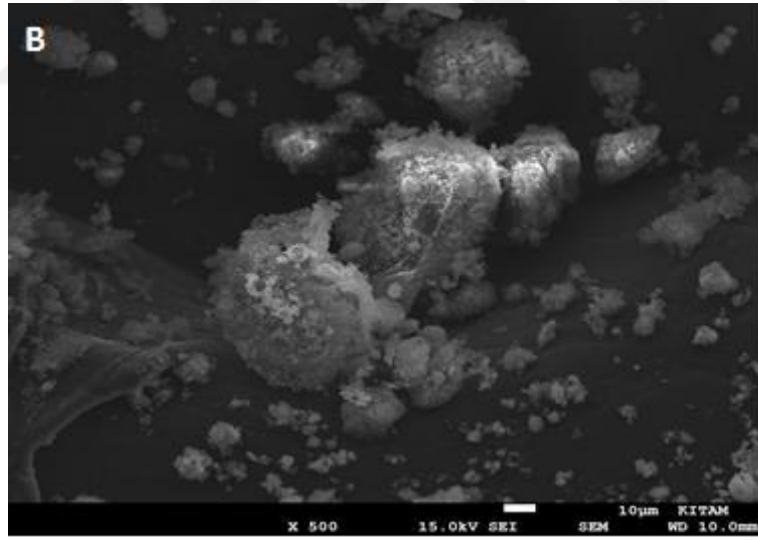
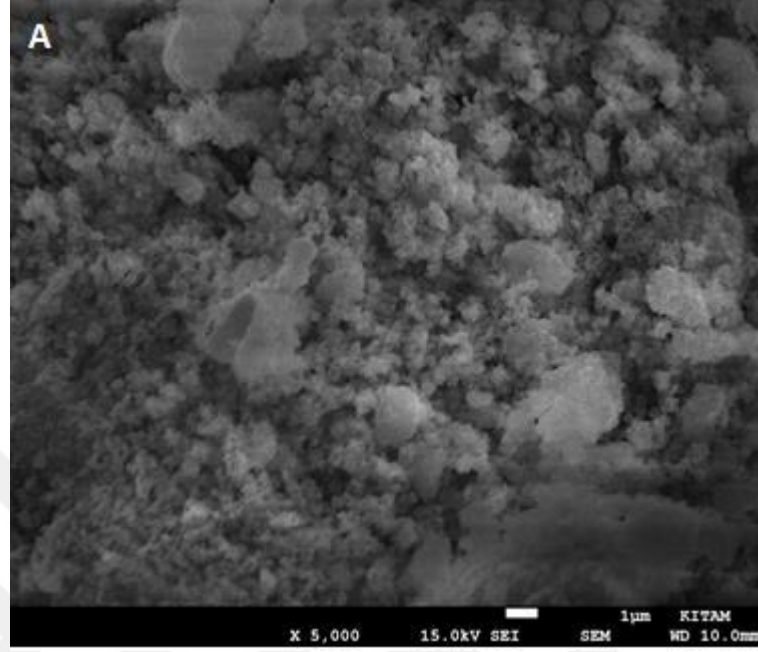
Sol-jel yöntemi ile ürettiğimiz inorganik dolgu maddesinin faz yapısı belirlemek için XRD, morfolojik özelliklerini ve yapı içerisindeki elementel dağılımı belirlemek için SEM ve EDS analizleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen XRD grafikleri Şekil 6.1’de ve SEM görüntüleri ile EDS analizi sonuçları Şekil 6.2, 6.3 ve 6.4’te gösterilmektedir.



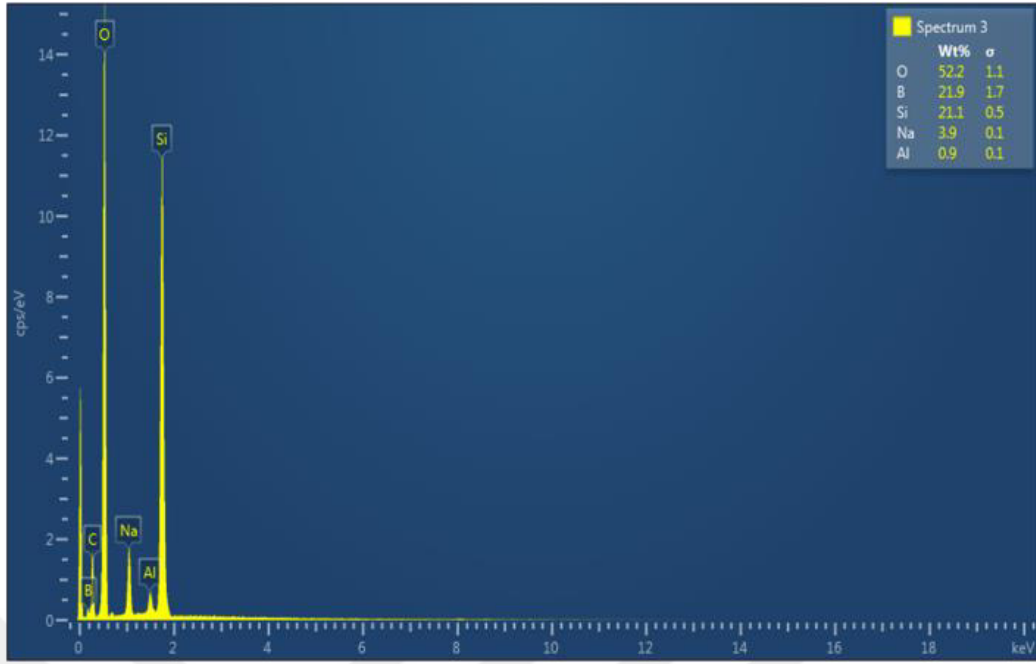
Şekil 6.1. SABS inorganik dolgu maddesinin XRD grafiği

XRD analizleri Rikagu Smart Lab X ışını kırınımı cihazında 20-80° aralığında, 2°/dk tarama hızında veriler toplanmıştır. X’Pert HighScore programı kullanılarak tanımlanan XRD verilerine göre 25°, 35°, 37°, 43°, 52°, 57° ve 59°’deki şiddetli pikler Al₂O₃ fazlarına ait olduğu tanımlanmıştır. Keskin olmayan 26°, 36°, 39°, 45°, 55°, 60°, 73°, 75°’deki piklerin ise silika (SiO₂) fazına ait olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlar literatürde yer alan Feng ve ark. yaptıkları çalışmadaki CaO-Al₂O₃-B₂O₃-SiO₂ camın 900 °C’de 30 dk ısıl işlem uygulandığında elde edilen XRD sonuçları ile ve Zhu ve ark. yapmış oldukları çalışmadaki ZnO-Al₂O₃-B₂O₃-SiO₂ cam-seramik sisteminin 600 °C’deki 3 saat ısıl işlemin sonucu elde edilen XRD grafikleri ile Şekil 6.1’de gösterilen SABS’ye ait XRD grafiğindeki Al₂O₃ fazları benzerlik göstermektedir (Feng, vd., 2019; Zhu, vd., 2014).

Elde ettiğimiz sonuçlara göre grafiklerde görülen piklerin X-Pert Highscore Plus programında analiz edilmesiyle grafiklerde görülen piklerin silika (SiO_2) ve alümina (Al_2O_3) fazlarına ait olduğu tespit edilmiştir.



