

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÖNTEMLERLE POLİMERİZE OLAN AKRİLİK
REZİN SİSTEMLERİNİN NANOPARTİKÜL İLAVESİ SONUCU
MEKANİK VE FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Muhammet KARCI

UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Necla DEMİR

KONYA-2017

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÖNTEMLERLE POLİMERİZE OLAN AKRİLİK
REZİN SİSTEMLERİNİN NANOPARTİKÜL İLAVESİ SONUCU
MEKANİK VE FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Muhammet KARCI

UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Necla DEMİR

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 16102013 proje numarası ile desteklenmiştir.

 SELÇUK ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	UZMANLIK TEZİ JÜRİ TUTANAĞI	Dok.Kodu	KU.FR.57
		Yürürlüğe Gir. Tar.	Haziran 2015
		Revizyon No	00
		Revizyon Tarihi	
		Sayfa No	1 / 1

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı : Muhammet KARCI

Uzmanlık Dalı : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Necla DEMİR

Tezin Adı : Farklı Yöntemlerle Polimerize Olan Akrilik Resin Sistemlerinin Nanopartikül İlavesi Sonucu Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Dt. Muhammet Karcı hazırlamış olduğu tezini 17/ 10 / 2017 tarihinde aşağıda isimleri yazılı olan jüri huzurunda savunmuştur.

SONUÇ: TEZ BAŞARILI (X) TEZ YETERSİZ ()

Prof. Dr. Özgür İNAN



Jüri

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ


Jüri

Yrd. Doç. Dr. Necla DEMİR


Jüri

 SULCU ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	UZMANLIK TEZİ DEĞERLENDİRME FORMU	Dok.Kodu	KU.FR.59
		Yürürlüğe Gir. Tar.	Haziran 2015
		Revizyon No	00
		Revizyon Tarihi	
		Sayfa No	1 / 1

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı: Muhammet KARCI Tarih:17/10/2017
 Uzmanlık Dalı : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
 Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Necla DEMİR
 Tezin Adı : “ Farklı yöntemlerle Polimerize Olan Akrilik Rezın Sistemlerinin Nanopartikül İlavesi Sonucu Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi”

1. Sayfa Sayısı : 126
 2. Tablo Sayısı : 56
 3. Şekil/Grafik Sayısı: 58
 4. İstatistik Sayısı : 3
 5. Kaynaklar : 240

- a. Sayısı : Yeterli Yetersiz ()
 b. Kaynak Kullanımında Uygunluk : Yeterli Yetersiz ()
 c. Yeni Kaynaklardan Yararlanma : Yeterli Yetersiz ()

6. YAZI DÜZENİ

- a. Konu I. Kapsamı Retrospektif (Olgu Sunumu) ()
 Prospektif (Klinik Çalışma) ()
 Deneysel
 II. Orijinallik Orijinal Orijinal değil ()

- | | Evet | Hayır |
|--|-------------------------------------|-------|
| b. Özet: Çalışmanın ana hatlarını kapsıyor | <input checked="" type="checkbox"/> | () |
| c. Giriş ve Amaç: | | |
| a) Amaç ve dayandığı bilimsel düşünceler ifade edilmiş | <input checked="" type="checkbox"/> | () |
| b) Kapsamı yeterli (gereğinden uzun ya da kısa ise belirtiniz) | <input checked="" type="checkbox"/> | () |
| d. Genel Bilgiler: Genel bilgiler kaynaklarla desteklenmiş | <input checked="" type="checkbox"/> | () |
| e. Gereç ve Yöntem: | | |
| a) Gereçler yeterli ve çalışmanın amacına yönelik | <input checked="" type="checkbox"/> | () |
| b) Yöntem ayrıntılarıyla açıklanmış ve kaynaklarla desteklenmiş | <input checked="" type="checkbox"/> | () |
| f. Bulgular: | | |
| a) Olgu, gözlem ve deney sayısı yeterli | <input checked="" type="checkbox"/> | () |
| b) Bulgular ölçüm ve istatistik açıdan yeterli ve güvenilir | <input checked="" type="checkbox"/> | () |
| g. Tartışma ve Sonuç: Bulguların yeterince analizi yapıp yorumlanmış | <input checked="" type="checkbox"/> | () |

SONUÇ: BAŞARILI YETERSİZ ()

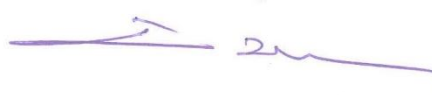
BAŞARISIZ İSE TEZDE YAPILMASI İSTENEN DEĞİŞİKLİKLER BİR RAPOR HALİNDE BELİRTİLMELİ!

