



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**AKIŞKAN KOMPOZİT REZİNLERE BALIK (GÖKKUŞAĞI
ALABALIĞI, *ONCORHYNCHUS MYKISS*) KEMİĞİ TOZU
KATKILANMASININ POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ VE
MEKANİK ÖZELLİKLERE ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Hazırlayan

Arş. Gör. Sevilay KÖSE

Birinci Danışman: Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

Eş Danışman: Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI

TOKAT- 2025



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**AKIŞKAN KOMPOZİT REZİNLERE BALIK (GÖKKUŞAĞI
ALABALIĞI, *ONCORHYNCHUS MYKISS*) KEMİĞİ TOZU
KATKILANMASININ POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ VE
MEKANİK ÖZELLİKLERE ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

UZMANLIK TEZİ

Hazırlayan

Arş. Gör. Sevilay KÖSE

Birinci Danışman: Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

Eş Danışman: Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI

TOKAT- 2025

ETİK SÖZLEŞME

T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Sevilay KÖSE

İmza

JÜRİ KABUL VE ONAYI

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

ADI SOYADI: Sevilay KÖSE

TEZ SAVUNMA TARİHİ: 01/08/2025

TEZ KONUSU: Akışkan Kompozit Rezinlere Balık (Gökkuşuğı Alabalığı,
Oncorhynchus Mykiss) Kemiğı Tozu Katkılanması Polimerizasyon Büzölmesi Ve
Mekanik Özelliklere Etkisi

Jüri Üyeleri (Ünvanı, Adı Soyadı)

İmzası

Başkan: Prof. Dr. Bilal YAŞA

.....

Üye: Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

.....

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA

.....

Bu tez çalışmasının savunma sınavı **01.08.2025** tarihinde yapılmış olup yukarıda verilen
Jüri tarafından Oy Birliğı ile Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliğı Faköltesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Dekan: Prof. Dr. Hatice BALCI YÜCE

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi, tecrübe ve önerilerini her zaman içtenlikle benimle paylaşan, tez sürecinde sabır ve hoşgörüsüyle yanımda olan, destek ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen değerli danışman hocam Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI 'ya,

Akademik ve klinik bilgi birikimi ile uzmanlık eğitimimde yol gösteren kıymetli hocam Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN 'a, akademik bilgi ve vaka deneyimlerini aktaran sayın hocam Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA 'ya,

Atık malzeme temininde yardımları için AKERKO firmasına, deneysel grupları oluşturmada ve karıştırmada yardımları için IMICRYL DENTAL ve Harun YÜKSEL'e, tez çalışmasında malzeme tedarikinde katkı sağlayan Silvestir Cem ALPTEKİN'e

Çalışma sürecinde hiçbir desteğini esirgemeyen, malzeme işlenmesinde ve analizlerde yardımcı olan sayın Doç. Dr. Fatma ULUSAL'a, mikrosertlik ölçüm ve analizlerinde yardımları için sayın Prof. Dr. Fikret YILMAZ'a, istatistik sonuçlarını değerlendirmedeki katkılarından dolayı sayın Dr. Öğr. Üyesi Osman DEMİR'e,

Tez konumun belirlenmesinde fikir veren, akademik olarak gelişmemde bilgi birikimini ve imkânlarını paylaşan, hayatta her zaman arkamda duran, varlığını gücünü hissettiğim değerli abim Doç. Dr. Sinan KÖSE'ye, ailemizde akademik vizyonu ile bize yol gösteren, okul hayatımdan uzmanlık eğitimime kadar her basamakta benim kadar emek gösteren, maddi ve manevi destek olan canım halam Prof. Dr. Sevim KÖSE' ye,

Uzmanlık eğitimim süresince arkadaşlıkları, samimiyetleri ve destekleriyle her zaman yanımda olan değerli meslektaşlarım Dt. Tuğçe YAPIŞOĞLU, Dt. Zehra GENÇ, Dt. Beyzanur HATİPOĞLU, Dt. Burcu BÖLÜKBAŞI, Dt. Berkay GÜMÜŞ, Uzm. Dt.

Okan TURGUT, Uzm. Dt. Kübra BAŞARAN, Uzm. Dt. Beyza GÜL, Dt. Burak CÖMERT, Dt. Ahmet KUBBE ve bu süreçte de koşulsuz destek veren dostum Şeydanur ŞİMŞEK’e,

Yaşam boyunca hep pozitif olmamı sağlayan canım anneme, benimle gurur duyan, destekleyen ve bu günlere gelmemi sağlayan canım aileme ve yorulduğum yerden kalkmamı ve hep ilerlememi öğütleyen fiziken yanımda olmasa da varlığını, sevgisini daima hissettiğim canım babaannem Afitap KÖSE’ye teşekkür ederim.



Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2024/32 proje numarası ile desteklenmiştir.



ÖZET

AKIŞKAN KOMPOZİT REZİNLERE BALIK (GÖKKUŞAĞI ALABALIĞI, *ONCORHYNCHUS MYKISS*) KEMİĞİ TOZU KATKILANMASININ POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ VE MEKANİK ÖZELLİKLERE ETKİSİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı ülkemizde yetiştiriciliği ve ihracatı yapılan gökkuşağı alabalığı iskeletinden elde edilen kemiğin, işlenerek nano boyutlu hidroksiapatit tozuna getirilmesi ve ticari dental akışkan kompozite farklı oranlarda inorganik doldurucu olarak katılanmasının kompozit rezinin mekanik özellikleri üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntemler: Bu çalışmada atık alabalık kılçığı tozundan elde edilen inorganik nano-doldurucuların farklı oranlarda bir akışkan kompozite (İmicryl, Konya) eklenmesinin kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesine, sertlik ve eğilme dayanımı özelliklerine etkisi değerlendirildi. Akerko Su Ürünleri (Trabzon) işleme tesisinde işleme sonrası ortaya çıkan alabalık atıkları toplandı. Bu atıklar Tarsus Üniversitesi Kimya Prog. Laboratuvarı'nda işlendi ve inorganik matriks nano-hidroksiapatit doldurucular elde edildi. Ticari bir akışkan kompozitin organik doldurucu oranı sabit tutularak, inorganik doldurucusuna farklı oranlarda elde ettiğimiz nano-hidroksiapatit eklendi. Kontrol gurubu dahil olmak üzere 5 deneysel grup değerlendirildi. Polimerizasyon büzülmesinin değerlendirilmesi için 50 adet örnek yarım küre şeklinde hazırlandı (n=10) ve Acuvol (Bisco, Schaumburg, IL, ABD) ile hacimsel büzülme oranı ölçüldü. Mikrosertlik ölçümü için 8 mm çap ve 2mm kalınlığında disk şeklinde 50 adet örnek hazırlandı (n=10) ve mikrosertlik test cihazı (HWDM-5,TTS Unlimited Inc., Osaka, Japonya) ile Vickers sertlik değeri (VHN)(kg/mm²) belirlendi. Biaksiyel bükülme testi için 12 mm çapında, 1.2 kalınlıkta disk şeklinde 50 örnek hazırlandı (n=10) ve universal test cihazı (Shimadzu, Kyoto, Japonya) ile test tamamlandı. Kompozit rezin örneklerin yüzey özellikleri Taramalı Elektron Mikroskopu (JEOL JSM 7001F, Japonya) ile elde edilen görüntüler üzerinden analiz edildi.

Verilerin istatistiksel analizleri SPSS v.19 paket programı (SPSS Inc, IBM Corp, IL,ABD) kullanılarak yapıldı. Analizlerde tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ve post-hoc Tukey HSD testleri kullanıldı($p<0,05$).

Bulgular: Mikrosertlik değerlendirmesinde, en yüksek değer %10 nano-hidroksiapatit katkılı 3.grupta görülmüştür ($p<0,05$). Polimerizasyon büzülmesi değerlendirilmesinde, en düşük hacimsel büzülme gösteren grup %60 nano-hidroksiapatit katkılı 5. grupta görülmüştür ($p<0,05$). Bükülme dayanımı değerlendirildiğimizde, en yüksek dayanım nano-hidroksiapatit eklediğimiz kontrol grubunda görülmüştür ($p<0,05$). SEM analizi ile örneklerin yüzeyel analizi sonucunda, %10 ve üzeri nano-hidroksiapatit katkısında malzemede topaklanma görülmüştür.

Sonuç: Atık malzemelerden nano-hidroksiapatit elde edilebilir ve ekonomiye kazandırılabilir. Nano-hidroksiapatit eklenmiş kompozit rezinler mekanik özellikleri bakımından farklılık göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Atık yönetimi, hidroksiapatit, mikrosertlik, büzülme, bükülme dayanımı

ABSTRACT

THE IMPACT OF INCORPORATING FISH BONE POWDER (RAINBOW TROUT, *ONCORHYNCHUS MYKISS*) INTO FLOWABLE COMPOSITE RESINS ON POLYMERISATION SHRINKAGE AND MECHANICAL PROPERTIES

Objective: The aim of this study is to evaluate the effects of the bone obtained from the skeleton of rainbow trout, which is cultivated and exported in our country and then processed into nano-sized hydroxyapatite powder. The powder is then added to commercial dental fluid composite as an inorganic filler at different ratios. This is done to ascertain the effect on the mechanical properties of the composite resin.

Materials and methods: This study evaluated the effect of adding inorganic nano-fillers obtained from waste trout bone powder to a flowable composite (Imicryl, Konya) at different ratios on the polymerisation shrinkage, hardness, and flexural strength of the composite resin. The trout waste generated by the Akerko Su Ürünleri processing plant in Trabzon was collected. These wastes were processed at the laboratory of Tarsus University's Chemistry Programme to obtain inorganic nano-hydroxyapatite fillers. The ratio of the organic filler in a commercial fluid composite was kept constant, with different ratios of nano-hydroxyapatite added to the inorganic filler. Five experimental groups including the control group were evaluated. Five experimental groups, including the control group, were evaluated. To evaluate polymerisation shrinkage, 50 samples were prepared as hemispheres ($n = 10$), and the volumetric shrinkage rate was measured using an AcuVol (Bisco, Schaumburg, IL, USA). For microhardness measurement, 50 disc-shaped samples ($n=10$) with a diameter of 8 mm and a thickness of 2 mm were prepared and the Vickers hardness value (VHN) (kg/mm^2) was determined with a microhardness tester (HWDM-5, TTS Unlimited Inc., Osaka, Japan). For the biaxial bending test, 50 specimens ($n = 10$) were prepared as 12 mm diameter, 1.2 mm thick discs, and the test was performed using a universal testing machine (Shimadzu, Kyoto, Japan). The surface properties of the composite resin specimens were analysed using scanning electron microscopy (JEOL JSM 7001F, Japan).

Statistical analyses of the data were performed using SPSS v.19 package programme (SPSS Inc, IBM Corp, IL, USA). One-way Analysis of Variance (ANOVA) and post-hoc Tukey HSD tests were used in the analyses ($p < 0.05$).

Results: In the microhardness evaluation, the highest value was observed in the 3rd group with 10% nano-hydroxyapatite additive ($p < 0.05$). In the polymerisation shrinkage evaluation, the lowest volumetric shrinkage was observed in the 5th group with 60% nano-hydroxyapatite additive ($p < 0.05$). When the bending strength was evaluated, the highest strength was observed in the control group in which nano-hydroxyapatite was not added ($p < 0.05$). Superficial analysis of the samples by SEM revealed agglomeration in the material containing 10% or more nano-hydroxyapatite additives.

Conclusion: Nano-hydroxyapatite can be obtained from waste materials and is economical to produce. Composite resins containing nano-hydroxyapatite exhibited differences in mechanical properties.

Keywords: Waste management, hydroxyapatite, microhardness, shrinkage, flexural strength

İÇİNDEKİLER

ETİK SÖZLEŞME	i
JÜRİ KABUL VE ONAYI.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	vi
ABSTRACT.....	viii
İÇİNDEKİLER	x
ŞEKİLLER LİSTESİ	xii
TABLolar LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Geçmişten Günümüze Dental Tedaviler Ve Restoratif Materyaller	1
1.2. İnorganik Faz Ve Kompozitlere Eklenen İnorganik Doldurucular	5
1.3. Balık Atıklarından İnorganik Doldurucu	6
1.4. Çalışmanın Amacı	9
2. GENEL BİLGİLER	11
2.1. Kompozit Resinler	11
2.2. Kompozit Resinlerin Tarihsel Gelişimi	11
2.3. Kompozit Resinlerin Yapısı.....	12
2.3.1. Organik Matriks	13
2.3.2. İnorganik Matriks	16
2.3.3. Ara Bağlayıcılar	17
2.4. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	18
2.4.1. Kompozit Resinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre ..	20
2.4.2. Viskozitelerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	22
2.4.3. Polimerizasyon Yöntemine Göre Kompozit Resinler	23
2.4.4. Kompozit Resin Yapısında Yenilikler ve Güncel Gelişmeler.....	25
2.5. Polimerizasyon Büzülmesi.....	32
2.5.1. Polimerizasyon Kinetiği	33
2.5.2. Polimerizasyon Büzülmesini Etkileyen Faktörler	37
2.5.3. Polimerizasyon Büzülmesi Düşük Kompozit Resinler	42
2.5.4. Polimerizasyon Büzülmesi Ölçüm Yöntemleri	44

2.6.	Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliği	48
2.6.1.	Mikrosertlik Belirleme Yöntemleri	49
2.7.	Restoratif Materyallerin Bükülme Dayanımı	52
2.7.1.	Biaksiyel Bükülme Dayanımı Testi	54
3.	GEREÇ ve YÖNTEM	56
3.1.	Balık Atıklarının Temini, Balık Atıklarından Organik Kısımlarının Fiziksel Olarak Ayırıştırılması Ve İnorganik Atıklarının Nanoboyutlarda Eldesi	56
3.2.	İşlem Görmüş Balık Kemliği Tozundan Elde Edilen Nanohidroksiapatitin (nHAp) Akışkan Kompozit Rezin İle Karıştırılması Ve Araştırma Gruplarının Oluşturulması (HA-KR)	61
3.3.	Deney ve Kontrol Kompozit Numunelerinden Test Örneklerinin Hazırlanması, Testlerin Hazırlanması	63
3.3.1.	Mikrosertlik değerlendirilmesi	63
3.3.2.	Polimerizasyon Büzülmesi ölçümü	67
3.3.3.	Biaksiyel Bükülme Dayanımı Testi	70
3.3.4.	Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntülemesi	72
3.4.	Testlerin Bulgularının İstatiksel Analizi	73
4.	BULGULAR	74
4.1.	Mikrosertlik	74
4.2.	Polimerizasyon Büzülmesi	76
4.3.	Bükülme Dayanımı	77
4.4.	SEM Analizi	79
4.4.1.	Kontrol Grubu SEM Analizi	80
4.4.2.	2.Grup (HA-KR-%5 nHAp) SEM Analizi	81
4.4.3.	3.Grup (HA-KR-%10 nHAp) SEM Analizi	83
4.4.4.	4.Grup (HA-KR-%30 nHAp) SEM Analizi	85
4.4.5.	5.Grup (HA-KR-%60 nHAp) SEM Analizi	87
5.	TARTIŞMA	89
5.1.	Mikrosertlik	95
5.2.	Polimerizasyon Büzülmesi Değerlendirilmesi	100
5.3.	Bükülme Dayanımı	105
5.4.	SEM Analizi	109
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	113
7.	KAYNAKLAR	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1: Sağ Üst Kesici Dişin; a) Oklüzal görünümü, b) Sanal ortamda oluşturulan hacmin lingual kesitten görünümü ve c) Kalıntıyı göstermek için şeffaf dentin ile dijital rekonstrüksiyon; mesio-lingual görünüm (Oxilia ve ark., 2017).....	2
Şekil 2.1: Bükülme Dayanımı Testi Yöntemleri (Pittayachawan, 2009)	53
Şekil 3.1: Gökkuşağı alabalığının kemiklerinin ayrılması için kaynatılması.....	57
Şekil 3.2: Artıklarından ayrılmış balık omurga ve kılçıkları	58
Şekil 3.3: Soxhlet ekstraktörü ve organik atık ve yağından ayrılmış balık kemiği	59
Şekil 3.4: Kurutulmuş Balık Kemiği ve kabaca öğütülmüş hali	60
Şekil 3.5: İşlemler sonrası elde edilen nHAp tozu	61
Şekil 3.6: Örneklerin Hazırlanması İçin Kullanılan Politetrafloroetilen (PTFE) Kalıplar	64
Şekil 3.7: Silikon Karbür Zımpara Diskleri ve Kesme, Bitirme Makinesi	65
Şekil 3.8: Polisaj İşlemleri Sonrası Akrilik Bloklar	66
Şekil 3.9: Vickers Sertlik Ölçüm Cihazı ve Ölçüm Alanının Belirlenmesi	67
Şekil 3.10: Polimerizasyon Büzülmesini Ölçmek İçin Acu-Vol Cihazı	68
Şekil 3.11: Akışkan Kompozit Örneklerin Acu-vol cihazına yerleştirilmesi.....	69
Şekil 3.12: Örnek boyutlarının dijital kumpas ile ölçümü	70
Şekil 3.13: Shimadzu universal test cihazı ve örneklerin yerleştirildiği tabla	71
Şekil 3.14: Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	72

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelere Göre Kompozit Rezinler.....	19
Tablo 2.2: Düşük Polimerizasyon Büzülmesi Gösteren Kompozit Rezinler.....	43
Tablo 3.1: Firmaya ait Kontrol grubu Kompozit Rezinin Kimyasal İçeriği.....	62
Tablo 3.2: Çalışmada test edilecek grupların doldurucu oranları.....	62
Tablo 4.1: Grupların Vickers Mikrosertlik Değerine Göre Karşılaştırılması.....	74
Tablo 4.2: Grupların Mikrosertlik Değerleri	75
Tablo 4.3: Grupların Polimerizasyon Büzülmesi Yüzdelere Göre Karşılaştırılması ..	76
Tablo 4.4: Grupların Polimerizasyon Büzölmelerinin Yüzdelik Değerleri.....	77
Tablo 4.5: Grupların Bükölme Dayanımı Değerlerine Göre Karşılaştırılması.....	78
Tablo 4.6: Grupların Bükölme Dayanımı Değerleri.....	78
Tablo 4.7: Çalışmada test edilecek grupların doldurucu oranları.....	79

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

< : Küçüktür

> : Büyüktür

% : Yüzde

= : Eşittir

°C : Derece Santigrat

Al₂O₃ : Alüminyum Oksit

Bis-GMA : Bisfenol A-Glisidil Metakrilat

C : Karbon

DC : Dönüşüm Derecesi

g/mol : Gram/mol, molekül ağırlığı

HA-KR : Hidroksiapatit Katkılı Kompozit Resin

HAp : Hidroksiapatit

HEMA : Hidroksietil metakrilat

ISO : Uluslararası Standartlar Teşkilatı

J/cm² : Joule/santimetrekare, aktarılan enerji miktarı

KR : Kompozit Resin

LED : Light-Emitting Diode

LVDT : Lineer Değişken Diferansiyel Transformatör

MDD: Monomer Dönüşüm Derecesi

mm/dk: milimetre/dakika

mm: Milimetre

MMA: Metil-metakrilat

mW/cm²: miliwatt/santimetrekare, ışın yoğunluğu

nHAp: Nano-hidroksiapatit

nm: Nanometre

PMFA: Poli(melamin-ko-formaldehit)akrilat

PMMA: Polimetil-metakrilat

PTFE: Politetrafloroetilen

QTH: Kuvars-Tungsten-Halojen lamba

RBC: Rezin Bazlı Kompozit

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

SiO₂: Silisyum dioksit

sn: Saniye

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

UV: Ultraviyole

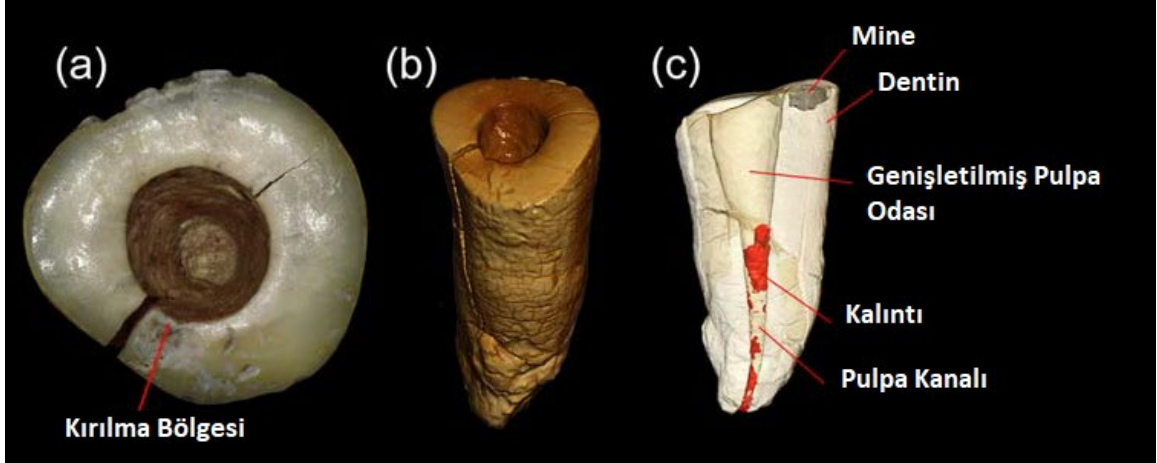
µm: Mikrometre

1. GİRİŞ

1.1. Geçmişten Günümüze Dental Tedaviler Ve Restoratif Materyaller

İnsanoğlu varoluşundan günümüze kadar konfor alanını artırmak ve geliştirmek için sürekli araştırma-geliştirme süreci halindedir. Sağlık alanında yürütülen çalışmalar da bu araştırma-geliştirme faaliyetlerine verilebilecek en güzel örnekleri içermektedir. Sektörde dental restoratif materyallere duyulan ihtiyaç/talep, bu alanlardaki araştırma geliştirme faaliyetleri üzerinde baskı oluşturmaktadır.

Diş çürüğü bilinen en eski hastalıklardandır ve tedavi amacı çürüğü temizleyip eski konforunu iade etmek için bir materyal ile boşluğu doldurarak restore etmektir (Clement, 1958). Dental restoratif materyallere olan ilginin başlangıcı M.Ö 12000 yıllarına dayanmaktadır (Meng ve ark., 2011). Bilinen ilk diş dolgusu İtalya’da keşfedilen ve M.Ö. 11000’li yıllara ait olan iki santral keserde bulunmaktadır. Araştırmacılar henüz tanımlayamadıkları bir teçhizat ile pulpa odasına kadar açıldığı ve doğal dolgu malzemeleriyle (bitkisel liflerden ve yer sakızından oluşan) doldurulduğunu göstermiştir (Kölüş & Ülker, 2021). Geç dönem üst paleolitik döneme ait Riparo Fredian’ın modern bir insana ait sağ üst orta kesici diş üzerindeki analiz çalışması yer almaktadır (Oxilia ve ark., 2017).



Şekil 1.1: Sağ Üst Kesici Dişin; a) Oklüzal görünümü, b) Sanal ortamda oluşturulan hacmin lingual kesitten görünümü ve c) Kalıntıyı göstermek için şeffaf dentin ile dijital rekonstrüksiyon; mesio-lingual görünüm (Oxilia ve ark., 2017)

Milattan önce farklı zamanlarda bulunan kalıntılarda balmumu, mimi unu, Nübya toprağı ve bal karışımı gibi bitkisel karışımlar dişlerdeki kaviteasyonlar için doldurucu olarak tercih edilmiştir (Bernardini ve ark., 2012).

Ancak zamanla sadece boşluğu doldurmanın fonksiyonel olmadığı görülmüş ve daha dayanıklı materyal arayışı ortaya çıkmıştır. Gümüş hamuru olarak adlandırılan metal içerikli dolgu malzemesi amalgamın tarihte ilk ortaya çıkışı ve yeri Çin olup ortaçağ dönemlerine denk gelmektedir (MS 618-907) (Björklund, 1989). Yine bu alanda İbn-i Sina(980-1037) çürüğe bağlı çekimi en son tedavi seçeneği olarak görüp restoratif amaçlı servi otu, sakız ve styraxı önermiştir (Çötert, 2009).

Zamanla gelişen teknolojiyle beraber çürüğü temizlemek için yöntemler denenmiş böylece restoratif bir kavite ve bu kaviteye uygun dolgu malzemeleri geliştirilmiştir. İbn-i Sina'nın çalışmalarını İtalyan Giovanni Arcolani, altın yapraklarını dolgu materyali olarak kullanarak ilerletmiş (Encyclopedia.com, 2018). Osmanlı döneminde yeni

materyal olarak keşfedilen ve üzerine Kanuni Sultan Süleyman zamanında kitap yazılan amber ve zambak bileşenleri keşfedilmiştir (Kölüş & Ülker, 2021). Cornelis Solingen de yeşil vitriyol ile civanın birlikte kaynatılmasıyla elde edilen bakır amalgam ve sakız terebentin karışımı ile kaviteye tam oturmeyen dolgulardan kaynaklı çürüklere alternatif tedavi yöntemi önermiştir (Sİ, 1974). Bunlar yeniçağa kadar ortaya konan ve dental dolgu malzeme gelişimi tarihinde önemli yer alan çalışmaların başında gelmektedirler (Efeoğlu ve ark., 2001; Molin, 1992; Muğan, 1994; Ring, 1985).

Charles Bell, 1819'da İngiltere'de gümüş amalgamı modifiye etmiştir (Molin, 1992). 1826'da Fransız diş hekimi Louis Augustin Onésiphore Taveau, bu amalgamı tedavilerine eklemiş bu dönemde amalgam popüler hale gelmeye başlamıştır (Anderson & McCoy, 1993).

Amalgam metal içeriği, sertliği sayesinde popüler olmasına karşı zamanla hastaların estetik beklentileri artmıştır. Ayrıca civa salınımı ve amalgam için açılan geleneksel kaviteye bağlı büyük madde kayıpları dezavantajlarındandır. Bu da hem estetik hem biyouyumlu ve fonksiyonel olarak dayanıklı materyal gelişimini devam ettirmiştir (Schmalz ve ark., 2009).

Eski çağlarda doğal malzemelerden oluşan kompozit dolgu karışımlarının restoratif bir malzeme olarak modern araştırmaları Alman bilim insanları tarafından 1940'lı yıllara dayanmaktadır. Toz polimetilmetakrilat (PMMA) ve sıvı metil metakrilat (MMA) karışımı ile oluşturulan kompozit rezin (KR), ağzın ön bölgelerinde sınırlı kullanımı olan silikat simanların alternatifi olarak keşfedilmiş ve estetik diş hekimliği kavramını hayatımıza kazandırmıştır (Hickel ve ark., 1998).

1962 yılında Dr. Rafael Bowen önderliğinde yürütülen metakrilatın ve epoksi reaksiyonuna dayanan ve kendi adıyla anılan hibrit bir molekül olan Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) rezini literatürde dönüm noktası olarak görülmektedir (Bowen, 1963).

Rezin bazlı kompozitlere olan ilgi, doğal dokuya en yakın yapay malzemeye ulaşabilmenin yanı sıra uygulama bölgelerindeki avantajlarından geldiği görülmektedir. Estetik görünümleri, mekanik özellikleri, maliyetleri gibi fizyolojik ve morfolojik özelliklerdeki iyileşmeler bu avantajların başında gelmektedir (Demarco ve ark., 2023).

Kompozit rezinlerin estetik olması, biyouyumluluğu, minimal doku kaldırmasına izin vermesi günümüzde popüler hale gelmesini sağlamıştır. Ancak ideal bir restoratif materyalden beklenen bunların yanı sıra mekanik özelliklerinin iyi olması, adezyonun güçlü olması ve mikrosızıntının olmamasıdır (Kidd & Beighton, 1996).

Kompozit rezinlerin temel yapısı organik faz içinde dağılmış inorganik faz ve bunları birbirine bağlayan ara fazdan oluşmaktadır. Organik faz genel olarak metakrilat yapıdadır (Kidd & Beighton, 1996). Kompozit rezinlerin dezavantajlarının başında, organik fazın polimerizasyon büzülmesine uğraması ve bunun sonucunda mikro sızıntı oluşması gelmektedir (Kim ve ark., 2015). Mikrosızıntı oluştuğunda restorasyon adezyonu bozulur, kavite duvarlarından bakteri atağı, sıvı girişi sonucu sekonder çürükler, pulpada enfeksiyon, dolgu renklenmesi, dolguda kırılma gibi problemler ortaya çıkabilir (Kim ve ark., 2015; Moorthy ve ark., 2012).

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için monomer yapısını değiştirmek, polimerizasyon yöntemlerinin değiştirilmesi, cihaz ve teknik seçimlerinde modifikasyon,

inorganik doldurucu oranlarının değiştirilmesi gibi yöntemler kullanılmıştır (Weinmann ve ark., 2005).

1.2. İnorganik Faz Ve Kompozitlere Eklenen İnorganik Doldurucular

Çeşitli büyüklüklerde kuvars, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum ve baryum gibi inorganik dolgu partiküllerinin organik bir matriks fazı içinde dağılmasıyla oluşan bir yapı söz konusudur (Gladwin & Bagby, 2000). Kompozitlerin fiziksel özellikleri, inorganik dolgu maddelerinin büyüklüğüne, şekline ve miktarına bağlıdır. Dolgu oranı arttıkça, organik matriks miktarı azalır ve buna paralel olarak termal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi düşerken dayanıklılık artış gösterir (Gladwin & Bagby, 2000; Önal, 2001a).

Günümüzde inorganik doldurucuların bu avantajlarından dolayı önemi artmış ve çokça araştırılmıştır. Foroutan ve arkadaşları çalışmalarında mikro ve nano boyutlardaki alüminyum oksit (Al_2O_3) partikül katkısının dental kompozitlerin mekanik özelliklerine etkisini değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda nano boyutlu Al_2O_3 katkısının eğilme dayanımında %100'den fazla ve çekme dayanımında yaklaşık %80'lik bir artış olduğunu belirtilmiştir (Foroutan ve ark., 2011).

Xuejiang Wang ve ark. (Wang ve ark., 2002) çalışmalarında kompozit rezinlere nano-hidroksiapatit (nHAp) ekleyerek biyomimetik özellikte dental materyal üretmişlerdir. Çalışma sonunda biyomimetik nHAp kristalleri polimer matriks içerisinde eşit şekilde dağıldığı ve nano-hidroksiapatit içeriğinin doğal kemikteki bir değer olan %65'e ulaşabildiği belirtilmiştir. Biyouyumlu olması, mekanik özelliklerinin artması nano-hidroksiapatit katkılı kompozit rezinin olumlu sonuçlarıdır (Wang ve ark., 2002).

Benzer şekilde Santos ve ark. işlem görmemiş ve silan ile işlenmiş hidroksiapatit (HAp) tozunu katkı olarak kullanarak deneysel kompozit üretmişlerdir. Çalışma

sonucunda silan ile işlenen HAp katkılanmış kompozit rezinlerde daha fazla Young modülü ve bükülme dayanımında artış görülmüştür (Santos ve ark., 2001).

Leszek Klimek ve ark. (Klimek ve ark., 2023) üretan dimetakrilat (UDMA) (Gradia Direct, GC Tokyo, Japonya) bazlı ticari bir kompozit rezine, sinterlenmiş hidroksiapatiti %2, %5, %8 oranlarında HAp eklemiş ve HAp eklenmesinin kompozit rezinin mekanik özelliklerini artırdığı görülmüştür (Klimek ve ark., 2023).

Hani ve arkadaşları restoranlardan topladıkları balıkların kemik tozlarını epoksi rezin içerisine katkılayarak elde edilen rezinlerin mekanik özelliklerini incelemişlerdir. %5, %10 ve %15 oranlarında balık kemiği tozu katkılarının epoksi matriksli rezinlerin mekanik özelliklerini iyileştirdiği bildirilmiştir (Hani ve ark., 2021).

1.3. Balık Atıklarından İnorganik Doldurucu

Dünyanın yaklaşık %71'ini oluşturan 356.000 km'lik okyanuslar, denizler, göller ve nehirler, insanoğlunun yaşam alanlarını şekillendirdiği gibi, doğadan yararlanarak temin ettiği kaynakları da çeşitlendirmektedir. Bu kaynaklar, insan gıdasına en iyi hayvansal proteini sağlarken aynı zamanda enerji, sağlık, inşaat ve otomobil gibi birçok sektörde de kullanılmaktadır. Dünya üzerindeki kaynakların sınırsız olmadığını gösteren artan nüfusun sektörler üzerindeki talep baskılarının yanı sıra, küresel iklim değişikliği, enerji arz sorunları, göç ve kuraklık gibi günümüzde karşı karşıya kaldığımız birçok sorun, sürdürülebilir çevrenin ve geri dönüşümün önemini göstermektedir. Yeryüzü kaynaklarının hızla tükendiği açıktır, çünkü küresel tüketimin dünyanın kendini yenileme kapasitesinin %50'sini geçtiği düşünülmektedir. Küresel politikalar tarafından kaynaklar; etkin kullanılması, çevre dostu çözümler ve sıfır atık misyonu ile güvence altına alınmaya çalışılmaktadır (URL 1, 2024) (Ballı, 2019).

Avrupa Birliği, çevre ile ilgili olarak sadece 500 'ün üzerinde yasal düzenlemeye sahiptir (URL 2, 2020) (Erdem & Yenilmez, 2017; Yaman & Gül, 2018). Avrupa Birliği tarafından Mayıs 2001'de onaylanan sürdürülebilir gelişme stratejisi, sanayiye çevreye duyarlı yatırımlar yapmaya zorladı. Avrupa Konseyi, Johannesburg Sürdürülebilir Gelişme Zirvesinde doğal kaynaklar ve ekonomik büyüme arasındaki olumsuz ilişkinin düzeltilmesi gerektiğini kabul etti. Ek olarak, organik üretim, yenilenebilir kaynakların kullanılması, biyoçeşitliliğin korunması ve hammadde kullanımında yenilenebilir kaynakların kullanılması gibi çevre dostu ve sürdürülebilir üretim ve atık yönetimi yaklaşımları dikkate alınmıştır (Veral & Yiğitbaşıoğlu, 2018). Sınırlı kapasiteleri nedeniyle karasal tarım alanlarının korunması ve geniş su alanlarının hammadde kaynağı olarak ekonomiye kazandırılması, çevre ve kaynakların sürdürülebilir çeşitlendirilmesi için gereklidir. Su ürünleri yetiştiriciliğinde üç boyutlu tarım arazisi olarak bilinen su alanları, insanoğlunun gelecekteki hammadde kaynakları arasında ilk sırada yer alması kaçınılmazdır. Günümüzde sanayinin hammadde ihtiyacını karşılamak için su alanlarının birincil kullanım amacının gıda kaynağı olması nedeniyle, bu alanların araştırma konusu olarak ele alınması gerekmektedir. Su ürünleri, kozmetik ve ilaç sanayisinde, dondurma ve gübre üretiminde ve tarım içi ve tarım dışı sanayilerde çok önemlidir. Deri, giysi, ayakkabı ve aksesuar yapımında kullanılabileceğı gibi biyodizel yakıtlarında katkı maddesi olarak da kullanılabilir. Yapı sektöründe, jelatin, tutkal, mika gibi deniz canlılarından özellikle sert kabuklular dekoratif amaçlarla kullanılabilir.

Sürdürülebilir çevre ve atık yönetimi terimi dünya genelinde kabul görmüş ve önemi giderek artmaktadır. Her alanda daha az atık, daha az kimyasal kullanımı ve daha yüksek katma değere sahip ürünler, bu tez fikrinin bir sonucu olarak öne çıkmaktadır.

"Daha yeşil" kavramı, özellikle de atıkların sentetik, yarılanma ömrü uzun olan ve çevresel sorunlara neden olan kritik ürünlerde kullanılmasıyla öne çıkmaktadır.

Ülkemizde çok yaygın olarak yetiştirilen ve tüketilen balık türlerinden gök kuşağı alabalığının (*Oncorhynchus mykiss*) fileto işleme sonrası ortaya çıkan ve insan tüketimine uygun olmayan inorganik atıkların oluşturduğu çevresel sorunlar sürdürülebilir çevre ve atık yönetiminin önemini ortaya koymaktadır.

Fileto üreticileri, özellikle alabalık, çipura ve levrek gibi balıkların etli kısımlarını yenilemeyen (gıda için uygun olmayan) kısımları atık olarak adlandırır. Kedi ve köpek gibi evcil hayvanların kılçıklarından protein açısından zengin organik bileşenler, mekanik sıyırma gibi çeşitli teknikler kullanılarak alınabilir. Bu teknikler, bu bileşenlerin biyoyararlanabilirliğini artırmaktadır. Ayrıca, işlemden sonra kalan inorganik atık parçaların (balıkların kılçık, omur ve kafa kemikleri gibi) katma değeri düşük malzemelerde (gübre, yem katkı maddesi vb.) kullanılması mümkündür. Ancak bu inorganik atıklar düşük fayda/kar oranları nedeniyle gıda ve benzeri alanlarda tercih edilmez ve insan ve hayvan gıda ürünleri içeriğinde neredeyse hiç kullanılamazlar. Sonuç olarak, işleme sonrası inorganik atıkların (balıkların kılçık, omur ve kafa kemikleri gibi) ekonomik değeri yüksek formlarda kullanılabilmesi ve aynı zamanda işleme sonrası atıkların toplanıp çevreye ve doğaya en az zarar vermesini sağlayacak yeni araştırmalar gereklidir.