a) A ve B SABS'nin morfolojik yapı görüntüsü

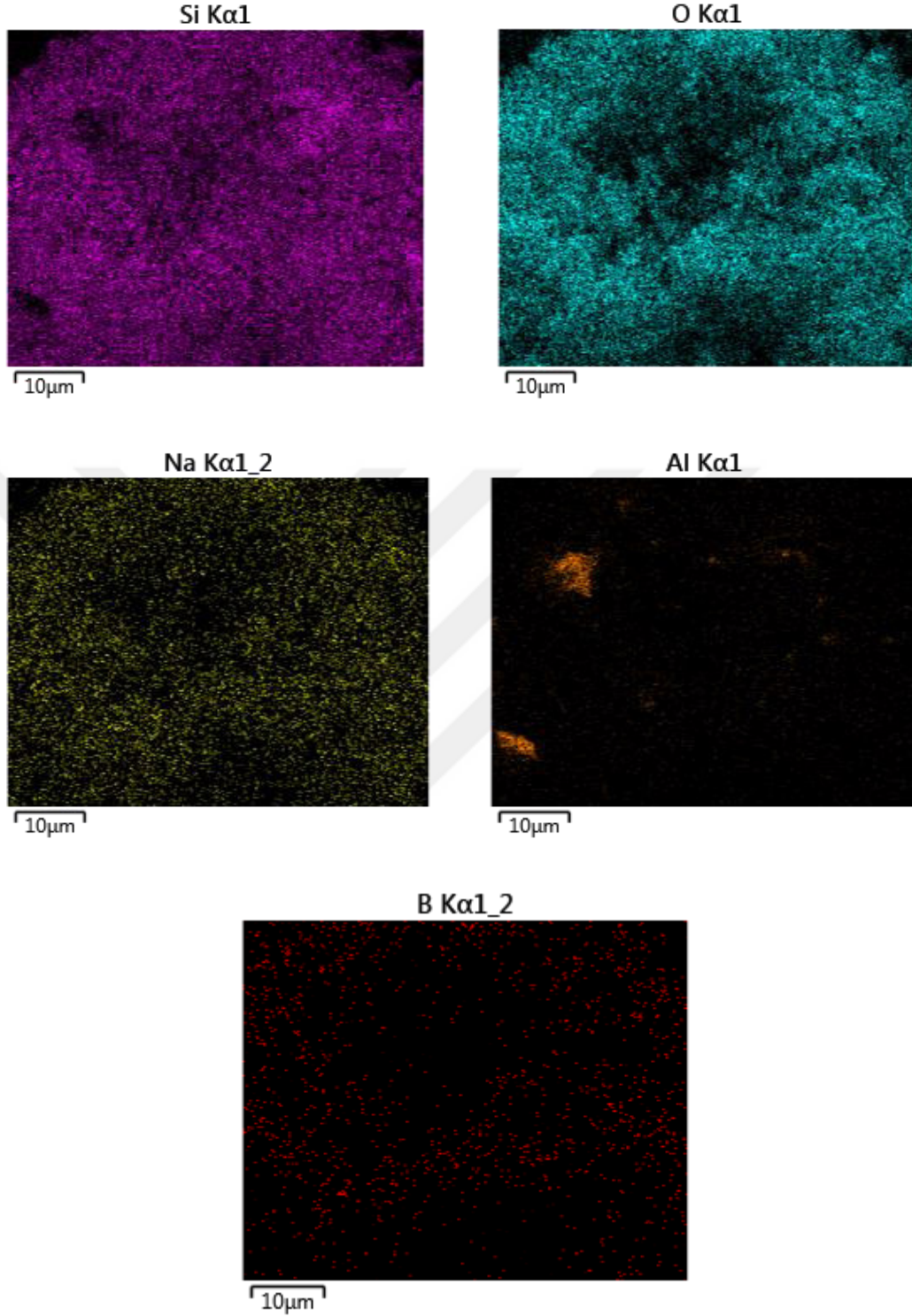


b) SABS inorganik dolgu maddesinin elementel analizi

Şekil 6.2. SABS inorganik dolgu maddesinin a) Morfolojik yapı görüntüsü ve b) Elementel analiz sonuçları

SEM cihazı ile 15.0 kV 10-25 μm aralığında elde edilen EDS verilerine göre Şekil 6.2'deki SABS inorganik dolgu maddesinin 1 μm ve 10 μm deki görüntüleri, Aguiar ve ark. 500 °C'de ve 700 °C'de elde ettikleri $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-}0.5\text{B}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2$ SEM görüntüsü ile benzerlik göstermektedir. 5000x büyütme ölçeğiyle alınan görüntülerden SABS'ın nano ve mikro büyüklükte küresel parçacıklardan oluştuğu belirlenmiştir. Ayrıca 500x büyütme ölçeğinde alınan görüntüde kümelenmelere de rastlanmıştır (Aguiar, vd., 2017).

Şekil 6.2 b'de yer alan EDS sonucuna göre SABS tozun kimyasal içeriğinde ağırlıkça % 52,2 oksijen (O), % 21,9 bor (B), % 21,1 silisyum (Si), % 3,9 sodyum (Na) ve % 0,9 alüminyum (Al) içerdiği tespit edilmiştir.



Şekil 6.3. SABS inorganik dolgu maddesi içerisindeki elementlerin yapı içerisinde dağılımı

Yapı içerisinde elementel dağılımın nasıl gerçekleştiği Şekil 6.3'te yer alan SEM görüntülerine göre belirlenmiştir. Analiz sonucu incelendiğinde yapıda yer alan

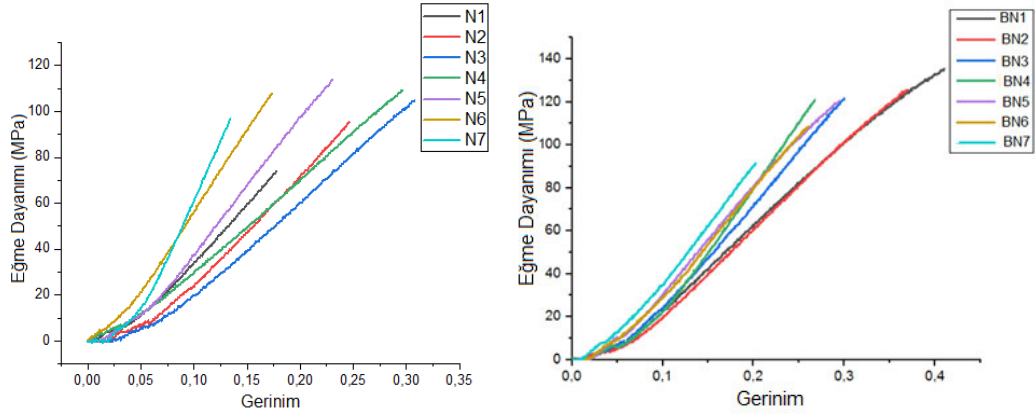
Na, Al, B, Si ve O'nun genel olarak homojen bir dağılım sergilediği ancak Al'nin bazı bölgelerde kümelenme gösterdiği tespit edilmiştir.

6.2. Deneysel Dental Kompozitlerin Mekanik Test Sonuçları

Elde edilen kompozit gruplarının üç nokta eğilme testi sonuçları aşağıdaki grafik ve çizelgelerde gösterilmektedir.

6.2.1. Deneysel Dental Kompozitlerin Üç Nokta Eğilme Testi Sonuçları

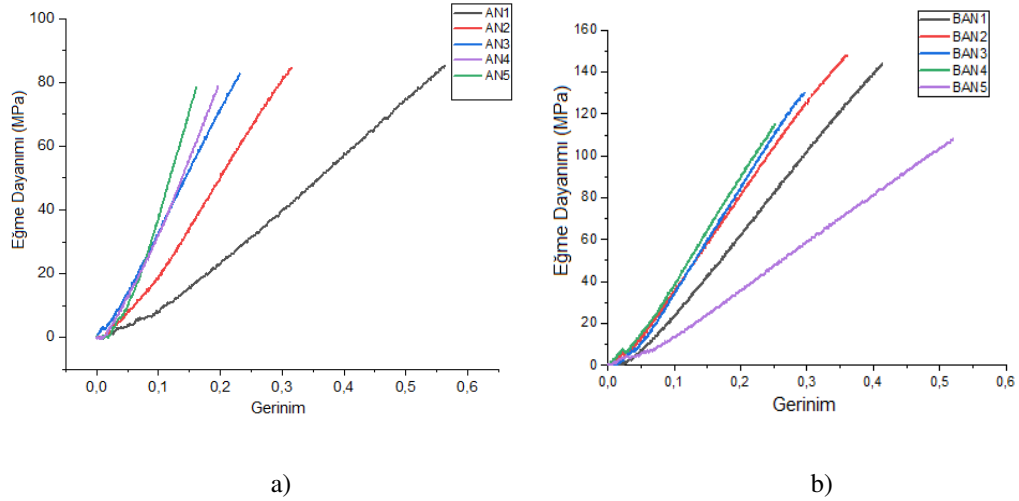
Silanlı ve silansız olarak hazırlanan SABS ve Ag-HA+SABS içeren kompozitlerin üç nokta eğilme testi sonuçları aşağıdaki şekil ve grafiklerde gösterilmektedir. Mevcut test kapsamında Bölüm 5.5.1'de belirtildiği üzere 20 mm x 2 mm x 2 mm formuna sahip numunelerin üç nokta eğilme testi gerçekleştirilmiştir.



Şekil 6.4. Ag-HA içermeyen kompozit gruplarının eğilme dayanımı grafiği. a) N ve b) BN grubu kompozitler

N ve BN kompozit gruplarının Şekil 6.4'teki eğilme dayanımı grafiklerine bakıldığında gerilme-gerinim eğrisinde en yüksek gerilme değerinin N grubunda N5, BN grubunda ise BN1 kompozite ait olduğu görülmektedir.

AN ve BAN grubu kompozitlerin eğilme dayanımı grafiğine bakıldığında ise Şekil 6.5a ve b'de gerilme-gerinim grafiğindeki en yüksek dayanım değerleri AN grubu için AN1 kompozitte ve BAN grubu için de BAN2 kompozitte tespit edilmiştir.



Şekil 6.5. Ag-HA+SABS inorganik dolgu maddesi içeren deneysel kompozitin inorganik dolgu maddesi oranına göre eğilme dayanım grafikleri. a) AN ve b) BAN grubuna ait kompozitlerin eğilme dayanımı grafikleri

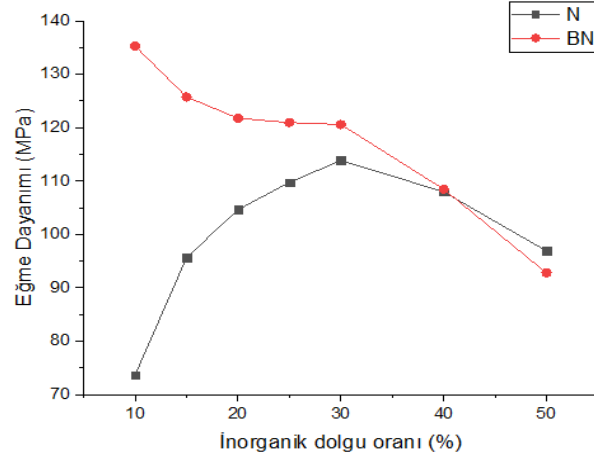
Ag-HA+SABS inorganik dolgu maddesi içeren ve içermeyen deneysel kompozitlerin eğilme dayanım değerlerinin maksimum rakamsal ifadeleri Tablo 6.1’de gösterilmektedir.