TEZ JÜRİLERİ:

Prof. Dr. Özgür İNAN

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

Yrd. Doç. Dr. Necla DEMİR





ii. ÖNSÖZ

Uzmanlık, klinik eğitimim ve tezimin hazırlanmasında değerli bilgilerini, tecrübelerini, zamanını ve desteğini benden esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Necla Demir'e,

Protetik Diş Tedavisi alanındaki eğitimim süresince pratik ve teorik olarak katkıda bulunan tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan Anabilim Dalımızda görev yapmakta olan değerli hocalarım ve birlikte çalıştığım araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve bölümümüz personellerine,

Örneklerin hazırlanması ve analiz aşamasında bana yardımcı olan Bayrak Özel Diş Laboratuvarı, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Imicryl Firması, Harun Yüksel, Şakir Yazman ve sevgili Merih Durmaz ağabeyime,

Tüm eğitim hayatım boyunca bana her zaman destek olan ve benim bu günlere gelmemi sağlayan kıymetli annem Gülnaz Karcı, babam Mustafa Karcı'ya,

Desteklerini her zaman hissettiğim sevgili kayınvalidem Sultan Çalışkan ve merhum kayınpederim Ramazan Çalışkan'a,

Her zaman yanımda olan ve özellikle tez dönemindeki çalışmalarım süresince gösterdiği anlayış ve destekten dolayı sevgili eşim Bilge Karcı'ya ve hayatımın anlamı oğlum Ramazan Yiğit Karcı'ya

sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

iii. İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR	v
1. GİRİŞ	1
1.1. Akrilik Rezinlerin Tarihçesi	3
1.2. Akrilik Rezinler.....	4
1.2.1. Metal Metakrilat (Sıvı)	5
1.2.2. Polimetil Metakrilat (Toz)	6
1.2.3. Akrilik Rezin Polimerlerinin Yapısı.....	7
1.2.4. Akrilik Rezin Polimerlerinin Uzaysal Yapısı	7
1.2.5. Polimerizasyon	8
1.3. Protez Kaide Polimerlerinin Özellikleri	10
1.3.1. Polimerizasyon Tipine ve Yöntemlerine Göre Akrilik Rezinlerin Sınıflandırılması	11
1.3.2. Polimerizasyon Tipine Göre Akrilik Rezinler	12
1.3.3. Akrilik Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri.....	17
1.3.4. Protez Kaide Materyallerinde Aranılan Bazı Mekanik ve Fiziksel Özelliklerin Ölçümü	22
1.3.5. Tam Protez Kaide Plağı Kırıkları	27
1.3.6. Akrilik Rezinlerin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerini Geliştirmeye Yönelik Yaklaşımlar	30
1.4. Nanoteknoloji ve Diş Hekimliği	33
1.5. Nanopartiküller	34
1.5.1. Titanyum Dioksit (TiO ₂) Nanopartikülünün Genel Özellikleri	35
1.5.2. Alüminyum Oksit (Al ₂ O ₃) Nanopartikülünün Genel Özellikleri	36
1.5.3. Silikon Dioksit (SiO ₂) Nanopartikülünün Genel Özellikleri	37
1.6. Nanopartikül İlaveli Polimerler	38
1.6.1. Nanopartiküllerin Matriks İçerisinde Homojen Dağılımı.....	38
1.6.2. Nanopartiküllerin Tokluk Artırma Mekanizmaları	39
1.6.3. Polimer Malzemelerin Kırılma Yüzey Özellikleri	40
2. GEREÇ VE YÖNTEM	42
2.1. Örneklerin Hazırlanması	43
2.1.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezin Örneklerin Hazırlanması	45
2.1.2. Otopolimerizan Akrilik Rezin Örneklerin Hazırlanması.....	46

2.1.3. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezin Örneklerin Hazırlanması	46
2.2. Nanopartikül İlavesi	48
2.3. Test Yöntemleri.....	48
2.3.1. Eğilme Dayanımı Testi.....	50
2.3.2. Yüzey Pürüzlülüğü Testi.....	51
2.3.3. Yüzey Sertliği Testi.....	52
2.3.4. Örneklerin SEM ile İncelenmesi	52
2.4. İstatistiksel Analiz	53
3. BULGULAR.....	54
3.1. Eğilme Dayanımı Test Sonuçları	54
3.2. Elastik Modülüs Değerleri Sonuçları	60
3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Test Sonuçları.....	67
3.4. Yüzey Sertlik Testi Sonuçları	73
3.5. Testler Arası İkili Korelasyonlar.....	80
3.6. SEM Görüntüleri ve Bulguları.....	80
3.6.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezinlere Ait SEM Görüntüleri.....	80
3.6.2. Otopolimerizan Akrilik Rezinlere Ait SEM Görüntüleri	83
3.6.3. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinlere Ait SEM Görüntüleri	85
4. TARTIŞMA.....	88
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	110
6. KAYNAKLAR	112
7. EKLER.....	124
8. ÖZGEÇMİŞ	126