Tez konumuz Tarım ve Orman Bakanlığı'nın 2019–2023 Stratejik Eylem Planı (URL 3, 2023), "Yeşil Mutabakat" (URL 4, 2023) ve Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı'nın "2023 Sanayi ve Teknolojisinin Döngüsel Ekonomi Stratejisi" (URL 5, 2022) ile örtüşmektedir. Balık inorganik atıklarının (balıkların kılçık, omur ve kafa kemikleri)

değerlendirilmesi ve kompozit malzemelerde kullanılması, TÜBİTAK tarafından açıklanan 2023 yılı öncelikli alanlardan "İleri ve Yenilikçi Polimerler" hedefleri (URL 6, 2023), "Doğal ve biyo katkılı kompozitler" ile doğrudan ilişkilidir.

Ayrıca, Tarım ve Orman Bakanlığı ve Tarımsal Araştırmalar ve Politikalar Genel Müdürlüğü (TAGEM) tarafından, 2019 yılında düzenlenen çalıştayda su ürünleri sektörünün gelişimi, sorunları ve çözüm önerileri ile ilgili olarak su ürünleri sektörünün paydaşları arasında su ürünleri işleme, değerlendirme ve pazarlama alanındaki sorunlardan biri, 'Üretilen ürünlerin katma değerinin düşük olmasıydı'. Bununla birlikte, çözüm olarak "Katma değeri yüksek, nitelikli, işlenmiş ürün üretiminin teşvik edilmesi ve üreticinin kazancının artırılması" önerilmiştir (URL 7, 2023).

1.4. Çalışmanın Amacı

Tez çalışmamız ile ülkemizde yetiştiriciliği ve ihracatı yapılan gökkuşağı alabalığının, değerlendirme (fileto vb.) sonrası insan tüketimine uygun olmayan atıklarından elde edilen işlenmiş kemik tozlarının, piyasada yaygın kullanımı olan konvansiyonel dental akışkan kompozit rezinlere farklı oranlarda katkılanmasıyla değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Tez çalışmamıza konu olan kompozit materyalinde; gökkuşağı balık işleme atıklarından elde edilen inorganik doldurucu ve akışkan kompozit rezin (İmicryl, Konya) malzemeleri kullanılmıştır. Çalışma 4 temel aşamada gerçekleştirilmiş olup;

1. Aşamada inorganik atık malzemelerin (Gökkuşağı Alabalığı Kılçığı) temini ve toz formuna getirilmesi (Atık Değerleme),
2. Aşamada piyasada kullanımı olan akışkan kompozit rezin temini ve araştırma gruplarının oluşturulması,
3. Aşamada kompozit rezin örneklerin hazırlanması,
4. Aşamada ise test/analizlerin yapılması

ile tamamlanmıştır.

Özel işleme tesisinde temin edilen fileto prosesi sonrası ortaya çıkan inorganik balık atıklarından nano-hidroksiapatit (nHAp) elde edilmiş ve ağırlıkça farklı oranlarda (%5, %10, %30 ve %60) tozların akışkan kompozitlere katkılanması yapılmıştır. Numunelerin test ve analizleri sonucunda elde edilen veriler toz katkısız (%0 balık kemiği tozu katkılı) model ile karşılaştırmaları yapılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit malzemeler, farklı özelliklere sahip iki veya daha fazla bileşenin makro ölçekte birleştirilmesiyle oluşur ve bu birleşim sırasında her bileşen kendi özgün özelliklerini korur. Bu tanım, kompozit malzemelerin bileşenlerinin birbirleriyle karışmadığını ve çözünmediğini belirtir (Rosato, 1997). Dental sektöre, 1962 yılında Dr. Rafael Bowen tarafından tanıtılan kompozit rezinler, mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanma özelliğine sahip olup, o tarihten günümüze kadar önemli ilerlemeler kaydetmiştir (Dayangaç, 2000).

2.2. Kompozit Rezinlerin Tarihsel Gelişimi

Günümüze kadar farklı restoratif materyaller denenmiş ve gelişen teknolojiyle 20. Yüzyılda bu alanda gelişim en yüksek seviyeye ulaşmıştır. Amalgam restorasyonların yaklaşık 150 yıldır kullanılıyor olmasına rağmen, içerdiği cıva, estetik açıdan yetersiz olması ve geleneksel kavite preparasyonu sırasında fazla diş dokusunun kaldırılmasını gerektirmesi gibi nedenlerle günümüzde kullanımı azalmıştır (Schmalz ve ark., 2009).

Estetik diş hekimliği, ilk olarak silikat simanların kullanımıyla ağzın ön kısmıyla sınırlıydı ve bunu 1950'lerin başında, Alman araştırmacılar tarafından icat edilen bir amin-peroksit reaksiyonu ile kürlenmesiyle gerçekleştirildiği MMA sıvı monomer ile karıştırılmış önceden polimerize edilmiş bir PMMA tozundan oluşan polimetilmetakrilat rezin izledi (Söderholm & Mariotti, 1999). Bu malzemeler, yüksek düzeyde polimerizasyon büzülmesi nedeniyle marjinal lekelenme ve renk değişikliği, diş adezyon eksikliği ve dişle karşılaştırıldığında termal genleşme katsayısında büyük bir uyumsuzluk

ve MMA'nın toksisitesi nedeniyle pulpal reaksiyonlar gibi çeşitli dezavantajları vardı (Gilmore, 1970). Buna ek olarak, materyal doğası gereği zayıftı ve bu da endikasyonlarını sınırlıyordu (Gilmore, 1970). Termal genleşme katsayısını düşürmek ve büzülme ve su emilimini azaltmak için tozla birlikte inorganik dolgu maddeleri eklemek için sınırlı girişimlerde bulunuldu (Dayangaç, 2000).

Estetik alanında 20. yüzyılın ikinci yarısında, restoratif diş hekimliğini köklü şekilde etkileyen gelişmeler ortaya çıkmıştır. Michael G. Buonocore, mine ve dentin yüzeylerini asit uygulayarak pürüzlendirme yöntemini geliştirmiş ve bu sayede restoratif malzemelerin yüzeylere adezyonunun arttığını göstermiştir. Bu keşif, adeziv diş hekimliğinin temelini oluşturmuştur (Buonocore, 1955).

İkinci önemli gelişme Rafael Lee Bowen'ın 1962 yılında Bis-GMA'yı silika parçacıklarıyla güçlendirerek polimerik restoratif bir materyal geliştirmesi, doldurucusuz akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini iyileştirme alanında önemli bir dönüm noktası olmuştur (García ve ark., 2006).

2.3. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler temel yapısında 3 fazdan oluşmaktadır (Chen ve ark., 2011):

- 1.organik polimer matriks (taşıyıcı yapı),
- 2.bağlayıcı ajanlar (silan katmanı) ve
- 3.inorganik doldurucular (dağılan yapı).

2.3.1. Organik Matriks

Rezin, kompozit içinde aktif kimyasal bileşen olarak rol oynar. Monomerlerin birleşerek polimer oluşturması işlemine polimerizasyon adı verilir (Peutzfeldt, 1997). Diş hekimliğinde tercih edilen monomerler genellikle sıvı formdadır ve polimerizasyon sırasında katı hale gelirler. Monomerin polimere dönüşüm oranı ise dönüşüm derecesi olarak tanımlanır (Peutzfeldt, 1997).

Organik matriksi monomerler/komonomerler, inhibitörler, aktivatörler ve ultraviyole (UV) stabilizatörler oluştururlar (Ferracane, 2001).

2.3.1.1. Monomerler

Diş hekimliğinde başlangıçta organik matriks olarak metil metakrilat yapısında monomerler kullanılmıştır. Metil metakrilat, yapısında bulunan karbon-karbon(C-C) çift bağları aracılığıyla ekleme (adisyon) mekanizmasıyla polimerleşme reaksiyonuna girer ve poli-metil metakrilat oluşur (Ahamad Said ve ark., 2022). 1930'ların sonlarında poli(metil metakrilat), protez kaide malzemesi olarak kullanılmaya başlanmış (Paffenbarger & NW, 1974), birkaç yıl sonra ise indirekt dolgu materyali olarak da benimsenmiştir (Tylman & Peyton, 1946). Metil metakrilatın oda sıcaklığında polimerleşmesini mümkün kılan benzoil peroksit-tersiyer amin redoks başlatıcı ve hızlandırıcı sistemi, İkinci Dünya Savaşı sırasında Almanya'da geliştirilen direkt dolgu rezinlerinin temelini oluşturmuştur (Czapp ve ark., 1941; Schnebel, 1940).

O dönemde "estetik" kabul edilen tek direkt dolgu malzemesi silikat siman, asidik bozunmaya karşı hassasiyet gösterdiğinden, ağız içinde ortalama 4-5 yıl gibi kısa bir ömre sahipti. Bu nedenle yeni geliştirilen metil metakrilat rezinlerden yüksek performans bekleniyordu (Bowen ve ark., 1968; Henschrl, 1949). Ancak, bu beklentiler karşılanamadı; metil metakrilat rezinler, polimerizasyon sırasında büzülme, yüksek

termal genleşme katsayısı, renk bozulması, pulpa hasarı ve yüksek oranda sekonder çürük oluşumu gibi ciddi dezavantajlarla ilişkilendirildi (Paffenbarger ve ark., 1953).

Bu dezavantajlarından dolayı 1962 yılında tanıtılan. Bis-GMA (512 g/mol) yüksek molekül ağırlığından dolayı yüksek viskoziteye sahiptir ve polimerize olunca iyi dayanıklılık, düşük su Emilimi ve sert bir materyal özellikleri sergiler (Peutzfeldt, 1997).

Bis-GMA'nın yüksek viskozite, yüksek polimerizasyon büzülmesi ve Bisfenol A içermesine bağlı toksik özellikleri gibi dezavantajları vardır. Bu dezavantajlarını aşmak için UDMA monomeri geliştirilmiştir. UDMA, polimer matriksine eklenerek monomer dönüşüm oranını yükseltmek ve kompozitin renk değişimine karşı daha dayanıklı olmasını sağlamak amacıyla kullanılmıştır. UDMA (470 g/mol) molekül ağırlığı BisGMA dan düşüktür. Bis-GMA ya göre daha düşük viskoziteye sahiptir ve işlenebilirliği daha kolaydır. Düşük su Emilimi, yüksek bükülme dayanımı, yüksek dayanıklılık ve daha iyi adezyon gösterir (Gajewski ve ark., 2012).

Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA, 286 g/mol) ise en düşük viskoziteye sahip monomerdir. Akışkanlığı artırıp işlenebilirliği artırabilir, estetik özelliklere katkı sağlayabilir. BisGMA ve UDMA molekülleri, TEGDMA ile seyreltilerek klinik uygulamalar daha kolay hale gelir ve polimerizasyon sırasında yapının hareketliliği artırılarak polimer dönüşümünün artması sağlanır. TEGDMA'nın dezavantajları yüksek oranda polimerizasyon büzülmesi, potansiyel toksisite ve yüksek su Emilimidir (Hatipoğlu ve ark., 2022).

Kompozit rezinlerdeki en büyük problemlerden biri polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı gelişen mikrosızıntı, dolguda ayrılma, sekonder çürükler gibi klinik problemlerdir. Bunları azaltmak için farklı monomer sistemleri de denenmiştir. Düşük büzülme metakrilat monomerler, polimerizasyon sırasında oluşan hacim küçülmesini

minimize etmek amacıyla geliştirilmiştir. Bu tür monomerlerin bazı örnekleri arasında dimer asit türevleri, DuPont şirketi tarafından geliştirilen özel monomerler ve FIT-852 (UDMA türevi monomer) bulunmaktadır (Yamasaki ve ark., 2013).

2.3.1.2. *Inhibitörler*

Kompozit rezinlerin ısı, ışık ve kimyasal etkilere maruz kaldıklarında erken dönemde kendi kendine polimerizasyonunu önlemek ve kullanım ömrünü artırmak amacıyla, organik matriks yapısında inhibitörler kullanılmaktadır. Sıklıkla kullanılan 2,4,6-tertiyerbütil fenol ve 4-metoksifenol molekülleridir. %0,1 ya da daha az oranda eklenmektedir (García ve ark., 2006).

2.3.1.3. *Polimerizasyon başlatıcılar (initiatör/akseleratör)*

Matriks sisteminin polimerize olması için dimetakrilat monomer molekülünün aktivatör ile çapraz bağlanma reaksiyonuna girerek karbon-karbon çift bağlarının ($C=C$) kırılması gerekir. Bunlar daha sonra karbon-karbon tek bağlarına ($C-C$) dönüşür ve bir polimer oluşturur (Barszczewska-Rybarek, 2019).

Otopolimerizan kompozit rezinlerde, polimerizasyon [N,N-Bis(2hidroksietil)-p-toludin] gibi aromatik tersiyer aminler tarafından başlatılır ve hızlandırılır. Görünen ışıkla sertleşen kompozitlerde, 450-500 nanometre(nm) dalga boyundaki ışığı emerek aktifleşen polimerizasyon başlatıcılar kullanılmaktadır. Bunun için en çok tercih edilen kamferokinondur (Charbeneau, 1988). Işığın etkisiyle aktif hale gelen kamferokinon, aminler ile reaksiyona girerek serbest radikallerin oluşumunu sağlar (Willems ve ark., 1993).

2.3.1.4. Ultraviyole Stabilizatörler

Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerde, reaksiyon sonrası oluşan artık ürünler UV ışığa maruz kaldığında parçalanarak amin renklenmesi denilen kahverengi bir renklenmeye yol açabilir. Bu durumun önüne geçmek için, kompozitin renk stabilitesini korumak ve UV ışığın amin bileşenler üzerindeki olumsuz etkilerini engellemek amacıyla, kompozitlerin organik matriksine 350 nm altındaki dalga boylarını emebilen 2-hidroksi-4-metoksibenzofenon gibi ultraviyole stabilizatörler eklenir (Restorasyonlar, 2011).

2.3.1.5. Pigmentler ve Diğer Bileşenler

Kompozit rezinlerin en büyük avantajlarından biri estetik özelliklerinin de bulunmasıdır. Renk seçimi yapılabilir ve doğal dişin tonları yakalanabilir. Farklı renklerin oluşturulabilmesi için kompozit rezinlerin organik matriks yapısı renk pigmentleri içermektedir. Bu amaçla en çok tercih edilen pigment demir oksittir ve restorasyona sarı, kırmızı, kahverengi tonlarını verir (Craig, 1980). Bunun haricinde titanyum dioksit opaklaştırıcı ve beyaz renk için, alüminyum oksit matlık ve dayanıklılık için, krom oksit yeşil ton, kobalt oksit mavi renk tonları, seramik pigmentler ise doğal dişlerdeki translusensliği sağlamak için eklenebilir (Sherwood, 2010).

2.3.2. İnorganik Matriks

Kompozit rezinin polimerize olan organik matriksin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar; başta polimerizasyon büzülmesi, düşük mekanik dayanım, yüzey aşınmasının fazla olması, renk strabilitesinin düşük olması vb. durumlardır. Bunları azaltmak için yapıya inorganik maddeler eklenmiştir. Böylece kompozitin dayanıklılığını artırıp raf ömrünü de uzatılması amaçlanmıştır (Dayangaç, 2000).

Doldurucular, kompozit rezinlerin ana bileşenlerindendir ve bu materyallerin ağırlığının %50 ila %80'ini oluşturur. Dental kompozitlerde kullanılan inorganik maddeler, mekanik dayanımı artırmak, polimerizasyon büzülmesini azaltmak, estetik özellikleri iyileştirmek ve radyo opaklık sağlamak amacıyla eklenen alüminyum ve lityum silikat, kuvars, baryum camı, stronsiyum camı, hidroksiapatit, zirkonyum dioksit ve titanyum dioksit gibi dolduruculardır (Craig & Powers, 2002).

Çiğneme sırasında oluşan kuvvetlere karşı direnci artırmak amacıyla, kompozit rezinlerin organik matriksine farklı yapı, boyut, şekil ve içerikte doldurucu partiküller eklenmiştir. Doldurucu maddelerin boyutları kompozit rezinlerin sınıflandırılmasında önemlidir ve genellikle 0,1-100 mikrometre (μm) boyutlarındadır (Dayangaç, 2000).

İnorganik dolgu partiküllerinin boyutunun küçültülmesi, kompozit materyallerin su emilimi ve termal genleşme özelliklerini azaltırken, aşınma direncini anlamlı düzeyde artırmaktadır. Özellikle düşük çaplı partiküller, yüzeyin daha etkili bir şekilde cilalanmasına olanak tanır ve bu cilalı yüzeyin uzun süre korunmasını sağlayarak materyalin yüzeysel bozulmalara karşı direncini artırır (Ritter, 2017). Bununla birlikte, küçük partikül boyutu; mine-dolgu ara yüzeyinde marjinal sızıntının, renk değişimlerinin, mikrofissür oluşumunun ve bakteriyel penetrasyonun azalmasına katkı sağlamakta, dolayısıyla postoperatif hassasiyet riskini de düşürmektedir. İnorganik doldurucuların miktarı, türü ve boyutu, kompozitin türü ile klinikte hangi amaçla kullanılacağı hakkında bilgi sağlar (Ferracane, 2011).

2.3.3. Ara Bağlayıcılar

Kompozit rezinlerde, organik rezin matriks ile inorganik doldurucular arasındaki adeziv bağ, materyalin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi ve kimyasal yapının

sürekliliğinin korunması için kritik bir öneme sahiptir. Bu etkileşimin sağlanması için silan kullanılır (Yoshida ve ark., 2002).

Silan moleköl yapısı olarak iki farklı uca sahiptir. Silan bağlayıcı ajanlar, çift fonksiyonlu yapıları sayesinde bir uçlarıyla hidroksil grupları aracılığıyla inorganik doldurucu partiküllere, diğer uçlarıyla ise metakrilat grupları yoluyla karbon çift bağları oluşturarak rezin matrikse bağlanır ve birleştirici bir rol üstlenir. Bu heterojenik yapı silan sayesinde dayanıklı bir yapı oluşturur, rezin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (Dayangaç, 2000).

2.4. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

İlk sınıflandırma sistemi Lutz ve Phillips (Lutz & Phillips, 1983) tarafından tanıtılmış olup, doldurucu partiküllerin ortalama boyutuna, üretim tekniklerine ve doldurucu partiküllerin kimyasal bileşimine dayanıyordu. Devam eden yıllarda başka sınıflandırmalar yapılmıştır (Lang ve ark., 1992) (**Tablo 2.1**).

Tablo 2.1: İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelere Göre Kompozit Rezinler Sınıflandırılması

İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelere Göre Kompozit Rezinler		
Kompozit Rezin	Partikül Boyutu(μm)	Partikül Yüzdesi (% ağırlık)
Megafil	50-100 μm	Değişken
Makrofil	10-100 μm	%70-80
Midifil	1-10 μm	%70-80
Minifil	0.1-1 μm	%75-85
Mikrofil	0.01-0.1 μm	%35-60
Hibrit	0.04-1 μm	%75-80
Nanofil	0.005-0.01 μm	%72-87
Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler		
Kondense edilebilen kompozit rezinler		
Akışkan kompozit rezinler		
Polimerizasyon Yöntemine Göre Kompozit Rezinler		
Kendi kendine kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler		
Işık aktivasyonu ile polimerize olan kompozit rezinler		
Kimyasal yolla ve ışık aktivasyonu ile polimerize olan kompozit rezinler		
Matriks Tipine Göre Kompozit Rezinler		
Metakrilat bazlı kompozit rezinler		
Ormocer bazlı kompozit rezinler		
Kompomer bazlı kompozit rezinler		
Siloran bazlı kompozit rezinler		

2.4.1. Kompozit Resinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflandırması

Kompozit rezine eklenen inorganik partiküllerin boyutlarına göre yapılan sınıflandırmadır. Kompozit resinler için kesin tek bir sınıflama ne yazık ki yoktur. Partikül boyutuna göre ilk sınıflayan Lutz ve Philips'tir (Dayangaç, 2000).

2.4.1.1. *Megafil Kompozit Resinler*

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla eklenmiştir. 50-100 µm değişen oranlarda konulmuştur. İnsert adı da verilen bu partiküllerde polimerizasyon büzülmesi çok azalmamış ve kompozit resinin fiziksel dayanımında yetersiz olmuştur (Dayangaç, 2000; Tanı ve ark., 1993).

2.4.1.2. *Makrofil Kompozit Resinler*

Kompozit resinin ilk eklenen inorganik doldurucu denemelerinde üretilmiştir. Ağırılıkça %70-80 oranında organik matrikse eklenmiştir. İnorganik partikül büyüklüğü 10-100 µm arasındadır ve yapı olarak kuartz partikülleridir. Boyutu büyük ve sert olduğu için polisaj işlemleri zordur. Bitirme işlemi sonucu kopan parçalar büyüktür ve kompozitte plak retansiyonu oluşturarak renklenmeye sebep olur (Dayangaç, 2000; Gladwin & Bagby, 2000).

2.4.1.3. *Midifil Kompozit Resinler*

İnorganik doldurucu partiküllerin boyutu 1-10 µm arasında değişmektedir. Makrofil kompozitler ile geleneksel kompozitler sınıfına girmektedir. Bu kompozit resinler makrofil kompozitlere göre daha iyi cilalanabilirlik ve yüzey özellikleri göstermektedir. Ancak yine aynı dezavantajlar nedeniyle günümüzde kullanımı yoktur (García ve ark., 2006).

2.4.1.4. Minifil Kompozit Resinler

Partikül boyutu (0.1-1 μm) önceki kompozitlere göre küçük olmasına karşı miktarı artırılmıştır. İnorganik doldurucular kuartz yerine stronsiyum ve baryum metallerini içerir. Böylece kompozit rezinin hem aşınma dayanımı artırılmış hem de radyoopasite kazandırılmıştır. Doldurucu boyutunun küçük olması sayesinde daha homojen dağılım göstermiştir. Böylece yüzey ve estetik özellikler iyileştirilmiştir. Ancak çığneme kuvvetlerine karşı dayanımı düşüktür (Sturdevant CM, 1995).

2.4.1.5. Mikrofil Kompozit Resinler

Bu kompozitler dental restorasyonlarda kullanılan, partikül boyutları son derece küçük olan (yaklaşık 0,01-0,1 μm) dolgu materyalleridir (Önal, 2001b). Partikül boyutu çok küçük olduğundan yüzey pürüzsüzlüğü ve buna bağlı olarak da estetik daha iyidir. Mekanik dayanımı düşük olduğu için posterior dişler gibi oklüzal kuvvetlerin yoğun olduğu yerlerde kullanımı önerilmez (McCabe & Walls, 2013).

2.4.1.6. Hibrit Kompozit Resinler

Birden fazla türdeki dolgu partikülünün organik resin matriksinde birleştirilmesiyle oluşturulan kompozit malzemelerdir. Geleneksel kompozitler ve mikrofil kompozitlerin kombinasyonu olarak geliştirilmiştir. Bu malzemeler, yüksek mekanik dayanıklılık, estetik görünüm ve dayanıklılık özelliklerini optimize etmek amacıyla geliştirilmiştir. Partikül boyutları 0.04-1 μm arasındadır. Hem mikro hem makro moleküller içerdiği için estetik ve dayanıklılık açısından anterior ve posterior bölge restorasyonlarda tercih edilmektedir (Dayangaç, 2000).

2.4.1.7. Nanofil Kompozit Rezinler

Nanoteknoloji, bir materyalin nanoboyutta sağlayabildiği en iyi performansı göstermesiyle ilgilenir (Moszner & Klapdohr, 2004). Dental alanda bu amaçla daha küçük partikül boyutlarındaki doldurucularla daha yüksek performans hedeflenmiştir. Günümüzdeki Nanofil kompozitlerdeki doldurucu boyutu 0,005-0,020 μm 'ye kadar düşürülmüştür (Sherwood, 2010). Boyutlar küçüldükçe daha yüksek miktarda doldurucu eklenebilmiştir. Doldurucular görünür ışık dalga boyundan (0,02-2 μm) daha küçük olduğu için, absorpsiyon veya saçılmaya uğramazlar. Bu sebeple estetik bölgede kullanımı tavsiye edilmiştir. Her ne kadar cilalanma ve yüzey özellikleri çok iyi olsa da mekanik kuvvetlere yeterli dayanım gösteremediği için arka bölgede tercih edilmemektedir (Dayangaç, 2000).

2.4.2. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

2.4.2.1. Kondense Edilebilen Kompozit Rezinler

Bir dolgu malzemesinin ideal özelliklerinden biri de kolay uygulanabilir olmasıdır. Bu tip kompozit rezinlerin yapısı yüksek oranda inorganik doldurucu içermektedir. Daha yoğun olması sebebiyle el ile işlenebilirliği daha kolaydır. Kaviteye kompozit uygulanırken basınç altında alete yapışmaması istenir (Leinfelder ve ark., 1999; Loguercio ve ark., 2001).

Bu tip kompozitler, yüksek dolgu içeriği sayesinde de fiziksel olarak dayanıklılık gösterir, oklüzal kuvvetlere karşı dayanımı iyidir. İçeriği ve partikül boyutları hibrit kompozit rezinlerden farklı olabilir. Daha büyük partikül boyutundan dolayı polisaj işlemleri hibrit kompozit rezinlere göre kötüdür (Leinfelder, 1995). Fiziksel ve mekanik davranışları gümüş amalgama benzer, hibrit kompozitlerden daha iyidir. Başlıca

endikasyon alanları sınıf 2 kavitelere dir. Sınıf 2 kavitelere de kontakt sağlanırken matriks bandı ile komşu dişe yaklaştırm a esnasında yeterli uzama gösterir buna ‘plastite’ denir (Brackett & Covey, 2000).

2.4.2.2. Akışkan Kompozit Rezinler

Kondense edilebilen geleneksel kompozitler her ne kadar kullanım kolaylığı olsa da kavite içerisinde ulaşılması zor gözenekler için yetersiz olabilir. Bu yüzden daha akıcı kıvamda dolgu materyalleri arayışına girilmiştir (Murchison ve ark., 1999). 1996 yıllarının sonlarında bu alanda çalışmalar yapılmış ve akışkan kompozitler geliştirilmiştir (García ve ark., 2006). Akışkan kompozitler, inorganik içeriği %37-%53 (hacim) arasında azaltılmış kompozitlerdir. Akışkan kompozitler, geleneksel kompozitlere kıyasla daha düşük viskozite özellikleri gösterir. Düzensizliklere kolayca nüfus etmesi, esneklik kabiliyeti, radyo opasite avantajları arasındadır (Hara ve ark., 2001). Dezavantajları ise düşük doldurucu içeriği nedeniyle yüksek polimerizasyon büzülmesi, kuvvetin geldiği oklüzal basınç alanlarında kırılma riskleri sayılabilir. Bu nedenlerle kullanım alanları sınırlıdır (Payne, 1999).

2.4.3. Polimerizasyon Yöntemine Göre Kompozit Rezinler

2.4.3.1. Kimyasal Yöntemle Polimerize Olan Kompozit Rezinler (Otopolimerizan)

Otopolimerizan kompozitler iki farklı kimyasal türe sahip patın (katalizör ve aktivatör) karıştırılmasıyla hazır hale gelir. Katalizör genellikle benzoil peroksit ve diğ erinde ise aktivatör olarak organik amin bulunur (Dayangaç, 2000). Reaksiyon ekzotermiktir ve sertleşme ortam sıcaklığında gerçekleşir. Karıştırıldıktan sonra polimerizasyon merkezden başlar. Bu kompozit rezinlerin dezavantajı homojen

karışamaması, amin renklenmesi ve kompozit rezinin sertleşmesinin kontrol edilememesidir (Rawls & Esquivel-Upshaw, 2003).

2.4.3.2. Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Kimyasal yönteme alternatif olarak üretilen tek pat sistemidir. 1972 yılında ilk defa kullanılmaya başlayan bu polimerizasyonu için sistem başta UV ışınlarını kullanmıştır. UV ışınlarının hekim ve hastaya verdiği zararlar anlaşılabilir olarak görünür ışığa geçilmiştir (Craig & Powers, 2002). Polimerizasyon başlaması için kompozitlerdeki aktif maddeyi (kamferokinon vb.) harekete geçerek ışığın belli dalga boylarında (450-500 nm) arasında olması gerekir (Bektaş ve ark., 2006). Işınlamanın hekimin kontrolünde olması, karıştırma kolaylığı ve malzemenin homojenitesi bu yöntemin avantajlarındandır. Bu yöntemle polimerizasyon ışının kaynağına doğru olmaktadır. Görünür ışığın yanında plazma ark, argon lazer halojen, diyot lazer ve light emitting diode (LED) ışık kaynağı olarak kullanılmaktadır (Knezevic ve ark., 2007).

2.4.3.3. Kimyasal ve Işık Aktivasyonu ile Polimerize Olan Kompozit Reziner

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan iki pat halinde karıştırılan kompozitlerdir. Patlar karıştırıldıktan sonra belli bir süre uygulama imkânı tanır devamında ışık kullanılarak polimerizasyon sağlanır. Işığın gelmediği bölgelerde ise 8-24 saat arasında polimerizasyon tamamlanır (Craig, 1980). Bu tip kompozitler akışkan kıvamda olduğu için genellikle yapıştırma amaçlı restorasyonlarda kullanılır. Özellikle post yapımı, endokron vb. ışığın gelmesi şüpheli uygulamalarda kullanımı tavsiye edilmektedir (Gladwin & Bagby, 2000).

2.4.4. Kompozit Resin Yapısında Yenilikler ve Güncel Gelişmeler

Kompozitlerde genelde metakrilat türevi rezinler kullanılsa da zamanla farklı içerikler de denenmiştir. Bunun dışında farklı ihtiyaçlara göre kompozitlere eklemeler yapılmıştır.

2.4.4.1. Ormoser Esaslı Kompozit Resinler

Kompozit rezinlerdeki gelişmeler, başlangıçta inorganik doldurucularla ilgili yapılmıştır. Sonrasında rezin sisteminde de gelişmeler görülmüştür. Ormoser (Organically Modified Ceramics) malzemesi, 1990ların başlarında geliştirilmiştir. “Ormoser” terimi, yapısında yer alan bileşenlerin karakterini yansıtan “organik”, “modifikasyon” ve “seramik” sözcüklerinin ilk hecelerinden türetilmiştir. Bu adlandırma, materyalin hibrit yapısını ifade etmeyi amaçlamaktadır (Schmidt & Wolter, 1990).

Ormoser'lerin geliştirilmesindeki temel hedef, geleneksel seramik ve polimer malzemelerin kısıtlarını ortadan kaldırarak, her iki malzemenin güçlü yönlerini bir arada sunan yenilikçi bir hibrit materyal oluşturmaktır. Geleneksel dimetakrilat bazlı kompozit rezinlerin bazı dezavantajlarını nedeniyle tamamen organik olarak modifiye edilmiş seramikler (or-mo-ser) geliştirilmiştir. Bu kompozitin sentezi, özel değiştirilmiş grupların kullanılmasıyla geliştirilmiştir; bu gruplar yalnızca bir polimerize edilebilir çift bağ ve alkoks grubu içerir (Haas & Wolter, 1999).

Bu malzeme, geleneksel kompozitlerden farklı olarak, silisyum dioksit (SiO_2) içeren bir iskeletin üzerine yerleştirilen organik yapıların polimerleşmesiyle oluşur (Moszner & Salz, 2001). Kompozitlerde kullanılan seramik polisiloksan, organik dimetakrilat monomer matriksine kıyasla daha düşük büzülme özelliği gösterir. Ormoser'in polisiloksan zincirlerine eklenen polimerize edilebilir yan zincirler, ışınlama

sırasında reaksiyona girerek sertleşme matriksini oluşturur. Bu inorganik moleküllerin, Bis-GMA'ya kıyasla daha uzun yapıda olması, malzemenin daha düşük hacimsel büzülme özelliğini açıklayabilir. Diğer avantajları arasında alerjik reaksiyonun az, biyouyumlu, mine ve dentine adezyonunun iyi olması sayılabilir (J Manhart ve ark., 2000).

2.4.4.2. İyon Salabilen Kompozit Reziner (Smart ve Anti bakteriyel Kompozitler)

Kompozit rezinlerin ağız ortamında bakteri plağı maruziyetine kalması nedeniyle çürük riski vardır. Bu sebeple kompozitten iyon salabilen ve antibakteriyel özellikte olan materyallerde eklenilmiştir. Bunlardan bazıları florür, hidroksil ve kalsiyum gibi fonksiyonel iyonlardır (Beyth ve ark., 2006). Gümüş ve çinko gibi metallerde eklenerek antibakteriyel etkilerinden yararlanılmak istenmiştir (Kasraei ve ark., 2014). Florür salabilen ve tekrar şarj edilebilen cam partikülleri, az sayıda kompozit rezin materyalinde bulunmaktadır. Ancak bu materyallerin saldıgı florür miktarı, cam iyonomerler, kompomerler ve rezin modifiye cam iyonomerlere kıyasla oldukça düşüktür. Bu maddeler komşu dişi de demineralizasyondan korumaktadır (Craig & Powers, 2002).

2.4.4.3. Giomerler

Giomerler hibrit bir dolgu materyali olarak üretilmiştir. Cam iyonomer simanların avantajları ile poli asit modifiye kompozit rezinlerin (Kompomer) mekanik özellikleri birleştirilmek istenmiştir. Giomerler, flor salınımı sağlayan ve estetik beklentilere uygun restorasyonlar yapılabilmesine olanak tanıyan bir malzeme türüdür (McClean, 1994). Giomer önceden reaksiyona girmiş cam doldurucuları içerir. Bu doldurucular, florid içeren cam ile poliakrilik asit arasında suyun varlığında gerçekleşen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan silika içeren bir hidrojel tabakasıyla elde edilir (Itota ve ark., 2004). Bu

yapı florid salma özelliğine sahiptir ve az da olsa yeniden florid şarj özelliği vardır. Bu özellikler sayesinde sekonder çürük riski ve post-operatif hassasiyet azalmaktadır (Gordan ve ark., 2007).

2.4.4.4. Dupont (DX-511) Monomer

Genel olarak, daha kısa zincirli ve düşük moleküler ağırlığa sahip monomerler, uzun zincirli monomerlere kıyasla daha fazla polimerizasyon büzülmesi ve daha düşük fiziksel özellikler sergiler. Yüksek molekül ağırlıklı monomerler, çift bağ içeren C=C gruplarının az olması nedeniyle polimerizasyon büzülmesini azaltır. Ancak, monomer zinciri aşırı uzun olduğunda reaktivite düşebilir.

Bu sorunu çözmek amacıyla, Dupont tarafından geliştirilen, rezin matriksinde DX-511 (Kalore, GC, America) molekülünü kullanılmış yeni monomerde esnek kollar eklenmiş ve böylece reaktivite artırılmıştır. Bu monomerin moleküler ağırlığı 895 g/mol olup, Bis-GMA (512 g/mol) veya UDMA'nın (470g/mol) yaklaşık iki katıdır (Pratap ve ark., 2019). UDMA esaslı olan DX-511 monomeri polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve mekanik özellikleri artırmak amacıyla üretilmiştir. DX-511'in moleküler yapısı uzun bir rijit çekirdek ve esnek reaksiyon kollarını içerir (Kalore GC, 2015). Rijit merkezi yapısı sayesinde polimerizasyon büzülmesini düşürür. Esnek molekül yapısı ile de monomer katlanabilir ve daha küçük hale gelebilir (Ferracane, 2011).

Üretici, bu sistemin %1,72'lik bir hacimsel büzülme değeri sunduğunu ve büzülme geriliminin mevcut tüm kompozit sistemleri arasında en düşük seviyede olduğunu bildirmiştir. Bu monomeri içeren kompozitin ayrıca aşınma direnci yüksek, cilalanabilirliği de iyidir. Düşük büzülmeli bu kompozit rezin sistemi, tüm anterior ve

posterior restoratif uygulamalar (Sınıf I, II, III, IV, V ve direkt veneerler) için klinik olarak önerilmektedir (Kalore GC, 2015).

2.4.4.5. Bulk-Fill Kompozit Rezinler

Zaman kazandıran restoratif materyallere olan talep, özellikle posterior uygulamalar için sürekli olarak artmaktadır. Son yıllarda, rezin bazlı kompozit (RBC) malzemelerinin yeni bir kategorisi olan bulk-fill RBC'ler piyasaya sunulmuştur (Ilie ve ark., 2013).

Bulk-fill kompozit rezinler, nanohibrit türevindedir. Bu malzemeler, tek seferde 4 ila 5 mm kalınlığa kadar uygulanabilmektedir. Böylece diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan inkremental tekniğinin neden olduğu tabakalar arası boşluk riskini de azaltmayı hedefler. Bu teknik polimerizasyon sonrası oluşan artık monomer miktarını da azaltarak sitotoksisiteyi düşürmekte, daha iyi bir polimerizasyon oluşturmakta ve materyalin fiziksel özelliğinin iyileşmesine katkıda bulunmaktadır. Bulk-fill kompozit rezin, ayrıca sınırlı uyum yeteneğine sahip hastalar için de uygun restoratif malzemelerdir. Ek olarak, bu materyallerin yapısının kavite duvarlarına daha iyi uyum sağlayacak şekilde değiştiği belirtilmiştir (Benetti ve ark., 2015).

İçeriğinde genelde; proakrilat baryum cam iterbiyum triflorid, karmaoksit, , zirkonyum/silika partikülleri bulunmaktadır. Bulk-fill kompozitlerin 4-6 mm kalınlıkta uygulanabilmesi, bu materyallerin foto-başlatıcı sistemlerinin geliştirilmesi ve translusensi özelliklerinin arttırılmasıyla yorumlanmaktadır (Lazarchik ve ark., 2007).

Bulk-fill kompozitler kendi içinde yoğunluğuna göre de ikiye ayrılmaktadır. Düşük viskoziteli bulk-fill kompozitlerin doldurucu içeriği düşük olduğu için oklüzal aşınmaya karşı direnci düşüktür ve geleneksel bir kompozit ile örtülmesi önerilir. Daha

yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler geleneksel kompozit gibi kullanılabilir (Chesterman ve ark., 2017).