Tablo 6.1. Ag-HA içermeyen ve Ag-Ha içeren ve bağlayıcı içeren ve içermeyen kompozit gruplarının eğilme dayanımı değerleri

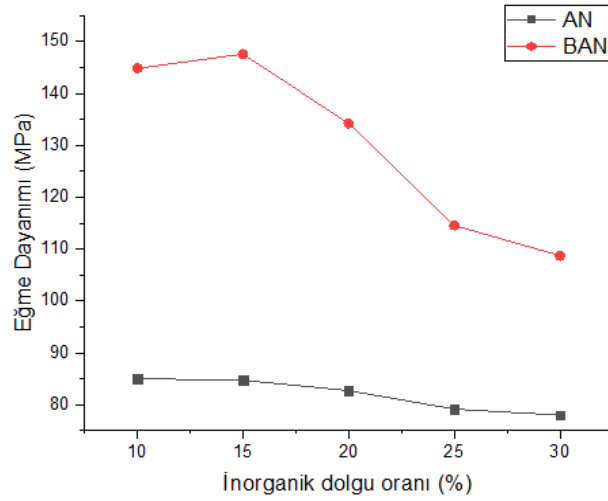
| 1. Test grubu (Ag-HA içermeyen kompozitler) | | | |
|--|------------------------------|--------------------|------------------------------|
| Numune Kodu | Eğilme Dayanımı (MPa) | Numune Kodu | Eğilme Dayanımı (MPa) |
| N1 | 73,66 ± 0,79 | BN1* | 135,29 ± 1,94 |
| N2 | 95,67 ± 1,72 | BN2 | 125,77 ± 0,95 |
| N3 | 104,67 ± 1,31 | BN3 | 121,77 ± 1,82 |
| N4 | 109,75 ± 1,99 | BN4 | 120,96 ± 1,64 |
| N5 | 113,88 ± 0,58 | BN5 | 120,60 ± 1,59 |
| N6 | 107,99 ± 1,33 | BN6 | 108,49 ± 0,23 |
| N7 | 96,90 ± 1,24 | BN7 | 92,80 ± 2,25 |
| 2. Test grubu (Ag-HA içeren kompozitler) | | | |
| Numune Kodu | Eğilme Dayanımı (MPa) | Numune Kodu | Eğilme Dayanımı (MPa) |
| AN1 | 85,02 ± 1,61 | BAN1 | 144,81 ± 1,23 |
| AN2 | 84,73 ± 2,32 | BAN2 | 147,57 ± 1,42 |
| AN3 | 82,75 ± 0,93 | BAN3 | 134,18 ± 0,68 |
| AN4 | 79,17 ± 1,47 | BAN4 | 114,57 ± 1,53 |
| AN5 | 78,01 ± 2,26 | BAN5 | 108,72 ± 0,44 |

Elde edilen sonuçlara göre silansız grupta inorganik dolgu maddesi içeriği arttıkça dental kompozitin eğilme dayanımının azaldığı tespit edilmiştir. İnorganik

dolgu maddesi içeriğine bağlı olarak değişen eğme dayanım grafiği Şekil 6.6'da gösterilmektedir. Silan bağlayıcı ajan içeren kompozit gruplarında ise ağırlıkça % 15 inorganik dolgu maddesi içeren kompozitin maksimum eğilme dayanımı sergilediği gözlemlenmiştir.



a)



b)

Şekil 6.6. İnorganik dolgu maddesi miktarına göre değişen eğilme dayanımları grafiği. a) N ve BN b) AN ve BAN grubu kompozitler

Silanlı ve silansız SABS inorganik dolgu maddesi içeren dental kompozitlerin eğilme dayanımları Şekil 6.4'te ve Tablo 6.1'de gösterilmektedir. Elde edilen silanlı ve silansız SABS gruplarına göre en yüksek eğilme dayanımı MPTMS silan ile modifiye edilmiş, BN1 kompozit grubunda 135,29 MPa olarak ölçülmüştür. En

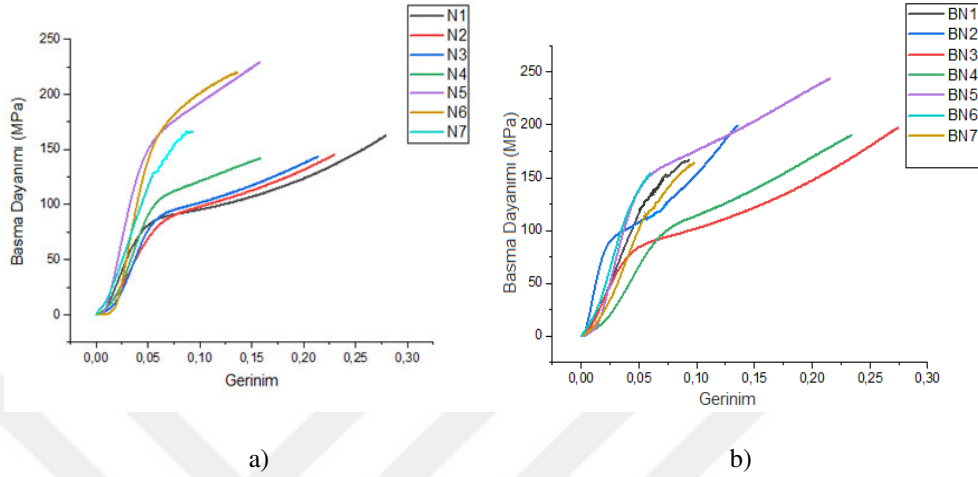
düşük eğilme dayanımı ise BN7 kompozitte 92,80 MPa olarak ölçülmüştür. Tablo 6.1’de yer alan tüm sonuçlara göre silan bağlayıcı ajan kullanıldığında eğilme dayanımda genellikle bir artış olduğu görülmektedir. Tablo 3.2’de yer alan ticari kompozitlerin eğilme dayanımı incelendiğinde Filtek Z250 ve TPH Spectrum ticari dental kompozitlerin sırasıyla 160,8 MPa ve 138,6 MPa eğilme dayanım değerleri ile BN1 grubu kompozite yakın değerdedir. N ve BN grubu tüm kompozitlerin mine ve dentinin eğilme dayanımları ile benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir.

Silanlı ve silansız olarak hazırlanan Ag-HA+SABS içeren kompozit rezinlerin eğilme dayanımı sonuçları incelendiğinde tüm kompozit gruplarında elde edilen sonuçlara göre silansız inorganik dolgu maddesi miktarı arttıkça eğilme dayanımının azaldığı tespit edilmiştir. MPTMS silan bağlayıcı ajan içermeyen grupta en yüksek eğilme dayanımı AN1 kompozit grubunda 85,02 MPa olarak belirlenmiştir. En düşük eğilme dayanımı ise AN5 grubu kompozitte 78,01 MPa olarak ölçülmüştür. Silan ile modifiye edilmiş Ag-HA+SABS inorganik dolgu maddesi içeren kompozit gruplarında ise en yüksek dayanım ağırlıkça BAN2 inorganik dolgu maddesi içeren kompozitte 147,57 MPa olarak ölçülmüştür. En düşük eğilme dayanımı ise 108,72 MPa olarak ağırlıkça BAN5 numune grubunda elde edilmiştir. Tablo 3.2 ‘de yer alan ticari kompozitlerin mekanik dayanımları incelendiğinde BAN2’nin eğilme dayanımının Filtek Z250 ve TPH Spectrum ticari dental kompozitlerin sırasıyla 160,8 MPa ve 138,6 MPa eğilme dayanım değerlerine yakın olduğu belirlenmiştir. Diğer ticari kompozit gruplarında eğilme dayanımının çoğunlukla 160,8 MPa’dan daha düşük olduğu görülmektedir. Minenin ve dentinin eğilme dayanımı ile karşılaştırıldığında AN ve BAN kompozit gruplarının daha yüksek eğilme dayanımı gösterdiği görülmektedir.

Elde edilen bu sonuçların Markim ve arkadaşlarının çalışmasında yer alan ağırlıkça % 10 SBA-15 içeren kompozit grubundaki 54,34 MPa eğilme değeri ile karşılaştırıldığında N, BN, AN, BAN grubu kompozitlerin tümünde elde edilen 73,66 ve 147,57 MPa aralığındaki eğilme dayanımının daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Stencil ve arkadaşlarının çalışmasında ise maksimum eğilme dayanımının ağırlıkça % 16 SSHZP inorganik dolgu maddesi içeren kompozitteki 96 MPa değerinden bu çalışmada yer alan BN ve BAN grubu kompozitlerin eğilme dayanımının daha yüksek değerlerde olduğu belirlenmiştir.

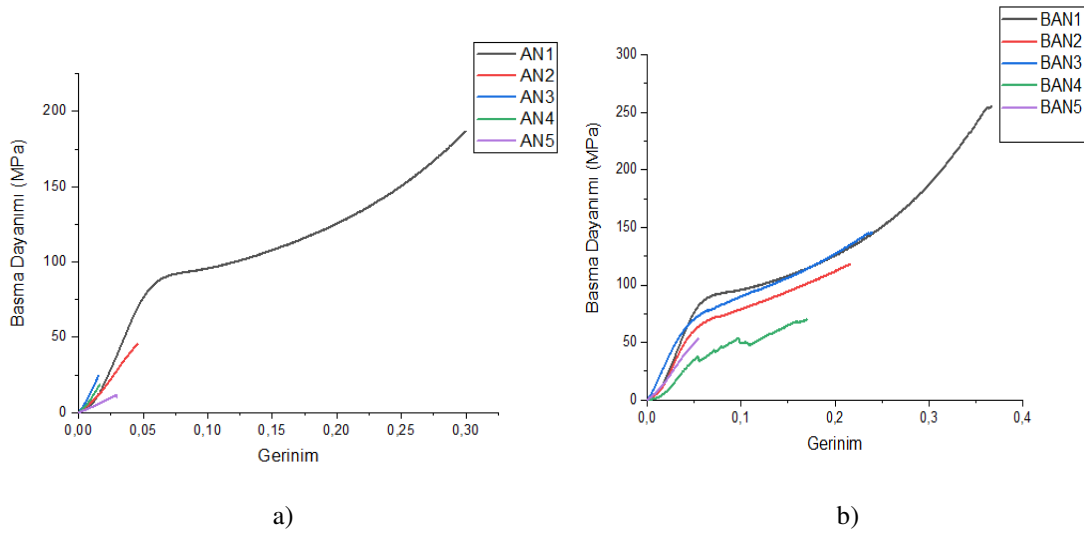
6.2.2. Deneysel Dental Kompozitlerin Basma Testi Sonuçları

Elde edilen kompozit gruplarının basma testi sonucunda göstermiş oldukları basma mukavemeti grafikleri ve maksimum mukavemet değerleri aşağıdaki Tablo 6.2’de ve Şekil 6.7’de gösterilmektedir.