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

µm: mikrometre

3D: 3 boyutlu

AFM: Atomik Kuvvet Mikroskobu

Al₂O₃: Alüminyum oksit

cm: santimetre

cm²: Santimetre kare

cm³: santimetre küp

CuO: Bakır oksit

dk: dakika

GPa: Gigapaskal

gr: gram

kg: kilogram

kJ: kilojoule

KO: Kareler Ortalaması

KT: Kareler Toplamı

m²: metrekare

MHz: Megahertz

ml: mililitre

mm: milimetre

mm²: milimetre kare

MPa: Megapaskal

N: Newton

nm: nanometre

°C: Santigrat derece

PMMA: Polimetilmetakrilat

SD: Serbestlik Derecesi

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

SiO₂: Silikon Dioksit

sn: saniye

STM: Taramalı Tünellemeli Mikroskop

TEM: Geçirimli Elektron Mikroskobu

TiO₂: Titanyum oksit

W: Watt

ZnO: Çinko oksit



ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Farklı Yöntemlerle Polimerize Olan Akrilik Rezin Sistemlerinin Nanopartikül İlavesi Sonucu Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Muhammet KARCI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2017

PMMA, protetik diş hekimliğinde protez kaide materyali olarak yaygın kullanılmasına rağmen düşük mekanik ve fiziksel özellikler gibi dezavantajlara sahiptir. Bu çalışmada üç farklı akrilik rezin tipi içerisine ağırlıkça % 1, 3 ve 5 oranlarında Al_2O_3 , SiO_2 ve TiO_2 nanopartikülleri ilavesinin eğilme dayanımı, elastik modülüs ve yüzey sertliği gibi mekanik özellikleri ve yüzey pürüzlülüğü gibi fiziksel özellikleri üzerine etkileri incelenmiştir.

Otuz farklı grup için toplam iki yüz on örnek ($65 \times 10 \times 3$ mm) hazırlanmıştır ($n=7$). Eğilme dayanımları üç nokta eğme testi ile ölçülmüş, elde edilen değerlerden elastik modülüs değerleri hesaplanmıştır. Eğilme dayanımı testinde kırılan her gruptan bir örnek için SEM analizi yapılmıştır. Yüzey pürüzlülük değerleri profilometre cihazıyla ölçülürken, yüzey sertliği değerleri Rockwell R testi ile hesaplanmıştır. Elde edilen verilerin homojenitesi Kolmogov-Smirnov testi ile değerlendirilmiş, takiben iki yönlü varyans analizi ve Tukey HSD testinden yararlanılmıştır.

PMMA'nın eğilme dayanımı % 1 oranında anlamlı düzeyde artmaktadır ($p<0,05$). Al_2O_3 ve TiO_2 nanopartikül ilave edilen gruplardaki eğilme dayanımı değerleri SiO_2 ilave edilen gruplardaki değerlerden daha yüksek bulunmuştur. En yüksek elastik modülüs değerleri % 5 oranında ilave yapılan gruplarda görülmüştür. Yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından otopolimerizan akrilik rezin diğer akrilik rezin gruplarına göre daha yüksek pürüzlülük değerleri gösterirken, % 3 ve % 5 oranında ilave yapılan grupların pürüzlülük değerleri mikroorganizma tutulumu için kritik değerden ($0,2 \mu m$) çok yüksek ($0,46-0,84$) bulunmuştur. Yüzey sertliği değerleri açısından en yüksek değerler % 5 oranında ilave edilen gruplarda bulunmuştur. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntülerinde nanopartiküllerin PMMA içinde eğilme dayanımı daha yüksek çıkan gruplarda daha homojen dağılmış olduğu gözlenmiştir.

Limitasyonları dahilinde, PMMA'a nanopartikül ilavesi ile mekanik özellikleri geliştirilebilir, ancak nanopartikül ilave yüzdesi arttıkça (% 3 ve % 5) PMMA'nın eğilme dayanımı değerlerinde düşüş gözlenmesi ideal doldurucu oranının % 1 olduğunu göstermektedir.

Anahtar Sözcükler: Eğilme dayanımı, elastik modülüs, polimetilmetakrilat, yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği.

SUMMARY
REPUBLIC of TURKEY
SELCUK UNIVERSITY
FACULTY of DENTISTRY

**Evaluation of Mechanical and Physical Properties of Nanoparticles Added
Polymerized Acrylic Resins by Different Methods**

Muhammet KARCI
Department of Prosthodontics

SPECIALITY THESIS / KONYA-2017

PMMA has disadvantages such as low mechanical and physical properties although it is widely used as prosthetic base material in prosthetic dentistry. In this study, the effects of Al₂O₃, SiO₂ and TiO₂ nanoparticles addition on the mechanical and physical properties such as flexural strength, elastic modulus, surface hardness and surface roughness of different acrylic resins were investigated.