2.4.4.6. Bukalemun Etkisi Gösteren Universal Tek Renk Kompozit Rezinler

Günümüzde dental tedavilerde fonksiyon sağlanırken gelişen teknoloji ile birlikte estetik ihtiyaçlarında giderilmesi için farklı renk çeşitliliğinde kompozit üretimine önem verilmiştir. Ön dişlerde estetiğin sağlanması amacıyla mine ve dentinin farklı kontrast ve translusensliği taklit edecek kompozit renkleri üretilmiştir. Bunların doğru kullanımı için de hekim hassasiyeti gerekmektedir (Lucena ve ark., 2021).

Estetik restorasyonlarda diş dokusunun farklı tabakalarını doğal optik özelliklerini taklit edebilmek için farklı özellikteki kompozitler tabakalama tekniği ile kullanılmaktadır (Tsubone ve ark., 2012) . Tedavi süresini kısaltmak ve işlem basamakları arasındaki riskleri azaltmak için renk seçeneklerini azaltan ‘bukalemun etkisi ‘ adı verilen kompozitler geliştirilmiştir. Bunlar restorasyon yapılan diş dokusunun optik karakteristiğini taklit eden kompozit rezinlerdir.

Bukalemun kompozitlerin etki mekanizması basit olarak, akıllı kromatik yapıya sahiptir ve ışık dağıtıcı partiküller aracılığıyla çevredeki diş dokusunun rengini kısmen "yansıtma" veya "soğurma" yoluyla uyum sağlar. Bu özellik, restorasyonun fark edilme olasılığını azaltarak daha doğal ve estetik bir görünüm elde edilmesini mümkün kılar (Paravina ve ark., 2006).

2.4.4.7. Nanoseramik Kompozit Rezinler

Nanoseramik dolgu, diş hekimliğinde kullanılan, seramik partiküller ile güçlendirilmiş, nano ölçekteki dolgu materyalleridir. Bu tür dolgular, hem seramik hem de kompozit materyallerin avantajlarını bir araya getirerek dayanıklılık, estetik ve fiziksel

yapı açısından üstün özellikler sunar. Bu teknoloji ile doldurucu partiküller küçültülüp daha fazla inorganik doldurucu eklenmiştir. Bu sayede organik rezine bağlı büzülme azaltılmış, aşınma direnci ve malzemenin mekanik dayanımı artırılmıştır. Malzemenin korozyon direncinin yüksek olması uzun ömürlü olmasına katkı sağlar (Mitra ve ark., 2003).

2.4.4.8. Siloranlar

Siloran, **silikon** ve **oksiran** (epoksi) moleküllerinin birleşiminden türetilmiş bir malzemedir. Geleneksel metakrilat bazlı kompozitlerden farklı bir kimyasal yapıya sahiptir. Siloksan kompozitte destek yapı olarak görev görür hidrofobik olduğu için su emilimi azaltır böylece kompozitin mekanik özellikleri artırır. Siloran kompozitin polimerizasyon büzülmesi metakrilat içerikli kompozit rezinlerden daha azdır (Weinmann ve ark., 2005). Mikrosızıntı ve sekonder çürüklere karşı dayanıklı bir malzemedir. Bükülme dayanımı ve kırılma dayanımı yüksektir. Ancak renk değişimi görüldüğünden ve translusensi özellikleri yetersiz olduğundan posterior bölgede kullanımı önerilir (Lien & Vandewalle, 2010).

2.4.4.9. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Diş hekimliğinde kullanılan, mekanik dayanıklılığı artırılmış kompozit dolgu materyalleridir. Polimer matriksine genellikle cam ve karbon fiber eklenerek kompozit yapı güçlendirilir. Fiberler malzemeye esneklik ve dayanıklılık sağlar. Dişe gelebilecek kuvvetleri absorbe eder Fiberin fiziksel olarak uzanımı sayesinde dolguda oluşabilecek çatlakların oluşumu veya ilerlemesi engellenir (Garoushi ve ark., 2012). Dolgu haricinde sabit protezlerde, madde kaybı fazla endodontik tedavi görmüş dişlerde de kullanılmaktadır (Duncan ve ark., 2000).

2.4.4.10. Grafen doldurucu içeren kompozit rezinler

Grafen, karbon atomunun altıgen kristal kafes içinde düzenlenmesiyle oluşur, sert düzlemsel nano yapısı nedeniyle nanoteknoloji alanında benzersiz bir malzeme olarak ortaya çıkmıştır (X. Huang ve ark., 2011). Grafen, yüksek kırılma ve mekanik mukavemet, geniş yüzey alanı, esneklik gibi avantajlara sahiptir ve ayrıca biyouyumluluk ve sitotoksik olmadığı düşünülmektedir. Bu yapı kompozit rezinlere de eklenmiştir (Kang ve ark., 2012).

2.4.4.11. Kompozite Eklenen Biyoseramik İnorganik Doldurucular

Diş hekimliğinde biyoseramikler 1960'ların sonlarında araştırmacılar tıbbi ve diş uygulamalarında kullanılmak üzere cam ve seramik gibi farklı malzemeleri incelediler (Best ve ark., 2008). Biyoseramikler arasında cam, cam seramikler, alümina (Al_2O_3), zirkonyum (ZrO_2), ince film kaplamalar, metal kompozitler, hidroksiapatit ve emilebilir kalsiyum fosfatlar bulunur (Best ve ark., 2008).

Son yıllarda sürdürülebilirlik, biyouyumluluk ve çevre dostu üretim ilkeleri doğrultusunda doğal kaynaklardan elde edilen biyomateriyallerin dental restoratif uygulamalarda kullanımına olan ilgi artmıştır. Bu bağlamda, deniz ürünleri atıklarından üretilen materyallerin, hem çevresel etkilerin azaltılması hem de restoratif materyallerin fiziksel ve biyolojik performanslarının artırılması açısından potansiyel taşıdığı bildirilmektedir (Lim ve ark., 2019). Özellikle doğal polimerlerden biri olan kitosan ve onun hidroksiapatit ile kombinasyonu, diş sert dokularının biyomimetik olarak onarımında umut verici sonuçlar ortaya koymuştur. Kitosan-türevi kompozitlerin amorf kalsiyum fosfat (ACP), hidroksiapatit (HAp) ve benzeri inorganik fazlarla kombine edilmesi, remineralizasyon süreçlerini hızlandırmakta ve restorasyonun adeziv ara yüzeyini güçlendirmektedir. Bu tür biyomimetik kompozitlerin, özellikle dentin ve mine

kayıplarının rejenere edilmesi amacıyla geliştirilen sistemlerde başarıyla kullanıldığı rapor edilmiştir (Hu ve ark., 2020).

Günümüzde, biyomedikal uygulamalarda kullanılan HAp malzemelerinin çoğu, hammaddelerin yüksek maliyeti nedeniyle pahalı olduğu bildirilen kimyasal yollarla sentezlenmektedir (Boutinguiza ve ark., 2012). Dahası, sentetik HAp, insan vücudunda düşük biyolojik olarak emilebilirliğe sahiptir ve bu da maddenin biyokonduktif özelliğini azaltır. Doğal kaynaklardan elde edilen HAp, sentetik HAp'a göre daha iyi ve daha kristalleşmiştir (Boutinguiza ve ark., 2012; Mezahi ve ark., 2011). Hidroksiapatit doğada bol miktarda bulunur ve diğer dolgu maddelerine kıyasla (cam, kuvars, zirkonya, silika gibi) daha ucuzdur (Mehta ve ark., 2014). Bununla birlikte, HAp'ın en büyük dezavantajı, yüksek kırılma indisi nedeniyle ışıqla sertleşen polimer matrikslerde ışığın yayılımını azaltmasıdır (Labella ve ark., 1994). HAp kristalleriyle güçlendirilmiş bir rezin matriks, insan dişi dokusuna benzer biyomimetik bir restoratif materyal olarak potansiyel sunmaktadır (Han ve ark., 2006). Bu nedenle, diş yapılarının yerine geçebilecek restoratif sistemlerde HAp kullanımı, yüksek radyopaklık, biyouyumluluk ve düşük aşınma oranı gibi avantajlar sağlamaktadır (Labella ve ark., 1994).

2.5. Polimerizasyon Büzülmesi

Polimer anlamı ; 'poli' (çok) ve 'mer' (parça) kelimelerinin birleşimi olup birçok farklı molekülün birleşmesiyle oluşan makro moleküldür. Basit kimyasal yapıya sahip, çok sayıda yinelenen yapı taşlarının bir araya gelerek oluşturduğu büyük moleküllerden meydana gelen bir grup doğal ve sentetik malzemelerdir (Gorgen & Guler, 2015).

2.5.1. Polimerizasyon Kinetiği

Dental alanda polimerizasyonu yorumlarsak; aynı kimyasal yapıya sahip monomerlerin yapısındaki karbon çift bağların ($C=C$) açılarak devam edecek şekilde birbirine kovalent bağlarla bağlanması ile oluşan yapıya polimer, bu süreç ise polimerizasyon denir. Polimerde çift karbon bağ sayısı azaldıkça, polimerizasyon oranı yükselir, böylece rezin kompozitin fiziksel yapısı güçlenir (Tanaka ve ark., 1991).

Tepkimeye katılmayan karbon çift bağları, serbest radikaller ya da artık monomerler olarak bulunabilir. Artık monomer molekülleri, van der Waals kuvveti ile zayıf bir şekilde bağlıdır. Kompozit rezinlerin bu şekilde eksik polimerizasyonu mikrosızıntıya, sekonder çürüklere, renklenmeye ve diş-restorasyon bağlantısında kopmalara sebep olur. Ayrıca bu artık monomerler toksik etkiler oluşturabilir (Vankerkhoven ve ark., 1982).

Kompozit rezinin polimerizasyonunda bir diğer kavram dönüşüm derecesidir (DC). Bir polimerleşme reaksiyonunda, monomerlerin polimer zincirlerine dâhil olma yüzdesini gösteren bir parametredir. Başka bir deyişle, monomerlerin içerdiği çift bağların ne kadarının polimerizasyon sürecinde kırılıp polimere katıldığını ifade eder (Peutzfeldt, 1997). İdeal olarak, dental restoratif rezinin tüm monomerlerinin polimerizasyon reaksiyonu sırasında polimere dönüşmesi gerekir. Bununla birlikte, dimetakrilat monomerlerinin tümü, geleneksel ışınlama koşulları altında %55 ila 75 arasında değişen bir dönüşüm derecesi ile nihai üründe önemli ölçüde kalıntı doymamışlık sergiler. Daha yüksek dönüşüm derecesi artık monomer miktarının azalması dolayısıyla büzülmesinin düşmesi, kompozitin klinik performansının artması demektir (Ferracane & Greener, 1986).

Polimerizasyon sonrasında, monomerler arası mesafe kısaldıkça polimerde kovalent bağlar güçlü bir şekilde oluşur ve bu durum polimerizasyon büzülmesine yol açar. Bu büzülme, zamanla iki aşamalı olarak gerçekleşir: ağ oluşumu öncesi büzülme ve ağ oluşumu sonrası ya da katılaşma büzülmesi (Bausch ve ark., 1982).

Ortalama moleküler ağırlık, monomer türü ve konsantrasyona bağlı olmakla birlikte, ısı, sertleşme süresi gibi faktörlerden de etkilenir. Monomer molekülünün kısa zincirli yapıya sahip olması, düşük dereceli polimerizasyon nedeniyle rezinin zayıflamasına yol açarken, uzun zincirli olması da zayıflama üzerinde olumsuz bir etki yaratabilir. Ancak, çapraz bağlı zincirlerin bulunması durumunda kompozit rezinin dayanıklılığı artar (Craig & Powers, 2002).

Polimerizasyon süreci çeşitli mekanizmalarla gerçekleşebilir; ancak sentetik polimerler, monomerlerin birbiriyle iki farklı reaksiyon türü yoluyla oluşur (Taira ve ark., 1988) :

- Kondensasyon Polimerizasyonu
- İlave Polimerizasyon (katılma polimerizasyonu)

Kondensasyon polimerizasyonu birden fazla reaktif bileşen içeren monomerlerin tepkimeye girerek makro molekül oluşturduğu polimerizasyon türüdür. Kondensasyon polarizasyonunda en az aktif grup içeren (-COOH,-OH,-NH₂) monomerler tepkimeye girer ve su (H₂O), amonyak (NH₃), hidrojen klorür (HCl) yan ürün açığa çıkar (Phillips, 1973). Bu tepkimeye esterifikasyon denilir, adım adım meydana geldiği için basamaklı reaksiyon da denilir. Kondensasyon polimerizasyonu, kendi kendine reaktif hale gelen çift işlevli bileşenler içerir. Bu polimerizasyon yüksek ağırlıklı bir polimer yapısı

oluşuncaya dek sürer. Günümüzde, kondensasyon polimerizasyonu ile üretilen rezinler, restoratif ve protetik diş tedavilerinde genellikle kullanılmamaktadır (Jm, 2006).

İlave polimerizasyon reaksiyonu, polimer zincirinin büyümesi sırasında hiçbir yan ürünün oluşmadığı bir polimerizasyon türüdür. Bu tip polimerizasyonu, serbest radikal (Bisfenol-A türevi kompozit rezinlerde), halka açma ve iyonik reaksiyonlar gibi çeşitleri vardır (Marghalani, 2016).

İlave polimerizasyondan kimyasal yapısı birbirine yakın moleküllerin kimyasal değişim geçirmeden, yüksek sayılarda tekrarlanmasıyla homojen kimyasal içeriğe sahip makro molekül oluşturmaktadır. Kondensasyon polarizasyonunda, öncelikle monomerler birleşerek dimerleri oluşturur, ardından monomerler dimerlerle birleşerek trimerler meydana gelir ve bu şekilde adım adım polimerin zincir uzunluğu artar. Bu özellik, kondensasyon ile katılma polimerizasyonu arasındaki en belirgin farktır. Polimerizasyon aşamaları dört gruba ayrılır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

a) Aktivasyon Safhası

İlave polimerizasyonu aktivasyonunun gerçekleşmesi, serbest radikallerin salınmasına bağlıdır. Serbest radikalle doymamış tek elektronu olan reaktif maddelerdir. Serbest radikaller kimyasal, görünür ışık, ısı, UV ışık ve serbest radikal özelliği gösteren başka bir kaynaktan enerji transferi yapabilen moleküllerin aktivasyonu ile ortaya çıkmaktadır. Başlatıcılar zayıf bağ içermektedir ve parçalanınca birer reaktif elektronlu iki grup molekül meydana gelir. Dental alanda genellikle başlatıcı olarak benzoil peroksit kullanılır (Geissberger, 2013).

Işık: Işıkla aktifleşen kompozitlerde ışığa hassas başlatıcılar kullanılır Diş hekimliği alanında ışık absorbe eden bileşik olarak genellikle kamferokinon tercih edilir. Bu tip kompozitlerde reaksiyonu hızlandırmak için amin de karışıma eklenmelidir (Kj, 2003).

Isı: Bu tür kompozitlerde başlatıcı olarak benzoil peroksit tercih edilir. Kompozit rezin 65 °C'e kadar ısıtılınca benzoil peroksit parçalanmakta ve serbest radikal oluşmaktadır (Kj, 2003).

Kimyasal ajanlar: Benzoil peroksit, N,N-dimetil-p-toludin gibi üçüncül aminler ile etkileşime girdiğinde aktif hale gelerek polimerizasyonu başlatır. Bu reaksiyon, özellikle biyomedikal uygulamalarda kullanılan in-situ oluşan enjektabl biyoparçalanabilir polimer sistemlerinde kritik bir rol oynar. Dental alanda kimyasal yöntemle polimerize olan kompozitlerde bu yöntem kullanılmaktadır. İki pat karıştırılarak polimerizasyon başlar (Craig, 1981; Rueggeberg & Margeson, 1990).

b) Başlama Safhası: Aktivasyon neticesinde oluşan serbest radikalın monomer ile tepkimeye girmesiyle oluşur. Serbest radikaller monomerlerdeki çift bağlara saldırarak reaktif gruplar oluşturur (Özel Bektaş, 2006).

c) İlerleme Safhası: Reaktif gruplar başka bir monomere bağlanır ve yeni reaktif grup oluşur. Bu döngü birbirini takip ederek ilerler ve polimer zinciri genişler (Özel Bektaş, 2006).

d) Bitiş Safhası: İlerleme safhasındaki monomer molekülleri tükeninceye kadar devam edebilir. Ancak devam ederken ölü polimer denilen ilerleme safhasını engelleyebilir.

Polimerizasyon sonucunda oluşan polimerin fiziki dayanıklılığında oluşan molekül ağırlığının, zincir dallanmasının ve çapraz bağların rolü büyüktür (Özel Bektaş, 2006).

2.5.2. Polimerizasyon Büzülmesini Etkileyen Faktörler

Gelişen teknolojiye rağmen kompozit rezinlerdeki en büyük dezavantaj polimerizasyon büzülmesidir. Polimerizasyon büzülmesi tek bir değişkene bağlı değildir. Genel olarak 4 başlıkta inceleyebiliriz.

2.5.2.1. Kompozit rezinler ile ilgili Faktörler

Kompozit Rezinin Rengi

Kompozit rezinin en önemli avantajlarından biri estetik olmasıdır. Çevredeki dış yapılarıyla daha iyi renk uyumu sağlamak ve böylece restorasyonun estetiğini arttırmak için farklı translusensilere sahip farklı kompozit tonları mevcuttur. Kompozit rezinlerde daha koyu tonlar için, bazı üreticiler ışıkla sertleştirme süresinin artırılmasını tavsiye etmiştir. Bu öneri, rezin tonunun monomer dönüşüm derecesi üzerindeki etkisini bildiren çeşitli çalışmalarla kanıtlanmış ve desteklenmiştir. Renk olarak daha koyu veya opak kompozit rezinlerin ışığı daha fazla absorbe ettiği görülmüştür. Bu durumda alt katmanlardaki kompozitlerin ışıkla polimerize olma yüzdesini etkileyecektir (Ferracane ve ark., 1986; Guiraldo ve ark., 2009).

Doldurucu Tipi, Miktarı Ve Diğer Yapılar

Monomer ve doldurucu tipi, doldurucu içeriği, dolgu ve polimer matriks kırılma indisi, ışığın kompozit rezin tabakaları boyunca iletilme yeteneği üzerinde bir etkiye sahiptir (Campbell ve ark., 1986). Polimerizasyonda kullanılan ışık restorasyon yüzeyinde maksimumdur, restorasyon içinde ise ışığın saçılma ve yansımalarına göre yoğunluğunda azalma olur. Doldurucu boyutu küçüldükçe, başlatıcı dalga boyu aralığına

denk geldiği için saçılma fazladır. Rezin dolgu maddesi parçacık boyutu kütleme ışığı dalga boyunun neredeyse yarısı olduğunda ışık saçılması daha fazladır (Prati ve ark., 1999).

Kompozit Rezinin Kalınlığı

Kompozit rezin restorasyon kalınlığının artmasıyla polimerizasyon için kullanılan ışının etkinliğinde azalma olur. Kompozit rezinin kalınlığının 2 mm'den fazla olması önemli ölçüde dönüşüm derecesinin azalmasına neden olmaktadır. Buna ek olarak, Rueggeberg ve arkadaşları, başka bir çalışmada, yeterli derecede polimerize olmuş bir kompozit rezin restorasyonu sağlamak için, en az 400 mW/cm² ışınım seviyeleri ile 60s boyunca kürlenmiş 2mm'lik bir artışa sahip olması gerektiği sonucuna varmışlardır (Rueggeberg ve ark., 1994). Buna paralel olarak, Flury ve arkadaşları farklı rezin kalınlıklarının, Vickers mikrosertliği üzerindeki etkisini test etmiştir (Flury ve ark., 2014). Çalışma sonucunda Vickers mikrosertlik değerlerinde 2 mm'den daha fazla derinlikte bir azalma olduğunu bildirmişlerdir.

Başlatıcı Tipi

Kompozit rezin polimerizasyonu için kompozitte başlatıcı ajanın belirli konsantrasyonda bulunması gerekir. Genellikle kamferokinon bulunmaktadır (Charbeneau, 1988). Bunun yanı sıra α -diketon ve asilfosfin oksit gibi ışığa duyarlı başlatıcıları içeren kompozitler de vardır. Bu tip başlatıcı kullanan kompozitler de her ışık cihazıyla tepkimeye giremeyebilir. Bu yüzden kullanıcının kompozitin kullanım talimatlarına göre ışık cihazına dikkat etmelidir (Mahn, 2013).

2.5.2.2. Işık Cihazları İle İlgili Faktörler

Işık Cihazının Tipi

Diş hekimliğinde ışıkla kürleme ünitelerinin geliştirilmesi, rezinleri polimerize etmek için UV kürleme ünitelerinin tanıtıldığı 1970'lerin başında başladı (Murray ve ark., 1981). Ancak, sınırlı ışık rezin penetrasyonu ve potansiyel sağlık riskleri nedeniyle daha güvenli bir cihaz arayışı başladı. Daha sonra, iyi bilinen geleneksel kuvars-tungsten-halojen lamba (QTH) için görünür ışıkla kürleme üniteleri geliştirildi. QTH, halojen, iyot veya brom gazıyla doldurulmuş bir kuvars ampule sahiptir ve bir tungsten filament içerir (Rueggeberg, 1999). QTH cihazı, düşük enerji performansına sahip nispeten büyük bir cihazdır ve sıcaklık artışı görülür.

Daha sonra plazma ark ve LED ışın cihazları kompozit rezinlerin polimerizasyonu için kullanılmıştır. Plazma ark cihazlar kompozit rezinleri 3 saniye (sn) gibi kısa sürede polimerize etmektedir (Price ve ark., 2003). Her ışın cihazının kendine göre avantaj ve dezavantajları vardır. LED cihazı ışık üretmek için bir ampul kullanılamaz ve ışığın yarı ömrü yaklaşık 10.000 saattir. Işık, halojen ışıklardan daha dar bir spektruma sahiptir, (400-500 nm) , ancak kamferokinon kompozit rezini polimerize etmesi için gereken aralıktadır. Böylece halojen ışık kaynağına göre daha az enerjide daha az ısı üretir (Mills ve ark., 1999).

Işık uygulama süresi

Kompozit rezinlerin yeterli polimerizasyon için ışık tipinin yanı sıra yeterli enerji de gereklidir. Bu enerji (E), ışık kontrol ünitesinden (LCU) gelen ışınım seviyesi (I) (mW/cm^2), süresiyle (T) çarpılarak hesaplanır. Işık yoğunluğu arttıkça, ışık uygulama süresi de o kadar kısalır. Kompozit kalınlığında 2 mm'lik bir artışın yeterli polimerizasyona sahip olması için, 16–24 J/cm^2 aralığında bir ışınım alması gerekir (Sobrinho ve ark., 2000).

Işık Kaynağı Ucu-Restorasyon Arası Mesafe

Birçok çalışma, ışık cihazının ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki mesafenin artmasıyla ışık enerjisi miktarında bir azalma olduğunu. Bu azalma morfolojik nedenlerden kaynaklanabilir; örneğin, kusp yüksekliği, kuspal eğim ve kavite derinliği, ışık ucunun kompozit yüzeyine olan mesafesini artırabilir (Aguiar ve ark., 2005).

Standart bir ışık kaynağı kullanılarak yapılan çalışmada uygulama mesafesinin 0 mm'den 6 mm'ye çıkarılmasının ışık yoğunluğunu %50 oranında azalttığını bildirmiştir. Bu azalma, turbo bir ışık kılavuzu kullanıldığında %77'ye kadar çıkmıştır. Bu nedenle, ışık cihazı ucu ile KR yüzeyi arasındaki mesafenin mümkün olduğu kadar en aza indirilmesi gerekir. Bunun dışında süreyi uzatmak ya da yüksek bir ışık enerjisine sahip başka birer kaynak da kullanımı önerilir (Price ve ark., 2010).

2.5.2.3. Çevresel Faktörler

Atmosferin Etkisi

Işık kaynağından çıkan ışınların saçılması, kompozit rezine gelen enerji miktarını etkiler. Hava direncini de düşünürsek ışık kaynağının ucu ile kompozit rezin arası mesafe artıkça bu saçılma artacaktır (Malhotra & Kundabala, 2010) .

Ortamın Etkisi

Güncel kullanılan kompozit rezinler görünür ışığa duyarlıdır. Ortamdaki ışık da kompozitte polimerizasyona neden olabilir. Bu durumda kompozitte erken polimerizasyon oluşabilir ve çalışma süresi kısılır. Bu yüzden poliester içerikli fotografik filtrelerin kullanımı önerilir (Malhotra & Kundabala, 2010).

2.5.2.4. Diğer etkenler

Kavite Genişliği

Hem maksiller hem de mandibular çenelerdeki molar ve premolar dişlerin farklı meziodistal ve bukkolingual boyutları nedeniyle, premolara göre molar dişlerde daha geniş çaplı restorasyonlar bulunabilir. Işık cihazlarının çoğu, ışık dağılımında homojenlik göstermeyerek bazı bölgelerde yüksek yoğunluk, diğerlerinde ise düşük yoğunluklu ışık sağlar (Price ve ark., 2011). Yapılan bir çalışmada farklı ışık cihazlarından yayılan ışığın dağılımının, hem monomer dönüşüm derecesi (MDD) hem de KR yüzey sertliği üzerinde belirgin etkileri olduğunu ortaya koymuştur. Kavite çapı genişledikçe, restorasyonun farklı bölgelerinde değişen polimerizasyon dereceleri ve MDD oluşma ihtimali artmaktadır. Bu durum, restorasyonun işlevselliğini azaltabilir ve dayanıklılığını olumsuz yönde etkileyebilir (Haenel ve ark., 2015).

C Faktörü

C faktörü, konfigürasyon oranı olarak da bilinir ve kompozit rezinin bağlandığı yüzeylerin sayısının serbest kalan yüzeylere bölünmesiyle hesaplanır. Bu değerin yüksek olması, polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülmeyi artırırken, düşük seviyede olması bu etkiyi azaltır (Feilzer ve ark., 1987). Örneğin, sınıf 1 kavite için uygulanan bir kompozit rezinin C faktörü 5'tir ve bu durum, yüksek bir büzülme oranına yol açar. Buna karşılık, MOD kavitede kullanılan kompozit rezinin C faktörü 1 olarak hesaplanmıştır ve bu da büzülmenin daha düşük düzeyde olmasını sağlar.

C faktörünün etkisini azaltmak için tabakalı uygulama tekniği kullanılabilir. İnce tabakalar halinde uygulama, büzülme stresini azaltarak daha homojen bir polimerizasyon sağlar. Sonuç olarak, C faktörü restorasyonun dayanıklılığı, ömrü ve klinik başarısı

üzerinde önemli bir rol oynar. Bu etkilerin minimize edilmesi için düşük C faktörüne sahip kavite tasarımı ve uygun uygulama yöntemleri tercih edilmelidir (Feilzer ve ark., 1989).

Kavite Lokasyonu

Posterior bölgelerde, bazı klinik durumlar ışık cihazının ucunu doğrudan ve restorasyon yüzeyiyle tam 90° açı oluşturacak şekilde yerleştirmeyi zorlaştırabilir. Özellikle ikinci molar dişlerin bukkal veya lingual/palatinal yüzeyleri gibi alanlarda, polimerizasyon ışığının erişimi ve yönü sınırlanabilir, bu da polimerize olmuş rezinin MDD seviyesindeki artışı engelleyebilir. Bu gibi bölgelerde, cihazın ucu restorasyon yüzeyinden birkaç milimetre uzakta ya da 90°'den farklı bir açıyla tutulmak zorunda kalabilir. Işık kaynağı ile restorasyon yüzeyi arasındaki mesafe büyüdükçe, restorasyona ulaşan ışık enerjisi azalır ve bunun sonucunda MDD değeri düşer (Price ve ark., 2000). Yapılan bir araştırmada, cihazın açısının değişmesinin yüzeye iletilen ışık yoğunluğunu düşürdüğünü ortaya koymuştur. Bu sebeple ışık cihazının restorasyon yüzeyine mümkün olduğunca 90°'lik bir açıyla yönlendirilmesi önerilmektedir (Williams & Johnson, 1993).

2.5.3. Polimerizasyon Büzülmesi Düşük Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerdeki ilerlemelere rağmen, düşük polimerizasyon dönüşüm oranı ve buna bağlı sorunlar hala devam etmektedir. Dönüşüm oranı, kompozitlerin fiziksel dayanıklılığını ve klinik başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir (Tarle ve ark., 2002). Yetersiz dönüşüm, toksisite, artan aşınma, azalan sertlik ve sızıntı gibi problemlere yol açarak sekonder çürükler ve pulpa hasarı riskini artırır. Günümüzde kullanılan kompozitlerin çoğu metakrilat bazlıdır ve bu malzemeler %2-6 oranında hacimsel büzülme göstermektedir. Bu nedenle, araştırmalar monomer yapılarının geliştirilmesi ve

polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasına odaklanmaktadır (Labella ve ark., 1999; Weinmann ve ark., 2005).

Düşük polimerizasyon büzülmesine sahip kompozitler, çeşitli yöntemlerle bu sorunu azaltmayı hedefler. İşte bu tür kompozitlerin özellikleri ve kullanılan teknolojiler **tablo 2.2** de gösterilmiştir.

Tablo 2.2: Düşük Polimerizasyon Büzülmesi Gösteren Kompozit Reziner

Düşük Polimerizasyon Büzülmesi Gösteren Kompozit Reziner		
Kompozit Türü	Özellikler	Örnekler
1.Ormocer (Organik Modifiye Seramikler)	Organik ve inorganik yapıların birleşimi, düşük büzülme ve yüksek biyouyumluluk.	Admira Fusion (VOCO)
2.Siloran Bazlı Kompozitler	Metakrilat yerine siloran bazlı yapı, düşük polimerizasyon büzülmesi.	Filtek Silorane (3M ESPE)
3.DX-511 İçeren Kompozitler	UDMA esaslı monomer kullanarak düşük polimerizasyon	GC Kalore, (GC Europe, Leuven, Belçika)
4.Nano Dolgu Teknolojileri	Yüksek dolgu oranı ve nano boyutlu partiküller, dayanıklılığı artırır ve büzülmeyi azaltır.	- Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), - Venus Diamond (Kulzer)
5.Düşük Büzülme Gösteren Monomer Sistemleri	Düşük viskoziteli özel monomerler, minimal hacim kaybı sağlar.	- GC G-aenial Universal Injectable (GC), - SonicFill (Kerr)

6.Bulk-Fill Kompozitler	Tek seferde kalın tabaka uygulaması, modifiye monomerler sayesinde düşük stres.	• Filtek One Bulk Fill (3M ESPE), • SureFil SDR Flow (Dentsply Sirona), • Tetric PowerFill (Ivoclar Vivade)
7.Biyouyumlu Kompozitler	Hidroksiapatit katkılı veya biyomimetik özelliklere sahip, diş yapısına uyumlu.	• Beautifil II (Shofu)

2.5.4. Polimerizasyon Büzülmesi Ölçüm Yöntemleri

Polimerizasyon büzülmesi kompozit rezinlerde başa çıkılması en zor problemdir. Bunu için kompozit firmaları farklı doldurucu ve içeriklerle bunu azaltmaya çalışmaktadır. Bu yüzden doğru şekilde ölçülmesi gerekmektedir. Polimerizasyon büzülmesi ölçümü için birçok farklı değerlendirme yöntemleri bulunmaktadır. Kullanılan yöntemleri iki ana grupta incelenebilir. Kompoziti rezinin yoğunluk ve hacimsel farklılığı ölçenler ve lineer ölçüm bölgeleridir. Bu yöntemlerden bazıları rezinle temasta bulunurken, bazıları nonkontakt haldedir (Van Ende ve ark., 2015).

2.5.4.1. Tensilometre

Bu yöntemde, malzeme iki çubuk arasında konumlandırılır ve çubuklar geri bildirim mekanizmasına sahip bir sistem aracılığıyla üniversal test cihazına bağlanır. Hareketli çubuk bir pistonla monte edilirken, diğer çubuk sabit bir şekilde yerleştirilir. Yüzeyler arasındaki sabit uzaklığı muhafaza etmek amacıyla, ekstansometre doğrudan örneğe monte edilir. Polimerizasyon sırasında oluşan kuvvet, üniversal test cihazı tarafından kaydedilir ve gerilim değeri, elde edilen kuvvetin örneğin ilk kesit alanına oranlanmasıyla belirlenir (Dobrzański, 2012).

2.5.4.2. Tensometre

Tensometre cihazında, cam çubuklardan biri cihazın tabanına sabitlenirken, diğeri kaldıraç koluna monte edilir ve test edilecek örnek bu iki çubuk arasında yerleştirilir. Polimerizasyon sürecinde, kaldıraçta bir sapma oluşur ve bu sapma, Lineer Değişken Diferansiyel Transformatör (LVDT) kullanılarak ölçülür. Sistemde doğrudan kuvvet ölçümü yapılmaz; bunun yerine bir hesaplama yöntemiyle kuvvet değerleri belirlenir (Dobrzański, 2012).

2.5.4.3. Çatlak Analizi

Çatlak analizi, kompozit restoratif malzemelerde oluşan büzülme gerilimlerini incelemek için kullanılan basit ancak etkili bir yöntemdir. Bu analiz, çatlak ucunda çekme gerilimi oluşturulduğunda meydana gelen çatlak uzaması mantığına dayanır. Çatlak genellikle Vickers veya Knoop yöntemleriyle tanıtılır ve bu girintilerden kaynaklanan gerilim, alt tabakanın kırılma dayanımı ve girinti çatlağının uzunluğu temel alınarak hesaplanır. Daha sonra, lokalize alanlardaki büzülme gerilimleri, bu girinti çatlaklarının boyutlarından elde edilebilir (Yamamoto ve ark., 2009).

2.5.4.4. Dilatometre

Dilatometre, malzemelerin termal genişleme veya büzülme davranışlarını ölçmek amacıyla kullanılan bir ölçüm cihazıdır. Klinik olarak net bilgiyi sağlamasa da en yaygın kullanılan yöntemlerdendir (Oberholzer ve ark., 2001). Bu cihaz, bir malzemenin sıcaklık değişimine bağlı olarak boyutlarında meydana gelen değişiklikleri hassas bir şekilde ölçerek, malzemenin termal genişleme katsayısını tespit eder. Bu yöntemde, reaksiyona girmeyen bir sıvı (su veya civa), kompozit numuneyi kürlenme süreci boyunca tamamen sarar. Kapiller bir tüpteki sıvı seviyesinin sürekli gözlemlenmesi, numunenin

polimerleşme sırasında meydana gelen hacimsel küçülmesini (VS) tespit etmeye olanak tanır. Bu sayede, büzülmenin, jel öncesi evreden jel sonrası evreye kadar tüm kürlenme süreci boyunca takip edildiği varsayılarak, "toplam büzülme" miktarı bu yöntemle ölçülmüş olur. Önceleri düşük genleşme katsayısından dolayı civa tercih edilse de, civanın toksisitesi nedeniyle su dilatometresi de kullanılmıştır. Bununla birlikte, termal değişimlere duyarlılık bu yöntem için dezavantajlardan biridir (Sakaguchi ve ark., 2004).

2.5.4.5. Linometre

Linometre, malzemelerin sıcaklık değişimlerine tepki olarak uzunluklarındaki lineer farklılıkları ölçmek amacıyla kullanılan bir cihazdır ve sıklıkla termal genleşme katsayısının hesaplanmasında tercih edilir. 1993 yılında Gee ve arkadaşları, oldukça basit, hızlı, sıcaklık değişimlerine duyarsız ve sabit sonuçlar veren bir linometre modeli geliştirmiştir. Bu yeni cihazın dilatometre ile arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yöntemde kompozit numune, bir cam slayt ile alüminyum disk arasına yerleştirilmiştir. Sabit olan kompozit numune üzerinde serbest hareketli metalik bir hedefin lineer dikey hareketi izlenir. Ancak bu aparat, yalnızca doğrusal boyut değişikliklerini ölçebilmiştir (De Gee ve ark., 1993).

2.5.4.6. Strain Gauge Yöntemi

Gerilimölçerle malzemeye kuvvet uygulandıktan sonra oluşan gerinim lineer olarak ölçer. Kompozitler polimerizasyon öncesi yumuşaktır, bu yüzden strain gauge yöntemi ancak post-jel safhasında ölçülebilir. Gerilimölçerlerin metalik tabaksı oldukça serttir. Doğrusal boyut değişimlerini algılamada yüksek hassasiyete sahiptir. Bir alt tabakaya sabitlendiğinde, alt tabakada meydana gelen doğrusal boyut değişiklikleri

doğrudan ölçere iletilir ve bu değişimler kolayca a tespit edilebilir (Sakaguchi ve ark., 1991).

2.5.4.7. Arşimet Metodu

Arşimet prensibi (bir malzemenin sıvı içindeki kaldırma kuvveti), yoğunluk değişimlerini ölçerek hacimsel değişimleri değerlendirmek için kullanılan basit ve ucuz bir yöntemdir. Bir cisim bir sıvıya daldırıldığında, dağılan sıvının ağırlığına eşdeğer bir kuvvet tarafından yüzdürülür. Belirli bir cismin belirli bir sıvı içinde yüzmesi, batması veya sabit kalması o malzemenin hem ağırlığına hem de hacmine bağlıdır. Bu yöntem, malzemenin bilinen yoğunluktaki iki farklı ortamda birkaç kez tartılmasını içerir. Daha sonra özel formül kullanılarak yoğunluk farkı hesaplanarak hacimsel değişiklik çıkarılır. Bu yöntem çok adımlı ve zaman alıcı bir süreçtir ve numunenin içindeki boşlukların veya yüzeyindeki hava kabarcıklarının varlığı da dâhil olmak üzere bir dizi değişken sonuçları etkileyebilir (de Melo Monteiro ve ark., 2011).