Şekil 6.7. Farklı inorganik dolgu içeriklerine göre hazırlanmış SABS içeren deneysel kompozitlerin basma dayanımı grafikleri a) N ve b) BN grubu kompozitler

N ve BN grubu kompozitlerin Şekil 6.7a’da yer alan basma dayanımı grafiği incelendiğinde gerilme-gerinim eğrisinde en yüksek basma dayanımının N grubunda N5 kompozitte ve BN grubunda ise BN5 kompozitte elde edildiği görülmektedir.



Şekil 6.8. Farklı inorganik dolgu içeriklerine göre hazırlanmış Ag-HA+ SABS içeren deneysel kompozitlerin basma dayanımı grafikleri a) AN ve b) BAN grubu kompozitler

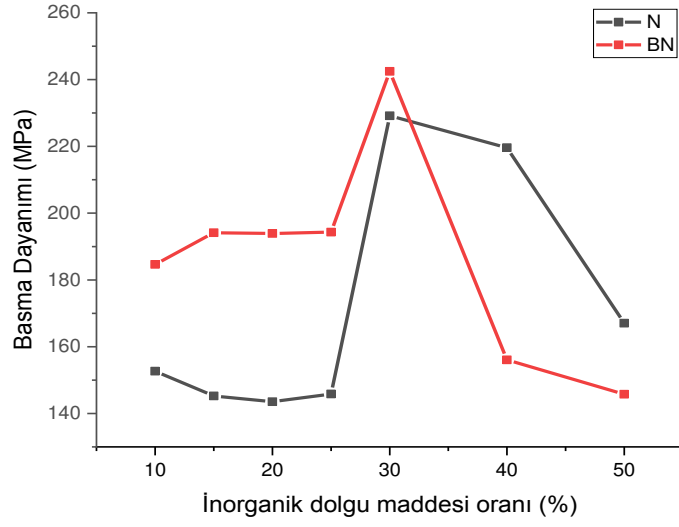
AN ve BAN grubu kompozitlerin basma dayanımı grafiğinde Şekil 6.8’de de görüldüğü gibi gerilme-gerinim eğrisinde en yüksek değer AN grubunda AN1 ve BAN grubunda ise BAN1 kompozitte tespit edilmiştir.

Tablo 6.2. Ag-HA+SABS dolgu maddesi içeren kompozitlerin maksimum basma dayanımı değerleri

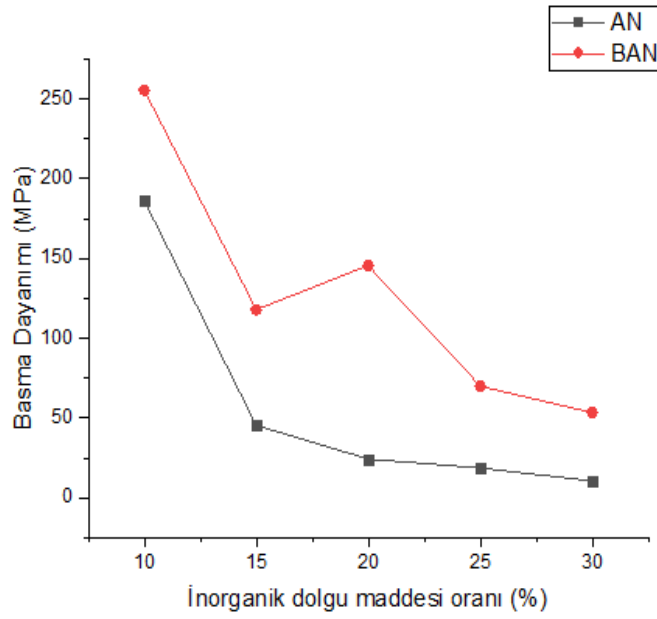
| 1. Test grubu (Ag-HA içermeyen kompozitler) | | | |
|--|-----------------------------|--------------------|-----------------------------|
| Numune kodu | Basma Dayanımı (MPa) | Numune Kodu | Basma Dayanımı (MPa) |
| N1 | 152,66 ± 1,24 | BN1* | 190,45 ± 2,45 |
| N2 | 145,25 ± 2,52 | BN2 | 199,20 ± 1,53 |
| N3 | 143,53 ± 1,95 | BN3 | 198,99 ± 2,08 |
| N4 | 145,85 ± 2,02 | BN4 | 199,36 ± 1,09 |
| N5 | 229,17 ± 1,73 | BN5 | 243,81 ± 0,89 |
| N6 | 219,61 ± 0,98 | BN6 | 164,06 ± 1,86 |
| N7 | 167,04 ± 2,24 | BN7 | 154,56 ± 1,77 |
| 2. Test grubu (Ag-HA içermeyen kompozitler) | | | |
| Numune kodu | Basma Dayanımı (MPa) | Numune Kodu | Basma Dayanımı (MPa) |
| AN1 | 186,23 ± 0,26 | BAN1 | 255,41 ± 1,19 |
| AN2 | 45,35 ± 1,48 | BAN2 | 117,87 ± 2,32 |
| AN3 | 24,30 ± 0,34 | BAN3 | 145,59 ± 1,47 |
| AN4 | 18,70 ± 0,82 | BAN4 | 70,02 ± 0,94 |
| AN5 | 10,60 ± 0,95 | BAN5 | 53,41 ± 0,56 |

Tablo 6.2’de yer alan sonuçlar incelendiğinde en yüksek basma dayanımının ağırlıkça BAN1 grubu kompozite ait olup 255,41 MPa olduğu görülmektedir. En düşük basma dayanımının ise silansız grubundan ağırlıkça AN5 grubu kompozite ait ve 10,60 MPa olduğu tespit edilmiştir. 2. Test grubundaki basma dayanım değerleri incelendiğinde inorganik inorganik dolgu maddesi oranı arttıkça mekanik dayanım azalmaktadır. İnorganik dolgu maddesi oranına göre basma dayanımının azalmasını gösteren grafik Şekil 6.9’da gösterilmiştir.

Tablo 6.2’de belirtilen diğer bir grup olan silanlı ve silansız SABS inorganik dolgu maddeleri içeren kompozitlerin basma testi sonuçları incelendiğine en yüksek basma dayanımının ağırlıkça BN5 kompozite ait olup 243,81 MPa değerine ulaştığı, en düşük basma dayanımının ise ağırlıkça N3 kompozitte ve 143,53 MPa olduğu görülmektedir. Tablo 3.2’ de yer alan ticari kompozitlerin basma dayanımı değerleri incelendiğinde en yüksek basma dayanımının sırasıyla, 282,9, 261,2, 248,8 MPa ile Filtek Z250, TPH Spectrum ve Arbesk’e ait olduğu ve görülmektedir. Mevcut tez çalışmasında elde edilen dental kompozitler ile karşılaştırıldığında BN5 kompozit grubunun basma dayanımının Arbesk ticari kompozitin basma dayanımı ile benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir.



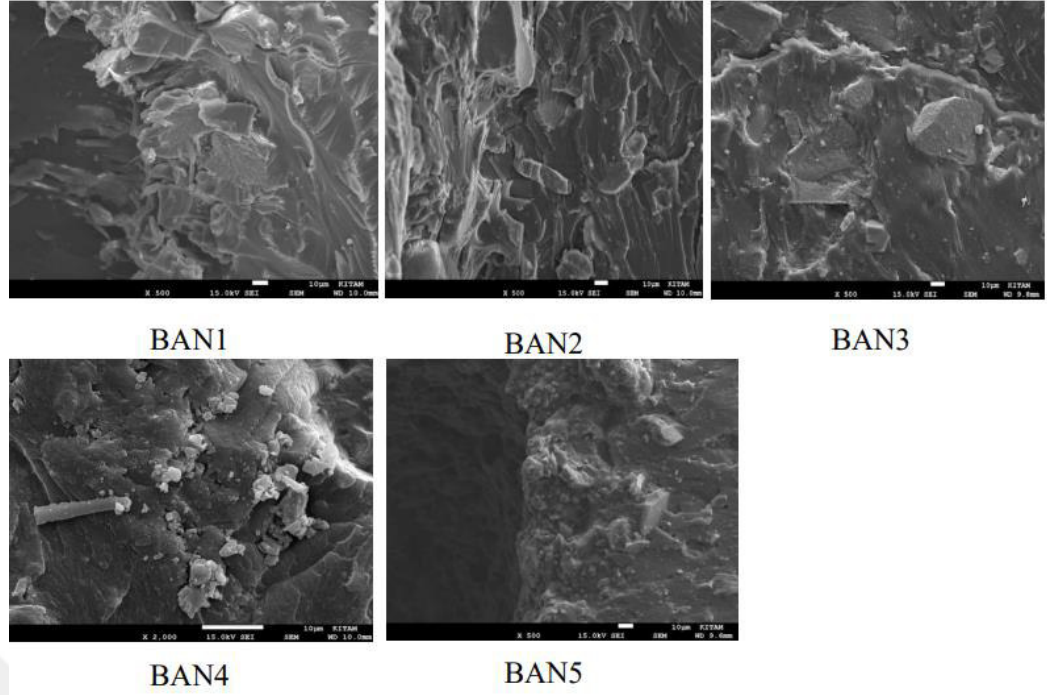
a)



b)

Şekil 6.9. Test grubuna ait basma dayanımı değerlerinin inorganik dolgu maddesi miktarına bağlı olarak gösterimi. a) 1.test grubu b) 2. test grubuna ait grafikler

Kompozit grupları mine ve dentinin basma dayanımları ile karşılaştırıldığında ise tüm grupların basma dayanımının minenin basma dayanımından fazla olduğu, dentin ile kıyaslandığında ise N5 ve BN5 grubu kompozitlerin dentinin basma dayanımı ile benzer değerlerde olduğu görülmektedir.