A total of two hundred ten samples were prepared in different thirty groups (n = 7). Flexural strength was measured by three point bending test. Elastic modulus values were calculated from the obtained values. Surface roughness values were measured by profilometer, and surface hardness values were measured by Rockwell R test. In the bending strength test, a SEM analysis was performed for each sample from each group. Homogeneity of the obtained data was assessed by Kolmogov-Smirnov test followed by Two-way ANOVA and Tukey HSD test.

The flexural strength of PMMA increased significantly after 1 % nanoparticle addition. The flexural strength found to be higher than those of the SiO₂ added groups. The highest elastic modulus values were observed in the 5 % addition groups. In terms of surface roughness values, autopolymerizing acrylic resin showed higher roughness values than other acrylic resin groups, whereas roughness values of 3 % and 5 % addition groups were found to be very high (0,46-0,84) from the critical value (0,2 µm) for microorganism involvement. In terms of surface hardness values, the highest values were found in 5 % additional groups. In the electron microscopic images, it was observed that the nanoparticles were more homogeneously dispersed in PMMA with higher bending strength.

As a result, the mechanical properties can be improved by the addition of nanoparticles to PMMA, but since the flexural strength values of PMMA decreased in the higher percentages (3-5 %), the ideal filler ratio is observed to be 1%.

Keywords: Elastic modulus, flexural strength, polymethylmethacrylate, surface roughness, surface hardness.

1. GİRİŞ

Polimetil metakrilat (PMMA) esaslı akrilik rezinler yaklaşık 70 yıldır tam protezlerin yapımında kullanılmaktadır. Isı ile polimerize olan akrilik rezin, otopolimerizan akrilik rezin, görünür ışıkla polimerize olan akrilik rezin ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler gibi polimerizasyon şekline göre farklı akrilik rezin tipleri bulunmaktadır. PMMA genellikle iyi bir estetik, kabul edilebilir boyutsal stabilite, düşük su emilimi ve suda çözünürlülük göstermesi, yapım ve laboratuvar işlemlerinin kolay olması gibi pek çok avantaja sahiptir. Akrilik rezin materyali ağız içinde çiğneme kuvvetlerine maruz kaldığından kullanım süresince dayanıklılığının öngörülebilmesi için materyalin mekanik özelliklerinin iyi bilinmesi gerekir. Çarpma dayanımı, eğilme dayanımı ve yorulma direnci gibi mekanik özelliklerinin zayıf olması önemli dezavantajları arasındadır. Bu zayıf özellikler nedeniyle tam protezlerde meydana gelen kırılmaları önlemek için pek çok araştırma yapılmıştır.

Tam ve overdenture protezlerde kaide kırıklarının nedeni temelde çarpma kuvveti ve yorgunluktur. Yorgunluk, çiğneme sırasında tekrarlayan düşük yoğunluktaki kuvvetlerin etkisiyle oluşur ve protezlerin yoğun gerilime maruz kalan bölgelerinde mikro çatlaklar meydana gelir. Eğer bu kuvvetlerin etkisi ve yoğunluğu devamlı olursa protez kaidesinin zayıflamasına neden olur. Böylece tam protez kullanan hasta yumuşak bir gıda yerken veya su içerken bile ani çok küçük bir harekette protezin kırılmasından şikayet eder. Genellikle üst çene tam protezlerde orta hat boyunca görülen kırılmalara yorgunluk neden olmaktadır. Tam protezlerinin kırılmasına yol açan diğer neden de çarpma kuvvetidir. Özellikle protezleri temizlerken sert zemin üzerine düşürülmesi veya öksürme, hapşırma, aksırma gibi ani hareketler sırasında ağızdan fırlayarak düşmesi sonucu kırılmalar meydana gelebilir.

Protez kaide rezinlerinin değerlendirilmesinde basma veya germe dayanıklılıklarına göre eğilme dayanımı ölçümleri daha yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.

Yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve eğilme dayanımı akrilik rezin materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde en çok kullanılan parametrelerdendir.

Eğilme dayanımı testleri ağız içinde protezlerin maruz kaldığı kuvvetleri en çok taklit eden testlerdir ve direkt olarak sıkıştırma, çekme ve makaslama kuvvetlerinin bir kombinasyonudur. Temelde, iki ucundan desteklenmiş bir bara veya alttan daha küçük bir daire ile desteklenen ince bir diske tam ortadan statik bir yük uygulanması ile gerçekleştirilen bir dayanıklılık testidir. Kenar düzensizlikleri ve pürüzlü bölgeler streslerin yoğunlaştığı yerlerdir ve test sırasında materyalin kendine özgü hatalarından doğan kırılmalar yerine kenar düzensizliklerinden kaynaklanan kırılmalara yol açabilirler.