2.5.4.8. Bonded (disk) Yöntemi

Bonded disk yöntemi ilk olarak 1991 yılında tanıtılmıştır ve fazla enstrüman içermemesi sebebiyle tercih edilmiştir. Kompozit rezin diski camdan bir tabakaya bağlanmış pirinç bir halka içine yerleştirilmiştir Pirinç halkayla temas etmeyen kompozit yaklaşık 0,1 mm kalınlıkta bir mikroskop örtücüyle (cover slip) kaplanmaktadır. Bir LVDT probu üstü kaplanan alanın merkezi ile temas ettirilmelidir. Kompozit örneği alt yüzeyden ışıkla sertleştirilmektedir. Kompozit sertleştikçe büzülme ve üstünü kaplayan tabakayı aşağıya çekmektedir. Yer değiştirme LVDT probu ile monitörize edilmektedir. Büzülme değeri ise yer değiştirme miktarının kompozit yüksekliğine

bölünmesiyle elde edilmektedir. Bu yöntem büyük oranda post-jel büzülmesini ölçmektedir (Watts & Cash, 1991).

2.5.4.9. Video Görüntüleme (Acurol Test Cihazı)

Acurol Cihazı Bisco Company tarafından üretilmiştir. Bu cihaz basit olarak dental kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesinden önce ve sonra karşılaştırılmasına olanak tanıyan bir video görüntüleme yöntemi kullanır. Acurol, bir masaüstü bilgisayarla çalışan özel bir cihaz ve tescilli bir yazılımdan oluşmaktadır. Cihazda bulunan polietilen teflon kaide üzerine ışınlanmamış kompozitten küçük bir parça yerleştirilir. Eşzamanlı olarak video görüntüsü kaydedilir. Daha sonra kompozit polimerize edilir, 5 dk beklenilir, tekrar ölçüm yapılır. Kompozit rezin örneğin üzerinde yapılan ölçümler, kompozit bulunan hacimsel büzülme yüzdesel sayısal veri olarak eşzamanlı yansır (Sharp ve ark., 2003). Acurol nispeten kolay ve basit bir yöntemdir. Civa dilatometresine benzer sonuçlar verdiği görülmüştür. Ancak her yerde kolay bulunamayan bir cihazdır (Tiba ve ark., 2005).

2.6. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliği

Restorasyon malzemelerinin mekanik ve fiziksel özellikleri, restorasyonların başarısını ve kullanım ömrünü doğrudan etkiler. Bu özellikler arasında en önemlilerden biri sertliktir. Sertlik, malzemenin sürekli kuvvet karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Restorasyonlar ağız içinde birçok farklı etkiye maruz kalır. Bu etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri, yüksek sertlik değerlerine sahip olmalarıyla mümkündür. Yüksek sertlik, restorasyonların dayanıklılığını ve işlevselliğini artırarak uzun ömürlü olmalarını sağlar (Van Meerbeek ve ark., 1998; Van Meerbeek ve ark., 2010).

Sertlik, aynı zamanda bir maddenin çizilme veya bastırma gibi kuvvetlere karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır ve bir malzemenin sürekli kuvvet uygulamalarına karşı dayanıklılık yeteneğiyle yakından ilişkilidir. Aynı zamanda, materyalin plastik deformasyona karşı koyma kapasitesini de ifade eder. Sertliği etkileyen temel faktörler arasında dayanıklılık, dövülebilirlik, orantı sınırı, aşınma ve kesilme direnci gibi özellikler bulunmaktadır (Okte ve ark., 2006).

Sertlik ölçümleri sırasında, belirli bir yük ve zaman süresince malzeme yüzeyine simetrik bir ucla işaretleme yapılır. Bu testlerde kullanılan uçların geometrisi (piramit, yuvarlak, konik veya çubuk şeklinde), malzemesi (elmas, çelik, tungsten karbür) ve uygulanan kuvvet aralığı (1-3000 kg) test yöntemine göre değişiklik gösterir. En yaygın kullanılan sertlik ölçüm yöntemleri arasında Brinell, Knoop, Vickers ve Rockwell testleri yer alır. Bu yöntemler, malzemenin sertlik değerine ve kullanım alanına uygun olarak seçilmektedir (O'Brien, 2002; Retief, 1991).

Sertlik ölçümleri genellikle makro, mikro ve nano ölçeklerde sınıflandırılır. Makrosertlik testleri (ör. Rockwell ve Brinell), geniş yapılı materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılırken, mikrosertlik testleri (ör. Vickers ve Knoop), ince yapılı veya hassas materyallerin özelliklerini anlamak için uygundur (Retief, 1991).

2.6.1. Mikrosertlik Belirleme Yöntemleri

2.6.1.1. Vicker's Mikrosertlik Testi

Vickers sertlik testi, kare tabanlı elmas bir piramidin belirli bir kuvvet altında bir malzeme yüzeyine uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Test sırasında uygulanan kuvvet ve

süre, standartlara uygun olarak belirlenmiştir. Test sonucunda, malzeme yüzeyinde oluşan piramidal izin iki diyagonal uzunluk mikroskop üzerinden ölçülür. Bu ölçümler, Vickers sertlik değerinin hesaplanmasında temel alınır. Bu test, özellikle sert malzemelerde daha hassas ve güvenilir ölçümler verir (Wang ve ark., 2003).

Vickers sertlik cihazı ile ölçüm yapılacak numunelerin, yük uygulandığında kayma meydana gelmesini önlemek için düz bir yüzeye sahip olması gereklidir. Test edilen malzemenin sertliğine bağlı olarak, uygulanan yük 1 ila 120 kg arasında değişebilir. Test sırasında, malzemeye nüfuz eden elmas ucu tarafından bırakılan izin köşegenlerinin ölçülmesi ve hesaplanması gereklidir (O'Brien, 2002).

2.6.1.2. Knoop Mikrosertlik Testi

Knoop sertlik testi, mikro sertlik ölçümleri için kullanılan bir yöntemdir ve özellikle ince malzemeler ile mine ve dentin gibi diş sert dokularının sertliğini belirlemede tercih edilmektedir (Wang ve ark., 2003). Testte, dört yüzlü piramit biçimindeki elmas uç kullanılır ve genellikle 0,1 ile 1 kg arasında değişen düşük yükler uygulanır. Bu işlem sırasında, test edilen yüzeyde dörtgen şeklinde bir iz oluşur. Oluşan izin uzun kenarı ölçülerek sertlik değeri hesaplanır (O'Brien, 2002).

Knoop sertlik değerini belirlemek için özel ölçüm tabloları ya da hesap makinelerinden yararlanılır (Wang ve ark., 2003). Bu süreçte test yükü ve izin yüzey alanı dikkate alınarak hesaplama yapılır. Ölçüm sırasında malzemenin sertliği ile elde edilen değerler doğru orantılıdır; sert malzemelerde daha yüksek değerler elde edilirken, yumuşak malzemelerde daha düşük sonuçlar gözlemlenir. Ancak elastik malzemelerde, izin eski haline dönmesi nedeniyle güvenilir sonuçlar alınamayabilir. Bu yöntem, mikro yapılar, ince kaplamalar ve yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi gibi hassas ölçüm

gerektiren uygulamalar için idealdir. Testin sağlıklı bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için malzeme yüzeyinin düz ve parlak olması önem taşır (Craig, 1980).

2.6.1.3. Brinell Sertlik Testi

Brinell sertlik testi, dental metal ve alaşımların sertliğini ölçmek için kullanılan eski ve güvenilir bir yöntemdir. Testte, bilye şeklindeki çelik veya karbür uç, malzeme yüzeyine belirli bir kuvvetle preslenir. Bu kuvvetin oluşturduğu izin çapı ölçülerek sertlik değeri hesaplanır. Testte kullanılan uç, 1,6 mm çapında olup çelik veya karbür malzemeden yapılmış küre şeklindedir. Bu yöntemle, malzemeye 123 N kuvvet 30 saniye boyunca uygulanır. Yöntem, dökme demir, çelik ve alaşımların sertlik analizinde sıkça kullanılırken, hassas ve ince malzemelerde tercih edilmez. Basit uygulaması ve kapsamlı kullanım alanı sayesinde endüstride yaygın bir kullanım alanına sahiptir (Craig, 1980).

2.6.1.4. Rockwell Sertlik Testi

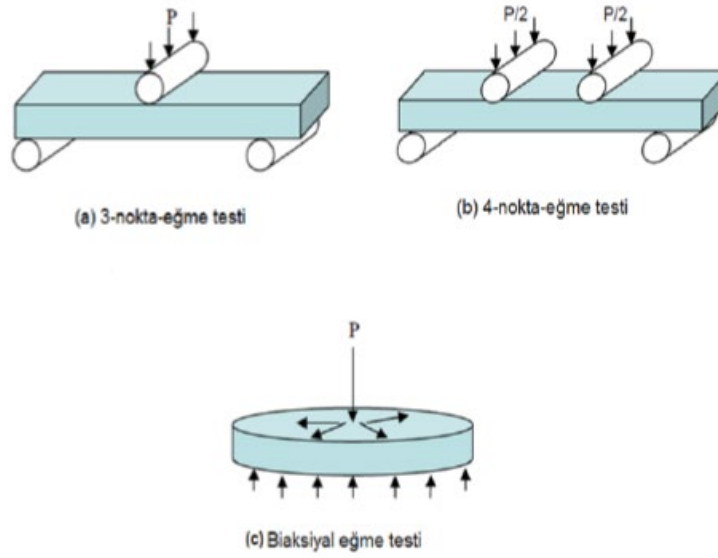
Rockwell sertlik testi, malzemelerin sertliğini hızlı ve pratik bir şekilde ölçmek için kullanılan bir yöntemdir ve viskoelastik materyallerin sertlik değerlerini belirlemek için diş hekimliğinde de yaygın olarak tercih edilir. Test sırasında, çelik bir koni veya küre uç, malzeme yüzeyine belirli bir yük ile preslenir. Test, başlangıçta malzeme yüzeyine 3 kg'lık bir ön yük uygulanarak başlar ve bu aşama, yüzeyde başlangıç noktasını oluşturur. Daha sonra, esas yük olarak 30 kg'lık bir kuvvet, 10 saniye boyunca uygulanır ve bu süreçte malzeme yüzeyinde meydana gelen deformasyonun derinliği ölçülür. Testin sonunda, ön yük bırakılarak malzeme üzerindeki deformasyon derinliği yeniden değerlendirilir. Rockwell testi, diğer sertlik testlerinden farklı olarak izin çapını değil, deformasyon derinliğini temel alır. Yüzeyin tamamen düz olması gerekmez, ancak ölçümler diğer yöntemler kadar hassas olmayabilir. Bu test, geniş bir malzeme yelpazesi

için uygun olsa da süreç zaman alıcıdır ve viskoelastik materyallerde iz kaybolma riski taşıyabilir. Sağladığı hız ve kolaylık nedeniyle endüstride ve diş hekimliğinde sıklıkla kullanılır (Craig, 1980; O'Brien, 2002).

2.7. Restoratif Materyallerin Bükülme Dayanımı

Modern diş hekimliğinde artan estetik talepler, kompozit rezinlerin kullanımını büyük ölçüde artırmıştır. Kompozitler, kimyasal olarak farklı en az iki materyalin belirgin bir ara yüzeye sahip kombinasyonları olarak tanımlanır. Dental kompozit rezinler ise bir rezin matriks (organik faz), inorganik doldurucu partiküller (dağılmış faz), doldurucu-matriks bağlayıcı ajan (ara yüzey) ve polimerizasyon başlatıcılar, stabilizatörler, renklendirici pigmentler gibi küçük katkı maddelerinden oluşur. Diğer kompozit yapılar gibi, rezin matriksin türü ve bileşiminin yanı sıra doldurucu partiküllerin özellikleri de mekanik performans üzerinde belirgin bir etki gösterir ve bu durum materyalin klinik performansını doğrudan etkiler (Ritter, 2017).

Klinik açıdan değerlendirildiğinde, kompozit restorasyonlar önemli miktarda eğilme stresine ve karmaşık çiğneme kuvvetlerine maruz kalır (KJ, 2005). Bir materyalin eğilme dayanımı, eğilme yüküne maruz kaldığında kırılmadan dayanabileceği maksimum stresi ifade eder ve bu özellik, büyük ölçüde klinik uygulamalara bağlı olarak değişir. Özellikle yüksek çiğneme stresine maruz kalan restorasyonlarda, yüksek eğilme dayanımı önemlidir.



Şekil 2.0.1: Bükülme Dayanımı Testi Yöntemleri (Pittayachawan, 2009)

Dental malzemelerin eğilme özelliklerini belirlemek için en sık kullanılan yöntemler arasında Uluslararası Standartlar Teşkilatı (ISO) 40494 üç nokta bükülme dayanımı testi ile çift eksenli bükülme dayanımı test yöntemleri bulunmaktadır (Ban & Anusavice, 1990; Ban ve ark., 1992).

1. Tek eksenli bükülme dayanımı testleri

- a) 3 nokta bükülme dayanımı testi (Three Point Bending)
- b) 4 nokta bükülme dayanımı testi (Four Point Bending)

2. İki eksenli bükülme dayanımı testleri

- a) Halka üzerinde halka (Ring on Ring)
- b) Halka üzerinde top (Ball on Ring)
- c) Üç top üzerinde piston (Piston on Three Ball)

2.7.1. Biaksiyel Bükülme Dayanımı Testi

Biaksiyel bükülme dayanımı testi, malzemelerin mekanik dayanımını ve özelliklerini analiz etmek amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Dental alanda malzemelerin çift eksenli gerilmeler altındaki davranışlarını değerlendirmek için uygulanır. Tek eksenli testlerden farklı olarak, bu yöntem birden fazla eksenle meydana gelen gerilme veya bükülme etkilerini modellemeye odaklanır. Üç nokta bükülme testine göre daha küçük çaplı malzeme kullanımı, numune hazırlama kolaylığı avantajdır. Azı dişlerinin daha küçük mesio-distal genişliği ve kesici dişlerin kesici-dişeti uzunluğu göz önüne alındığında, ikinci test (çift eksenli) malzemenin ağız içindeki davranışını daha iyi simüle edebilir (Ban ve ark., 1992).

Bu testlerde, disk şeklindeki örnekler, halka biçiminde yerleştirilmiş topların üzerine konumlandırılır. Üstteki piston, alttaki topların merkezini hedef alarak konumlandırılır ve bu noktadan kuvvet uygulanır. ISO 6872 standardına göre, seramik numunelerin iki eksenli bükülme dayanımını belirlemek için üç nokta destekli piston testi önerilmiştir ve bu yöntem ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Bu testte, piston başlığının ilerleme hızı $1 \pm 0,5$ mm/dk olarak belirlenmiş olup, uygulanabilir yük aralığı 10 N ile 1000 N arasında değişmektedir (ISO, 2008).

Test sisteminde, numuneler 120° aralıklarla yerleştirilmiş ve 10 ila 20 mm çapındaki bir dairesel yüzey üzerine konumlandırılan üç sertleştirilmiş çelik bilye ile desteklenmektedir. Destek bilyelerinin çapı 2,5 mm ile 6,5 mm arasında değişmelidir. Piston ucu, çapı $(1,4 \pm 0,2)$ mm olan bir çubuk şeklinde olup, kuvveti numunenin tam ortasına iletecek şekilde hizalanmıştır. Yük uygulanırken, kuvvetin numune yüzeyine eşit şekilde yayılmasını sağlamak amacıyla, piston ucunun temas ettiği bölgeye ince bir tabaka eklenmelidir.

Bu test yönteminde kullanılan disk numunelerinin kalınlığı $1,2 \pm 0,2$ mm olup, çapları 12 mm ile 16 mm arasında değişmelidir. İki eksenli esneme direncini belirlemek için aşağıdaki formül kullanılmaktadır (ISO, 2008; Yılmaz ve ark., 2007).

$$S = -0,238 \cdot 7P (X - Y) / d^2$$

Bu denklemde;

S, maksimum esneme direnci(MPa)

P, kırılmanın olduğu andaki kuvvet(Newton)

$$X = (1 + \nu) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1-\nu)/2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1 + \nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1-\nu) (r_1/r_3)^2$$

ν : Poisson oranı

r1: (milimetre) destek topların üzerinde konumlandığı dairenin yarıçapı

r2: (milimetre) piston ucunun yarıçapı

r3: (milimetre) örneğin yarıçapı

d: (milimetre) kırık merkezinde örneğin kalınlığı

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Tez çalışması kapsamında genel olarak 4 basamak uygulanmıştır.

1. Balık Atıklarının Temini, Balık Atıklarından Organik Kısımlarının Fiziksel Olarak Ayırıştırılması Ve İnorganik Atıklarının Nanoboyutlarda Eldesi
2. İşlem Görmüş Balık Kemiği Tozundan Elde Edilen Nano-hidroksiapatitin (nHAp) Akışkan Kompozit Rezin İle Karıştırılması ve Araştırma Gruplarının Oluşturulması (HA-KR)
3. Deney Ve Kontrol Kompozit Numunelerinden Test Örneklerinin Hazırlanması, Testlerin Tamamlanması
4. Testlerin Bulgularının İstatiksel Analizi

3.1. Balık Atıklarının Temini, Balık Atıklarından Organik Kısımlarının Fiziksel Olarak Ayırıştırılması Ve İnorganik Atıklarının Nanoboyutlarda Eldesi

Tez kapsamında kullanılan doğal hidroksiapatit kaynağı olarak, balıkların inorganik atıkları kullanılmıştır. Bu amaçla da Türkiye’de en fazla üreticiliği yapılan (Çakmak ve ark., 2024) , işlenen ve ihraç edilen deniz ürünlerinin başında gelen alabalık tercih edilmiştir. Ayrıca balık yaşı, kemik doku yapısını en çok etki eden faktörlerin başında gelmektedir (Butylina ve ark., 2022). Tez çalışmasında bu faktörler de dikkate alınarak 2-3 yaş aralığındaki triploid (3n) yumurtalardan büyütülen Gökkuşığı Alabalıkları (*Oncorhynchus mykiss*) tercih edilmiştir.

Akerko Su Ürünleri firmasından, Trabzon işleme tesisinde fileto prosesi sonrası ortaya çıkan balık (Gökkuşığı Alabalığı, *Oncorhynchus mykiss*) yenilemeyen kafa ve

gövde kemikleri atıkları toplanmıştır. Balık kemiklerinde kafa, omurga ve kılçık kemiklerinin yapıları birbirinden farklılık göstermektedir. Tez kapsamında bu kemiklerin karışımı tercih edilmiştir. Ancak iç organlar, kuyruk, yüzgeçler, ışınlar ve deri kısımlarının kemik yapıları farklılık gösterdiğinden çalışmaya dahil edilmemiştir.



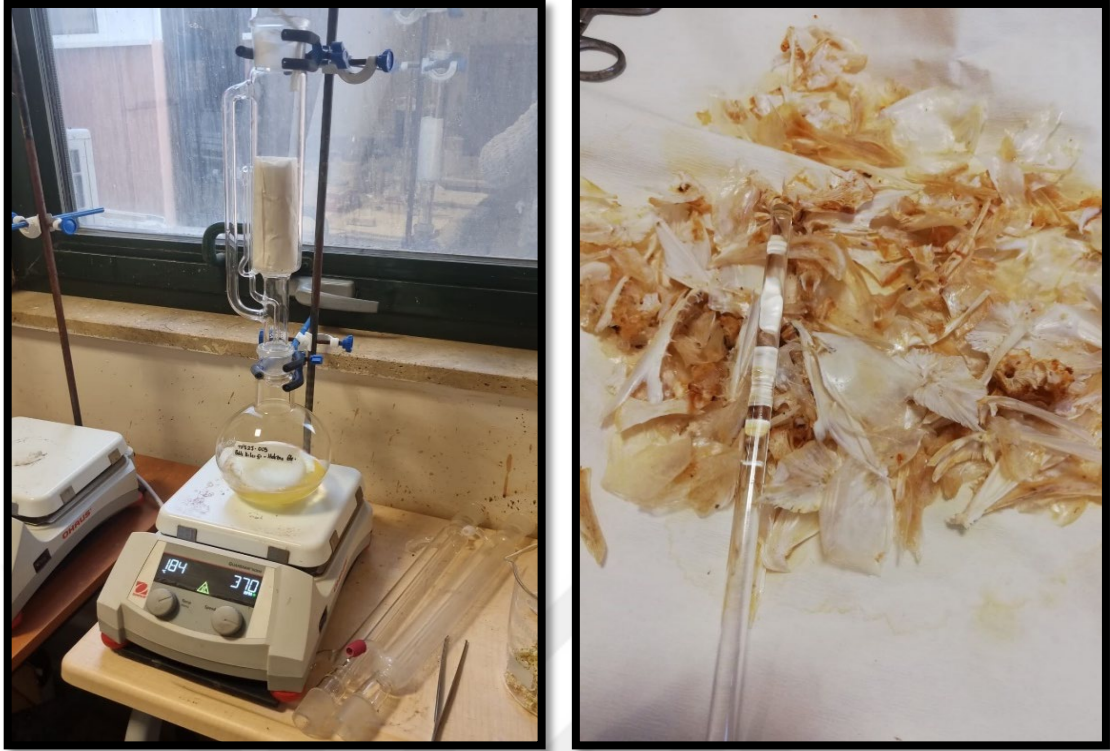
Şekil 3.1: Gökkuşığı alabalığının kemiklerinin ayrılması için kaynatılması

Tez kapsamında kullanılmayacak olan atıklar ayrıldıktan sonra kalan kafa ve omurga kemik atıkları kaynar su içerisinde en az 10 dk boyunca yumuşak doku kısımları kendiliğinden ayrılana kadar kaynatılmıştır (Şekil 3.2) Soğutma işlemi sonrası kemik atıkları üzerindeki yumuşak dokular mekanik olarak ayrıştırılmıştır. Elde edilen kemik atıkları temiz su içerisinde 2. kaynatma işlemine (10 dk boyunca) tabi tutulup süzildükten sonra etüvde kuruyana kadar 70 °C’de bekletilmiştir (Şekil 3.3).



Şekil 3.4 : Artıklarından ayrılmış balık omurga ve kılçıkları

Kuruma sonrası yüzeyler üzerindeki organik atıkların tamamıyla ayrıştırılabilmesi için soxhlet tekniği ile n-heksan içerisinde katı-sıvı ekstraksiyonu yapılmıştır. Bu teknikte şilifli bir balon içerisinde ekstraksiyonda kullanılacak olan çözücü ve soxhlet aparatına sıvı geçirgen bir kartuş veya süzgeç kâğıdı içerisinde yerleştirilmiş ekstrakte edilecek olan katı yerleştirilir. Soxhlet aparatının üzerinde bir geri soğutucu bulunur. Balon içerisinde bulunan çözücü kaynama noktasına kadar ısıtılarak çözücü buharlaşarak geri soğutucuya kadar ulaşır. Burada geri soğutucuda yoğunlaşarak sıvılaşır ve katının da yer aldığı Soxhlet aparatında çözücü birikir. Çözücü katı içerisinde yer alan organik maddeleri özütleyerek katıdan ayırır. Ardından çözücü miktarı sifon koluna gelince sifon yaparak çözücü balona tekrar döner. Bu işlem döngüsel olarak birkaç defa tekrarlanır ve işlem sonunda elde edilen malzeme etüvde Kemikler etüvde 70 C de 120 dakika kurtuldu, yapısından yağı ayırmak için Hekzan çözücüsünde Soxhlet cihazında 4 tur döndürüldü (Şekil 3.5).



Şekil 3.6: Soxhlet ekstraktörü ve organik atık ve yağından ayrılmış balık kemiği

Kurutma işlemi sonrası mekanik öğütücü ile parçalama ve porselen havan yardımıyla el ile öğütme işlemine tabi tutularak kemik tozları mikro boyutlara getirilmiştir (Şekil 3.7). Ancak kemik doku içerisinde bulunan organik yapılar malzemenin yeterince gevrek olmasının önüne geçmekte ve esnek olmasının sağlamaktadır. Bu nedenle de mikro boyutların altına düşmek oldukça zorlaşmaktadır.



Şekil 3.8 :Kurutulmuş Balık Kemiği ve kabaca öğütülmüş hali

Hazırlanan mikro balık atık tozları 10 °C 'lik artışlarla 950 °C 'ye getirilmiş kül fırınında 6 saat atmosfere açık şartlarda kalsinasyon işlemine tabi tutulmuştur. Kalsinasyon sonrasında kül fırını kendiliğinden soğumaya bırakılıp ardından balık kemiği tozları sanayi tipi bilyeli değirmende sulu öğütme prosesine tabi tutularak nano boyutlara kadar küçültme yapılmıştır.

Elek sarsma cihazı kullanılarak mikro/nano boyutlarındaki tozlar kaba ayırmaya tabi tutulmuş ve 45 µm altındaki tozlar ayrılmıştır. Nano boyuttaki malzemeleri ayırmak amacıyla ise sıvı içerisinde yüzdürme tekniği kullanılmıştır. Katı toz malzeme su içerisinde karıştırılıp ultrasonik banyoda bekletilmiş ardından süspansiyon haline getirilmiştir. 5 dk boyunca bekletilerek askıda kalan tozlar dekantasyon yardımıyla ayrılmıştır. Askıda kalan malzemeler nano boyuttadır ve bunu test etmek amacıyla askıda kalan tozlara Rayleigh saçılma testi uygulanmıştır. Bu testte nano boyuttaki malzemeler süspansiyon haldeyken üzerine düşen tek yönde yayılan ışın demetinin (lazer) her tarafa saçılmasını sağlar.

Tez kapsamında hazırlanan tozlar su içerisinde süspanse edildikten sonra karanlıkta lazer ışığı ile test edilmiş ve nano boyutlarda olduğu görülmüştür. Hazırlanan nano balık inorganik atık tozları önce santrifüj ile ayrılmış ve ardından etanol ve aseton ile yıkanarak taneciklerin birbirine yapışması engellenmiştir. Nano boyutlara gelmiş balık kılçığı esaslı nHAp oda sıcaklığında kurutulup tekrar porselen havanda kurutulup kullanıma hazır hale getirilmiştir (Şekil 3.9).



Şekil 3.10: İşlemler sonrası elde edilen nHAp tozu

3.2. İşlem Görmüş Balık Kemiği Tozundan Elde Edilen Nanohidroksiapatitin (nHAp) Akışkan Kompozit Resin İle Karıştırılması Ve Araştırma Gruplarının Oluşturulması (HA-KR)

Bu çalışmada İmicryl (Konya, Türkiye) firması tarafından üretilen bir akışkan kompozit olan “Nova Compo HF” farklı doldurucu oranları ile modifiye edilerek üretilmiştir. Balık kılçığı tozundan elde edilen inorganik nHAp ağırlıkça belirtilen oranlarda matriks içerisine katılmıştır. Katılama işlemi İmicryl firması tarafından gerçekleştirilmiş ve homojen dağılımın sağlanabilmesi amacıyla özel karıştırıcılar

kullanılmıştır. Burada inorganik doldurucu hariç içeriğini değiştirilmemiştir. Akışkan kompozit rezine ait içerik bilgisi **Tablo 3.1** 'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1: Firmaya ait Kontrol grubu Kompozit Rezinin Kimyasal İçeriği

Akışkan Kompozit	Üretici Firma	Kimyasal içerik
Nova Compo HF	İmicryl, Konya, Türkiye	Organik Matriks İçeriği: Hidrofobik aromatik dimetakrilatlar, Bis-GMA, Bis-MEP, TEGDMA, UDMA İnorganik Doldurucu Partikülleri: Silanlanmış baryum cam, nano iterbiyum, silanlanmış çokça dağılmış nano silikon dioksit, silika-zirkonya, prepolimer doldurucular (ağırlıkça %60-70, hacimce %53-55)

Bu çalışma için üretilmesi planlanan deneysel kompozitlerin doldurucu oranları dağılımı ile kontrol grubu ve deney grupları **Tablo 3.2**'de gösterilmiştir.

Tablo 3.2: Çalışmada test edilecek grupların doldurucu oranları

Çalışma Grupları	Kompozit Rezin İnorganik Doldurucu Oranı (Ağırlıkça)	Balık Kılçığı esaslı İnorganik HAp Doldurucu Oranı (Ağırlıkça)
1.Grup(Kontrol grubu) (KR)	%60	%0
2.Grup (HA-KR-%5)	%55	%5
3.Grup (HA-KR-%10)	%50	%10
4.Grup (HA-KR-%30)	%30	%30
5.Grup (HA-KR-%60)	%0	%60

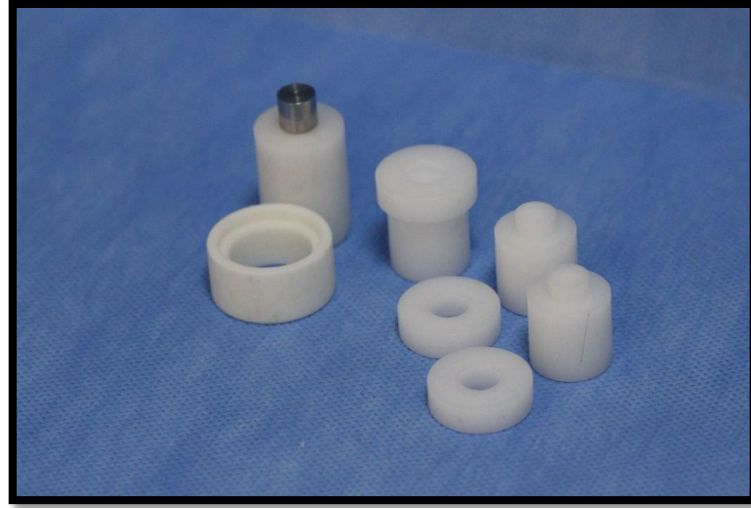
3.3. Deney ve Kontrol Kompozit Numunelerinden Test Örneklerinin Hazırlanması, Testlerin Hazırlanması

Çalışmamızda kontrol grubu ve oluşturulan 4 deneysel gruba mikrosertlik ölçümü, polimerizasyon büzülmesinin ölçülmesi, üç nokta bükülme dayanımı testi ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) görüntü değerlendirmesi olmak üzere 4 farklı analiz yapıldı.

Her bir gruptan belirlenen testlerin yapılabilmesi ve bu testlerin geneli yansıtabilmesi amacıyla test örnekleri hazırlanmıştır. Bu amaçla mikrosertlik ölçümü için 8 örnek, polimerizasyon büzülmesinin ölçülmesi için 10 örnek, , üç nokta bükülme testi için 10 adet örnek hazırlanmıştır.

3.3.1. Mikrosertlik değerlendirme

Farklı oranlarda doldurucu içerikleri ile hazırlanan HA-KR-% kompozit rezinlerin kuvvete karşı sertlik dayanımı ölçümü için mikrosertlik değerlerine bakılmıştır. Örnek hazırlanma aşamasında; silindirik bir teflon kalıba (8 mm çapında ve 2 mm kalınlığında) yerleştirilmiş ve her grup için disk şeklinde 10 adet, toplamda 50 örnek hazırlanmıştır (n=10) (Şekil 3.11). Vickers mikrosertlik ölçümleri Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü Laboratuvarında yapılmıştır.



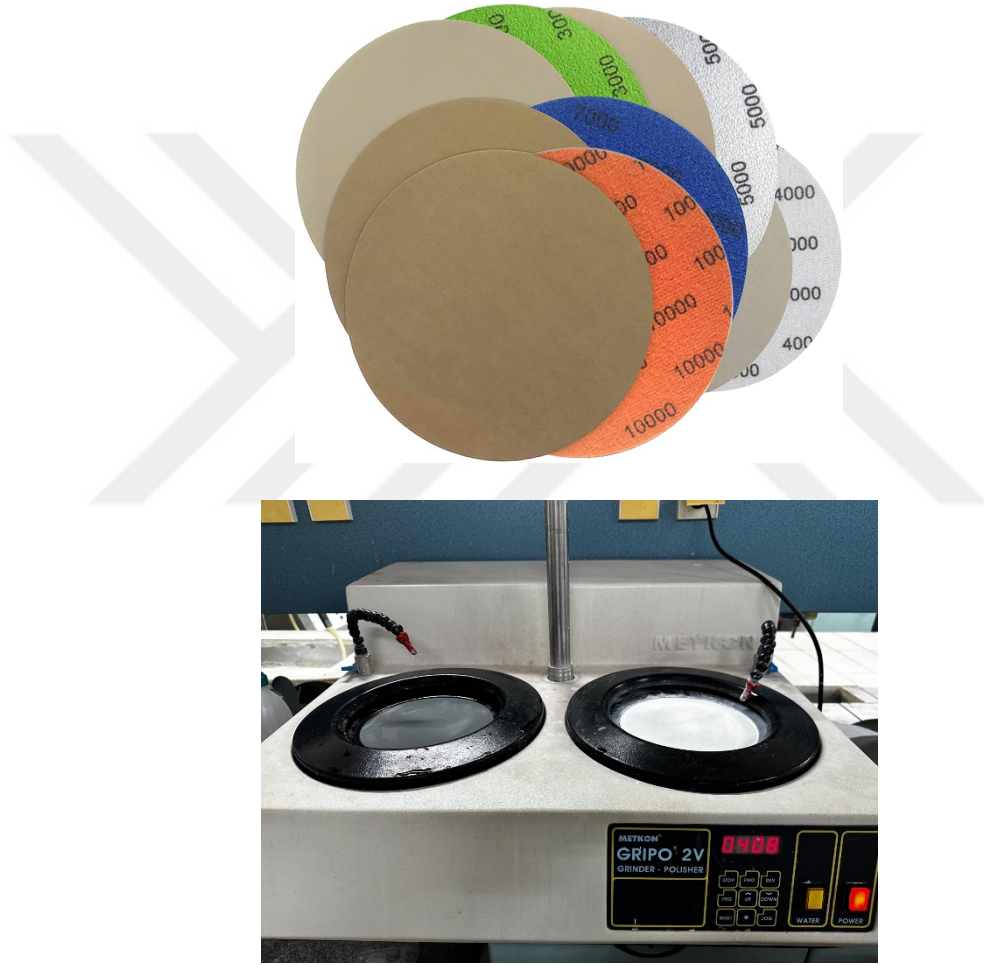
Şekil 3.12: Örneklerin Hazırlanması İçin Kullanılan Politetrafloroetilen (PTFE) Kalıplar

Teflon kalıbın alt ve üst tarafları polyester şeritlerle kaplanmıştır. Üst yüzeye bir cam mikroskop lamı yerleştirilmiş ve gerekenden fazla miktarda malzeme ekstrüde edilmiştir. Düzgün bir yüzey elde etmek ve oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu önlemek amacıyla, üst yüzeyin üzerine şeffaf bir matriks bandı yerleştirildi ve bunun üzerine bir mikroskop lamı konuldu. Numunenin merkezi üzerinden bir LED ışık cihazı ile (Valo; Ultradent Products Inc.,) polimerize edilmiştir. Işık ucu örneklerin yüzeyine dik gelecek şekilde yerleştirilmiştir ve tüm örneklere 20 s boyunca standart mesafeden polimerizasyon uygulanmıştır.

Örneklerin kalınlıkları kumpas yardımı ile ölçüldü. Örneklerin ölçüm yapılacak yüzeylerine, standardizasyon sağlamak için polisaj diskleri (Kerr) ile aşındırma yapıldı. Daha sonra yüzey sertliği işlemleri yapılana kadar örnekler distile su içerisinde bekletildi.

Mikrosertlik ölçümleri için zemin düz olmalıdır. Bunun için ölçüm yapılacak yüzeyleri dışarda kalacak şekilde akrilik bloklara gömüldü. Bunun için örnekler akrilik

rezin içine gömülmüştür. Bu akrilikten tablalar aşındırma makinesinde sırasıyla 400,600,800,1200 ve 4000 lik silikon karbür zımpara diskleri ile pürüzleştirildi. Böylece sertlik cihazında ölçüm yapılabilmesi için pürüzsüz bir yüzey elde edildi (Şekil 3.13, Şekil 3.14).

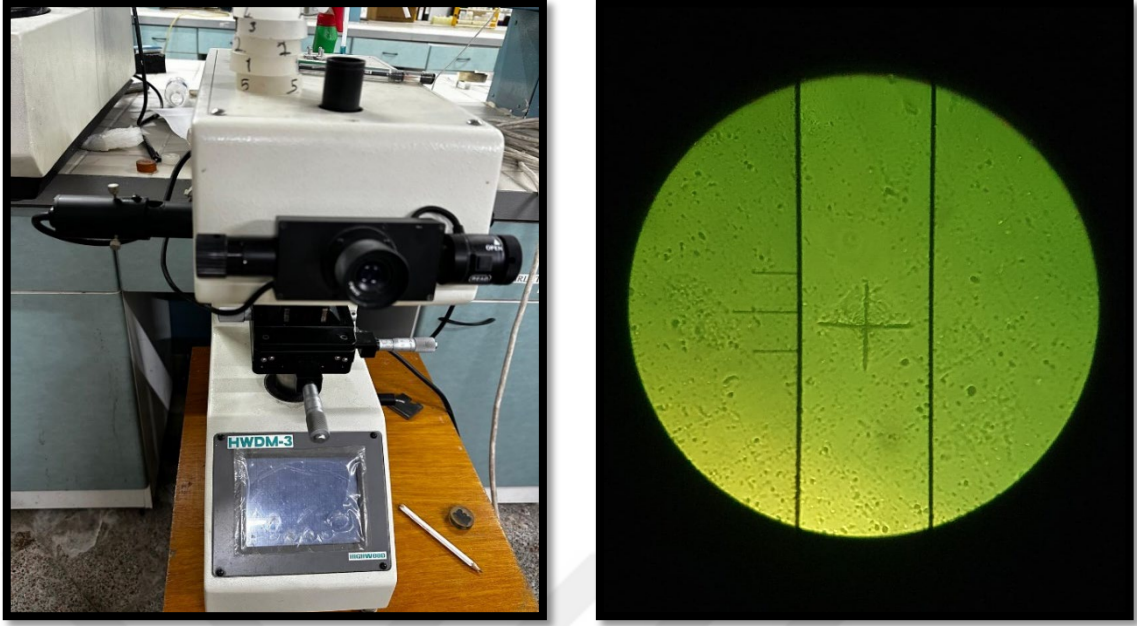


Şekil 3.15: Silikon Karbür Zımpara Diskleri ve Kesme, Bitirme Makinesi



Şekil 3.16: Polisaj İşlemleri Sonrası Akrilik Bloklar

Örneklerin üst yüzeylerinin mikrosertlik değerlerinin belirlenmesin amacıyla bir mikrosertlik test cihazı (HWDM-5, TTS Unlimited Inc, Osaka, Japonya) kullanılmış ve ölçümler Vickers sertlik değeri (VHN) (kg/mm²) olarak kaydedilmiştir. Vickers sertlik testinde, ince bir çizici uç ile örnek üzerine kuvvet oluşur. Bu kuvvet ile oluşan çökme miktarı hesaplanır. Kompozit yüzey sertliğinin belirlenmesi 30 sn süre ile 200 gramlık kuvvet uygulanarak gerçekleştirilmiştir ve bu değerlerin ortalaması hesaplanmıştır (Şekil 3.17).