Şekil 6.10. Hazırlanan BAN grubu kompozitlerin SEM ile elde edilen kırık yüzey görüntüleri

Şekil 6.10'da BAN grubuna ait kompozitlerin kırık yüzeyinden alınan SEM görüntüleri incelendiğinde inorganik dolgu maddesi miktarı arttıkça kırık yüzeyindeki pürüzlülüğün arttığı gözlemlenmiştir. Elde edilen eğme ve basma dayanım testi sonuçları da incelendiğinde artan inorganik dolgu maddesi oranına bağlı olarak mekanik dayanımda gözlenen azalmanın inorganik dolgu maddeleri etrafındaki gerilim artmasına bağlı olabileceği tespit edilmiştir.

Ağız ortamında diş yapıları çiğneme etkisiyle çoğunlukla basma ve eğme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Bu nedenle diş restorasyonlarında kullanılacak kompozit malzemelerin de diş yapısına uygun olarak maruz kaldıkları kuvvetlere karşı dayanıklı olması gerekmektedir. Dental kompozitlerin basma ve eğme dayanımı diş yapısının kırılma özelliklerine de etki etmektedir. Yüksek dayanıma sahip dental kompozitler diş yapısını da korumaktadır. ISO 4049 standardına göre dental kompozitlerin eğme dayanımı 80 MPa'dan büyük değerlerde olmalıdır (Didem, vd., 2014; Goracci, vd., 2014).

Ticari kompozitlerin sahip oldukları mekanik özellikler geniş bir aralıkta değişmektedir. Mevcut tez çalışmasında elde edilen sonuçlara göre 1. Ve 2. Test grubunda bulunan dental kompozitlerin eğilme dayanımlarının minenin 8-35 MPa eğilme dayanımı ve dentinin 31-104 MPa aralığındaki eğilme dayanımları ile uyumlu

olduğu görülmektedir. Basma dayanımları incelendiğinde ise silan bağlayıcı ajan ile modifiye edilmiş, 1. Ve 2. grup kompozitlerin basma dayanımlarının minenin 95-140 MPa aralığındaki basma dayanımı ile karşılaştırıldığında AN grubu kompozitlerin bu değerlere ulaşmadığı tespit edilmiştir. Silanlı ve silansız SABS içeren tüm kompozit bileşimlerinin minenin basma dayanımına uygun aralıkta olduğu gözlemlenirken, dentinin basma dayanımı ile 1. Test grubunda bulunan N5 ve BN5 gruplarının sırasıyla 229,7 ve 243,81 MPa değerlerinin uyumlu olduğu sonucuna varılmıştır. 2. Test grubunda yer alan Kompozitler arasında ise en yüksek basma dayanımı değeri BAN1 kompozit grubunda ve 255,41 MPa olarak ölçülmüştür. Elde edilen bu değer mevcut ticari kompozitler ve mine ile dentinin basma dayanımı ile karşılaştırıldığında, Filek Z250, TPH Spectrum, Arabesk'in sırasıyla 282,9-261,2-248,8 MPa değerine yakın olup Tablo 3.2'de yer alan diğer ticari kompozitlerin ve minenin basma dayanımından daha yüksektir ve dentinin 230-370 MPa basma dayanımı değeri aralığındadır.

Razall R.'nin BisGMA/TEGDMA/HEMA matrisli nano hidroksi apatit (HAp) ve silika (SiO₂) içeren kompozitin mekanik özelliklerini araştırdığı çalışmada elde ettiği sonuç % 70 (% 85 HAp+ % 15 SiO₂) doldurucu içeren maksimum eğilme dayanımı göstererek 42,74 MPa eğilme dayanımına sahip olduğu belirtilmiştir. İfade edilen maksimum değer bu tez çalışmasında elde edilen tüm gruplara ait eğilme dayanımı değerleri ile karşılaştırılabilmekte olup daha yüksek dayanım sergilemişlerdir. Basma dayanım değerleri göz önüne alındığında Razall'ın bulduğu % 70 (% 85 HAp+ % 15 SiO₂) inorganik dolgu maddesi içeren kompozitin basma dayanımı 174,28 MPa iken bu tez çalışmasında Tablo 6.2'de yer alan N5, N6, BN1, BN2, BN3, BN4, BN5, AN1 ve BAN1 kompozit gruplarının basma dayanımı değerlerinin daha yüksek olduğu görülmüştür (Razall R, 2018).

Kullanılan oranlar dikkate alındığında literatürdeki benzer çalışmalar kıyaslandığında Aguiar ve arkadaşlarının elde ettikleri 500 °C de 1 saat ısıtma işlemi gören alüminyum boro silikat doldurucunun ağırlıkça % 62 oranında kullanılmasıyla elde ettikleri 36,8 MPa eğilme dayanımı ve 10,2 MPa basma dayanımı değerlerinin bu tez çalışmasındaki eğilme dayanımı için % 50 silanlı ve silansız SABS içeren kompozitler için sırasıyla 96,60 MPa ve 92,8 MPa değerindeki bulgularla karşılaştırılabilir olduğu görülmektedir. Basma dayanımı değerlerinde ise % 50

silanlı ve silansız SABS içeren kompozitler için sırasıyla 167,4 ve 154,56 basma dayanımı değerleri anlamlıdır (Aguilar, vd., 2017).

Rodriguez ve ark. elde ettikleri sonuçlara göre ise ağırlıkça % 20-30-40 oranında silanla modifiye edilmiş BaAlBoSi inorganik dolgu maddesi içeren kompozitlerin eğilme dayanımlarında önemli bir farklılığın bulunmadığını ve elde edilen değerlerin yaklaşık 81 MPa olduğunu belirtmişlerdir. Kullanılan inorganik madde türü ve miktarına göre karşılaştırıldığında bu tez çalışmasındaki 1. Test grubu kompozitlerinin N1 kompozit dışındaki elde edilen tüm eğilme dayanımlarının daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Rodriguez, vd., 2019).



7. SONUÇ

Dental kompozitler diş hekimliğinde özellikler restoratif amaçlı kullanılan malzemelerdir. Bu malzemelerin yaklaşık % 95-98'i yurt dışından ithal edilmektedir. Söz konusu durumdan dolayı maliyet artmaktadır. Mevcut çalışmalar ülkemizde arttığında yerli imkanlarla üretilen dental kompozitlerin yaygınlaşmasının ülke ekonomisine de katkı sağlayacağı aşikardır.

Bu tez çalışması kapsamında üretmiş olduğumuz yeni inorganik dolgu maddesi sisteminin mekanik özellikleri araştırılmıştır. Elde edilen bulgulara göre;

- Dental kompozitlerin mekanik dayanımlarına etki eden unsurlar arasında inorganik dolgu miktarının da önemli olduğu görülmektedir. Bu tez çalışmasında kullanılan silan bağlayıcı ajan varlığının kompozitlerin mekanik özelliklerini arttırdığı tespit edilmiştir. Silansız gruplar arasında Ag-HA içeren ve içermeyen kompozitler incelendiğinde Ag-HA'in mekanik özellikleri düşürdüğü belirlenmiştir.
- Çalışmamızda inorganik dolgu maddesi miktarının artmasıyla mekanik dayanımda gözlenen azalmanın giderilebilmesi için kullanılan inorganik dolgu maddesinin silan bağlayıcı ajan gruplarıyla modifiye edilmesi önerilmiş, bunun için de 2. Test grubu oluşturulmuş ve deneyler tekrarlanmıştır.
- 1. ve 2. Test grupları arasında en yüksek eğilme dayanımı BAN2 grubunda 147,57 MPa olarak belirlenmiştir. En yüksek basma dayanımı ise BAN1 kompozit grubunda 255,41 MPa olarak ölçülmüştür.
- 1. Test grubuna ait kompozitlerin mekanik test sonuçlarına göre birbiri arasında daha yakın değerlerde oldukları gözlemlenmiştir.
- Silan bağlayıcı ajan ile modifiye edilen kompozit gruplarından elde edilen sonuçlara göre BAN2 kompozitin 147,54 MPa eğilme dayanım değeri kabul edilebilirdir. BAN3 bileşimindeki 145,59 MPa basma dayanım değeri bu sistemin geliştirilebilir olduğunu göstermektedir.
- Ticari kompozitlerin içeriklerine bakıldığında HA içermedikleri görülmektedir. Bu tez çalışmasında elde edilen Ag-HA içeriğinin BAN1 grubunda elde edilen değerler ile geliştirilebilirliği öngörülmektedir.
- Mevcut ticari Kompozitler ve mine ile dentinin basma ve eğilme dayanımları ile karşılaştırıldığında bu tez çalışmasında yer alan 1. ve 2. Test grubuna ait

kompozitlerin mekanik özelliklerinin özellikle BAN1 ve BAN2 grubuna ait kompozitlerde basma ve eğilme dayanımı için anlamlı değerlerde olduğu tespit edilmiştir.

- Dental kompozitlerin geliştirilmesi için mekanik özelliklerin yanı sıra gereken bir diğer özellik polimerizasyon büzülmesinin önüne geçilebilmesidir. Çalışmanın bundan sonraki hedefi polimerizasyon büzülmesine yönelik testlerin yapılması ve antibakteriyel özelliklerin araştırılmasıdır.

Günümüzde dental alanda restoratif amaçlı kullanılan dental kompozitlerin birçoğu ithal edilmektedir. Yurtiçinde bu materyallerin kullanımı oldukça yaygınken, üretimi sınırlıdır. Bu çalışmanın temel amacı, ticari olarak kullanılacak bir dental kompozit geliştirebilmek ve ülkemizde üretimini yaygınlaştırabilmektir.