Pürüzsüz yüzeyler estetik görünümü sağlamanın yanında lekelenmeye neden olan film tabakanın yerleşmesini ve plak retansiyonunun oluşmasını da engellerler. Joniot ve ark (2006), plak retansiyonu olabilmesi için yüzeyin pürüzlülüğünün 0,2 µm den daha büyük olması gerektiğini belirtmişlerdir. Materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümünde farklı teknikler kullanılabilir. Bunlar;

- Scanning Electron Microscopy (SEM)
- Mekanik yüzey profili analizi (Profilometre)
- Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM: Atomic Force Microscope)
- Üç boyutlu yüzey pürüzlülüğünü ölçen profilometre

Mekanik profilometreler, iki boyutlu ölçüm yaparlar ve örnek yüzeyi üzerinde boyutları belirli bir elmas ucun yüzeyi taraması prensibiyle çalışırlar.

Yüzey sertliği ölçme metodlarının çoğunda materyalin yüzeyinde delici bir uçla ve belirlenmiş bir kuvvetle bir çentik oluşturulur. Oluşturulan çentiğin boyutlarının ölçülmesiyle sertlik değeri hesaplanır. En sık kullanılan yüzey sertliği ölçme yöntemleri; Barcol, Brinell, Rockwell, Shore A, Vickers ve Knoop'dur.

Protez kaide materyallerinin özelliklerini artırmaya yönelik olarak son 30 yıl içinde oldukça fazla çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda birçok yeni yöntem ve materyal geliştirilmiştir. Bunlar;

- PMMA'ya alternatif yeni bir malzeme geliştirmek,

- PMMA'nın kimyasal yapısını modifiye etmek,
- PMMA'yı metal, metal oksit tanecikleri, karbon, aramid, cam ve polietilen gibi fiberler ile güçlendirmektir.

Nanopartiküller; aşınma ve kopma direnci ve antikorzyon özelliklerinden dolayı son yıllarda materyal biliminde kullanımı giderek artmaktadır. Günümüzde nanoteknoloji bilimindeki gelişmelerle beraber PMMA'nın metal oksit partikülleriyle güçlendirilmesi ile ilgili birçok çalışma yapılmaktadır. Literatürde bakır oksit (CuO), çinko oksit (ZnO), titanyum dioksit (TiO₂), alüminyum oksit (Al₂O₃) ve silikon dioksit (SiO₂) gibi nanopartiküllerin PMMA içerisine ilave edildiği bilinmektedir. Kırılma direnci ve sertliğinin artmasındaki esas neden doldurucu boyutunun artmasıdır. Burada ilave nanopartikülün tipi, boyutu ve şekli, konsantrasyonu ve polimer matriksi ile etkileşimi önemlidir.

Bu çalışmanın amacı; farklı akrilik rezin sistemlerine (sıcak akrilik rezin, soğuk akrilik rezin, mikrodalga akrilik rezin) farklı oranlarda nanopartikül ilaveleri (% 1, % 3, % 5 oranlarında Al₂O₃, SiO₂ ve TiO₂) sonucunda mekanik ve fiziksel özelliklerindeki değişimlerin değerlendirilmesidir.

1.1.Akrilik Rezinlerin Tarihçesi

Protez kaide materyali olarak geçmişten günümüze kadar tahta, altın, kemik fil dişi, seramik, metaller, metal alaşımları ve polimerler gibi birçok değişik materyaller kullanılmıştır (Çalikkocaoğlu 2000, O'Brien 2002).

1851 yılında Goodyear, kauçuğu sülfür ile vulkanize etmiş, bu şekilde polimerize kauçuk olarak da bilinen vulkanit üretmiştir. Vulkanit, çapraz bağlı doğal bir kauçuk olup, çiğneme kuvvetlerini karşılayabilecek kadar dayanıklı, ucuz ve yoğunluğu da az bir materyaldir. Bu nedenle 1891 yılına kadar yaygın bir şekilde kullanılmıştır (Zaimoğlu ve ark 1993, Craig ve Ward 1996).

1870 yılında Alexander Parkes, protez kaide materyali olarak selülozun asetatlanması ile ilk plastik olan Selluoid'i, Bayer ise 1906 yılında ilk sentetik plastik olan Bakalit'i üretmiştir (Phillips ve Skinner 1991, O'Brien 2002).

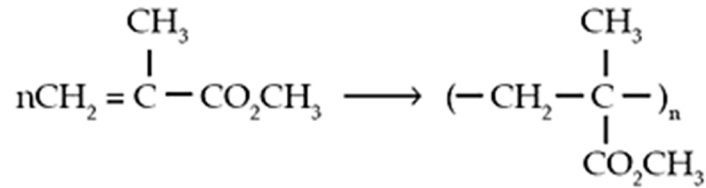
1935 yılında Imperia Kimya Sanayi tarafından Kolledent üretilmiştir ve bu şekilde optik parlak polimerler de kullanılmaya başlanmıştır. Bunların yerini 1937'de

Dr. Walter H. Wright tarafından tanıtılan ısı ile polimerize olan akrilik rezinler almıştır. Bu akrilik rezinler; protez kaide plağı yapımında, protezin beslenmesinde, yapay dişlerde, protez tamirinde ve ölçü kaşıklarının yapılmasında yaygın olarak kullanılmıştır.