Şekil 3.18: Vickers Sertlik Ölçüm Cihazı ve Ölçüm Alanının Belirlenmesi

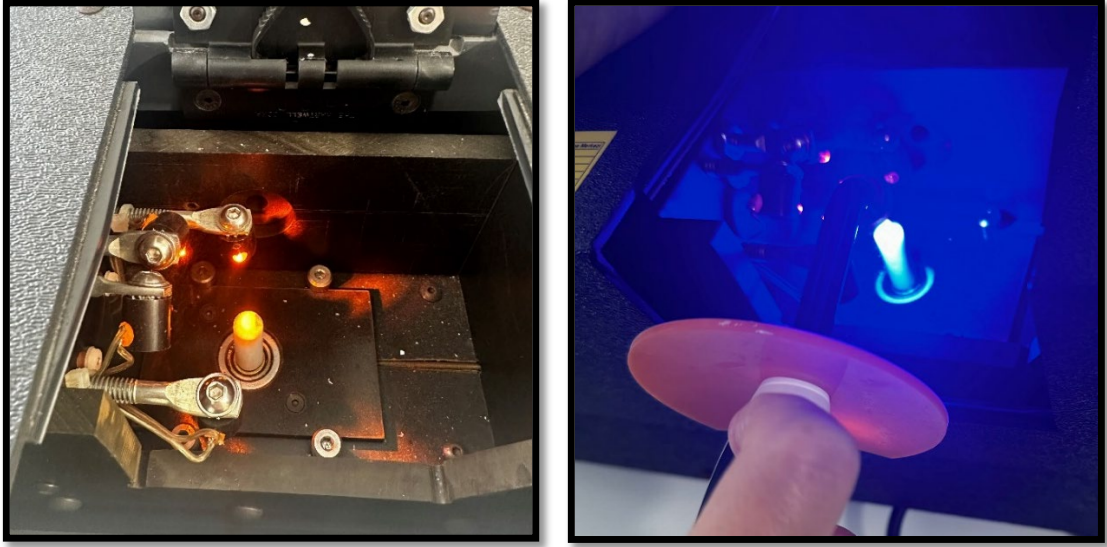
3.3.2. Polimerizasyon Büzülmesi ölçümü

Çalışmada kontrol ve deneysel akıcı kompozit gruplarını polimerizasyon büzülmesi test edilmiştir. Bu çalışmada belirlenen örnek sayısı $n=10$ dur. Çalışmada polimerizasyon büzülmesini ölçmek amacıyla video-imaging sistem olan Acuvol Laboratuvar cihazı (Acuvol, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) kullanılarak her gruptan 10 adet örnek, toplamda 50 örnek üzerinde ölçüm yapılmıştır ($n=10$). Bu test aşaması Yeditepe Üniversitesi Sert Doku Laboratuvarında yapılmıştır.



Şekil 3.19: Polimerizasyon Büzülmesini Ölçmek İçin Acu-Vol Cihazı

Acu-vol cihazı kompozit örneklerin yerleştirildiği özel bir cihaz ve bu cihaza bağlı bilgisayardan oluşmaktadır (Şekil 3.20). Kompozit rezinler Acu-vol cihazı içindeki CCD (charge-coupled device) kamerasının önünde bulunan 4.2 mm çapındaki PTFE kaide üzerine şırıngayla yerleştirildi (Şekil 3.21). Cihazın kapağı kapatılarak test başlatılmadan önce ölçümdeki hataları elimine etmek ve tam bir ölçüm yapabilmek için 5 dakika beklendi. Devamında ilk zirve hacmi (V1) ölçülmüştür.



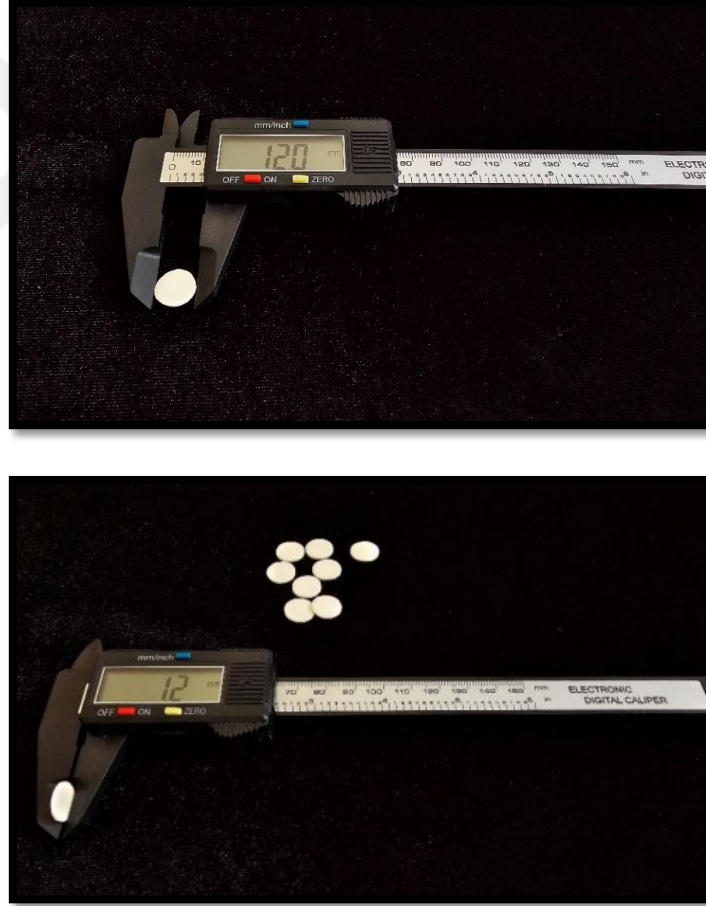
Şekil 3.22: Akışkan Kompozit Örneklerin Acu-vol cihazına yerleştirilmesi

Örnekler 5 saniye süreyle 1000 mW/cm^2 gücünde polimerizasyon cihazı ile (Valo; Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, ABD) polimerize edilmiştir. Polimerizasyon ucu örneklerin üst kısmından 1 mm uzakta yerleştirilmiştir. Işıklı polimerizasyondan 2 dakika sonra, sertleşme sonrası hacim (V_2) kaydedilmiştir. Örneklerin hacimsel polimerizasyon büzülmesi aşağıdaki denkleme göre hesaplanmıştır:

$$\text{Polimerizasyon büzülmesi} = (V_1 - V_2) / V_1 * 100\%$$

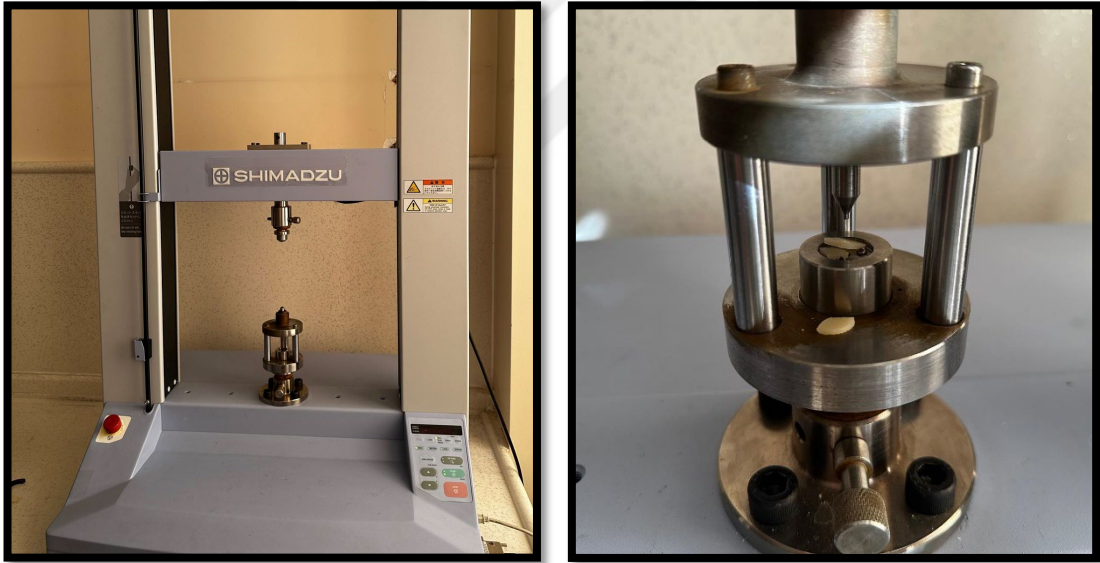
3.3.3. Biaksiyel Bükülme Dayanımı Testi

Biaksiyel bükülme testi Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Temel Tıp Bilimleri Biyokimya laboratuvarında bulunan universal test cihazı (Shimadzu AGS-X, Kyoto, Japonya) ile ölçülmüştür. Cihaz için özel silindir teflon kalıp üretilmiştir (12×1.2 mm) ve $n=10$, toplamda 50 adet örnek hazırlanmıştır. Teflon kalıplar 13 mm çapında, 1.2 mm kalınlıkta diskler üretecek şekilde tasarlanmıştır (Şekil 3.23). Kalıp üzerine şırınga içerisindeki akıcı kompozit rezinler enjekte edilmiştir ve bir LED ışık cihazı ile (Valo; Ultradent Products Inc.) polimerize edilmiştir.



Şekil 3.24: Örnek boyutlarının dijital kumpas ile ölçümü

Biaksiyel bükülme dayanımı testi için, kuvvet uygulayacak üst baskı düzeneğine 1,4 mm çapında uç yerleştirildi. Bu uç, dairesel disk numunelere tam merkezden temas edecek şekilde konumlandırılmıştır. Kompozit örneklerin yerleştirildiği taban, 10 mm çapa sahiptir ve çerçeve içerisinde 120° aralıklarla yerleştirilmiş üç adet 3mm çapında çelik bilyeden oluşan destekleri bulunmaktadır. Bu bilyelerin üzerini örtecek şekilde kompozit diskler yerleştirilmiştir (Şekil 3.25). Baskı ucu, numunenin merkezine hizalanacak şekilde ayarlanmış ve 1 mm/dk sabit hızla yük uygulanmıştır. Numune kırılıncaya dek devam eden bu işlem sırasında kırılma anındaki maksimum kuvvet, cihaz tarafından Newton cinsinden kaydedilmiş; elde edilen bu değer, ilgili standartta tanımlanan denklem kullanılarak MPa birimine dönüştürülmüştür



Şekil 3.26: Shimadzu üniversal test cihazı ve örneklerin yerleştirildiği tabla

3.3.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntülemesi

Nano-hidroksiapatit katkılı kompozit rezin örneklerin yüzey pürüzlülüğü, yüzey düzgünlüğü, dolgu malzemesinin homojinitesi, nano malzemenin kompozit içerisindeki parçacık dağılımı ölçülmesi için SEM cihazı ile analiz yapıldı. Analiz, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Laboratuvarındaki SEM (Tescan Mira3 XMU, Brno, Czechia) cihazı ile yapıldı (Şekil 3.27).

Her kompozit rezin grubundan bir adet olmak üzere, toplam 5 yeni örnek, 8 mm çapında ve 2 mm kalınlığında hazırlandı. Cilalama işlemi yapıldı, yüzey temizliğini sağlamak için analiz öncesi alkolde bekletildi. Her 500x-20.000x arası görüntü büyütmeleri altında örneklerin yüzeyleri incelendi ve başlangıç fotoğrafları alındı.



Şekil 3.28: Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

3.4. Testlerin Bulgularının İstatiksel Analizi

Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizinde Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) kullanılmıştır. Tek yönlü ANOVA sonucunda anlamlı fark bulunan gruplar arasında hangi çiftler arasında bu farkın mevcut olduğunu belirlemek amacıyla Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır ($p < 0,05$).



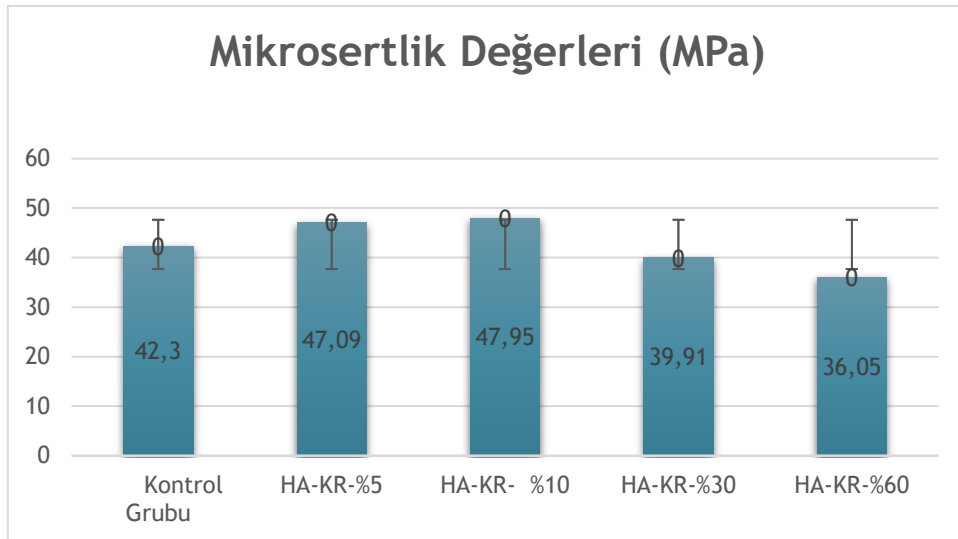
4. BULGULAR

Bu çalışmada, farklı oranlarda nano-hidroksiapatit katkısının değerlendirilen restoratif materyallerin mikrosertlik, polimerizasyon büzülmesi ve bükülme dayanımı üzerindeki etkileri incelenmiştir. Elde edilen veriler doğrultusunda gruplar arasında anlamlı farklılıkların bulunduğu belirlenmiştir.

4.1. Mikrosertlik

Bu çalışmada kullanılan kontrol ve nano-hidroksiapatit katkılı kompozit rezinlerin ortalama mikrosertlik değerleri ve standart sapmaları **Tablo 4.1** ve **Tablo 4.2**'de gösterilmiştir. İstatistiksel analiz sonucunda, kullanılan nano-hidroksiapatit katkısı ve ağırlıkça yüzdesinin mikrosertlik üzerinde olumlu ve olumsuz yönde anlamlı ve farklı etkileri olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$).

Tablo 4.1: Grupların Vickers Mikrosertlik Değerine Göre Karşılaştırılması



Tablo 4.2: Grupların Mikrosertlik Değerleri

Kontrol Grubu	HA-KR-%5	HA-KR-%10	HA-KR-%30	HA-KR-%60	Test. İst.	p*
42,3±2,43 ^b	47,09±2,09 ^c	47,95 ±3,38 ^c	39,91±3,23 ^{ab}	36,05±4,41 ^a	42,66±5,45	<0,05

Küçük harfli üst simgeler gruplar arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir (p< 0.05).

Grupların mikrosertlik değerleri karşılaştırıldığında, nano-hidroksiapatit katkısının %5 ve %10 oranlarında mikrosertliği artırdığı, ancak %30 ve %60 oranlarında nano-hidroksiapatit katkısının mikrosertlik değerlerinde azalmaya neden olduğu gözlemlenmiştir. Özellikle HA-KR-%30 ve HA-KR-%60 grupları, düşük sertlik değerleriyle dikkat çekmiş ve bu durum, belirli bir eşik değerin üzerinde nHAp katkısının mikrosertlik üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olabileceğini göstermektedir.

Değerlendirilen gruplar arasında en yüksek mikrosertlik değeri HA-KR-%10 (47,95±3,38 MPa) grubunda ölçülmüştür. Bu değer, kontrol grubu (42,3±2,43 MPa), HA-KR-%30 grubu (39,91±3,23 MPa) ve HA-KR-%60 (36,05±4,41 MPa) gruplarına kıyasla anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). HA-KR-%5 ile HA-KR-%10 arasında farklılık görülmezken (p>0,05), HA-KR-%10 grubunun da kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek olduğu izlendi (p<0.05).

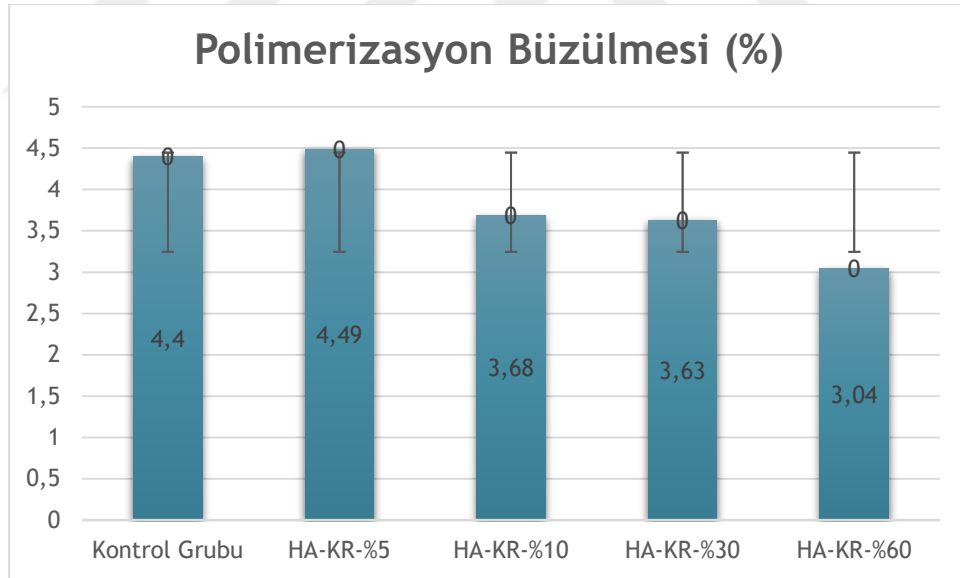
Mikrosertlik değer sıralamasında 3. Sırada kontrol grubu (42,3±2,43 MPa) gelmiştir. Kontrol grubu ile HA-KR-%30 benzerlik gösterirken (p >0,05), HA-KR-%60 grubundan anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür (p<0,05). Mikrosertlik değer

sıralamasında 4. Sırada bulunan HA-KR-%30 grubu ($39,91 \pm 3,23$ MPa) ile HA-KR-%60 benzer mikrosertlik değerleri göstermiştir ($p > 0,05$).

4.2. Polimerizasyon Büzülmesi

Kontrol grubu ve ağırlıkça farklı oranlarda oluşturulan nHAp katkılı kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi testi sonuçlarına ait veriler ortalama ve standart sapma şeklinde **Tablo 4.3** ve **Tablo 4.4**'de gösterilmiştir. Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonucunda kullanılan hidroksiapatit katkısı ve ağırlıkça yüzdesinin, kontrol grubuna göre polimerizasyon büzülmesi açısından anlamlı ve farklı etkileri olduğu belirlenmiştir ($p < 0,05$).

Tablo 4.3: Grupların Polimerizasyon Büzülmesi Yüzdelere Göre Karşılaştırılması



Tablo 4.4: Grupların Polimerizasyon Büzülmelerinin Yüzdelik Değerleri

Kontrol Grubu	HA-KR-%5	HA-KR-%10	HA-KR-%30	HA-KR-%60	Test. İst.	p*
4,4±0,38 ^a	4,49±0,92 ^a	3,68±0,99 ^{ab}	3,63±0,5 ^{ab}	3,04±0,74 ^b	3,85±0,9	<0,05

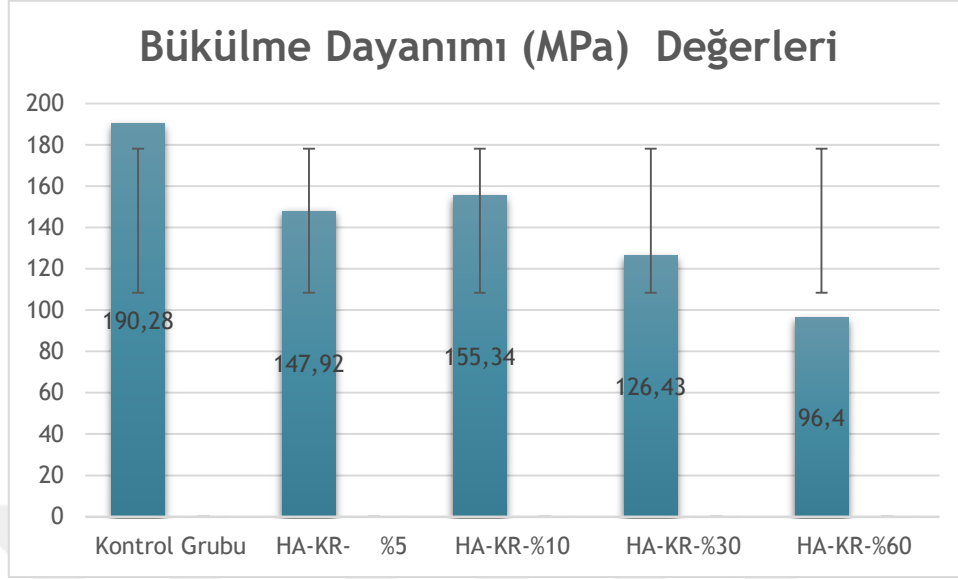
Küçük harfli üst simgeler gruplar arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir (p< 0.05).

Elde edilen bulgulara göre, en yüksek ortalama polimerizasyon büzülmesi değeri HA-KR-%5 nano hidroksiapatit katkısı içeren 2.grupta ($4,49 \pm 0,92$) tespit edilmiştir. Kontrol grubu ile HA-KR-%10 ve HA-KR-%30 grupları arasında anlamlı farklılık olmadığı görülmüştür ($p>0,05$). En düşük değer ise HA-KR-%60 nano hidroksiapatit katkısı içeren 5.grupta ($3,04 \pm 0,74$) gözlenmiştir. Bu değer, HA-KR-%10 ve HA-KR-%30 ile benzer sonuçlar göstermiştir ($p>0,05$). %10 ve %30 katkı grupları arasında da benzer şekilde anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p>0,05$).

Elde edilen sonuçlar, nano hidroksiapatit katkı oranı arttıkça polimerizasyon büzülmesinin azaldığını, ancak bu etkinin yalnızca yüksek katkı (%60) düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı hale geldiğini ortaya koymaktadır.

4.3. Bükülme Dayanımı

Bu çalışmada nHAp katkılı kompozit rezinlerin kuvvet altında bükülme dayanımı ile ilgili sonuçlar **Tablo 4.5** ve **Tablo 4.6**'da gösterilmiştir. Farklı oranlarda nano hidroksiapatit tozu içeren deney gruplarının bükülme dayanımı üzerindeki etkileri incelenmiş ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir ($p<0.05$)

Tablo 4.5: Grupların Bükülme Dayanımı Değerlerine Göre Karşılaştırılması**Tablo 4.6:** Grupların Bükülme Dayanımı Değerleri

Kontrol Grubu	HA-KR-%5	HA-KR-%10	HA-KR-%30	HA-KR-%60	Test. İst.	p*
190,28±28,76 ^b	147,92±16,83 ^{cd}	155,34±24,39 ^d	126,43±5,37 ^c	96,4±11,43 ^a	143,27±36,52	<0,05

Büyük harfli üst simgeler gruplar arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir ($p < 0.05$).

Bükülme dayanımı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir ($p < 0.05$). En yüksek ortalama bükülme dayanımı değeri kontrol grubunda tespit edilmiş olup, bu değer $190,28 \pm 28,76$ MPa olarak belirlenmiştir. Bu değer diğer 4 gruba oranla anlamlı derecede daha yüksektir ($p < 0,05$).

En düşük bükülme dayanımı HA-KR-%60 grubunda görülmüştür. Bu değer, diğer tüm gruplardan anlamlı olarak daha düşüktür. Nano hidroksiapatitin farklı oranlarda kompozit rezin içerisine katkısı bükülme dayanımını değişen oranlarda azaltmıştır. Elde edilen bulgular, nano hidroksiapatit katkı oranı arttıkça bükülme dayanımında belirgin bir

azalma meydana geldiğini ve bu etkinin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ortaya koymaktadır. Bu durum, yüksek oranda katkı materyali içeren kompozitlerin bükülme dayanımında zayıflamaya yol açabileceğini düşündürmektedir.

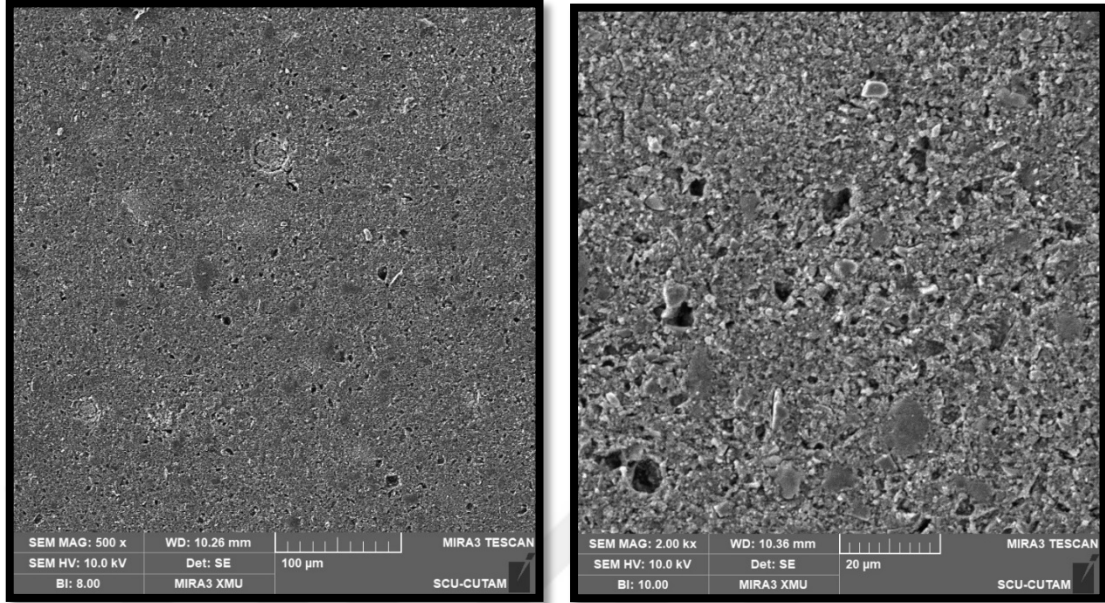
4.4. SEM Analizi

Çalışmadaki kontrol grubu ve nHAp eklenmiş deneysel kompozit gruplarının, yüzey özellikleri SEM görüntüleri elde edilerek değerlendirildi. SEM cihazı X500-1.000-2.000-10.000-20.000 büyütme altında incelendi. Çalışmada kullanılan kompozit rezin gruplarının yüzey özelliklerinin yanı sıra eklenen HAp tozunun, karışımdaki homojenliği ve moleküller arası dağılımı da yorumlanmıştır. **Tablo 4.7** de çalışmada incelenen kompozit rezin gruplarının organik-inorganik doldurucu oranları verilmiştir.

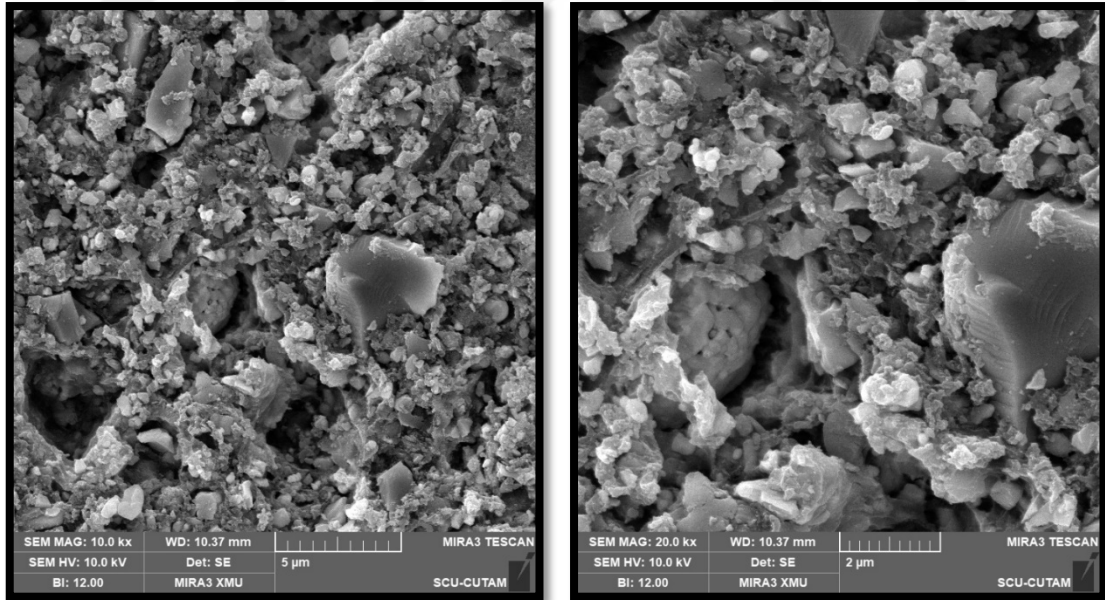
Tablo 4.7: Çalışmada test edilecek grupların doldurucu oranları

Çalışma Grupları	Kompozit Rezin İnorganik Doldurucu Oranı (Ağırlıkça)	Balık Kılçığı esaslı İnorganik HAp Doldurucu Oranı (Ağırlıkça)
1.Grup(Kontrol grubu) (KR)	%60	%0
2.Grup (HA-KR-%5)	%55	%5
3.Grup (HA-KR-%10)	%50	%10
4.Grup (HA-KR-%30)	%30	%30
5.Grup (HA-KR-%60)	%0	%60

4.4.1. Kontrol Grubu SEM Analizi



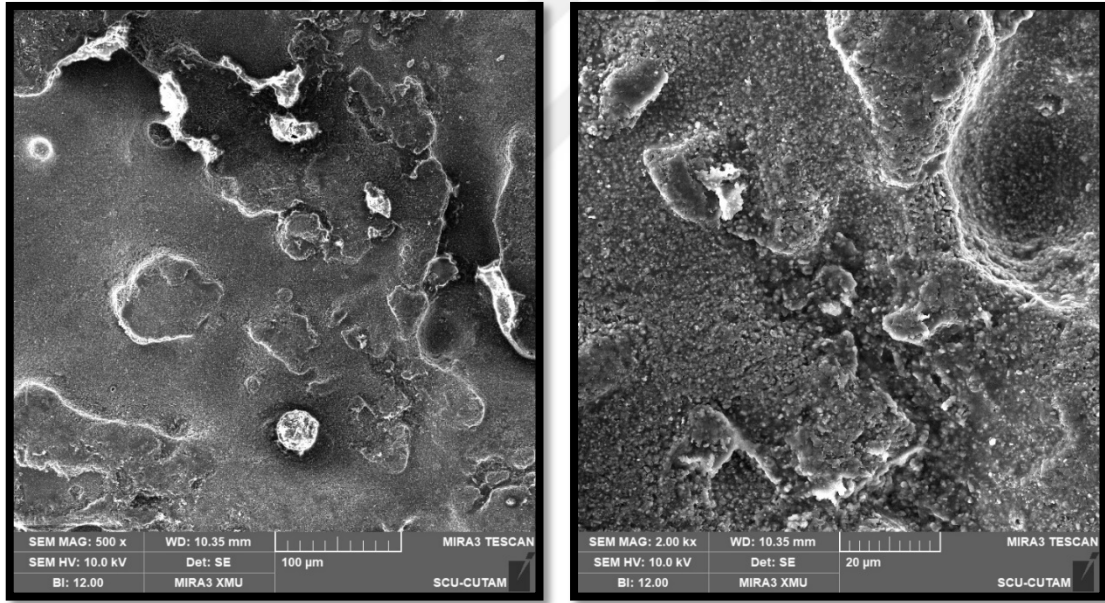
Şekil 4.1: Kontrol grubuna ait 500 ve 2.000’lik büyütmede SEM görüntüsü.



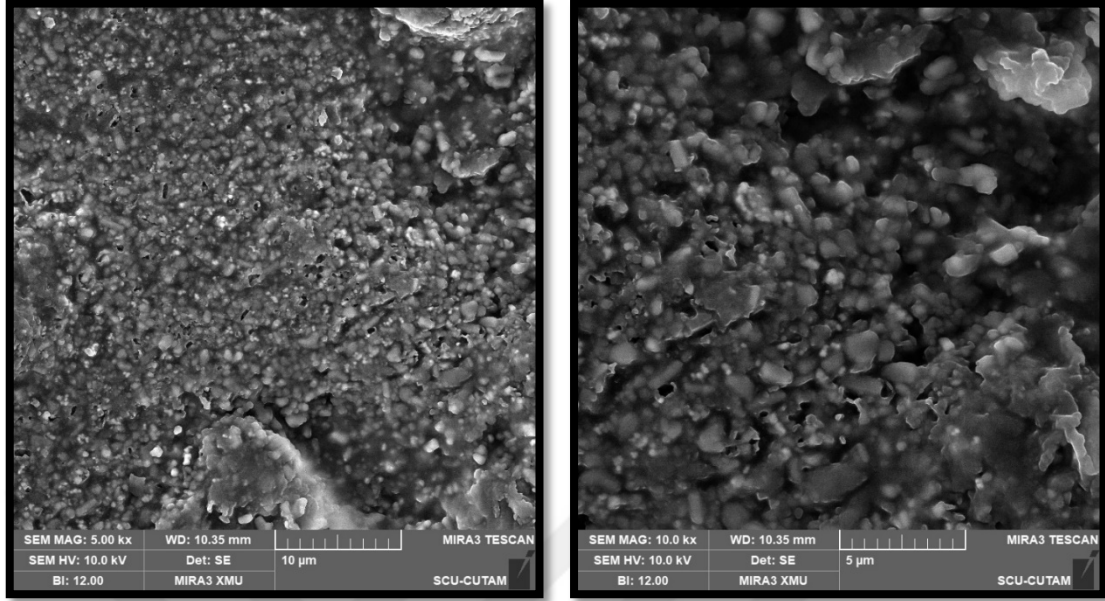
Şekil 4.2: Kontrol grubuna ait 10.000 ve 20.000 ’lik büyütmede SEM görüntüsü.

Kontrol kompozit rezin örneği (1.grup), %60 oranında inorganik doldurucu içermekte olup bu örneğe hiç balık kılçığından elde edilen nHAp tozu eklenmemiştir. Örneğe ait SEM görüntüleri incelendiğinde genel görünümde homojen olduğu görülmektedir. Ancak büyütme oranı 2.000 olduğunda inorganik dolgu malzemesinin mikro yapıda homojenlikte uzaklaştığı görülmektedir. Nitekim 20.000 yakınlaştırma uygulandığında malzemenin homojen olmadığı sonucuna varılmaktadır. Görüntülerde elde edilen tanecikli yapılar rezin ve dolgu malzemesi arasında beklenen bağlanmanın zayıf olduğu görülmektedir.

4.4.2. 2.Grup (HA-KR-%5 nHAp) SEM Analizi



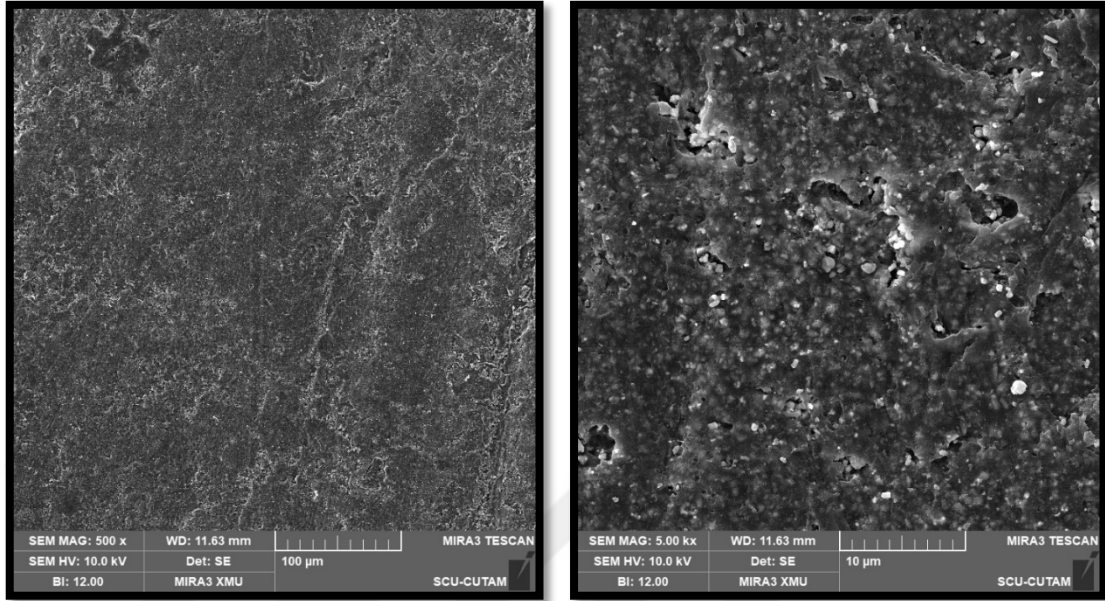
Şekil 4.3: 2.Gruba (HA-KR-%5 nHAp) ait 500 ve 2.000’lik büyütmede SEM görüntüsü.