KAYNAKLAR

- Al-Badry, I.A. KF. (1994). *Clinical use of glass ionomer cement: a literature review*. Saudi Dent J. 6:107-116.
- Alshabib, A., Silikas, N., Watts, D. C. (2019). *Hardness and fracture toughness of resin-composite materials with and without fibers*. Dental Materials. 35: 1194-1203.
- Alışır, S., Günaydın, B., Güler, G. (2019). *Sm³⁺ ve Dy³⁺ katkılı borosilikat camların fotolüminesans özelliklerinin incelenmesi*. Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi. 19: 188-194.
- Aguiar, A. E., Silva, L. C., Barbosa, H. F. P., Gloria, R. F., Soares, M., Gimenes, R. (2017). *Synthesys of Al₂O₃-0,5B₂O₃-SiO₂ fillers by sol-gel method for dental resin composites*. Journal of Non Crystalline Solids. 458: 86-96.
- Aksu, H. (2015). Dt. Hakan Aksu. <http://www.dthakanaksu.com/dis-hekimligi-tarihi/> (Erişim tarihi: 07.04.2020)
- Altun C. (2005). *Kompozit dolgu materyalleinde son gelişmeler*. Gülhane Tıp Dergisi 47 (1): 77-82.
- Asmussen, E., Peutzfeldt, A. (1998). *Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites*. Dental Materials. 14(1): 51-56.
- Anusavice, K. J., Shen, C., Rawls, H.R. (2003). *Overview of materials for dental application*. Philips' Science of Dental Materials. Chapter 1: 4-19.
- Aran, A. (2008). *MAL 201- Malzeme bilgisi 2007-2008 bahar ders notları*. İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul, 74.
- Arcis, R.W., Lopez-Macipe, A., Tolenado, M., Osorio, E., Rodriguez- Clemente, R., Murtra, J., Fanovich, M.A., Pascual, C.D., (2001), "Mechanical properties of visible light-cured resins reinforced with hydroxyapatite for dental restoration", Dental Materials 18, 49-57
- Asmussen, E., (1975). "Composite restorative resins: composition versus wall-to-wall polymerization contraction", Acta Odontologica, 33: 337-344.
- Ayaz, E. A., Durkan, R., Bağış, B. *Protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezinlerin kopolimerizasyon yöntemiyle güçlendirilmesi*. EÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2017. 38: 62-67.
- Aydinoğlu, A. (2016). *Biyomimetik yöntemle yeni nesil dental restoratif malzemelerin üretimi*. Doktora tezi. Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. Biyomühendislik Anabilim Dalı, 278, İstanbul.
- Barszczewska, I.M. (2009). *Structure-Property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA*. Dental Materials. 25(9): 1082-1809.
- Bapat, R. A., Chaubal, T. V., Joshi, C. P., Bapat, P. R., Choundry, H., Pandey, M., Gorain, B., Kesharwani, P. (2018). *An overview of application of silver nanoparticles for biomaterials in dentistry*. Material Science & Engineering. 91: 881-898.
- Bayne, S. C., Thompson, J.Y., Swift, E.J. (1998). *A characterization of first generation flowable composites*. J.A.D.A. 129. 567-577.
- Bektaş, Ö. Ö., Eren, D., Hürmüzlü, F. (2006). *Farklı iki kompozit rezinin su emilimi yönünden karşılaştırılması*. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 9: 2;

- Bharti, R., Wadhvani, K. K., Tikku, A. P., Chandra A. (2010). *Dental amalgam: An update*. J Conservative Dentist 13(4): 204-208.
- Bowen, R., Marjenhoff, W.A. (1992). *Dental Composites/Glas Ionomers: the materials*. Adv Dent Res. 6: 44-49.
- Calabrese, L., Fabiano, F., Curro, M., Borsellino, C., Bonaccorsi, L. M., Fabiano, V., Ientile, R., Proverbio, E. (2016). *Hydroxyapatite whiskers based resin composite versus commercial dental composites: mechanical and biocompatibility characterization*. Hindawi Publishing Corporation Advances in Materials Science and Engineering, 9.
- Cao, Y., Mei, M. L., Li, Q., Lo, E. C. M., Chu, C. H. (2014). *Enamel prism-like tissue regeneration using enamel matrix derivative*. Journal of Dentistry. 42:1535-1542.
- Caughman, W., Rueggeberg, F., (1992). *Monomer conversion in dual cure resin adhesives*. Journal Dent Rest, 71: 160.
- Callister, W. D., Rethwisch, D. G. (2013). *Material Science and Engineering*. (Çeviri, Genel K.) . Nobel Yayınları (2011), 607-625, Ankara.
- Craig, R. G., Powers, J. M., Wataha, J.C. (2004). *Dental materials properties and manipulation*. Rudolph and Tobin, 348, China.
- Craig, R. G. (2000). *Direct esthetic restorative materials*. Restorative dental materials. 13: 244-267.
- Craig R.G., Peyton F.A. (1958). *Elastic and mechanical properties of human dentin*. J Dent Res 37:710-718.
- Cramer, N.B. Stansbury, J.W. ve Bowman, C.N., (2011). *"Recent Advances and Developments in Composite Dental Restorative Materials"*, J Dent Res, 90: 402-416.
- Ceylan, İ. Ü. (2013). *Titanyum dioksit nanotüplerin akışkan kompozit rezinin antibakteriyel, yüzey pürüzlülüğü, kesme bağlanma dayanıklılığı özelliklerine etkisi*. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 135, Ankara.
- Chen, L.; Yu, Q.; Wang, Y.; Li, H. (2011). *BisGMA/TEGDMA dental composite containing high aspect-ratio hydroxyapatite nanofibers*. Dental Materials, 27 (11), 1187-1195.
- Chen, H., Liu, Y. (2014). *Chapter 2- Theet, J.Z. Shen ve Kosmač, T. Advanced ceramic for dentistry*. Oxford: Butterworth-Heinemann, 5-21.
- Chuenarrom, C., Benjakul, P., Daosodsai, P. (2009). *Effect of indentation load and time on knoop and vickers microhardness test for enamel and dentin*. Material Research 12-4: 473-476.
- Cohen, S.R. Apter, N. Jesse, S. Kalinin, S. Barlam, D. Peretz, A.I. Ziskind, D. ve Wagner, H.D., (2008). *"AFM Investigation of Mechanical Properties of Dentin"*, Israel Journal of Chemistry, 48: 65-72.
- Çalışkan, A. (2013). *Poli (metil metakrilat) Nevşehir pomzası kompozitlerinin elektroeolojik özelliklerinin incelenmesi*. Nevşehir Hacı Bektaş Veli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. Kimya Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi. 7-9.
- Çelik, A.C.T. (2017). *Bulk fill kompozitlerin biyouyumluluğunun değerlendirilmesi*. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Konya.
- Dayangaç, G. B., (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş kitabevi Ltd. Şti., Ankara, 115.
- Demirel, G. (2012). *Antibakteriyel adeziv sistemlerin bakteri penetrasyonuna etkilerinin in-vitro olarak incelenmesi*. Doktora Tezi. Ankara Üniv. Sağlık Bil. Enst. Diş Hastalıkları Ve Tedavisi Anabilim Dalı, 146, Ankara.

- Deliktaş, D. (2006). *Farklı ışık cihazlarıyla polimerize edilen iki kompozit resinin yüzey sertliği üzerine çeşitli likitlerin etkisi*. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi. Diş hastalıkları ve tedavisi anabilim dalı, 203, Ankara.
- Djustiana, N., Greviana N., Faza Y., Sunarso. (2018). *Synthesis and characterization of dental composites*. AIP Conference Proceedings. 1927-1
- Dinç, G. (2012). *Ozonun farklı restoratif materyallerin mine ve dentine bağlanma dayanımı üzerine etkisi*. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş hastalıkları ve tedavisi anabilim dalı, 162, Ankara.
- Domingo, C., Arcis, R. W., Macipe, L., Osorio, R., Clemente, R. R., Murtra, J., Fanovich, M. A., Toledano, M. (2001). *Dental composites reinforced with hydroxyapatite: Mechanical behavior and absorption/elution characteristics*. Journal of Biomedical Materials Research. 56(2): 297-305.
- Domingo, C.; Arcis, R. W.; Osorio, E.; Osorio, R.; Fanovich, M. A.; Rodriguez-Clemente, R.; Toledano, M. (2003). *Hydrolytic stability of experimental hydroxyapatite-filled dental composite materials*. Dent Mater 19 (6), 478-486.
- Ekici, A. (2010). *Kompozit restorasyonlarda başarısızlık nedenleri*. Bitirme Tezi. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş hastalıkları ve tedavisi ana bilim dalı, 49, İzmir.
- Elmacı, İ., Tunçdemir, M. T. (2020). *Restoratif diş hekimliğinde cam iyonomer simanlar ve yeni gelişmeler*. Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi. 2(2):69-75.
- Ellakwa A, Cho N, Lee IB. (2007). *The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites*. Dent Mater 23:1229-1235
- Ersoy, M., Civelek, A., L'Hotelier, E., Say, E. C., Soyman, M. (2004). *Physical properties of different composites*. Dent Mater J. 23 (3). 278-283.
- Feng, K. C., Chen, P. Y., Tu, A. S., Chen, C. S., Chien, R. R., Chiang, C. C., Chang, W. S.(2019). *Ag diffusion inhibition and enhanced flexural strength in low temperature co-fired CaO-Al₂O₃-B₂O₃-SiO₂ glasses*. Journal of Alloys and Compounds. 782: 1094-1102.
- Ferracane, J. L., (1995). *Current trends in dental composites*. In: *Critical reviews in Oral Biology & Medicine, Department of Biomaterials*. Oregon Health Science University, Oregon/ABD.
- Ferracane J. Antonio, R. Ve Matsumoto, H., (1987). *Variables affecting the fracture toughness of dental composites*, *Journal Of Dental Research*, 66: 1140-1145.
- Ferracane, J. L., Mitchem, J. C. (2003). *Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities*. *Am J Dent*. 16 (4). 239-243.
- Fronza, B. M., Lewis, S., Shah, P. K., Barros, M. D., Giannini, M., Stansbury, J. W. (2019). *Modification of filler surface treatment of composite resins using alternative silanes and functional nanogels*. Dent. Mater. 35: 928-936.
- Fusayama, T. (1992). *Indications for self-cured and light-cured adhesive composite resins*. *J Prosthet Dent*. 67 (1). 46-51.
- Gonçalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR. (2008). *Contraction stress determinants in dimethacrylate composites*. *J Dent Res* 87:367-371.
- Göztaş, Z., Tosun, G., Yıldız, E., Kahraman, K. (2014). *Nanodoldurucu içeren beş farklı kompozitin yüzey sertliği ve pürüzlülüğü açısından değerlendirilmesi*. Selçuk Dental Journal, 2: 43-48.