1940'tan sonra plastik endüstrisindeki gelişmelerle beraber akrilik üretimi kolaylaşmıştır. 1946 yılında protez kaide materyallerinin % 98'i poli (metil metakrilat) (PMMA) veya kopolimerlerinden yapılmıştır ve Vulkanit, Selluloid, Bakalit ile diğer ürünlerin kullanımı hızla dişhekimliğinden kalkmıştır. Günümüzdeki teknolojik gelişmelere paralel olarak çok değişik yeni plastikler ve polimerler üretilmekte olup bu gelişmelerin sonucunda vinilrezinler, polistrenler, akrilik rezinler, metil metakrilatlar (MMA), PMMA'lar, epoksirezinler, polikarbonatlar, poliüretanlar ve siyanoakrilatlar gibi birçok sentetik rezinler ortaya çıkmıştır (O'Brien 2002, Van Noort 2002). Bu materyallerin hiç birisi PMMA tarafından sağlanan fiziksel ve estetik özellikleri sağlayamamıştır (Phoenix 1996).

1.2.Akrilik Resinler

Diş hekimliğinde kullanılan birçok resinin yapısı metakrilatlara dayanmaktadır. Metakrilatların kimyasal yapısı, akrilat monomerlerinin alfa karbon atomlarına bağlı metil gruplardan oluşur (Şekil 1.1). En çok kullanılan metakrilat polimerlerinden biri de protez kaide materyali olarak yaygın bir şekilde kullanılan PMMA'dır (McCabe 1990).



Şekil 1.1. Metil metakrilat ve polimetil metakrilatın kimyasal yapısı (Ravve 1967).

PMMA, şeffaf bir resin olup ultraviyole alanda 250 nm dalga boyuna kadar olan ışığı geçirir. Bu polimer oldukça karardır ve ultraviyole ışıkta renklenmez. Termoplastik bir materyaldir 125 °C'de yumuşar ve şekillendirilebilir. 125 ile 200 °C arasında depolimerizasyonu gerçekleşir. Yaklaşık 450 °C'de polimerin % 90'ı depolimerize olur ve su emme eğilimi gerçekleşir. PMMA'nın bileşenleri ve ortalama mekanik ve fiziksel özellikleri Çizelge 1.1 ve 1.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 1.1. PMMA'nın ortalama mekanik ve fiziksel özellikleri (Phoenix 1996).

Vickers sertlik no	20
Gerilme direnci (MPa)	55
Bükülme Dayanımı (MPa)	90
Elastik modül	2,6 GPa

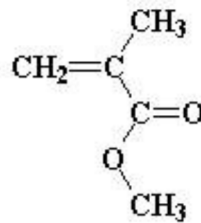
Kristalin olmayan yapısı yüksek iç enerjiye sahip olduğundan moleküler difüzyon gerçekleşebilir. Ayrıca polar karboksil gruplar, hidrojen köprüleri oluşturabilir. MMA lineer bir polimer olduğundan kloroform ve aseton gibi organik çözücülerde çözünür (Anusavice ve ark 2013).

Çizelge 1.2. PMMA bileşenleri.

Toz	Likit
<ul style="list-style-type: none">• Polimer veya kopolimer taneleri• Başlatıcı madde (ısı ile polimerize olan akriliklerde)• Renk verici maddeler• Opaklık verici maddeler• Plastiklik verici maddeler• Organik ve inorganik maddeler	<ul style="list-style-type: none">• Monomer• İnhibitörler• Çapraz bağlantı ajanları• Başlatıcı madde (Otopolimerizan akriliklerde)

1.2.1. Metil Metakrilat (Sıvı)

Metil metakrilat (Şekil 1.2), oda ısısında şeffaf bir sıvı olup, moleküler ağırlığı 100 g/mol, erime noktası -48 °C, yoğunluğu 20 °C'de 0,945 g/cm³, kaynama noktası 100,8 °C, polimerleşme ısısı ise 53,9736 kJ/mol'dür (Anusavice ve ark 2013).



Şekil 1.2. Metil metakrilat monomerinin kimyasal yapısı (Ravve 1967).