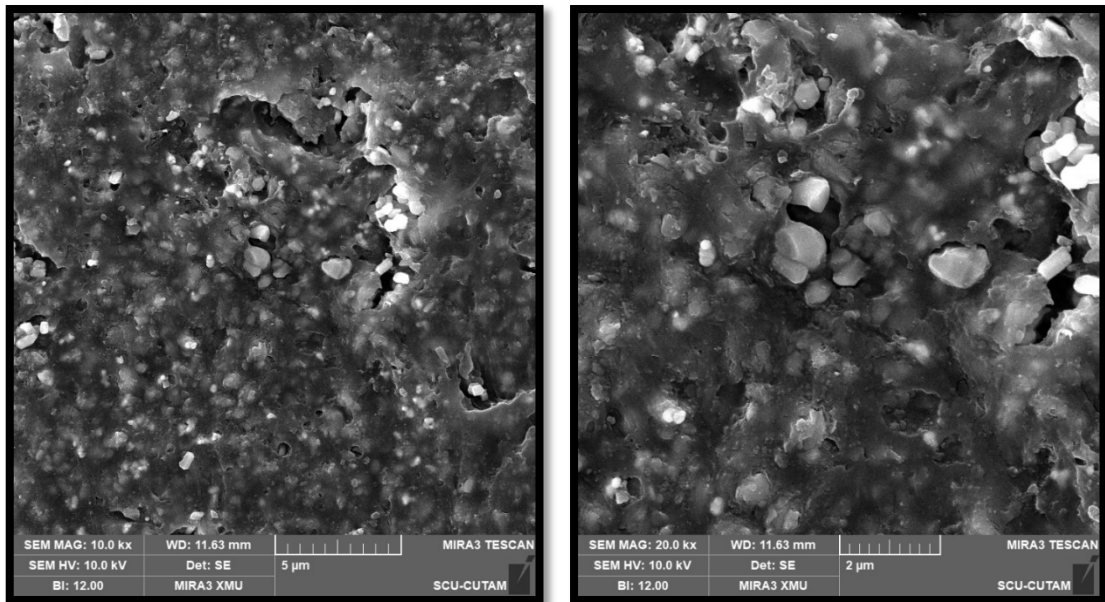
Şekil 4.4: 2.Grupa (HA-KR-%5 nHAp) ait 5.000 ve 10.000’lik büyütmede SEM görüntüsü

2.grup (HA-KR-%5) örneği, %5 oranında nHAp ve %55 oranında firmanın inorganik doldurucu içermektedir. Bu örneğe %5 oranında balık kılçığından elde edilen nHAp tozu eklenmiştir. Malzemenin genel görünümü (500 x büyütme) incelendiğinde yapısal olarak homojenlik olduğu söylenebilir. Malzeme büyütme oranı artırıldığında 10.000 büyütmede elde edilen görüntüye göre homojenliğin devam ettiği ve topaklanmanın meydana gelmediği dolgu malzemesinin oldukça homojen bir şekilde dağıldığı açıkça görülmektedir. Ayrıca küresel biçimde görünen dolgu malzemesinin etrafında oluşan yapı rezini temsil etmekte olup rezin-dolgu malzemesi arasında bağ oluşumu açıkça görülmektedir. Bununla birlikte özellikle de nHAp eklenmemiş yapıya göre gözenekli yapının azaldığı görülmektedir.

4.4.3. 3.Grup (HA-KR-%10 nHAp) SEM Analizi



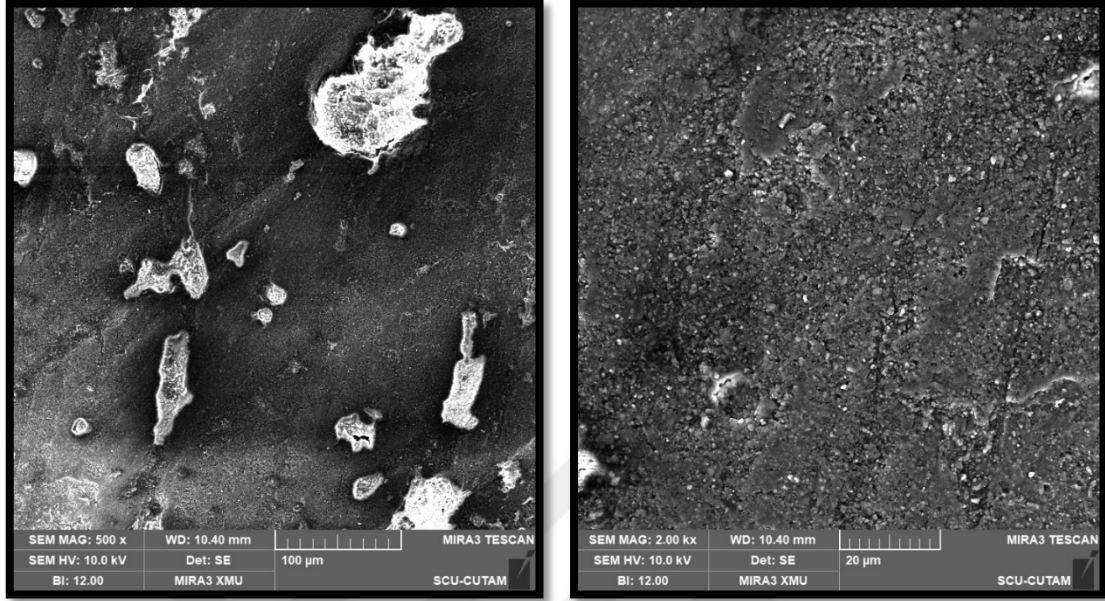
Şekil 4.5: 3.Gruba (HA-KR-%10 nHAp) ait 500 ve 5.000’lik büyütmede SEM görüntüsü.



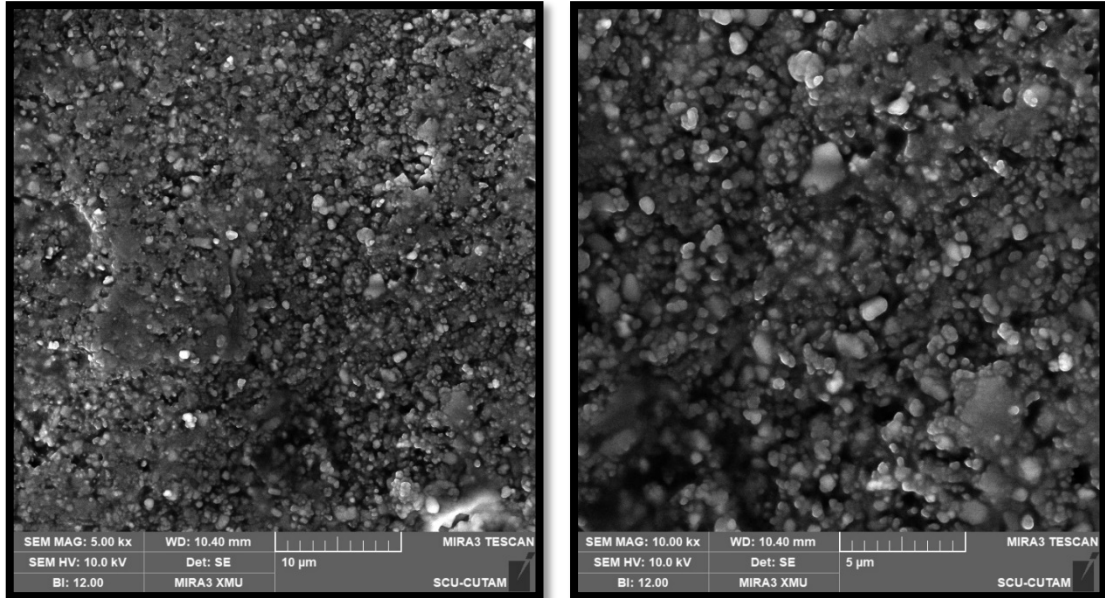
Şekil 4.6: 3.Gruba (HA-KR-%10 nHAp) ait 10.000 ve 20.000’lik büyütmede SEM görüntüsü.

3.grup (HA-KR-%10) örneği, %10 oranında nHAp ve %50 oranında firmanın inorganik doldurucu içermektedir. Bu örneğe %10 oranında balık kılçığından elde edilen nHAp tozu eklenmiştir. HA-KR-%5 örneğine benzer şekilde malzemenin genel görünümü (500 x büyütme) incelendiğinde yapısal olarak homojenlik olduğu söylenebilir. Malzeme büyütme oranı artırıldığında 10.000 büyütmede elde edilen görüntüye göre homojenliğin devam ettiği ve topaklanmanın meydana gelmediği dolgu malzemesinin oldukça homojen bir şekilde dağıldığı açıkça görölmektedir. Ancak 5.000'lik büyütme oranı incelendiğinde yer yer topakların olduğu ayrıca küresel biçimde görünen dolgu malzemesinin etrafında oluşan yapı, organik rezini temsil etmekte olup rezin-dolgu malzemesi arasında bağ oluşumu açıkça görölmektedir. Özellikle de partiküllerin rezin içerisinde gömülü olması ve bazı taneciklerin de kopma yüzeyi alınırken yüzeyde oluşturduğu çukurlar yapıda bağlanma olduğunu göstermektedir. Gömülü olan taneciklerin boyutlarının kopma yüzeylerindeki taneciklere göre küçük olması küçük taneciklerin rezin ile daha kolay bağlandığını göstermektedir. Bununla birlikte özellikle de nHAp eklenmemiş yapıya göre gözenekli yapının azalığı görölmektedir.

4.4.4. 4.Grup (HA-KR-%30 nHAp) SEM Analizi



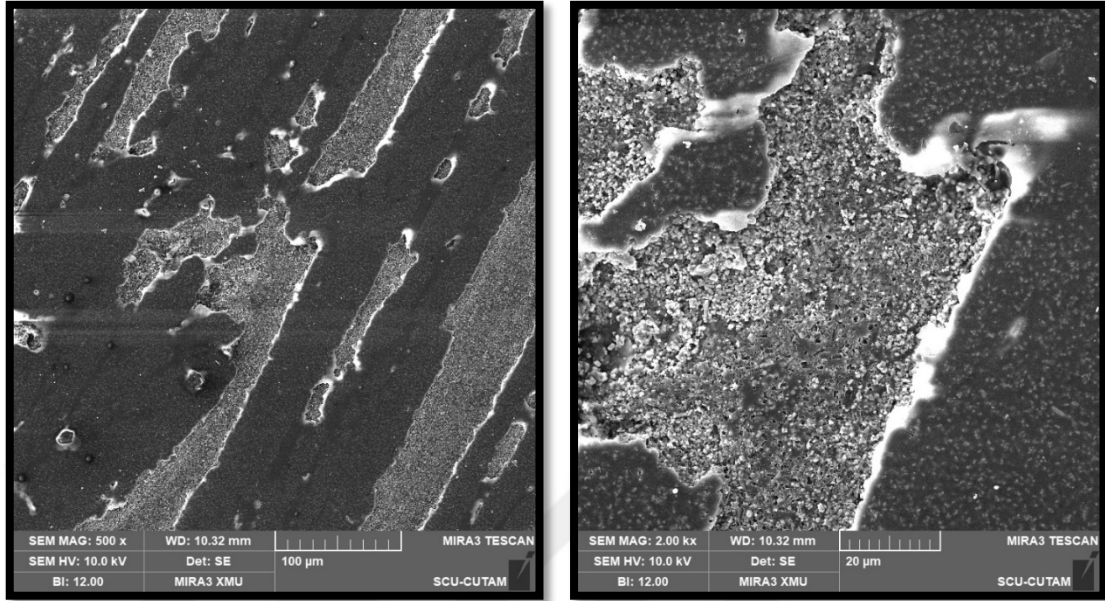
Şekil 4.7: 4.Gruba (HA-KR-%30 nHAp) ait 500 ve 2.000'lik büyütmede SEM görüntüsü.



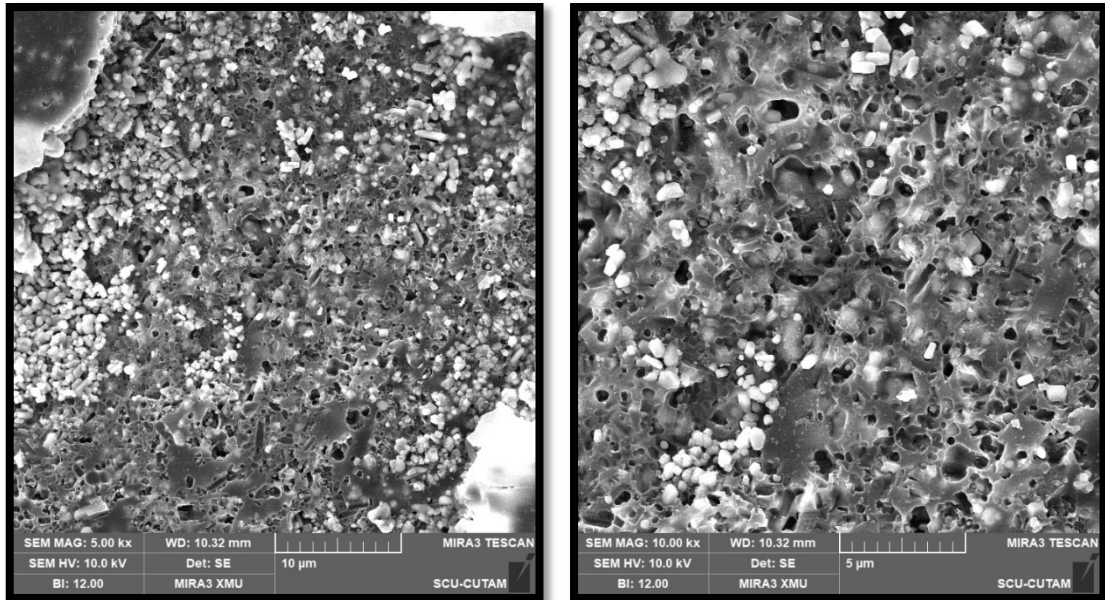
Şekil 4.8: 4.Gruba (HA-KR-%10 nHAp) ait 5.000 ve 10.000'lik büyütmede SEM görüntüsü.

4.grup (HA-KR-%30) örneği %30 oranında nHAp ve %30 oranında firmanın inorganik doldurucu içermektedir. Bu örneğe %30 oranında balık kılçığından elde edilen nHAp tozu eklenmiştir. Malzemenin genel görünümü (500 x büyütme) incelendiğinde topaklanmalar olduğu açıkça görölmektedir. HA-KR-%10 örneğinde neredeyse hiç topaklanma yok iken %30 balık kılçığı olması topaklanmayı artırmıştır. Topaklanmanın asıl kaynağı balık kılçığı kaynaklı nHAp tozu olabilirken, balık kılçığı tozuna bağlı olarak dolgu malzemesinin topaklanması da olabilir. Bu durumu sadece SEM görüntülerinden anlamak mümkün değildir. Ancak 10.000 büyütme uygulandığında rezinin dolgu malzemeleri ile bağlanması daha az olduğu partiküllerin gömülmelerinin azaldığı ve kümeleşmenin arttığı görölmektedir. Bu durum beklendiği gibi mekanik özelliklerini de etkilemelidir. HA-KR-%30 malzemesinin mekanik özelliklerinin HA-KR-%10 örneğine göre daha kötü olması beklenmektedir.

4.4.5. 5.Grup (HA-KR-%60 nHAp) SEM Analizi



Şekil 4.9: 5.Gruba (HA-KR-%60 nHAp) ait 500 ve 2.000’lik büyütmede SEM görüntüsü.



Şekil 4.10: 5.Gruba (HA-KR-%60 nHAp) ait 5.000 ve 10.000’lik büyütmede SEM görüntüsü.

HA-KR-%60 örneği hiç inorganik doldurucu içemezken bu örneğe %60 oranında balık kılçığından elde edilen nHAp tozu eklenmiştir. Malzemenin genel görünümü (500 x büyütme) incelendiğinde topaklanmaların arttığı açıkça görölmektedir. HA-KR-%10 örneğinde neredeyse hiç topaklanma yok iken %60 balık kılçığı olması topaklanmayı artırmıştır. Ancak 10.000 büyütme uygulandığında, organik rezinin dolgu malzemeleri ile bağlanmasının olmadığı, sadece partiküllerin rezin içerisinde hapsediği görölmektedir. Bununla birlikte tanecikler oldukça homojen görünmesine karşın rezin yüzeyinde gözlenen gözenekler yüzeyden balık kılçığı tozlarının koptuğunu göstermektedir. Bu durum beklendiği gibi mekanik özelliklerini de etkilemelidir.

Tüm örnekler değerlendirildiğinde dolgu malzemenin rezin ile en iyi bağ yaptığı ve homojen dağıldığı örneğin mekanik özelliklerinin en iyi olduğu örneğin HA-KR-%10 olduğu söylenebilir. Ayrıca gözenekliliğin en az olduğu bu örnekte büzüşmenin de en az olması beklenmektedir.

5. TARTIŞMA

Diş hekimliği alanında 50 yıldan fazla süredir kullanılan kompozit rezinlerin gelişen teknolojiye rağmen halen biyolojik, mekanik ve fiziksel açıdan bazı sorunları bulunmaktadır. Bu sorunların giderilebilmesi için hem doldurucuların büyüklük, şekil ve içerik olarak düzenlenmesi hem de rezin içeriğinin geliştirilmesine yönelik çalışmalar devam etmektedir.

Gelişen ve değişen dünyamızda, her gün birçok atık ürün oluşmaktadır. Bu ürünler günümüz koşullarında ekosistemde doğal ayrıştırmaya tamamen uğrayamamaktadır. Bu sebeple oluşan her atık ürünü, teknoloji çağının imkânlarından yararlanarak ülke ekonomisinin yararına kazandırmak, hem ekosistem için hem de ülke ekonomisinin ilerlemesi için bireysel sorumluluğumuz olmalıdır. Bu çalışmada ülkemizde yaygın olarak yetiştiriciliği ve ihracatı yapılan gökkuşağı alabalığının (*Oncorhynchus mykiss*) kılçıklarından elde edilen hidroksiapatit tozu, bir akışkan kompozit rezine eklenerek, kompozit rezinin fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Böylece kompozit rezinin mekanik dayanıklılığı artarken, atık malzeme değerlendirilmesiyle ülke ekonomisine ve ekosisteme yararlı üretim desteği sağlanabilmesi değerlendirilmeye çalışılmıştır.

Bu tez çalışmasının sonucunda; (1) ‘İlave edilen balık kılçığı katkılı HAp içerikli kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesine etkisi yoktur.’ (2) ‘İlave edilen balık kılçığı katkılı HAp içerikli kompozit rezinin bükülme direnci üzerine etkisi yoktur.’ (3) ‘İlave edilen balık kılçığı katkılı HAp içerikli kompozit rezinin mikrosertliği üzerine etkisi yoktur.’ şeklinde kurulan sıfır hipotezler reddedilmiştir. Çünkü test edilen gruplar arasında anlamlı farklılıklar görülmüştür.

Geçmişten günümüze değin gelişen materyal teknolojisi insan yaşam konforunu artırmanın ve işlevselliğini yitiren organların fonksiyonlarını geliştirme arayışı içerisinde. Diş hekimliğinde en fazla araştırılan alanlardan biri restoratif materyaller ve kompozit rezinlerdir (Ferracane, 2011). İdeal bir restoratif materyalden beklenen, iyi bir adezyon gösterip mikrosızıntıları engelleyebilmesidir (Kidd & Beighton, 1996). Bunun yanında estetik, biyouyumlu olması ve mekanik dayanıklılık da beklenen diğer önemli özelliklerdir. Fonksiyon iadesi sağlanırken bunu biyouyumlu, maliyeti düşük, doğala en yakın materyallerle gerçekleştirmek amaçlanmıştır (Riva & Rahman, 2019).

Avrupa Birliği'nin bakış açısına göre, Atık Çerçeve Direktifi, işletmelerin ve hanelerin 2025 yılına kadar belediye atıklarının en az %55'ini geri dönüştürmelerini ve 2035 yılında %65'e ulaşmalarını zorunlu kılmaktadır (Europe, 2020). Türkiye Ticaret bakanlığı da 'Yeşil Mutabakat' programıyla (URL 4, 2023). TÜBİTAK da 'İleri ve Yenilikçi Polimerler' ve 'Doğal ve biyo katkılı kompozitler' programlarıyla atık malzemelerin dönüştürülmesini ve kullanımını desteklemektedir (URL 6, 2023).

Kemikler esas olarak kalsiyum ve fosfor gibi mineraller ve kolajen proteinler açısından zengin olarak kabul edilir, ancak bazı özel karbonhidrat ve lipidler de bulunur. Kemik dokusu esas olarak hidroksiapatit ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}_2$) ile kaplanmış organik bir hücre dışı matristen oluşur (Johns, 1977). Doğal HAp' ın kristal yapısı düzensiz ve nano boyuttadır. Bu yapı, hücrelerin daha kolay tutunmasını ve mineralizasyonu destekler (Wang ve ark., 2002).

Hidroksiapatit sentetik ve doğal yollardan elde edilebilir. Doğal apatit kristallerinin ve geleneksel sentetik HAp'ın özellikleri önemli ölçüde farklıdır (Y.-C. Huang ve ark., 2011). Magnezyum, çinko, stronsiyum gibi ilave iyonların varlığı doğal

olarak elde edilen HAp için bir avantajdır (Sunil & Jagannatham, 2016). Balık kılçıklarından nHAp üretmek, daha önceki raporlara göre saf HAp da elde edebilen düşük maliyetli bir işlemdir (Santos ve ark., 2004). Suzuki ve Ozawa, ısıtma işlemi (600-1300 °C) balık kemiği atıklarından nHAp üretimini rapor etmiş ve kalsine tozun esas olarak hidroksiapatit fazı içerdiğini gözlemlemişlerdir (Ozawa & Suzuki, 2002). Boutinguiza ve arkadaşları kılıç balığı ve ton balığı kemiklerinden elde edilen HAp'ın sitotoksik olmadığını göstermiştir (Boutinguiza ve ark., 2012). Goto ve arkadaşları eser elementlerin farklı balık kılçıklarından elde edilen HAp'ın kristal özellikleri üzerindeki etkilerini rapor etmişlerdir. Yani, canlılardan elde doğal HAp tozu farklı kimyasal özelliklerine sahiptir (Goto & Sasaki, 2014).

Shi ve ark. gökkuşağı alabalığı (*Oncorhynchus mykiss*), morina (*Gadus*) ve somon (*Oncorhynchus keta*) balıklarının kemiklerinden termal kalsinasyon yöntemiyle doğal HAp izole etmiş ve biyouyumluluğu, kristal yapısını incelemiştir. Gökkuşağı alabalığından elde edilen doğal HAp'ın diğer türlerden elde edilen HAp'larla karşılaştırıldığında daha yüksek biyouyumluluk gösterdiği belirtilmiştir. Bu üstünlük, HAp yapısında doğal olarak bulunan karbonat (CO_3^{2-}) ve magnezyum (Mg^{2+}) iyonlarının varlığına bağlanmıştır (Shi ve ark., 2018). Sonuç olarak, bu çalışmada kullanılan balık türünün seçimi sadece yerel kaynakların döngüsel ekonomiye entegrasyonu bakımından yarar sağlaması dışında aynı zamanda biyolojik ve kimyasal uygunluk açısından da stratejik bir tercihtir.

Sydow ve arkadaşları tarafından yapılan kapsamlı bir derleme çalışmasında; tarımsal, endüstriyel ve tüketici sonrası atıkların metal veya polimer matrisli mühendislik kompozitlerine katılmasıyla tribolojik özelliklerin (aşınma direnci, sürtünme

katsayısı) anlamlı şekilde iyileştiği gösterilmiştir (Sydow ve ark., 2021). Bu çalışmada da benzer şekilde, HAp katkısı ile kompozit rezinlerin mikrosertlik ve bükülme dayanımı değerlerinde artış gözlemlenmiştir. Özellikle %10 oranında katkının ideal mekanik performans sağladığı, daha yüksek oranlarda ise partikül birikimi ve homojen dağılmama nedeniyle performansta düşüş yaşandığı belirlenmiştir. Bu bulgu, doldurucu oranı ile performans arasında optimum bir denge gerektiğini ortaya koyan diğer literatürle de örtüşmektedir (Sydow ve ark., 2021).

Günümüze kadar, mekanik özellikleri iyileştirmek maksadıyla kompozit rezin yapısına pek çok farklı inorganik doldurucular eklenmiştir. Mine ve dentinin yapısında doğal olarak bulunması nedeniyle nHAp başta gelen katkı maddelerinden olmuştur (Pepla ve ark., 2014). Yapay olarak radyo-opak ve hidrolitik olarak kararsız cam dolgu maddelerinin aksine HAp doğal olarak radyo-opaktır ve neme karşı oldukça dirençlidir. Tüm kompozit rezin doldurucu partikülleri için standart olarak kullanılan ideal sertliğe sahiptir ve karşıt dişler için aşındırıcı değildir. Daha yumuşak bir dolgu maddesi kullanmanın ek bir avantajı da kompozit restorasyonun cilalanabilirliğinin artması olacaktır (RA, 1985).

Poorzandpoush ve ark. çalışmalarında cam iyonomer siman tozuna %1, %2, %5, %7 ve %10 oranlarında nHAp eklemiş ve diş fırçalama simülasyonu ile aşınma direncini değerlendirmiştir. Mekanik test sonucu belli yüzdede aşınma direncini artırdığı belirtilmiştir. Bu bulgu, HAp partiküllerinin matriks ile etkileşime girerek daha homojen bir yapı oluşturduğunu ve mekanik dayanımı iyileştirdiğini düşündürmektedir (Poorzandpoush ve ark., 2017). Benzer şekilde, bu tez çalışmasında da %5 ve %10 oranındaki katkıların mekanik performansı artırdığı; %30 ve %60 gibi yüksek oranlarda ise bu etkinin azaldığı gözlenmiştir. Bu durum, nanopartikül katkısının belirli bir aralığın

üzerinde kullanılması halinde kümelenme veya matriks yapısının bozulması gibi olumsuzluklara yol açabileceğini düşündürmektedir.

Bu çalışmada kullanılan nHAp, gökkuşağı alabalığı kemiklerinden elde edilmiş ve kompozit rezine farklı oranlarda (%5, %10, %30, %60) eklenmiştir. Literatürde bu tür farklı oranlarda biyolojik kaynaklı HAp katkılarının mekanik performansa olan etkisi incelendiği çalışmalar bulunmaktadır. Labella ve ark. (Labella ve ark., 1994), yaptığı çalışmada, %60, %67 ve %80 oranlarında silan kaplanmış ve kaplanmamış HAp kullanılmış ve özellikle silanizasyonun katkı oranını artırıcı etkisi vurgulanmıştır. Aynı çalışmada, yüksek dolgu oranlarının mikrosertlik ve elastik modül gibi mekanik özellikleri anlamlı şekilde iyileştirdiği, ancak dolgunun türüne ve matriks ile olan uyumuna bağlı olarak bazı özelliklerde azalma da gözlemlendiği belirtilmiştir. Benzer şekilde, bu tez çalışmasında da HAp katkı oranı %10'a kadar artırıldığında olumlu sonuçlar elde edilirken, daha yüksek oranlarda (%30 ve %60) partikül yoğunluğu ve dağılım sorunları sebebiyle mekanik dayanımda düşüş görülmüştür. Bu durum, Labella'nın çalışmasındaki gözlemlerle örtüşmektedir; her iki çalışmada da fazla dolgu oranının homojenliği bozabileceği, bu nedenle optimum dolgu seviyesinin kritik olduğu vurgulanmaktadır. Bu bulgular, doğal kaynaklı HAp kullanımının sadece biyouyumluluk açısından değil, aynı zamanda mekanik performans açısından da literatür ile uyumlu sonuçlar verdiğini göstermekte; fakat katkı oranının dikkatli belirlenmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.

Kula ve ark. (Kula ve ark., 2022) akışkan tipteki bir dental kompozit materyale %2, %5 ve %8 oranlarında sinterlenmiş HAp ilavesinin, mekanik ve tribolojik özellikler üzerindeki etkileri araştırmıştır. HAp katkısı ile birlikte özellikle bükülme dayanımı,

sertlik, darbe dayanımı ve aşınma direncinde anlamlı düşüşler gözlemlenmiştir. Özellikle en yüksek mikrosertlik değeri kontrol gurubunda görülürken, %8 katkıda bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir. Ancak %2 ve %5 oranlarının klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde kaldığı belirtilmiştir. Bu durum, çalışmanın sonucunda, HAp katkısının kontrollü oranlarda kullanılması gerektiği sonucuna varılmasına neden olmuştur. Tez çalışmamızda %5 ve %10 nHAp katkısına kadar mikrosertlik değerinde artma görülmüştür. Bu bulgu Kula ve ark. çalışması ile kısmi örtüşmektedir. Kula ve ark. çalışmasında eklenen HAp oranlarının düşük olmasına rağmen mikrosertlik değerinin büyük oranda düşük olmasının nedeni, kullandıkları HAp 'tin mikro özellikte olması sebebiyle nano boyutlu hidroksiapatitin avantajlarını gösterememesi olabilir (Akhtar ve ark., 2021; Priyadarsini ve ark., 2018). Yine inorganik matris ile organik kompozit matrisi birbirine bağlayan silan, eklenen materyalin karıştırılma şekline ve parçacık boyutuna bağlı olarak yeterli etkiyi gösterememekte, bunun da mekanik özellikleri olumsuz etkileyeceği düşünülmektedir (Kula ve ark., 2022).

Domingo ve ark. (Domingo ve ark., 2001), kompozit rezine %40 oranında mikro ve nano boyutlu sentetik HAp eklemişler ve farklı yüzey kaplama işlemlerinin (sitrik asit ve akrilik asit) mekanik özelliklere ve su emilimine etkisini incelemişlerdir. Özellikle mikro boyutlu HAp kullanıldığında mekanik özelliklerin iyileştiğini; buna karşın nano boyutlu partiküllerin su emilimini artırarak dayanımı olumsuz etkilediğini bildirmiştir. Çalışmamızla paralel olarak inorganik doldurucu oranı arttıkça mikrosertlik değerleri artmış, ancak belli bir orandan sonra düşüş görülmüştür. Domingo ve ark.'a göre nano boyutlu HAp kullanımı ya da yüzey modifikasyonu yapmadan HAp kullanımı su emilimini arttırmıştır. Buna bağlı olarak da mekanik özellikler olumsuz etkilenmiş olabilir.

5.1. Mikrosertlik

Restoratif kompozit materyallerin klinik başarısı, yalnızca estetik ve biyouyumluluk özellikleriyle değil, aynı zamanda mekanik dayanıklılıklarıyla da yakından ilişkilidir. Bu bağlamda, mikrosertlik; materyalin plastik deformasyona karşı gösterdiği direnç ile doğrudan ilişkili olup, restorasyonun ağız içi dayanıklılığı açısından önemli bir parametredir. Mikrosertlik testleri, uygulanan kontrollü bir yük sonucunda materyal yüzeyinde oluşan deformasyonun değerlendirilmesi prensibine dayanır. Bu yöntem sayesinde kompozit materyalin yüzey sertliği, aşınma direnci ve dolaylı olarak polimerizasyon derinliği hakkında bilgi edinilebilmektedir (Fuentes ve ark., 2003).

Çalışmamızda mikrosertlik ölçümü için Vickers sertlik testi tercih edilmiştir. Vickers test cihazı, elmas uçlu piramit şeklindeki probu ile materyal yüzeyine sabit bir kuvvet uygulayarak yüzeyde iz oluşturur. Bu izlerin ölçülmesiyle elde edilen değerler, yüksek hassasiyetli ve tekrarlanabilir sonuçlar sunmaktadır. Özellikle Vickers test ucunun, diğer mikrosertlik cihazlarına kıyasla daha kısa ve keskin olması, yüzey pürüzlülüğünün etkisini azaltarak daha güvenilir ölçüm yapılmasını sağlamaktadır. Bu nedenlerle, çalışmamızda farklı oranlarda HAp katkılanmış akışkan kompozitlerdeki mikrosertlik farklılıklarını doğru ve duyarlı biçimde saptamak amacıyla Vickers mikrosertlik yöntemi tercih edilmiştir. **(atıf eksik) sunumdakini koy**

Literatürde, kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliği ve mikro sertlik özelliklerinin; kullanılan inorganik doldurucunun tipi, partikül boyutu ve oranından etkilendiği belirtilmektedir (Kim ve ark., 2002; Uhl ve ark., 2004). Chung ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği bir çalışmada, geleneksel kompozit rezinlerin doldurucu miktarının azalmasıyla birlikte yüzey sertliğinde de azalma gözlemlenmiştir (Chung &

Greener, 1990). Benzer şekilde, bu çalışmada elde edilen bulgular da, inorganik doldurucu oranı düşük olan kompozit rezin gruplarının, diğer gruplara kıyasla daha düşük mikro sertlik değerlerine sahip olduğunu göstermektedir. Çalışmamızın sonuçlarına göre, en yüksek mikrosertlik değeri %10 HAp katkılı grupta elde edilmiş, daha yüksek katkı oranlarında ise sertlikte belirgin azalma görülmüştür. Bu bulgular, HAp katkısının belirli bir düzeye kadar dolgu-matris yapısını güçlendirdiğini; ancak partikül oranının artışıyla birlikte matrisin homojenliğinin bozulduğunu ve sertlik değerlerinin olumsuz etkilendiğini göstermektedir.

Braem ve ark. (Braem ve ark., 1989) kompozit rezinlerde inorganik doldurucu oranının mekanik özellikler üzerinde belirleyici olduğunu ve bu ilişkinin doğrusal olmayan bir karakter taşıdığını göstermiştir. Çok yüksek dolgu oranlarında homojenlik bozulabilir, malzeme kırılgan hale gelebilir. (Braem ve ark., 1989). Bu çalışma, bizim elde ettiğimiz mikrosertlik sonuçları ile paralellik göstermektedir. Özellikle %10 oranında HAp katkılanması, kontrol grubuna göre sertlikte anlamlı bir artış sağlamıştır. Ancak, katkı oranı arttıkça (özellikle %60) mikrosertlik değeri düşmüştür. Bu durum matriks-filler uyumunun azalması ve partikül yoğunluğunun homojenliği bozması gibi nedenlerle olabilir. Diş kompozitlerinde hidroksiapatit (HAp) katkısının optimum oranı, kullanılan kompozit tipi, HAp partikül boyutu ve yüzey modifikasyonuna bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Ancak, literatürdeki çalışmaların çoğu, farklı kullanım alanlarına (kompozit rezin, protez kaide materyalleri, cam iyonomer vb.) göre eklenen HAp tin belirli bir aralığın mekanik özellikler açısından en uygun sonuçları verdiğini göstermektedir (Aldabib & Ishak, 2020; Kula ve ark., 2022; Mirajkar ve ark., 2023; Poorzandpoush ve ark., 2017).

Arcis ve ark. (Arcís ve ark., 2002), rezin matriksi Bis-GMA, TEGDMA, hidroksietil metakrilat (HEMA), oluşan kompozit rezine, dolgu malzemesi olarak mikrometrik ve nanometrik boyutta hidroksiapatit (HAp) eklemiş (%50-%60), mekanik özelliklerini test etmiştir. Doldurucu-matris ara yüzey uyumunu artırmak için HAp partikülleri sitrik asit, malik asit, akrilik asit veya metakrilik asit gibi ajanlarla kaplanmıştır. Vickers mikrosertlik değerlerini farklı katkı oranları ve partikül türlerine göre raporlamıştır. Çalışmalarında, HAp oranının %50–60'a çıkartılmasının yüzey sertliğini artırdığı, özellikle yüzeyi sitrik, akrilik ya da metakrilik asitle modifiye edilmiş nano-HAp içeren kompozit rezinlerin mikrosertlik değerlerinin belirgin şekilde yükseldiği bildirilmiştir. Ayrıca mekanik özelliklerin artmasında kullanılan dolgu partikülünün boyutunun önemli olduğunu bildirmişlerdir (Arcís ve ark., 2002). Bu sonuç tez çalışmamız ile HAp eklenmesini mekanik özelliklerini artırması ile örtüşmektedir. Ancak tez çalışmamızda %30 ve üzeri HAp eklenmesi mekanik özellikleri olumsuz etkilemiştir. Bunu Arcis ve ark. HAp partiküllerini kompozit rezine eklemekten önce modifiye etmesi ile açıklanabilir.