- Habelitz, S., Marshall, S.J., Marshall G.W. Jr, Balooch, M. (2001). *Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale*. Arcives of Oral Biology. 46:173-183.
- Habib, E. P. (2017). *Methods and Physical Chemistry of Resin-based Dental Composites*. Universite de Montreal. Departman de Chimie Faculte des arts et des Science. Philosophiae Doctor. Chapter 2: 20-27.
- Hackman, S. T., Pohjola, R. M., Rueggeberg, F. A. (2002). *Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques*. Oper Dent. 27 (6). 593-599.
- Halgas., R., Dusza, J., Kaiferova, J., Kovacsova, L., Markovska, N. (2013). *Nanoindentation testing of human enamel and dentin*. Ceramics-Silikaty. 57(2): 92-99.
- Han, J., Zhang, H., Choe, H., Lin, H., Zheng, G., Hong, G. (2014). *Abresive wear surface roughness of contemporary dental composite resin*. Dental Materials Journal. 33(6): 725-732.
- He, L.-H. Yin, Z.-H. Jansen van Vuuren, L. Carter, E.A. ve Liang, X.-W., (2013). "A natural functionally graded biocomposite coating – Human enamel", Acta Biomaterialia, 9: 6330-6337.
- Hekimim.com İmplant ve estetik diş hekimliği. <https://www.hekimim.com/agiz/agiz-ve-dislerin-yapisi.html> (Erişim tarihi 13.04.2020).
- Janda, R., Roulet, J. F., Kaminsky, M., Steffin, G., Latta, M. (2004). *Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation*. Eupropean Journal of Oral Sciences. UK, 112: 280-285.
- Jackson, R. D., Morgan, M. (2000). *The New Posterior Resins and a simplified placement technique*. JADA, 131: 375-383.
- Jeng, Y.-R. Lin, T.-T. Hsu, H.-M. Chang, H.-J. ve Shieh, D.-B., (2011). "Human enamel rod presents anisotropic nanotribological properties", Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 4: 515-522.
- Karaarslan, E. Ş. (2008). *Arka grup dişlerde yapılan II. sınıf kompozit dolgular ve inleylerin bir yıllık klinik takibi*. Doktora tezi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı- Samsun. 5-10.
- Kassae, M. Z., Akhavan, A., Sheikh, N., Sodagar A. (2008). *Antibacterial effects of a new dental acrylic resin containing silver nanoparticles*. Journal of Applied Polymer Science. 110: 3.
- Keleş, A., Ahmetoğlu, F., Yalçın, M., Şimşek, N., Bulut, E. T., Karagöz, Ş. (2012). *Amalgam, kompozit ve cam iyonomer simanların ısı iletkenlik özelliklerinin incelenmesi*. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi. 2: 5-28
- Kinney, J.H., Marshall, S.J., Marshall, G. W. (2003). *The mechanical properties of human dentin: A critical review and re-evaluation of the dental literature*. Crit Rev Oral Biol Med. 14(1): 13-29.
- Köroğlu, A., Ekren, O., Kurtoğlu, C. (2012). *Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2012, 22: 205-206.
- Kara, Z. (2008). *Dental amaçlı polimerik kompozitlerin sentez ve karakterizasyonu*. Yıldız Teknik Üniv. Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Mühendisliği Anabilim Dalı, 84, İstanbul
- Kaya, T., Tirali, R. E. (2013). *Cam iyonomer simanlardaki gelişmeler*. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg., 7: 71-77.
- Khan, A.S., Azam, M.T., Khan, M., Mian, S.A., Rehman, I.U. (2014). *An update on glass fiber restorative composites: A systematic review*. Material Science & Engineering. 14: 928-4931.

- Korichi A. A., Mouzali, M., Watts, D.C. (2017). *Shrinkage strain- Rates study of dental composites based on (BisGMA/TEGDMA) monomers*. Arabian Journal Chemistry. 10: 190-195.
- Kölluş. T., Ülker, H.E. (2021). *Geçmişten günümüze çürük ve restoratif materyaller*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 0(0):1-1.
- Kwon, T. Y. Bagheri, R. Kim, Y. K., Kim, K. H. Ve Burrow, M.F. (2012). *Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry*. Journal of Investigate and Clinical Dentistry, 3: 3-16.
- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Vanherle, G. (1999). *Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives*. Dent Mater. 15 (2). 128-137.
- Lassila, L., Keulemans, F., Sailynoja, E., Vallittu, P. K., Garoushi, S. (2018). *Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations*. ScienceDirect, 24: 598-606.
- Liu, F.; Jiang, X.; Zhang, Q.; Zhu, M. (2014a). *Strong and bioactive dental resin composite containing poly(Bis-GMA) grafted hydroxyapatite whiskers and silica nanoparticles*. Composite Science Technology. 101, 86-93.
- Liu, F. W.; Bao, S.; Jin, Y.; Jiang, X. Z.; Zhu, M. F. (2014b). *Novel bionic dental resin composite reinforced by hydroxyapatite whisker*. Mater Res Innovations. 18, 854-858.
- Liu, F.; Sun, B.; Jiang, X.; Aldeyab, S. S.; Zhang, Q.; Zhu, M. (2014c). *Mechanical properties of dental resin/composite containing urchin-like hydroxyapatite*. Dental Materials. 30 (12), 1358-1368.
- Lopes, G. C., Baratieri, L.N., De Andrada, M. A., Vieira, L.C. (2002). *Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives*. Quintessence Int., 33:213-224.
- Ludema, K. C. (1996). *Friction, wear, lubrication a textbook in tribology*. ABD, 1-42.
- Lung, C., Matinlinna, J.P. (2012) *Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview*. Dent. Mater. 28: 467-477.
- Lung, C. Y. K., Sarfraz Z., Habib, A., Khan, A. S., Matinlinna, J. P. (2016). *Effect of silanization of hydroxyapatite fillers on physical and mechanical properties of a bis-GMA based dental composites*. Journal of the Mechanical Behavior Of Biomedical Materials, 54: 283-294.
- Leinfelder, K. F. (1998). *A report on a New condensable composite resin*. Compendium, 19: 230-237.
- Makvandi, P., Gu, J. T., Zare, E. N., Ashtari, B., Arash, M., Tay, F. R., Niu, L. (2019). *Polymeric and inorganic nanoscopic antimicrobial fillers in dentistry*. Acta Biomaterialia. 14:14. 1742-7061.
- Matinlinna, J. P., Lung, C. Y. K., Tsoi, J. K. H. (2018). *Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review*. Dental Material 34: 13-28.
- Mantri, S.P. ve Mantri, S.S., (2013). *Management of shrinkage stress in direct restorative light-cured composites: A review*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 25: 305-313.
- Marashdeh, M.Q., Gitalis, R., Levesque, C., Finer, Y. (2018). *Endodontic pathogens possess collagenolytic properties that degrade human dentine collagen matrix*. International Endodontic Journal. 52(4).
- Martim, G.C., Kupfer, C.L., Moises, M.P., Santos, A., Buzzetti, P.H.M., Rinaldi, A.W., Rubira, A.F., Emerson, M.G. (2018). *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 80:277-284.

- Mese, A., Palamara, J. E. A., Fani, M., Burrow, M. F. (2016). *Fracture toughness of seven resin composites evaluated by three methods of mode I fracture toughness (K_{1c})*. Dental Materials Journal. 35(6): 893-899.
- Mills, R. W., Uhl, A., Blackwell, G. B., Jandt, K. D. (2002). *High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties*. Biomaterials. 23 (14). 2955-2963.
- Mondragon A. A. P., Suarez, C. E. C., Lopez, J. A. G., Carbajal, N. T., Rodriguaz, M. M., Gonzalez, A. M. H. (2020). *Preparation and evaluation of a BisGMA-free dental composite resin based on novel trimethacrylate monomer*. ScienceDirect-Dental Materials. Pages:9
- Mount G.J. (2002). *An atlas of glass-ionomer cements: a clinician's guide*: Martin Dunitz Ltd.
- Noort, R.V., (2002). *Introduction to Dental Material.*, Mosby Inc, Edinburgh
- Osborne, J. W. (1992). 'Dental Amalgam and Mercury Vapor Release' Adv Dent Res 6: 135-138
- Oduncu, B. S. (2009). *Farklı dolgular kullanılarak hazırlanmış dental kompozitlerin ışık ile sertleştirilmesi sırasındaki polimerizasyon bütülmelerinin incelenmesi*. Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomühendislik Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul. 19-22.
- Önal, B. (2004). *Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları*. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. İzmir-Bornova. No: 20
- Palaz, E. (2017). *Periodontide kullanılan dental materyaller*. Gazi Üniv. Pedodonti anabilim dalı, 25, Ankara.
- Park, S. Wang, D. Zhang, D. Romberg, E. ve Arola, D., (2008). "Mechanical properties of human enamel as a function of age and location in the tooth", Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 19: 2317-2324.
- Pehlivan, N. Karacaer, Ö. (2014). *Diş hekimliğinde kullanılan Kompozit rezinlerin güçlendirilmesi*. Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara. Acta Odontologica Turcica. 31(3): 160-6.
- Peutzfeldt, A. (1997). *Resin composites in dentistry: the monomer systems*. Eur. J. Oral Sci., 105: 97-235.
- Razall R. A. C. (2018). *Preparation of dental composite using Hydroksiapatite from natural sources and silica*. Journal of Physics: Conference series.
- Rawls, H. R. (2001). *Dental polymers*. In: Philips' Science of Dental Materials. 162- 188.
- Rodriguez, H. A., Kriven W. M., Casanova H. (2019). *Development of mechanical properties in dental resin composite: Effect of filler size and filler aggregation state*. Material Science & Engineering C. 101: 274-282.
- Rueggeberg, F. A. (2002). *From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry*. The Journal of Prosthetic Dentistry. 87(4): 364-379.
- Ruivo, M. A., Pacheco, R. R., Sebold, M., Giannini, M. (2019). *Surface roughness and filler particles characterization of resin-based composites*. Microscopy Research Technique. 82: 1756-1767.
- Sa, Y., Liang, S., Ma, X., Lu, S., Wang, Z., Jiang, T., Wang, Y. (2014). *Compositional, structural and mechanical comparisons of normal enamel and hypomaturational enamel*. Acta Biomaterialia. 10:5169-5177.