Metil metakrilat monomerinin içinde polimerizasyon inhibitörü olarak çok az miktarda (% 0,006 veya daha az) hidrokinon gibi bir inhibitör kullanılmaktadır. Çapraz bağlanma ajanı olarak etilen glikol dimetakrilat ve dibütil ftalat gibi

plastizerler eklenebilir (Zaimoğlu ve ark 1993). Etilen glikol dimetakrilat, rezinin çatlama, çarpma, yorulma ve ısıya karşı direnci ile beraber sertliğini artırıp, çözünürlüğünü azaltır (McCabe 1990). Plastizer, polimerin monomer tarafından çözünmesini kontrol eder ve moleküller arasına nüfuz ederek daha esnek bir rezinin oluşumuna katkıda bulunur (Leinfelder ve Lemons 1988).

Aktivatör ise sadece kimyasal olarak polimerize olan (otopolimerizan) protez kaide materyallerinde bulunur. Aktivatör, toz içindeki peroksit ile reaksiyona girerek monomerin polimerizasyonunu başlatabilecek serbest radikalleri oluşturur. Bunun için genellikle yaklaşık % 1 oranında bir tersiyer amin olan *N N'*-dimetil-*p*-toludin kullanılır (McCabe 1990).

1.2.2. Polimetil Metakrilat (Toz)

Yüksek moleküler ağırlıklı PMMA tozu, akrilik kopolimer veya polimer tanelerinden oluşmuştur. Toza, polimerizasyon reaksiyonunu başlatıcı olarak, benzoil peroksit veya daha az kullanılan diizobütıl azonitril (% 0,5-1,5) katılır. Bunlar kimyasal reaksiyonun ilerlemesine yardımcı ajanlardır. Isıya karşı dirençlidir ve 125 °C'de depolimerizasyon meydana gelir. 450 °C'de ise, polimerin yaklaşık olarak % 90'ı depolimerize olur.

Monomer içinde oldukça yavaş bir şekilde özüneceğinden çözünürlüğü artırmak için yapısına metil metakrilat kopolimeri ve etil akrilat (% 5 veya daha az) gibi bazı katkı maddeleri eklenmektedir. Çözünürlüğü artırmak için ikinci bir yöntem de dibütıl fitalat gibi bir plastizerin daha önce de bahsedildiği gibi direkt olarak monomer içine veya üretim esnasında toz içine ilave edilmesidir.

Radyopak özelliği sağlamak için toza, çinko oksit veya titanyum oksit, çok ince submüköz damarları taklit etmek için boyanmış sentetik fibriller ilave edilir. Akriliğin görünümü doğallaştırmak için de cam lifleri tanecikleri veya zirkonyum silikat gibi inorganik maddeler katılır (O'Brien 2002).

1.2.3. Akrilik Rezın Polimerlerinin Yapısı

Birçok ünitenin (mer) oluşturduğu moleküle polimer denir. Oligomer iki, üç veya dört ünitenin oluşturduğu kısa polimerlerdir. Bir ünite (mer), polimerin içinde

tekrarlayan en küçük kimyasal yapı olarak tanımlanmaktadır. Genellikle polimere ismini veren yapıdır (Anusavice 2003).

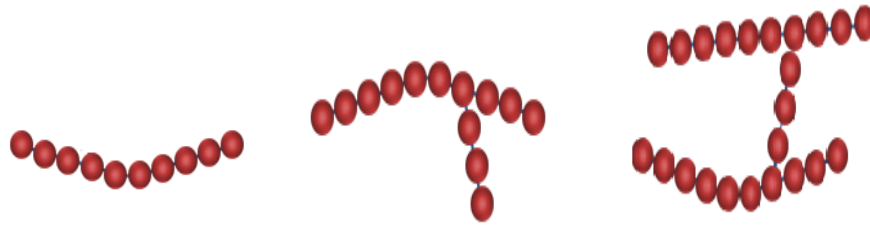
Polimerizasyon terimi küçük molekül ağırlıklı moleküllerin birbirleri ile birleşmek suretiyle büyük molekül ağırlıklı bir bileşik oluşturmasıdır (Craig 1997, Van Noort 2002, Anusavice 2003). Materyale polimer denilebilmesi için tekrarlayan monomerlerin sayısının en az yüz olması gerekir sonsuza kadar devam edebilmektedir (Craig 1997, Anusavice 2003). Polimerizasyon derecesi polimer molekülündeki toplam ünite sayısı olarak tanımlanmaktadır.

Polimerleri tanımlarken kullanılan terimlerden birisi de moleküler ağırlıktır. Moleküler ağırlık polimeri oluşturan toplam ünitelerin ağırlıklarının toplamıdır. Tipik polimer molekülleri binlerden milyonlara kadar sayıları değişen ünitelerden meydana gelebilir. Materyaller değişik büyüklükte moleküllerden meydana gelir, dolayısıyla moleküler ağırlık ortalama moleküler ağırlık olarak tanımlanır (Braden ve ark 1997, Craig ve ark 2000, Anusavice 2003).