Doldurucu oranları arttıkça kompozit rezinin yarı saydamlığın azaldığı gösterilmiştir (Lee, 2008). Bucuta ve Ilie (Ilie ve ark., 2013), bulk-fill kompozit rezinler üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmalarında, yapıya ilave edilen baryum ve iterbiyum temelli inorganik partiküllerin, materyalin radyoopasite ve ışık geçirgenliği özelliklerini artırarak, polimerizasyon derinliğini doğrudan etkileyebildiğini ve bu durumun mikrosertliği azalttığını belirtmişlerdir (Bucuta & Ilie, 2014). Bu doğrultuda çalışmamızda kullanılan HAp opak bir malzeme olmasından dolayı (Labella ve ark., 1994), %30 ve %60 gruplarında ışık geçirgenliğini etkilemiş olabilir. Bunun sonucunda polimerizasyonun tamamlanamamasına bağlı olarak mikrosertlik değeri düşmüş olabilir.

İnorganik doldurucular, kompozit rezin kütlesinin %35 ila %70'ini oluşturan temel bileşenlerden biridir (Floyd & Dickens, 2006). İnorganik doldurucular, eğilme dayanımı, kırılma tokluğu ve aşınma direnci gibi mekanik özellikleri iyileştirmek için eklenir (Pratap ve ark., 2019). HAp, uygun bir doldurucu materyal yapan belirli biyolojik özelliklere sahiptir. Yüksek biyouyumluluk ve biyoaktivite ile karakterize edilir (Lett ve ark., 2016; Liu ve ark., 2019). Enflamasyona neden olmaz, tahriş edici değildir ve toksik veya kanserojen etkiler göstermez (Bordea ve ark., 2020).

Son zamanlarda yapılan bir çalışma, HAp katkılanmış rezin bazlı infiltrantların, pH döngüsü yoluyla minenin demineralizasyonuna karşı direncini artırdığını göstermiştir (Neto ve ark., 2016). Buna paralel olarak Jardim ve ark. yaptıkları çalışmada (Jardim ve ark., 2020) 34 nm boyutundaki nano-HAp partiküllerini %10, %20 ve %30 oranlarında kompozit rezine katkılanmış ve mikrosertlik değerlerini ölçmüştür. Kompozit rezin inorganik içeriğindeki silan kaplı baryum camı partikülleri de aynı oranlarda azaltılmıştır. Bulgulara göre nHAp eklenen tüm gruplar mineyi remineralize etmiştir. Elde edilen mikrosertlik ölçümü sonuçlarına göre, tüm n-HAp partikül içeren gruplar (E10, E20, E30), HAp içermeyen kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük mikrosertlik değerleri göstermiştir. Bu durum, özellikle sert silan kaplı baryum camı partiküllerinin daha düşük sertliğe sahip nHAp'ler ile yer değiştirmesiyle açıklanabilir. Ayrıca nHAp'lerin kompozit rezinlere dahil edilmesi, karyojenik pH 'da mine remineralizasyonunu teşvik ettiği, bu durumun da fizikomekanik özellikleri iyileştirdiği düşünülmektedir.

Al-Maamori ve ark. (Al-Maamori ve ark., 2014) yaptığı çalışmada, yumurta kabuğu ve balık kılçığından elde edilen mikro boyuttaki HAp tozları, bir kompozit rezine

(Composan LCM, Promedica) %5, %10 ve %15 oranlarında eklenmiş ve rezinin mekanik özellikleri değerlendirilmiştir. Çalışma sonunda artan HAp oranları ile, sertlik değerlerinde düzenli bir artış olduğu rapor edilmiştir. Yazarlar, HAp'in yüksek mekanik dayanım göstermesi ve homojen dağılımının, rezin matrisinin bütünlüğünü güçlendirdiğini ve bu sayede sertlik artışına neden olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızla paralel hidroksiapatit katkısının mikrosertliği artırdığı gösterilmiştir. Al-Maamori ve ark. (Al-Maamori ve ark., 2014) çalışmalarında kullanılan hidroksiapatitin mikro boyutta olmasının ışığın dağılımını artırdığını bu sayede daha iyi dönüşüm derecesi sağladığı, mekanik özelliklerin de bu şekilde iyileştiği belirtilmiştir. Hidroksiapatitin nano formunda kullanılmasının bu etkiyi azaltabileceği belirtilmiştir. Çalışmamızda kullanılan hidroksiapatit nano formundadır ve %10 üzerindeki katkılar mikrosertlik değerlerini düşürmüştür.

HAp'in düşük kırılma tokluğu, zayıf çekme mukavemeti ve kırılgenlik özellikleri, yük taşıyan alanlarda kullanılmasını engelleyebilir (Bakar ve ark., 2003). Yapısını güçlendirmek için Razali ve ark. (Razali ve ark., 2018), doğal hidroksiapatiti balık pullarından elde ederek, ticari kaynaklı silika ile birlikte inorganik dolgu olarak kullanmışlardır. Organik faz olarak Bis-GMA, TEGDMA ve HEMA monomerleri 50:25:25 oranında karıştırılmış ve tüm kompozitlerde inorganik/organik faz oranı %70 / %30 olacak şekilde sabit tutulmuştur. Farklı gruplarda HAp ve silika oranları değiştirilmiş; örneğin HASi2 grubunda %85 HAp ve %15 silika kullanılmıştır. Elde edilen karışımlar kalıplara dökülüp UV ışık altında 60 saniye kürlenmiş, ardından yüzey pürüzlülüğü, Vickers sertliği, eğilme ve basma dayanımı testleri gerçekleştirilmiştir. Ayrıca taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yüzey morfolojisi değerlendirilmiştir. En yüksek Vickers sertliği, %20 silika içeren grup (HASi3-total ağırlığın %60'ı HAp),

bulunmuştur. Tez çalışmamızda ise en yüksek mikrosertlik değeri %10 HAp katkısında bulunmuştur, Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinde inorganik doldurucu olarak sadece HAp bulunmamaktadır. Bu durum silikanın hidroksiapatitin yapısını güçlendirerek, organik matris ile bağlantısının güçlenmesine bağlanabilir. Her iki çalışmada da belli bir eşik değerinden sonra mekanik özelliklerin azalması ortaktır.

Sonuç olarak, mikrosertlik açısından değerlendirildiğinde, optimum katkı oranı ve partikül tipi belirlenmediği sürece fazla HAp katkısı sertlik açısından istenmeyen sonuçlar doğurabilmektedir. Klinik uygulamalar açısından bu bulgular önem arz etmekte olup, özellikle posterior bölgelerde kullanılan restoratif materyallerde mikrosertlik gibi yüzey özelliklerinin korunması büyük önem taşımaktadır. Bu doğrultuda, tez çalışmasında belirlenen %10 nano boyutlu HAp katkısı, mekanik stabilite ile biyolojik etkinlik arasında denge sağlayan ideal oran olabilir.

5.2. Polimerizasyon Büzülmesi Değerlendirilmesi

Estetik görünüm ve diş yapılarıyla başarılı adeziv bağlanma sağlamaları nedeniyle kompozit rezinler, restoratif tedavilerde yaygın olarak tercih edilmektedir. Ancak bu malzemeler, sahip oldukları avantajlara rağmen, diğer tüm polimer esaslı materyaller gibi, polimerizasyon sürecinde meydana gelen hacimsel büzülme sorunuyla karşı karşıyadır. Bu durum, klinik uygulamalarda önemli bir zorluk olarak değerlendirilmektedir (Walter ve ark., 2014).

Polimerizasyon büzülmesi, özellikle diş hekimliğinde kompozit dolgu maddeleri kullanıldığında önemli bir sorundur. Bu süreçte, malzeme sertleşirken hacminde küçülme meydana gelir. Bu büzülme, diş ile dolgu arasında mikrosızıntıya yol açabilir. Mikrosızıntı ise bakterilerin girişine neden olarak çürüklerin yeniden oluşmasına,

hassasiyete ve hatta restorasyonun düşmesine neden olabilir (Ölmez & Tuna, 2002). Kompozit rezinlerde kullanılan inorganik doldurucular; polimerizasyon büzülmesini azaltmak, mekanik dayanımı artırmak ve radyopaklık sağlamak gibi çok sayıda fonksiyonel amaçla kullanılmaktadır (Germain ve ark., 1985). Bu partiküller, cam, silika, seramik veya nanoparçacık formunda olabilir ve yüzeylerine uygulanan silan ajanları aracılığıyla reçine matrikse kimyasal olarak bağlanırlar (Albeshir ve ark., 2022). Bu tez çalışmasında hidroksiapatiti, kompozit rezine ekleyerek polimerizasyon büzülmesi üzerindeki etkilerini incelenmiştir.

Restoratif materyallerin özelliklerini en doğru şekilde değerlendirmek klinik çalışmalarla mümkün olsa da, bu çalışmaların zaman alıcı ve zahmetli olması nedeniyle literatürde pek çok laboratuvar temelli araştırmaya da yer verilmektedir (Subramaniam & Pandey, 2016). Polimerizasyon büzülmesi ölçümünde geleneksel yöntemler (örneğin: cıvalı dilatometre, su dilatometresi veya lineer ölçüm cihazları), ölçüm öncesinde örnek hazırlığı gerektirmesi, izotropik büzülme varsayımı ve numune deformasyonuna yol açabilmesi gibi sınırlamalar içermektedir (Sharp ve ark., 2003).

Diğer yöntemlere kıyasla daha pratik ve hızlı olduğu belirtilen yeni bir teknik, Acuvol sistemidir. Acu-vol, BISCO firması tarafından geliştirilen bir laboratuvar cihazıdır ve özellikle diş hekimliği alanında kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini hassas bir şekilde ölçmek için kullanılır. Bu cihaz, temassız video görüntüleme tekniği ile küçük hacimli örneklerin hacimsel değişimlerini yüksek doğrulukla analiz eder. Bu yöntemde, 4,5 mm makro lense sahip siyah-beyaz CCD kamera ile 1 cm'lik açıklık üzerinden numunenin görüntüsü alınır ve değerlendirme

yapılır. Kırmızı LED ışıqla aydınlatılan rezin örnek, yaklaşık 10 cm mesafeden kayıt altına alınır (Bisco, 2014).

Elde edilen görüntü bir video işlemcisi aracılığıyla dijital hale getirilir. Daha sonra bu görüntü analiz yazılımında yatay kesitlere ayrılarak hacimsel veriler hesaplanır. Yazılım, tüm bu kesitlerin hacim değerlerini birleştirerek toplam hacmi belirler (Tiba ve ark., 2005). Acuvol ile 3 boyutlu, eşzamanlı ölçümler yapılabilmesi ve daha doğru sonuçlar elde edilebilmesine olanak sağladığı için çalışmamızda kullanılması tercih edilmiştir.

Nie ve ark. (Nie ve ark., 1999), poli(melamin-ko-formaldehit) (PMFA) akrilat esaslı dental rezinlerde, inorganik dolgu oranının %70'e çıkarılmasıyla polimerizasyon büzülmesinin %13.7'den %2.12'ye düştüğünü rapor etmiş. Bu sonuç, doldurucu miktarındaki artışın büzülme kontrolünde etkili bir yöntem olduğunu ortaya koymuştur (Nie ve ark., 1999).

Oduncu ve ark. (Oduncu ve ark., 2010) yaptıkları çalışmada organik matris fazı olarak BisGMA ve HEMA, inorganik doldurucu olarak ise çeşitli miktarlarda HAp, alümina ve zirkonyum kullanılarak kompozit rezinler hazırlamıştır. Çalışma sonucunda inorganik doldurucu miktarı arttıkça büzülme değerlerinin azaldığı ve kullanılan farklı dolgu maddelerinin kompozisyonunun hazırlanan kompozit sistemlerin büzülmesi üzerinde etkili olduğu belirlenmiştir. HAp/zirkonyum kompozitinin büzülme değeri, HAp/alümina kompozitinden daha yüksek bulunmuş ve zirkonya içeren kompozitlerde, zirkonyanın yüksek yoğunluğu nedeniyle daha fazla organik faz hacmi oluşması nedeniyle daha fazla büzülme (%6.04) görülmüştür. Çalışmamızda ise belirtilen durumun tersine düşük yoğunluğa sahip HAp (Wu & Bose, 2005) kullanılmış, hacimce daha çok

yer kaplamasıyla ve böylece organik matris oranını azaltarak polimerizasyon büzülmesini düşürmüştür. Bu bulgu Oduncu ve arkadaşlarının çalışmasıyla örtüşmektedir.

Çalışmamızda toplam inorganik doldurucu oranı değişmezken, HAp oranı artırılmıştır. Hidroksiapatit yoğunluğu düşük bir madde olduğu ve nano boyutta kullanıldığında aynı oranda diğer dolduruculara göre daha fazla yüzey alanı kaplamaktadır (Diez-Escudero ve ark., 2024). Buna örnek olarak Atai ve ark. (Atai & Watts, 2006) tarafından geliştirilen yeni bir kinetik model ile farklı oranlarda silanize cam doldurucular ile hazırlanan kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi ölçülmüş ve doldurucu oranı arttıkça hem büzülme miktarının hem de büzülme hızının doğrusal olarak azaldığı rapor edilmiştir. Bu çalışmada, yüksek yüzey alanına sahip nano boyutlu doldurucuların, rezini daha iyi doldurmasıyla polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasında daha etkili olabileceğini düşündürmektedir (Atai & Watts, 2006).

Liu ve ark. (Liu ve ark., 2013), çalışmalarında hidroksiapatit whisker'ları (HW) önce silanize edilmiş HW (SHW) elde etmiş, ardından farklı sürelerde (1, 3, 7 ve 18 saat) poli Bisfenol-A-glisidil metakrilat [poly(Bis-GMA)] ile yüzey kaplayarak polimerle modifiye edilmiş HW'ler (PGHW) üretmişlerdir. Yüzeydeki polimer miktarı, bu polimerizasyon süresi ile kontrol edilmiştir. Elde edilen kompozitlerde hacim büzülmesi yoğunluk testi ile ölçülmüş ve PGHW içeren kompozitler, HW ve SHW içerenlerle karşılaştırılmıştır. Sonuçlara göre, ağırlıkça %8.5 PGHW içeren kompozit (PGHW1-%8.5), daha düşük büzülme göstermiş ve eğilme dayanımında SHW'ye göre %6.5, HW'ye göre %11.9 oranında artış sağlamıştır. Bizim çalışmamızda ise, inorganik doldurucu oranı sabit tutulmuş (%60) ve farklı oranlarda HAp eklenmiştir. Ancak Liu ve ark.'dan (2013) farklı olarak, bizim çalışmamızda HAp parçacıklarına herhangi bir

silanlama işlemi uygulanmamıştır. Ancak benzer şekilde, bizim çalışmamızda da %30 ve %60 katkı gruplarında polimerizasyon büzülmesi azalırken mikrosertlik değerlerinin belirgin şekilde düştüğü gözlemlenmiştir. Bu da, yüksek katkı oranlarında nHAp partiküllerinin matris içinde homojen dağılmamasına ve yapısal bütünlüğün bozulmasına bağlanabilir. Bu bulgu, Liu ve arkadaşlarının hidroksiapatit kümelenmesinin mekanik zayıflamaya yol açtığına dair tespitleriyle uyumludur. Ayrıca, Liu ve arkadaşlarının çalışmasında, çalışmamızla benzer şekilde, yüksek oranda nHAp kullanımının kümeleşme eğilimi gösterdiği ve bunun mekanik özellikleri olumsuz etkilediği belirtilmiştir.

Bu çalışmada, balık kemiği tozundan elde edilen hidroksiapatit (HAp) partiküllerinin akışkan kompozit rezine katkılanmasının polimerizasyon büzülmesi üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Kontrol grubunda polimerizasyon büzülmesi değeri ortalama $4,4 \pm 0,38$ olarak belirlenmiştir. %60 oranında balık kemiği tozu katkılanan grupta bu değer $3,04 \pm 0,74$ 'e düşmüş ve bu, yaklaşık olarak **%30,91** oranında bir azalmaya karşılık gelmektedir. Bu bulgu, Al-Maamori ve ark. (Al-Maamori ve ark., 2014) mikro HAp(yumurta kabuğu kaynaklı) katkılı rezinlerle yaptığı çalışmayla benzerlik göstermektedir. Söz konusu çalışmada, %15 mikro HAp katkısı ile polimerizasyon büzülmesi **yaklaşık 0,14 mm'den 0,097 mm'ye** düşmüş ve bu da yaklaşık **%30**'luk bir azalma olarak rapor edilmiştir. Al-Maamori'nin çalışmasında doğrusal büzülme ölçülmüş olsa da, her iki çalışmada da inorganik katkı oranı arttıkça polimerizasyon büzülmesinde anlamlı düşüş gözlemlenmiştir. Her iki çalışmada da gözlemlenen bu düşüş, inorganik partikül miktarının artışı ile organik matriks oranının azalması sonucu, polimerleşme sırasında hacimsel değişimin sınırlanmasına bağlanabilir. Ayrıca partiküller, polimer

zincirlerinin hareketini fiziksel olarak sınırlandırarak, çapraz bağ oluşumunu azaltmakta ve polimerizasyon kinetiğini yavaşlatarak büzülmeyi azaltıcı bir etki göstermektedir.

Bu çalışma sonucunda eklenen nHAp oranı arttıkça polimerizasyon büzülmesinin azaldığı belirlenmiştir. Ancak belli bir orandan sonra mikrosertlik dayanımı da düşmektedir. Marigo ve ark. (Marigo ve ark., 2015) kompozit rezinlerin polimerizasyon dereceleri arasındaki ilişkiyi değerlendirdikleri ve mikrosertlik test yöntemini kullandıkları çalışmalarında, polimerizasyon derecesi ile polimerizasyon derinliği arasında anlamlı bir ilişki olduğunu belirtmektedirler.

5.3. Bükülme Dayanımı

Dental materyallerin klinik başarısında en belirleyici faktörlerden biri, bu materyallerin mekanik dayanıklılığıdır. Dayanıklılık, bir malzemenin uygulanan stres altında kırılmadan önce tolere edebileceği maksimum gerilme miktarı olarak tanımlanır (Albakry ve ark., 2003; McCabe & Walls, 2013). Bu mekanik özelliğin değerlendirilmesinde, hem malzemenin yapısal özellikleri hem de uygulanan test yöntemleri önemli rol oynamaktadır. Malzemenin kalınlığı, geometrisi, elastikiyet modülü, üretim şekli, yüzey işleme süreçleri ve yükleme hızı gibi birçok değişken, elde edilen dayanıklılık değerlerini doğrudan etkileyebilir (Albakry ve ark., 2003; Schneider ve ark., 2009).

Dental materyallerin eğilme özelliklerini belirlemek için kullanılan en yaygın iki yöntem ISO standartlarında (ISO, 2008) üç noktalı eğme testi (Juergen Manhart ve ark., 2000; Yap ve ark., 2000) ve çift eksenli test yöntemleridir (Ban & Anusavice, 1990; Fleming ve ark., 2000).

Üç nokta eğme testi için $25 \times 2 \times 2$ mm³'lük bir dikdörtgen prizma gerektirir. Büyük numune boyutları nedeniyle, malzemeleri polimerize etmek için birden fazla kütleme gereklidir ve bu da numunelerin homojen olmamasına yol açabilir. Daha fazla serbest radikal oluşma riski nedeniyle polimerizasyon olumsuz etkilenebilir. Ayrıca, bu uzunlukta kusursuz numuneler hazırlamak teknik olarak zordur (Chung ve ark., 2004). Malzemelerde bulunan herhangi bir boşluk veya düzensizlik, numune içinde eşit olmayan bir gerilim dağılımına neden olur ve bu da gözlemlenen mukavemeti etkiler. Çift eksenli test yöntemi, kırılğan seramik malzemelerin eğilme mukavemetini karakterize etmek için yaygın olarak kullanılır (Wachtman Jr, 1972).

Her iki test yöntemini karşılaştıran Chung ve ark. (Chung ve ark., 2004) çalışmasında 3M ESPE (St. Paul, MN, ABD) firmasına ait 5 farklı kompozit rezinin her iki test yöntemi ile bükülme dayanımına bakmıştır. Sonuç olarak bükülme dayanımlarının sıralaması benzer bulunmuştur. Yalnız klinik koşullara benzerlik ve numune hazırlama kolaylığı biaksiyel bükülme testinde daha iyi iken; testlerin tekrarlanabilirliği, ISO standartlarına yakınlığın üç nokta eğilme testinde daha iyi olduğu belirlenmiştir. Üç nokta eğme testinin aksine, biaksiyel test yöntemi, numunelerin daha küçük hacmi ve boyutları nedeniyle kırılğan diş restoratif materyallerinin değerlendirilmesinde daha büyük bir avantaja sahiptir. Çünkü maksimum çekme gerilimi merkezi yükleme alanında meydana gelir ve sahte kenar kırılmaları ortadan kaldırılır (Shetty ve ark., 1980). Çalışmamızda test numunelerinin bükülme dayanımını test etmek için biaksiyel eğilme testi kullanılmıştır.

Kompozit rezinler stres altındayken, stresin çoğu inorganik doldurucular aracılığıyla rezin matrislerine aktarılır. Doldurucu partikül boyutu, boyut dağılımı, yükleme, sertlik, kırılma indeksi ve radyoopakite seçimlerinde önemli bir rol oynar (Li ve

ark., 2014). Büyük doldurucu partiküllere sahip kompozit rezinlerin mekanik dayanımları iyidir. Ancak daha yumuşak rezin matrisinin selektif aşınması yüksek ve cilalanabilirliği düşüktür. Bunun aksine, daha küçük doldurucu partiküllere sahip kompozit rezinlerin cilalanması kolaydır ancak bu tür doldurucular büyük yüzey alanı gösterdiğinden ve dolayısıyla yüzeylerini ıslatmak için büyük miktarda rezin gerektirdiğinden düşük mekanik özellikler gösterir (Garcia-Contreras ve ark., 2015). Bu nedenle son zamanlarda, cilalanabilirliğinden ödün vermeden kompozitlerin mekanik özelliklerini iyileştirmek için genellikle yüzey alanı geniş, küçük dolgu boyutlu olan nano doldurucular tercih edilmektedir (Choi ve ark., 2003; Stober ve ark., 2010). Son zamanlarda, titanyum dioksit, silika, hidroksiapatit, gümüş, çinko oksit ve grafen oksit gibi çeşitli nano malzemelerin rezin matrisi güçlendirmek için dolgu maddesi olarak değerlendirilmiştir.

Nanoparçacıkların doldurucu amacıyla kullanımında karşılaşılan temel sorunlardan biri, polimer yapı içerisinde kümelenme eğilimleri nedeniyle eşit dağılımlarının zorlaşmasıdır (Jordan ve ark., 2005). Chen ve ark. (Chen ve ark., 2011) yaptıkları çalışmada, yüksek boy/en oranına (600–800) sahip hidroksiapatit nanofiberlerinin dental kompozit rezinlere (hem dolgusuz hem de silika mikropartikül dolgu içeren sistemlerde) düşük oranlarda (2–10 wt%) katkılандığında mekanik dayanımı nasıl etkilediğini biaksiyel bükülme dayanımı testi ile değerlendirmiştir. Düşük oranlarda (2–3 wt%) HAp nanofiber katkısı, kompozitlerin mekanik dayanımını anlamlı şekilde artırmıştır. Ancak daha yüksek katkılarda (≥ 5 wt%), nanofiberler kümelenmiş ve bu da dayanımda düşüğe neden olmuştur. En yüksek dayanım, %3 HAp + %57 silika mikropartikül içeren kompozit rezin grubunda görülmüştür (yaklaşık %29 artış). Son olarak, Chen ve diğerleri, hidroksiapatit nanofiberlerin düzgün dağılması koşulunda biaksiyel eğilme dayanımının belirgin şekilde artacağını ve yükleme içeriğinin genellikle

çok yüksek olmadığını göstermiştir. Çalışmamızda, Chen ve ark. benzer şekilde en düşük HAp oranında (%5) bile bükülme dayanımı azalmıştır ve sonuç olarak yüksek oranda nHAp katkısının eğilme dayanımını anlamlı şekilde düşürmesi ile de tutarlıdır.

Mikrosertlik verilerinin tartışılmasında bahsettiğimiz Arcis ve ark.(Arcís ve ark., 2002) tarafından yapılan çalışmada, oluşturulan deneysel grupların ayrıca bükülme dayanımı da incelenmiştir. Nano-hidroksiapatit katkısı mikrosertliği artırırken bükülme dayanımı üzerindeki etkisi belirgin değildir. Araştırmacılar, bu durumu yüksek partikül yüklemesinin matrisin bütünlüğünü bozması ve partiküller arasında yeterli bağ kurulamayıp yapının zayıflamasıyla açıklamıştır. Bu sonuç ile benzer şekilde çalışmamızda da düşük oranlarda mikrosertlik artarken, HAp oranlarındaki artışla bükülme dayanımı azalmasının sebebi olabilir.

Mikrosertlik bölümünde detaylı olarak bahsettiğimiz Razali ve ark. (Razali ve ark., 2018), yaptıkları çalışmada bükülme dayanımı değerlendirilmiştir.. Eğilme dayanımı için HASi1 ve HASi2 değerleri sırasıyla (38.10 ± 3.86 MPa) ve (42.74 ± 1.54 MPa) değerlerine yükselmiş olup, bunlar yalnızca doğal HAp içeren reçineden (30.10 ± 3.86 MPa) %29 ve %42 daha yüksektir. Ancak HASi3 için değer (29.49 ± 1.37 MPa) değerine düşmüştür. Bu sonuçlar doğal HAp ve dolgu maddesi olarak silika kombinasyonunun, özellikle HASi3 olmak üzere polimer matrikste daha iyi dağılmaları nedeniyle kompozit mekanik özelliklerini iyileştirebileceğini göstermiştir. Çalışmamızda hidroksiapatitin eklenmesi ile bükülme dayanımı düşmüştür. Razali ve ark ile bu bulgumuz örtüşmemektedir. Razali ve arkadaşlarına göre doğal HAp (HASi0) kompozit rezinlerin eğilme dayanımı ve basınç dayanımı, silika eklenmesiyle iyileşmiştir.

5.4. SEM Analizi

Çalışmamızda elde edilen SEM görüntüleri, kompozit rezinlerde hidroksiapatit partiküllerinin dağılım özellikleri ve matriks-dolgu arayüz ilişkisini değerlendirme açısından önemli bulgular sağlamıştır. Özellikle yüksek katkı oranlarında (%30 ve %60), partiküllerin yüzeyde kümeleşme eğilimi gösterdiği ve bu durumun yapının homojenliğini olumsuz etkilediği gözlemlenmiştir.

Bu çalışma kapsamında elde edilen bulgular, Santos ve ark. (Santos ve ark., 2002) yürüttüğü araştırmanın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir. İlgili çalışmada, hem silanize edilmiş hem de silanize edilmemiş HAp içeren kompozitlerde partikül dağılımının yüzey boyunca homojen olmadığı, mikro boşluklar ve düzensiz kümelenmelerin meydana geldiği ifade edilmiştir. Ayrıca, partiküller arasındaki bağın zayıf olduğu bölgelerde porozitenin arttığı ve bunun da su emilimi ile çözünürlüğü artırabileceği vurgulanmıştır.

Benzer şekilde, bu tez çalışmasında yüksek katkı oranına sahip örneklerin SEM görüntülerinde belirgin partikül yığılmaları, boşluk oluşumları ve yapısal düzensizlikler gözlemlenmiştir. Bu tür mikro yapısal kusurlar yalnızca morfolojik düzeyde değil, aynı zamanda mekanik performans üzerinde de olumsuz etkilere neden olabilir. Özellikle bu tip kümelenme bölgeleri, mekanik yüklemeler sırasında gerilme yoğunlaşmasına yol açarak çatlak başlangıcını kolaylaştırabilir.

Düşük katkı oranlı gruplarda (%5 HAp gibi) ise partiküllerin matriks içinde daha dengeli ve homojen biçimde dağıldığı, ayrıca arayüz geçişlerinin daha düzenli olduğu

tespit edilmiştir. Bu durum, inorganik katkı miktarı arttıkça kompozit sistemde dağılımın zorlaştığını ve homojinitenin kontrol edilebilirliğinin azaldığını göstermektedir.

SEM analizleri, HAp katkısının kompozit sistemin mikro yapısal bütünlüğü üzerindeki etkilerini açık biçimde ortaya koymaktadır. Özellikle yüksek katkı oranlarında gözlenen yapısal düzensizlikler, mikromekanik açıdan zayıflıklara neden olabilecek potansiyel riskler taşımaktadır. Bu bulgular literatürde yer alan verilerle de örtüşmekte olup, ilerleyen çalışmalarda yüzey modifikasyon yöntemlerinin uygulanması ve katkı oranlarının dikkatle optimize edilmesi gerektiğine işaret etmektedir.

Cucuruz ve ark. (Cucuruz ve ark., 2016) yürüttüğü çalışmada, polimetakrilik asit (PMAA) matriksi içerisinde hem ticari hem de in situ sentezlenmiş HAp kullanılarak kompozitler oluşturulmuştur. Elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde, in situ sentezli HAp içeren kompozitlerin daha homojen bir yapı sergilediği, partiküllerin polimer matrikse daha iyi dağıldığı ve kümelenmenin minimum seviyede olduğu bildirilmiştir. Buna karşılık, ticari HAp kullanılan kompozitlerde 20 μ m'ye kadar ulaşan topaklanmalar ve heterojen yüzey morfolojisi gözlemlenmiştir.

Çalışmamızda kullanılan HAp, sentetik değil, biyolojik kaynaklardan doğrudan elde edilmiş doğal HAp 'tır. SEM incelemeleri sonucunda, partiküllerin kompozit yapı içerisinde kısmen homojen bir dağılım sergilediği; ancak bazı bölgelerde yığılma eğiliminin mevcut olduğu tespit edilmiştir. Bu durumun, doğal HAp'in yüzey enerjisi, parçacık boyutu dağılımındaki farklılıklar ve yüzey modifikasyonu eksikliği gibi faktörlerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Literatürde in situ sentezlenmiş HAp'in daha üstün yüzey özellikleri sunduğuna dair bulgular göz önünde bulundurulduğunda, doğal HAp'in ileriki çalışmalarda yüzey modifikasyonuna tabi tutulması veya daha ince partikül boyutlarına ayrıştırılması ile daha homojen ve yapısal olarak kararlı kompozitlerin elde edilebileceği değerlendirilmektedir.

Bu çalışmada yalnızca tek tip ticari bir akışkan kompozit rezin materyali kullanılmış olup, farklı kompozit türleriyle karşılaştırmalı analiz yapılmamıştır. Kompozitlerin viskozitesi, monomer yapısı ve üretim teknolojilerinin, mekanik özellikler üzerinde etkili olabileceği göz önüne alındığında, farklı ticari akışkan ve geleneksel kompozitler rezinlerle yapılacak ileri çalışmalar bulguların genellenebilirliğini artıracaktır.

Çalışmada kullanılan nHAp, herhangi bir yüzey modifikasyon işlemine tabi tutulmamıştır. HAp partiküllerinin yüzey özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla silanizasyon ya da diğer kimyasal modifikasyonların yapılması, dolgu materyali ile olan bağlanmanın iyileştirilmesini ve dolayısıyla mekanik performansın artırılmasını sağlayabilir. Bu nedenle, ilerleyen çalışmalarda modifiye edilmiş HAp katkılarıyla daha detaylı incelemeler yapılabilir.

Bu çalışmada inorganik doldurucu olarak atık balık kılçığından elde edilen nano-hidroksiapatit (nHAp) değerlendirilmiştir. Ancak ilerleyen çalışmalarda farklı kaynaklardan elde edilen atık kökenli hidroksiapatitler, karşılaştırmalı olarak incelenebilir ve biyouyumluluk ile mekanik performans açısından alternatiflerin değerlendirilmesine katkı sağlanabilir. Ayrıca, bu çalışmada kullanılan nHAp belirli oranlarda uygulanmış olup, daha düşük konsantrasyonlarda yapılan deneylerle, malzemenin etkili olduğu minimum doz aralığı daha hassas biçimde belirlenebilir. Bu

sayede, hem kompozit sistem üzerindeki etkiler daha incelikli analiz edilebilir hem de ideal katkı oranı tespit edilerek malzeme optimizasyonu sağlanabilir.

Restoratif materyallerin ağız içi ortamdaki performansı, sıcaklık değişimleri, pH dalgalanmaları ve çiğneme kuvvetleri gibi faktörlerden önemli ölçüde etkilenmektedir. Bu yüzden test örnekleri üzerinde termal yaşlandırma, mekanik yükleme, su emilimi ve çözünürlük gibi uzun dönem dayanıklılığı etkileyebilecek çevresel stres faktörleri uygulanabilir.

Araştırma laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiş olup, in vitro koşullarda elde edilen bulgular klinik ortamı tam olarak yansıtmamaktadır. Dolayısıyla, elde edilen verilerin klinik geçerliliğinin değerlendirilmesi için in-vitro çalışmaların klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

1. İnsan vücudunun temel inorganik yapısı olan hidroksiapatit, doğadaki atık malzemelerden temin edilip, dental alanda da işlenebilir ve kullanılabilir. Bu nHAp tozu diğer dental alanlarda da uygulanabilir.
2. Kompozit rezinlere %5-%10 nHAp katkısı mikrosertlik değerini artırmaktadır. Daha yüksek oranlarda mikrosertlik değerlerinde azalma görülmüştür.
3. Kompozit rezinlere nHAp gibi inorganik doldurucu katkısı arttıkça polimerizasyon büzülmesi azalmaktadır. Bu durum HAp'ın hacimce fazla yer kaplamasından veya polimerizasyonun tamamlanmamasından kaynaklı olabilir.
4. Kompozit rezinlere nHAp katkısı tüm gruplarda bükülme dayanımını azaltmıştır. HAp yüzey modifikasyonu veya silanizasyon uygulamaları ile farklı sonuçlar görülebilir. Ayrıca %5 ten daha düşük aralıkta nHAp katkısı ile test edilebilir.
5. SEM görüntülemeleri, %10 ve üzeri nHAp katkısı yapılan gruplarda partikül birikimi ve kümelenme eğilimi gösterdiğini ortaya koymuştur. Yüzey morfolojisinde, dolgu oranı arttıkça homojenliğin azaldığı ve partikül yığılmalarının daha belirgin hale geldiği gözlemlenmiştir.

KAYNAKLAR

- Aguiar, F. H. B., Lazzari, C. R., Lima, D. A. N. L., Ambrosano, G. M. B., & Lovadino, J. R. (2005). Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. *Brazilian oral research*, 19, 302-306.
- Ahamad Said, M. N., Hasbullah, N. A., Rosdi, M. R. H., Musa, M. S., Rusli, A., Ariffin, A., & Shafiq, M. D. (2022). Polymerization and applications of poly (methyl methacrylate)–graphene oxide nanocomposites: a review. *ACS omega*, 7(51), 47490-47503.
- Akhtar, K., Pervez, C., Zubair, N., & Khalid, H. (2021). Calcium hydroxyapatite nanoparticles as a reinforcement filler in dental resin nanocomposite. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 32, 1-17.
- Al-Maamori, M. H., Awad, S. H., & Hussein, A. K. (2014). Mechanical properties and linear shrinkage of resins reinforced with micro hydroxyapatite for dental restoration. *International Journal of Current Engineering and Technology*, 4(3), 2151-2154.
- Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(4), 374-380.
- Albeshir, E. G., Alsahafi, R., Albluwi, R., Balhaddad, A. A., Mitwalli, H., Oates, T. W., Hack, G. D., Sun, J., Weir, M. D., & Xu, H. H. (2022). Low-shrinkage resin matrices in restorative dentistry-narrative review. *Materials*, 15(8), 2951.
- Aldabib, J. M., & Ishak, Z. A. M. (2020). Effect of hydroxyapatite filler concentration on mechanical properties of poly (methyl methacrylate) denture base. *SN Applied Sciences*, 2(4), 732.
- Anderson, M. H., & McCoy, R. B. (1993). Dental amalgam: The state of the art and science. *Dental Clinics of North America*, 37(3), 419-431.
- Arcís, R. W., López-Macipe, A., Toledano, M., Osorio, E., Rodríguez-Clemente, R., Murtra, J., Fanovich, M. A., & Pascual, C. D. (2002). Mechanical properties of visible light-cured resins reinforced with hydroxyapatite for dental restoration. *Dental Materials*, 18(1), 49-57.
- Atai, M., & Watts, D. C. (2006). A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. *Dental Materials*, 22(8), 785-791.
- Bakar, M. A., Cheng, M., Tang, S., Yu, S., Liao, K., Tan, C., Khor, K., & Cheang, P. (2003). Tensile properties, tension–tension fatigue and biological response of polyetheretherketone–hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials*, 24(13), 2245-2250.
- Ballı, A. (2019). Sürdürülebilirlik, sürdürülebilir girişimcilik ve Türkiye’de sürdürülebilir girişimcilik. *Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü Dergisi*, 11(29), 464-483.
- Ban, S., & Anusavice, K. (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of dental research*, 69(12), 1791-1799.
- Ban, S., Hasegawa, J., & Anusavice, K. (1992). Effect of loading conditions on bi-axial flexure strength of dental cements. *Dental Materials*, 8(2), 100-104.
- Barszczewska-Rybarek, I. M. (2019). A guide through the dental dimethacrylate polymer network structural characterization and interpretation of physico-mechanical properties. *Materials*, 12(24), 4057.