- Santos, C.; Luklinska, Z. B.; Clarke, R. L.; Davy, K. W. M. (2001). *Hydroxyapatite as a filler for dental composite materials: mechanical properties and in vitro bioactivity of composites*. Journal of Materials Science-Materials in Medicine 12 (7), 565-573
- Sakaguchi, R. L., Powers, J. M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials- E-Book*. Elsevier Health Science.
- Seyedkavoosi, S., Sevostianov, I. (2019). *Multiscale micromechanical modeling of the elastic properties of dentin*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. Volume 100.
- Sharkey, S., Ray, N., Burke, F., Ziada, H., Hannigan, A. (2001). *Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study*. Quintessence Int. 32 (5). 401-405.
- SigmaAldrich <https://www.sigmaaldrich.com/catalog/product/aldrich/124893?lang=en®ion=TR>
Erişim (10.01.2021).
- Sideridou, I.D., Achilias, D.S. (2005). *Elution study of unreacted BIs-GMA, TEGDMA, UDMA and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC*. Wiley InterScience. 617-626.
- Soy, U. (2017). *1000 soruda malzeme bilimi*. Değişim Yayınları. 2: 591-689.
- Sodagar, A., Akhavan, A., Hashemi, E., Arab S., Pourhajibagher, M., Sodagar, K., Kharrazifard, M. J., Bahador, A. (2016). *Evaluation of the antibacterial activity of a conventional orthodontic composite containing silver/hydroxyapatite nanoparticles*. Progres in Orthodontics. 12: 17-40
- Stannard, J. G. Sornkul, E. ve Collier, R., (1993). *Mechanical Properties of composite resin copolimers*. J Dent Res 72:135.
- Stencel, R., Kasperski, J., Pakielna W., Mertas, A., Bobela, E., Rybarek, I. B., Chaldek, G. (2018). *Properties of dental composites containing antibacterial silver-releasing filler*. Materials, 11(6).
- Sultan, Z.K., Zafar, M.S., Qasim, S.B., Shahab, S., Naseem, M., AbuReqaiba, A.A.M. (2015). *Advances in nanotechnology for restorative dentistry*. Materials. 8: 717-731.
- Sturdevant, C. M., Roberson, T.M., Heymann, H.O., Sturdevant, J.R. (1995). *The art and science of operative dentistry*. 3rd Ed. St. Louis: Mosby-Year Book Inc., 252-263.
- Sunbul, H. A., Silikas N., Watts, D. C. (2016). *Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites*. ScienceDirect, 32; 98-1006.
- şahin, Y. (2015). *Kompozit malzemelere giriş*. Seçkin Yayıncılık, 30-62, Ankara.
- şişman, R. (2014). *Yeni nesil bulk fill kompozitlerin sitotoksitelerinin ve fiziksel özelliklerinin incelenmesi*. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora tezi. Malatya, 9-11.
- Tamaszevska, I.M., Kearns, J.O., Ilie, N., Fleming, G.J.P. (2015). *Bulk fill restoratives: To cap or not to cap – That is the question?* Journal of Dentistry. 43: 309-316.
- Tarle, Z., Meniga, A., Ristic, M., Sutalo, J., Pichler, G., Davidson, C. L. (1998). *The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples*. J Oral Rehabil. 25 (6). 436-442.
- Tekçe N., Demirci, M. (2014). *Mikro gerilim bağlanma dayanım testi ve sonuçlarını etkileyen faktörler*. Atatürk Üniversitesi Dış Hekimliği Dergisi 24:1; 134-152.

- Tekerek, S. B. (2015). *Bis-GMA esaslı dental kompozitlerin fotopolimerizasyonu esnasında oluşan yapısal değişikliklerin matematiksel modellenmesi*. Doktora Tezi. Yıldız Teknik Üniv. Fen Bilimleri Enst. Biyomühendislik Anabilim Dalı, Biyomühendislik programı, 136, İstanbul.
- Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Takamizawa, T., Latta M. A., Miyazaki, M. (2016). *Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber- reinforced resin composite*. Dental Materials Journal 35.83): 41424.
- Türkün L. Ş. Dünden bugüne kompozit rezinler. <https://www.slideshare.net/sebnemturkun/kompozit-rezinler-gmag-51931136> (Erişim tarihi: 26.08.2020).
- Uysal, S. Öz, F.T. (2018). *Derleme: Başlangıç mine lezyonlarının remineralizasyonunda kullanılan ajanlar*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 45(3): 201-21
- Ulusoy, N. (2016a). *Diş sert dokuları (mine, dentin. sement) histolojisi*. [http://docs.neu.edu.tr/staff/nuran.ulusoy/Di%C5%9F%20sert%20dokular%C4%B1\(Mine,%20Dentin;%20Sement\)%20histolojisi_12.pdf](http://docs.neu.edu.tr/staff/nuran.ulusoy/Di%C5%9F%20sert%20dokular%C4%B1(Mine,%20Dentin;%20Sement)%20histolojisi_12.pdf) Erişim tarihi: (16.04.2020).
- Ulusoy, N. (2016b). *Kompozit dolgu maddeleri Ders notları*. http://docs.neu.edu.tr/staff/nuran.ulusoy/Maddeler%20Bilgisi%20Kompozit%20Dolgu%20Maddeleri_2.pdf (Erişim tarihi: 12.04.2020).
- Vargas M., (2018). *Bulk-fill resin composites*. Inside Dentistry. 14: 6.
- Yadav, R., Kumar, M. (2020). *Investigation of physical, mechanical and thermal properties of nano and microsized particulate-filled dental composite material*. Journal Composite Materials. 0: 1-11.
- Ye, S.; Azarnoush, S.; Smith, I. R.; Cramer, N. B.; Stansbury, J. W.; Bowman, C. N. (2012). *Using hyperbranched oligomer functionalized glass fillers to reduce shrinkage stress*. Dent Mater 28 (9), 1004-1011.
- Yıldırım Biçer A. Z., Karakış, D., Doğan, A., Şahin, Y. (2014). *Farklı kimyasal ortamların indirekt kompozitlerin sertlik ve aşınma dirençlerine etkisi*. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Resmi Yayını. Acta Odontologica Turcia 31(3):134-9.
- Yılmaz, E. Ç. (2014). *In vitro ortamda termal çevrimin üç farklı diş dolgu malzemesinin üzerindeki etkisi*. Yüksek Lisans Tezi. Atatürk Üniv. Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı, 61, Erzurum.
- Yoruç, A. B. H. ve Aydınoğlu A. (2017). *Essects of silane-modified fillers on properties of dental composite resin*. Material science & Engineering, 928.
- Diş hekimliğinde tanı ve tedavi protokolleri* (2012). Türk Dişhekimleri Birliği (TDB). Eğitim Dizisi-17.
- Yüksel, Ç. (2011). *Polimerik esaslı diş dolgu kompozitlerinin özelliklerine çeşitli doldurucu partiküllerin etkisi*. Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Kimya Mühendisliği Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul. 5-9.
- Zhang, Y.F., Zheng, J., Yu, J.X., He, H.T. (2018). *Impect of strain rate on the hardness and elastic modulus of human tooth enamel*. Journal oh the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 78:491-495.
- Zhang, Y.R., Du, W., Zhou X.D., Yu, H.Y. (2014). *Review of research on the mechanical properties of the human tooth*. International Journal of Oral Science. 6:61-69.
- Zaslansky, P., Zabler, S., Fratzl, P. (2010). *3D variations in human crown dentin tubule orientation: A phase-contrast microtomography study*. Dental Materials. 26:eI-e10.

- Zhu, W., Chen J., Hao, C., Zhang, J. (2014). *Microstructure and strength of Al₂O₃/Al₂O₃ joints bonded with ZnO-Al₂O₃-B₂O₃-SiO₂ glass ceramic*.
- Qian, L., Wang R., Li W., Chen H., Jiang X., Zhu M. (2019). *The Synthesis of urchin-like serried hydroxyapatite (usha) and its reinforcing effect for dental resin composites*. *Macromolecular Materials and Engineering*, 304, 5.
- Willems, G., Lambrechts, P. ve Braem, M., (1992), “*Classification of Dental Composites According to their Morphological and Mechanical Characteristics*”, *Dental Material*. 8:310-319.
- Willems, G., Lambrechts, P., Bream, M., Vanherle, G. (1993). *Composite resins in the 21st century*. *Quintessence Int.*, 24: 641-657.
- Wilson, K. S.; Zhang, K.; Antonucci, J. M. (2005). *Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites*. *Biomaterials* , 26 (25), 5095-5103.
- Watts, D. C., Cash, A. J. (1991). *Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development*. *Dent Mater*. 7 (4). 281-287.
- Wang, X., Cai, Q., Zhang, X., Wei, Y., Xu, M., Yang, X., Ma, Q., Cheng, Y., Deng, X. (2016). *Improved performance of BisGMA/TEGDMA dental composites by net-like structure formed from SiO₂ nanofiber fillers*. *Materials Science and Engineering*. 59: 464-470.