- Bausch, J. R., de Lange, K., Davidson, C. L., Peters, A., & De Gee, A. J. (1982). Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 48(1), 59-67.
- Bektaş, Ö. Ö., Siso, Ş. H., & Eren, D. (2006). Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar.
- Benetti, A. R., Havndrup-Pedersen, C., Honoré, D., Pedersen, M. K., & Pallesen, U. (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative dentistry*, 40(2), 190-200.
- Bernardini, F., Tuniz, C., Coppa, A., Mancini, L., Dreossi, D., Eichert, D., Turco, G., Biasotto, M., Terrasi, F., & De Cesare, N. (2012). Beeswax as dental filling on a Neolithic human tooth.
- Best, S., Porter, A., Thian, E., & Huang, J. (2008). Bioceramics: Past, present and for the future. *Journal of the European Ceramic Society*, 28(7), 1319-1327.
- Beyth, N., Yudovin-Farber, I., Bahir, R., Domb, A. J., & Weiss, E. I. (2006). Antibacterial activity of dental composites containing quaternary ammonium polyethylenimine nanoparticles against *Streptococcus mutans*. *Biomaterials*, 27(21), 3995-4002.
- Bisco, I. (2014). Bisco, Inc. Determination of the Rate of Curing of Composites by Acovol. <https://www.bisco.com/rp/Sharp965.pdf>
- Bjørklund, G. (1989). The history of dental amalgam. *Tidsskrift for den Norske laegeforening: tidsskrift for praktisk medicin, ny raekke*, 109(34-36), 3582-3585.
- Bordea, I. R., Candrea, S., Alexescu, G. T., Bran, S., Băciuț, M., Băciuț, G., Lucaciu, O., Dinu, C. M., & Todea, D. A. (2020). Nano-hydroxyapatite use in dentistry: A systematic review. *Drug metabolism reviews*, 52(2), 319-332.
- Boutinguiza, M., Pou, J., Comesaña, R., Lusquinos, F., De Carlos, A., & León, B. (2012). Biological hydroxyapatite obtained from fish bones. *Materials Science and Engineering: C*, 32(3), 478-486.
- Bowen, R. (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 66(1), 57-64.
- Bowen, R., Paffenbarger, G., & Mullineaux, A. (1968). A laboratory and clinical comparison of silicate cements and a direct-filling resin: a progress report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 20(5), 426-437.
- Brackett, W. W., & Covey, D. (2000). Resistance to Condensation of Condensable Resin Composites as Evaluated by a Mechanical Test. *Operative dentistry*, 25(5), 424-426.
- Braem, M., Finger, W., Van Doren, V., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1989). Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dental Materials*, 5(5), 346-349.
- Bucuta, S., & Ilie, N. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical oral investigations*, 18, 1991-2000.
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*, 34(6), 849-853.
- Butylina, M., Föger-Samwald, U., Gamsjaeger, S., Wahl-Figlash, K., Kothmayer, M., Paschalis, E. P., Pusch, O., & Pietschmann, P. (2022). *Nothobranchius furzeri*, the turquoise killifish: a model of age-related osteoporosis? *Gerontology*, 68(12), 1415-1427.

- Campbell, P., Johnston, W. M., & O'brien, W. (1986). Light scattering and gloss of an experimental quartz-filled composite. *Journal of dental research*, 65(6), 892-894.
- Charbeneau, G. T. (1988). Principles and practice of operative dentistry. (No Title).
- 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.
- Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., & Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British dental journal*, 222(5), 337-344.
- Choi, S.-S., Lee, S. G., Im, S. S., Kim, S. H., & Joo, Y. L. (2003). Silica nanofibers from electrospinning/sol-gel process. *Journal of materials science letters*, 22(12).
- Chung, K. H., & Greener, E. (1990). Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *Journal of oral rehabilitation*, 17(5), 487-494.
- Chung, S., Yap, A., Chandra, S., & Lim, C. (2004). Flexural strength of dental composite restoratives: Comparison of biaxial and three-point bending test. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 71(2), 278-283.
- Clement, A. (1958). The antiquity of caries.
- Craig, R., & Powers, J. (2002). Restorative dental materials, 11th edn, St. Louis: Mosby, 348-370.
- Craig, R. G. (1980). *Restorative dental materials*. Mosby.
- Craig, R. G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 219-239.
- Cucuruz, A. T., Andronescu, E., Fica, A., Ilie, A., & Iordache, F. (2016). Synthesis and characterization of new composite materials based on poly (methacrylic acid) and hydroxyapatite with applications in dentistry. *International journal of pharmaceutics*, 510(2), 516-523.
- Czapp, A., Schnebel, E., & Goelz, A. (1941). Verfahren zur Schnellpolymerisation von Gemischen aus monomeren und polymeren Vinylverbindungen. *Dtsch Reichspatentamt, Patentschr*, 975, 072.
- Çakmak, E., Özel, O. T., Batır, E., & Evin, D. (2024). Gökkuşığı alabalığı (*Oncorhynchus mykiss* Walbaum, 1792) endüstrisinde yeni bir yaklaşım: "Türk Somonu" üretim ve pazarlama eğilimleri. *Ege Journal of Fisheries and Aquatic Sciences*, 41(1), 69-81.
- Çöttert, H. (2009). Diş Hekimliği Tarihi Ders Notları. *Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı*.
- Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi.
- De Gee, A., Feilzer, A., & Davidson, C. (1993). True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dental Materials*, 9(1), 11-14.
- de Melo Monteiro, G. Q., Montes, M. A. J. R., Rolim, T. V., de Oliveira Mota, C. C. B., Kyotoku, B. d. B. C., Gomes, A. S. L., & de Freitas, A. Z. (2011). Alternative

- methods for determining shrinkage in restorative resin composites. *Dental Materials*, 27(8), e176-e185.
- Demarco, F. F., Cenci, M. S., Montagner, A. F., de Lima, V. P., Correa, M. B., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. (2023). Longevity of composite restorations is definitely not only about materials. *Dental Materials*, 39(1), 1-12.
- Diez-Escudero, A., Espanol, M., & Ginebra, M.-P. (2024). High-aspect-ratio nanostructured hydroxyapatite: towards new functionalities for a classical material. *Chemical Science*, 15(1), 55-76.
- Dobrzański, L. (2012). Fundamentals of materials science. *Silesian University of Technology Press, Gliwice*.
- Domingo, C., Arcís, R., López-Macipe, A., Osorio, R., Rodríguez-Clemente, R., Murtra, J., Fanovich, M., & Toledano, M. (2001). Dental composites reinforced with hydroxyapatite: Mechanical behavior and absorption/elution characteristics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 56(2), 297-305.
- Duncan, J. P., Freilich, M. A., Latvis, C. J., & of Connecticut, U. (2000). Fiber-reinforced composite framework for implant-supported overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84(2), 200-204.
- Efeoğlu, A., Erdemir, A. D., & Öncel, Ö. (2001). *Başlangıçtan günümüze diş hekimliği*. Nobel Tıp Kitabevleri.
- Encyclopedia.com, G. A. A. (2018). Giovanni Arcolani (Arculanus). In *In: Science and Its Times: Understanding the Social Significance of Scientific Discovery*
- Erdem, M. S., & Yenilmez, F. (2017). Türkiye'nin Avrupa Birliği çevre politikalarına uyum sürecinin değerlendirilmesi. *Optimum Ekonomi ve Yönetim Bilimleri Dergisi*, 4(2), 91-119.
- Europe, I. (2020). Sustainable waste management in a circular economy: A Policy Brief from the Policy Learning Platform on Environment and resource efficiency. Online at: https://www.interregeurope.eu/fileadmin/user_upload/plp_uploads/policy_briefs/Policy_brief_on_waste_management.pdf.
- Feilzer, A., De Gee, A., & Davidson, C. (1989). Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *Journal of dental research*, 68(1), 48-50.
- Feilzer, A. J., De Gee, A. J., & Davidson, C. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of dental research*, 66(11), 1636-1639.
- Ferracane, J., Aday, P., Matsumoto, H., & Marker, V. (1986). Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins. *Dental Materials*, 2(2), 80-84.
- Ferracane, J., & Greener, E. (1986). The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journal of biomedical materials research*, 20(1), 121-131.
- Ferracane, J. L. (2001). *Materials in dentistry: principles and applications*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—state of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38.
- BAN.

- Floyd, C. J., & Dickens, S. H. (2006). Network structure of Bis-GMA-and UDMA-based resin systems. *Dental Materials*, 22(12), 1143-1149.
- Flury, S., Peutzfeldt, A., & Lussi, A. (2014). Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dental Materials*, 30(10), 1104-1112.
- Foroutan, F., Javadpour, J., Khavandi, A., Atai, M., & Rezaie, H. (2011). Mechanical properties of dental composite materials reinforced with micro and nano-size Al₂O₃ filler particles.
- Fuentes, V., Toledano, M., Osorio, R., & Carvalho, R. M. (2003). Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 66(4), 850-853.
- Gajewski, V. E., Pfeifer, C. S., Fróes-Salgado, N. R., Boaro, L. C., & Braga, R. R. (2012). Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian dental journal*, 23, 508-514.
- Garcia-Contreras, R., Scougall-Vilchis, R. J., Contreras-Bulnes, R., Sakagami, H., Morales-Luckie, R. A., & Nakajima, H. (2015). Mechanical, antibacterial and bond strength properties of nano-titanium-enriched glass ionomer cement. *Journal of Applied Oral Science*, 23, 321-328.
- García, A. H., Lozano, M. A. M., Vila, J. C., Escribano, A. B., & Galve, P. F. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11(2), E215-220.
- Garoushi, S., Tanner, J., Vallittu, P., & Lassila, L. (2012). Preliminary clinical evaluation of short fiber-reinforced composite resin in posterior teeth: 12-months report. *The open dentistry journal*, 6, 41.
- Geissberger, M. (2013). *Esthetic dentistry in clinical practice*. John Wiley & Sons.
- Germain, H. S., Swartz, M., Phillips, R., Moore, B., & Roberts, T. (1985). Properties of microfilled composite resins as influenced by filler content. *Journal of dental research*, 64(2), 155-160.
- Gilmore, H. W. (1970). Recent consensus on the pulpal reaction to restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 23(4), 434-440.
- Gladwin, M. A., & Bagby, M. D. (2000). Clinical aspects of dental materials. (No Title).
- Gordan, V. V., Mondragon, E., Watson, R. E., Garvan, C., & Mjör, I. A. (2007). A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eight years. *The Journal of the American Dental Association*, 138(5), 621-627.
- Gorgen, V. A., & Guler, C. (2015). Residual Monomer in Dentistry: A Literature Review [Diş Hekimliğinde Artık Monomerler: Bir Literatür Derlemesi]. *Medicine Science*, 4(1), 2024-2038.
- Goto, T., & Sasaki, K. (2014). Effects of trace elements in fish bones on crystal characteristics of hydroxyapatite obtained by calcination. *Ceramics international*, 40(7), 10777-10785.
- Guiraldo, R. D., Consani, S., Consani, R. L. X., Berger, S. B., Mendes, W. B., & Sinhoreti, M. A. C. (2009). Light energy transmission through composite influenced by material shades. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 50(4), 183-190.

- Haas, K.-H., & Wolter, H. (1999). Synthesis, properties and applications of inorganic–organic copolymers (ORMOCER® s). *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, 4(6), 571-580.
- Haenel, T., Hausnerová, B., Steinhaus, J., Price, R. B., Sullivan, B., & Moeginger, B. (2015). Effect of the irradiance distribution from light curing units on the local micro-hardness of the surface of dental resins. *Dental Materials*, 31(2), 93-104.
- Han, J.-K., Song, H.-Y., Saito, F., & Lee, B.-T. (2006). Synthesis of high purity nano-sized hydroxyapatite powder by microwave-hydrothermal method. *Materials chemistry and physics*, 99(2-3), 235-239.
- Hani, F., Firouzi, A., Islam, M., & Sumdani, M. (2021). Mechanical and thermal properties of fishbone-based epoxy composites: The effects of thermal treatment. *Polymer Composites*, 42(3), 1224-1234.
- Hara, A. T., Serra, M. C., Haiter-Neto, F., & Rodrigues Jr, A. (2001). Radiopacity of esthetic restorative materials compared with human tooth structure. *American journal of dentistry*, 14(6), 383-386.
- Hatipoğlu, Ö., Turumtay, E. A., & Saygın, A. G. (2022). Evaluation of monomer elution, microhardness, and roughness of experimental dental composite resins prepared from Bis-EFMA, a novel monomer system. *Polymer Composites*, 43(1), 584-592.
- Henschrl, C. (1949). Observations concerning in vivo disintegration of silicate cement restorations. *J. Dent. Res.*, 28, 528.
- Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., & Anusavice, K. (1998). New direct restorative materials. *International dental journal*, 48(1), 3-16.
- Hu, D., Ren, Q., Li, Z., & Zhang, L. (2020). Chitosan-based biomimetically mineralized composite materials in human hard tissue repair. *Molecules*, 25(20), 4785.
- Huang, X., Yin, Z., Wu, S., Qi, X., He, Q., Zhang, Q., Yan, Q., Boey, F., & Zhang, H. (2011). Graphene-based materials: synthesis, characterization, properties, and applications. *small*, 7(14), 1876-1902.
- Huang, Y.-C., Hsiao, P.-C., & Chai, H.-J. (2011). Hydroxyapatite extracted from fish scale: Effects on MG63 osteoblast-like cells. *Ceramics international*, 37(6), 1825-1831.
- Ilie, N., Bucuta, S., & Draenert, M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative dentistry*, 38(6), 618-625.
- ISO, I. (2008). 6872: Dentistry-ceramic materials. *Switzerland: International Organization for Standardization*.
- Itota, T., Carrick, T. E., Yoshiyama, M., & McCabe, J. F. (2004). Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental Materials*, 20(9), 789-795.
- Jardim, R. N., Rocha, A. A., Rossi, A. M., de Almeida Neves, A., Portela, M. B., Lopes, R. T., Dos Santos, T. M. P., Xing, Y., & da Silva, E. M. (2020). Fabrication and characterization of remineralizing dental composites containing hydroxyapatite nanoparticles. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 109, 103817.
- Jm, P. (2006). Craig's restorative dental materials. *Mechanical properties*, 51-96.
- Johns, P. (1977). The structure and composition of collagen containing tissues. In (pp. 32-66): Academic Press, London.

- Jordan, J., Jacob, K. I., Tannenbaum, R., Sharaf, M. A., & Jasiuk, I. (2005). Experimental trends in polymer nanocomposites—a review. *Materials science and engineering: A*, 393(1-2), 1-11.
- Kalore GC. (2015). http://www.gceurope.com/pid/141/manual/en_Manual.pdf
- Kang, J., Shin, D., Bae, S., & Hong, B. H. (2012). Graphene transfer: key for applications. *Nanoscale*, 4(18), 5527-5537.
- Kasraei, S., Sami, L., Hendi, S., AliKhani, M.-Y., Rezaei-Soufi, L., & Khamverdi, Z. (2014). Antibacterial properties of composite resins incorporating silver and zinc oxide nanoparticles on Streptococcus mutans and Lactobacillus. *Restorative dentistry & endodontics*, 39(2), 109-114.
- Kidd, E., & Beighton, D. (1996). Prediction of secondary caries around tooth-colored restorations: a clinical and microbiological study. *Journal of dental research*, 75(12), 1942-1946.
- Kim, K.-H., Ong, J. L., & Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(6), 642-649.
- Kim, R. J.-Y., Kim, Y.-J., Choi, N.-S., & Lee, I.-B. (2015). Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of dentistry*, 43(4), 430-439.
- Kj, A. (2003). Phillips' science of dental materials. *St. Louis: WB Saunders*, 596, 41-43.
- KJ, A. (2005). Physical properties of dental materials. *Phillips science of dental materials*, 52-53.
- Klimek, L., Kopacz, K., Śmielak, B., & Kula, Z. (2023). An evaluation of the mechanical properties of a hybrid composite containing hydroxyapatite. *Materials*, 16(13), 4548.
- Knezevic, A., Ristic, M., Demoli, N., Tarle, Z., Music, S., & Mandic, V. N. (2007). Composite photopolymerization with diode laser. *Operative dentistry*, 32(3), 279-284.
- Kölüş, T., & Ülker, H. E. (2021). Geçmişten günümüze çürük ve restoratif materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(1), 130-137.
- Kula, Z., Klimek, L., Kopacz, K., & Śmielak, B. (2022). Evaluation of the Effect of the Addition of Hydroxyapatite on Selected Mechanical and Tribological Properties of a Flow-Type Composite. *Materials*, 15(24), 9016.
- Labella, R., Braden, M., & Deb, S. (1994). Novel hydroxyapatite-based dental composites. *Biomaterials*, 15(15), 1197-1200.
- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., & Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials*, 15(2), 128-137.
- Lang, B. R., Jaarda, M., & WANG, R. F. (1992). Filler particle size and composite resin classification systems. *Journal of oral rehabilitation*, 19(6), 569-584.
- Lazarchik, D. A., Hammond, B. D., Sikes, C. L., Looney, S. W., & Rueggeberg, F. A. (2007). Hardness comparison of bulk-filled/transmucosal and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(2), 129-140.
- Lee, Y.-K. (2008). Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. *Dental Materials*, 24(9), 1243-1247.

- Leinfelder, K. F. (1995). Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. *The Journal of the American Dental Association*, 126(5), 663-676.
- Leinfelder, K. F., Bayne, S. C., & Swift, E. J. (1999). Packable composites: overview and technical considerations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 11(5), 234-249.
- Lett, J. A., Sundareswari, M., & Ravichandran, K. (2016). Porous hydroxyapatite scaffolds for orthopedic and dental applications-the role of binders. *Materials Today: Proceedings*, 3(6), 1672-1677.
- Li, X., Liu, W., Sun, L., Aifantis, K. E., Yu, B., Fan, Y., Feng, Q., Cui, F., & Watari, F. (2014). Resin composites reinforced by nanoscaled fibers or tubes for dental regeneration. *BioMed research international*, 2014(1), 542958.
- Lien, W., & Vandewalle, K. S. (2010). Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dental Materials*, 26(4), 337-344.
- Lim, Y.-S., Ok, Y.-J., Hwang, S.-Y., Kwak, J.-Y., & Yoon, S. (2019). Marine collagen as a promising biomaterial for biomedical applications. *Marine drugs*, 17(8), 467.
- Liu, F., Wang, R., Cheng, Y., Jiang, X., Zhang, Q., & Zhu, M. (2013). Polymer grafted hydroxyapatite whisker as a filler for dental composite resin with enhanced physical and mechanical properties. *Materials Science and Engineering: C*, 33(8), 4994-5000.
- Liu, Z., Liang, H., Shi, T., Xie, D., Chen, R., Han, X., Shen, L., Wang, C., & Tian, Z. (2019). Additive manufacturing of hydroxyapatite bone scaffolds via digital light processing and in vitro compatibility. *Ceramics international*, 45(8), 11079-11086.
- Loguercio, A., Reis, A., Filho, L., & Busato, A. (2001). One-year clinical evaluation of posterior packable resin composite restorations. *Operative dentistry*, 26(5), 427-434.
- Lucena, C., Ruiz-López, J., Pulgar, R., Della Bona, A., & Pérez, M. M. (2021). Optical behavior of one-shaded resin-based composites. *Dental Materials*, 37(5), 840-848.
- Lutz, F., & Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 50(4), 480-488.
- Mahn, E. (2013). Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral*, 6(3), 148-153.
- Malhotra, N., & Kundabala, M. (2010). Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part I. *CompendContinEduc Dent*, 31(7), 498-505.
- Manhart, J., Kunzelmann, K.-H., Chen, H., & Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 16(1), 33-40.
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(4), 353-361.

- Marghalani, H. (2016). Resin-based dental composite materials. In *Handbook of bioceramics and biocomposites* (pp. 357-405). Springer International Publishing.
- Marigo, L., Spagnuolo, G., Malara, F., Martorana, G. E., Cordaro, M., Lupi, A., & Nocca, G. (2015). Relation between conversion degree and cytotoxicity of a flowable bulk-fill and three conventional flowable resin-composites. *European Review for Medical & Pharmacological Sciences*, 19(23).
- McCabe, J. F., & Walls, A. W. (2013). *Applied dental materials*. John Wiley & Sons.
- McClean, J. W. (1994). Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quint. Int.*, 25, 587-589.
- Mehta, D., George, S., & Mondal, P. (2014). Synthesis of hydroxyapatite by chemical precipitation technique and study of its biodegradability. *International Journal of Research in Advent Technology*, 2(4), 159-161.
- Meng, Y., Zhang, H.-Q., Pan, F., He, Z.-D., Shao, J.-L., & Ding, Y. (2011). Prevalence of dental caries and tooth wear in a Neolithic population (6700–5600 years BP) from northern China. *Archives of Oral Biology*, 56(11), 1424-1435.
- Mezahi, F.-Z., Oudadesse, H., Harabi, A., Le, G. Y., & Cathelineau, G. (2011). Sintering effects on physicochemical properties of bioactivity of natural and synthetic hydroxyapatite. *Journal of the Australasian Ceramic Society*, 47(1), 23-27.
- Mills, R., Jandt, K., & Ashworth, S. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British dental journal*, 186(8), 388-391.
- Mirajkar, C. K., Winnier, J., & Hambire, U. V. (2023). Formulation of Optimized Regression Model for Flexural Strength of Experimental Dental Composite Resins with Nanohydroxyapatite Filler Particles. *World*, 14(12), 1051.
- Mitra, S. B., Wu, D., & Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382-1390.
- Molin, C. (1992). Amalgam—fact and fiction. *European Journal of Oral Sciences*, 100(1), 66-73.
- Moorthy, A., Hogg, C., Dowling, A., Grufferty, B., Benetti, A. R., & Fleming, G. (2012). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of dentistry*, 40(6), 500-505.
- Moszner, N., & Klapdohr, S. (2004). Nanotechnology for dental composites. *International Journal of Nanotechnology*, 1(1-2), 130-156.
- Moszner, N., & Salz, U. (2001). New developments of polymeric dental composites. *Progress in polymer science*, 26(4), 535-576.
- Muğan, N. (1994). *Türk diş hekimliği tarihi*. Edebiyat Fakültesi Basımevi.
- Murchison, D. F., Charlton, D. G., & Moore, W. S. (1999). Comparative radiopacity of flowable resin composites. *Quintessence international*, 30(3).
- Murray, G. A., Yates, J. L., & Newman, S. M. (1981). Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 46(2), 167-170.
- Neto, D. A., Carvalho, E., Rodrigues, E., Feitosa, V., Sauro, S., Mele, G., Carbone, L., Mazzetto, S., Rodrigues, L., & Fehine, P. (2016). Novel hydroxyapatite

- nanorods improve anti-caries efficacy of enamel infiltrants. *Dental Materials*, 32(6), 784-793.
- Nie, J., Rabek, J. F., & Lindén, L. Å. (1999). Photopolymerization of poly (melamine-co-formaldehyde) acrylate for dental restorative resins. *Polymer international*, 48(2), 129-136.
- O'Brien, W. J. (2002). Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*.
- Oberholzer, T. G., Grobler, S. R., Pameijer, C. H., & Rossouw, R. J. (2001). A modified dilatometer for determining volumetric polymerization shrinkage of dental materials. *Measurement Science and Technology*, 13(1), 78.
- Oduncu, B. S., Yucel, S., Aydin, I., Sener, I. D., & Yamaner, G. (2010). Polymerisation shrinkage of light-cured hydroxyapatite (HA)-reinforced dental composites. *World Acad Sci Eng Technol*, 40, 286-291.
- Okte, Z., Villalta, P., García-Godoy, F., Lu, H., & Powers, J. M. (2006). Surface hardness of resin composites after staining and bleaching. *Operative dentistry*, 31(5), 623-628.
- Oxilia, G., Fiorillo, F., Boschin, F., Boaretto, E., Apicella, S. A., Matteucci, C., Panetta, D., Pistocchi, R., Guerrini, F., & Margherita, C. (2017). The dawn of dentistry in the late upper Paleolithic: An early case of pathological intervention at Riparo Fredian. *American journal of physical anthropology*, 163(3), 446-461.
- Ozawa, M., & Suzuki, S. (2002). Microstructural development of natural hydroxyapatite originated from fish-bone waste through heat treatment. *Journal of the American Ceramic Society*, 85(5), 1315-1317.
- Ölmez, A., & Tuna, D. (2002). The factors affecting polymerisation shrinkage. *Cumhuriyet Dent J*, 5(1), 52-57.
- Önal, B. (2001a). Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. *İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 47-68.
- Önal, B. (2001b). Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. *Eüdhf Yayınları, İzmir*, 47-68.
- Özel Bektaş, Ö. (2006). Farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi ve dentine bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi.
- Paffenbarger, G., & NW, R. (1974). COMPOSITE RESTORATIVE MATERIALS IN DENTAL PRACTICE. A REVIEW.
- Paffenbarger, G. C., Nelsen, R. J., & Sweeney, W. (1953). Direct and indirect filling resins: a review of some physical and chemical properties. *The Journal of the American Dental Association*, 47(5), 516-524.
- Paravina, R. D., Westland, S., Kimura, M., Powers, J. M., & Imai, F. H. (2006). Color interaction of dental materials: blending effect of layered composites. *Dental Materials*, 22(10), 903-908.
- Payne, J. H. (1999). The marginal seal of Class II restorations: flowable composite resin compared to injectable glass ionomer. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 23(2), 123-130.
- Pepla, E., Besharat, L. K., Palaia, G., Tenore, G., & Migliau, G. (2014). Nano-hydroxyapatite and its applications in preventive, restorative and regenerative dentistry: a review of literature. *Annali di stomatologia*, 5(3), 108.
- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 105(2), 97-116.

- Phillips, R. W. (1973). Skinner's science of dental materials. *W. B. Saunders Company*, xii+ 682, 26 x 18 cm, illustrated, 1973.
- Pittayachawan, P. (2009). *Comparative study of physical properties of zirconia based dental ceramics* UCL (University College London)].
- Poorzandpoush, K., Omrani, L.-R., Jafarnia, S. H., Golkar, P., & Atai, M. (2017). Effect of addition of Nano hydroxyapatite particles on wear of resin modified glass ionomer by tooth brushing simulation. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 9(3), e372.
- Pratap, B., Gupta, R. K., Bhardwaj, B., & Nag, M. (2019). Resin based restorative dental materials: Characteristics and future perspectives. *Japanese Dental Science Review*, 55(1), 126-138.
- Prati, C., Chersoni, S., Montebugnoli, L., & Montanari, G. (1999). Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *American journal of dentistry*, 12(5), 231-234.
- Price, R., Ehrnford, L., Andreou, P., & Felix, C. A. (2003). Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. *The journal of adhesive dentistry*.
- Price, R. B., Labrie, D., Rueggeberg, F. A., & Felix, C. M. (2010). Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 363-377.
- Price, R. B., Labrie, D., Whalen, J. M., & Felix, C. M. (2011). Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. *Journal (Canadian Dental Association)*, 77, b9-b9.
- Price, R. B., Murphy, D. G., & Dérand, T. (2000). Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence international*, 31(9).
- Priyadarsini, S., Mukherjee, S., & Mishra, M. (2018). Nanoparticles used in dentistry: A review. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 8(1), 58-67.
- RA, D. (1985). Fatigue and fracture mechanics of composite resins. *Posterior composite resin dental restorative materials*, 299-307.
- Rawls, K., & Esquivel-Upshaw, F. (2003). Restorative resins: Phillips Science Of Dental Materials. *Eleven. Missouri: Saunders*, 401-417.
- Razali, R., Rahim, N., Zainol, I., & Sharif, A. (2018). Preparation of dental composite using hydroxyapatite from natural sources and silica. *Journal of Physics: Conference Series*,
- Restorasyonlar, D. B. K. (2011). Quintessence Yayıncılık. *Şişli/İstanbul*.
- Retief, D. (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *American journal of dentistry*, 4(5), 231-236.
- Ring, M. (1985). *Dentistry: An Illustrated History*. New York: Harry N. Abrams. Inc. & Mosby-Year Book, Inc.
- Ritter, A. V. (2017). *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book: Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Riva, Y. R., & Rahman, S. F. (2019). Dental composite resin: A review. *AIP conference proceedings*,
- Rosato, D. V. (1997). Designing with reinforced composites: technology, performance, economics. *(No Title)*.

- Rueggeberg, F. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compendium of continuing education in dentistry*. (Jamesburg, NJ: 1995). Supplement(25), S4-15; quiz S73.
- Rueggeberg, F., & Margeson, D. (1990). The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *Journal of dental research*, 69(10), 1652-1658.
- Rueggeberg, F. A., Caughman, W. F., Curtis, J. W., Davis, H. C., Rueggeberg, F., Caughman, W., Curtis Jr, J., & Davis, H. (1994). A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. *International Journal of Prosthodontics*, 7(2).
- Sakaguchi, R., Sasik, C., Bunczak, M., & Douglas, W. H. (1991). Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *Journal of dentistry*, 19(5), 312-316.
- Sakaguchi, R., Wiltbank, B., & Shah, N. (2004). Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites. *Dental Materials*, 20(4), 388-396.
- Santos, C., Clarke, R., Braden, M., Guitian, F., & Davy, K. (2002). Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. *Biomaterials*, 23(8), 1897-1904.
- Santos, C., Luklinska, Z., Clarke, R., & Davy, K. (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, 565-573.
- Santos, M. H., Oliveira, M. d., Souza, L. P. d. F., Mansur, H. S., & Vasconcelos, W. L. (2004). Synthesis control and characterization of hydroxyapatite prepared by wet precipitation process. *Materials Research*, 7, 625-630.
- Schmalz, G., Arenholt-Bindslev, D., & Schmalz, G. (2009). Determination of biocompatibility. *Biocompatibility of dental materials*, 13-43.
- Schmidt, H., & Wolter, H. (1990). Organically modified ceramics and their applications. *Journal of non-crystalline solids*, 121(1-3), 428-435.
- Schnebel, E. (1940). Verfahren zur Herstellung von Zahnersatzteilen, insbesondere Fiillungen, aus Polymerisationskunstharzen. *Dtsch Reichspatentamt Patentschr*(760), 351.
- Schneider, L. F. J., Cavalcante, L. M., & Silikas, N. (2009). Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: a review. *Journal of dental biomechanics*, 2010, 131630.
- Sharp, L. J., Choi, I. B., Lee, T. E., Sy, A., & Suh, B. I. (2003). Volumetric shrinkage of composites using video-imaging. *Journal of dentistry*, 31(2), 97-103.
- Sherwood, I. A. (2010). *Essentials of operative dentistry*. Boydell & Brewer Ltd.
- Shetty, D. K., Rosenfield, A. R., McGuire, P., Bansal, G. K., & Duckworth, W. H. (1980). Biaxial flexure tests for ceramics. *Am. Ceram. Soc. Bull.;*(United States), 59(12).
- Shi, P., Liu, M., Fan, F., Yu, C., Lu, W., & Du, M. (2018). Characterization and biocompatibility with osteoblasts of natural hydroxyapatite originated from fish bone. *Mater. Sci. Eng. C*, 90, 706-712.
- Sİ, G. (1974). *Kaanuni Sultan Süleyman Devrinde Yazılmış Dişçiliğe Ait El Yazması Kitap. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları*. .
- Sobrinho, L. C., De Goes, M., Consani, S., Sinhoreti, M., & Knowles, J. (2000). Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of

- composite resin. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 11(6), 361-364.
- Söderholm, K.-J., & Mariotti, A. (1999). BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*, 130(2), 201-209.
- Stober, T., Henninger, M., Schmitter, M., Pritsch, M., & Rammelsberg, P. (2010). Three-body wear of resin denture teeth with and without nanofillers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 103(2), 108-117.
- Sturdevant CM, R. T., Heymann HO, Sturdevant JR. (1995). *The art and science of operative dentistry*.
- Subramaniam, P., & Pandey, A. (2016). Assessment of microleakage of a composite resin restoration in primary teeth following class III cavity preparation using Er, Cr: YSGG laser: an in vitro study. *Journal of lasers in medical sciences*, 7(3), 172.
- Sunil, B. R., & Jagannatham, M. (2016). Producing hydroxyapatite from fish bones by heat treatment. *Materials Letters*, 185, 411-414.
- Sydow, Z., Sydow, M., Wojciechowski, Ł., & Bieńczak, K. (2021). Tribological performance of composites reinforced with the agricultural, industrial and post-consumer wastes: A review. *Materials*, 14(8), 1863.
- Taira, M., Urabe, H., Hirose, T., Wakasa, K., & Yamaki, M. (1988). Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. *Journal of dental research*, 67(1), 24-28.
- Tanaka, K., Taira, M., Shintani, H., Wakasa, K., & Yamaki, M. (1991). Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *Journal of oral rehabilitation*, 18(4), 353-362.
- Tani, Y., NAMBU, T., ISHIKAWA, A., & KATSUYAMA, S. (1993). Polymerization shrinkage and contraction force of composite resin restorative inserted with "Megafiller". *Dental Materials Journal*, 12(2), 182-189,274.
- Tarle, Z., Meniga, A., Knežević, A., Šutalo, J., Ristić, M., & Pichler, G. (2002). Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. *Journal of oral rehabilitation*, 29(7), 662-667.
- Tiba, A., Charlton, D. G., Vandewalle, K. S., & Ragain Jr, J. C. (2005). Comparison of two video-imaging instruments for measuring volumetric shrinkage of dental resin composites. *Journal of dentistry*, 33(9), 757-763.
- Tsubone, M., Nakajima, M., Hosaka, K., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2012). Color shifting at the border of resin composite restorations in human tooth cavity. *Dental Materials*, 28(8), 811-817.
- Tylman, S. D., & Peyton, F. A. (1946). Acrylics and other synthetic resins used in dentistry. (*No Title*).
- Uhl, A., Michaelis, C., Mills, R. W., & Jandt, K. D. (2004). The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dental Materials*, 20(1), 21-28.
- URL 1. (2024). http://assets.worldwildlife.org/publications/723/files/original/WWF-LPR2014-low_res.pdf?1413912230.
- URL 2. (2020). https://digitaleurope.bilgi.edu.tr/html/2-3/index_index_0000.html.
- URL 3. (2023). <https://www.tarimorman.gov.tr/SGB/Belgeler/stratejikplan.pdf>.

- URL 4. (2023). <https://ticaret.gov.tr/data/640f220d13b8761b449ccb42/YESIL%20MUTABAKAT%20Eylem%20Plan%C4%B1.pdf>.
- URL 5. (2022). <https://www.sanayi.gov.tr/assets/pdf/SanayiStratejiBelgesi2023.pdf>.
- URL 6. (2023). <https://www.tubitak.gov.tr/tr/duyuru/tubitak-2022-2023-oncelikli-ar-ge-ve-yenilik-konulari>.
- URL 7. (2023). <https://www.tarimorman.gov.tr/TAGEM/Belgeler/yayin/Su%20%C3%9Cr%C3%BCnleri%20Sekt%C3%B6r%20Politika%20Belgesi%202019-2023.pdf>.
- Van Ende, A., Van de Casteele, E., Depypere, M., De Munck, J., Li, X., Maes, F., Wevers, M., & Van Meerbeek, B. (2015). 3D volumetric displacement and strain analysis of composite polymerization. *Dental Materials*, 31(4), 453-461.
- Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of dentistry*, 26(1), 1-20.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), e100-e121.
- Vankerckhoven, H., Lambrechts, P., Van Beylen, M., Davidson, C., & Vanherle, G. (1982). Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *Journal of dental research*, 61(6), 791-796.
- Veral, E. S., & Yiğitbaşoğlu, H. (2018). Avrupa Birliği atık politikasında atık yönetiminden kaynak yönetimi yaklaşımına geçiş yönelimleri ve döngüsel ekonomi modeli. *Ankara Üniversitesi Çevrebilimleri Dergisi*, 6(1), 1-19.
- Wachtman Jr, J. (1972). Biaxial flexure tests of ceramic substrates. *J Mater*, 7, 188-194.
- Walter, R., Boushell, L. W., Heymann, H. O., Ritter, A. V., Sturdevant, J. R., Wilder Jr, A. D., Chung, Y., & Swift Jr, E. J. (2014). Three-year clinical evaluation of a silorane composite resin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(3), 179-190.
- Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11, 162-167.
- Wang, X., Li, Y., Wei, J., & De Groot, K. (2002). Development of biomimetic nano-hydroxyapatite/poly (hexamethylene adipamide) composites. *Biomaterials*, 23(24), 4787-4791.
- Watts, D. C., & Cash, A. (1991). Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dental Materials*, 7(4), 281-287.
- Weinmann, W., Thalacker, C., & Guggenberger, R. (2005). Siloranes in dental composites. *Dental Materials*, 21(1), 68-74.
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., & Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence international*, 24(9).
- Williams, P., & Johnson, L. (1993). Composite resin restoratives revisited. *Journal (Canadian Dental Association)*, 59(6), 538-543.
- Wu, Y., & Bose, S. (2005). Nanocrystalline hydroxyapatite: micelle templated synthesis and characterization. *Langmuir*, 21(8), 3232-3234.
- Yamamoto, T., Ferracane, J. L., Sakaguchi, R. L., & Swain, M. V. (2009). Calculation of contraction stresses in dental composites by analysis of crack propagation in the matrix surrounding a cavity. *Dental Materials*, 25(4), 543-550.

- Yaman, K., & Gül, M. (2018). Kuruluşundan günümüze Avrupa Birliği'nin çevre politikası. *Ekonomi İşletme ve Yönetim Dergisi*, 2(2), 198-217.
- Yamasaki, L. C., Moraes, A. G. D. V., Barros, M., Lewis, S., Francci, C., Stansbury, J. W., & Pfeifer, C. S. (2013). Polymerization development of "low-shrink" resin composites: Reaction kinetics, polymerization stress and quality of network. *Dental Materials*, 29(9), e169-e179.
- Yap, A., Tan, D., Goh, B., Kuah, H., & Goh, M. (2000). Effects of food-simulating liquids on the flexural strength of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Operative dentistry*, 25(3), 202-208.
- Yilmaz, H., Aydin, C., & Gul, B. E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(2), 120-128.
- Yoshida, Y., Shirai, K., Nakayama, Y., Itoh, M., Okazaki, M., Shintani, H., Inoue, S., Lambrechts, P., Vanherle, G., & Van Meerbeek, B. (2002). Improved filler-matrix coupling in resin composites. *Journal of dental research*, 81(4), 270-273.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., & Aksu, L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara*, 515.