1.2.4. Akriik Rezın Polımerlerinin Uzaysal Yapısı

Polımerler üç farklı uzaysal yapıda olabılırler (Braden ve ark 1997, Craig 1997, Anusavice 2003) (Şekil 1.3):

- Çizgisel (linear)
- Dallara ayrılmış (branched)
- Çapraz bağlantılı (cross-linked)



a) Çizgisel

b) Dallanmış

c) Çapraz bağlantılı

Şekil 1.3. Polımerlerin uzaysal yapısı (Zaimoğlu ve ark 1993).

Çizgisel ve dallara ayrılmış moleküller birbirlerine zayıf fiziksel bağlar ile bağlanmıştır. Dolayısıyla ısı verildiğinde bu zayıf fiziksel bağlar birbirinden kopar ve moleküller birbiri üzerinden kayarlar. Sonuçta materyal fiziksel olarak da değişime uğrar, akıcı ve yumuşak kıvama gelir. Materyal soğutulunca fiziksel bağlar tekrar

oluşur ve sertleşme meydana gelir. Bu tür işleme tabi olabilen materyallere ‘termoplastik polimerler’ adı verilir. Bu tip polimerlere polisitiren, PMMA ve polivinil akrilikler örnek verilebilir. Termoplastik polimerler genellikle yanıcıdır ve organik eriticilerde erirler (Vallittu ve ark 1998, Craig ve ark 2000, Anusavice 2003).

Çapraz bağlantılı polimerler ağ şeklinde ve makro molekül zincirleri arası oluşan bağlar ile meydana gelir. Çapraz bağlantılar genellikle polimeri meydana getiren monomere ilave edilen bir madde ile yapılır. Çapraz bağlantı ajanı olarak genellikle ‘etilen glikol’ kullanılır. Çapraz bağlantılı polimerler sıvıları daha az absorbe ederler ve genellikle diğer polimerlere oranla daha yüksek derecelerde akışkanlık kazanırlar. Isıtılınca uzaysal yapıları zincirlerin kaymasını engeller dolayısıyla bir yumuşama söz konusu olmaz. Ancak yanma meydana gelir. Bu tür maddelere ‘termoset polimerler’ adı verilir. Termoset polimerlere silikonlar, bifenol A-Diakrilat ve çapraz bağlantılı PMMA örnek verilebilir (Craig 1997, Craig ve ark 2000, Van Noort 2002, Anusavice 2003). Çapraz bağlanma çizgisel polimerleri birbirine daha sıkı bağlayarak su emilimini, çözünürlüğü ve dayanıklılığı etkileyebilir. Akrilik dişlerde, yüzey gerilimlerine ve çözücülere karşı daha dayanıklı olmasından dolayı çapraz bağlantılı polimerler kullanılır (Craig 1997, Craig ve ark 2000, Anusavice 2003).

1.2.5. Polimerizasyon

Polimerizasyonların genel olarak iki tip reaksiyon ile oluşur (Craig 1997, Craig ve ark 2000):

- İlave tipi polimerizasyon
- Kondansasyon polimerizasyonu

1. *İlave tipi polimerizasyon*; İki molekülün birleşerek daha büyük üçüncü bir molekül oluşturmasına ‘ilave tip reaksiyon’ denir. Diş hekimliğinde kullanılan protez kaide polimerleri ilave polimerizasyon yöntemi ile oluşan materyallere örnek verilebilir. Bu tür reaksiyonlarda yan ürün oluşmaz. İlave tip polimerizasyon üç şekilde gelişir (Braden ve ark 1997, Craig 1997, Van Noort 2002, Anusavice 2003):

- Serbest köklerin oluşturduğu polimerizasyon
- Halka açılma polimerizasyon
- İyonik polimerizasyon

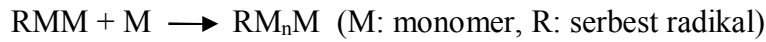
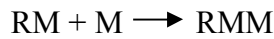
2. *Kondansasyon polimerizasyonu*; İki molekül reaksiyona girerek daha büyük üçüncü bir ürün oluştururken küçük moleküllü bir yan ürün daha oluşturur. Diş hekimliğinde kullanılan ölçü maddelerinden kondansasyon tipi silikonların sertleşmesi bu yöntemle bir örnek verilebilir. Diş hekimliğinde kullanılan polimerler serbest köklerin açığa çıkması ile ilave tip polimerizasyon yaparlar ve yan ürün oluşmaz. Reaksiyon üç safhada oluşur (Van Noort 2002, Anusavice 2003):

- Başlangıç
- Yayılma
- Sonlanma

Başlangıç safhası, serbest radikallerin meydana geldiği safhadır. Serbest radikaller, polimer zincirlerinin büyümesini gerçekleştirir. Azo birleşikleri veya organik peroksitler başlatıcı olarak kullanılır. Benzol peroksit en sık kullanılan başlatıcıdır. Reaksiyon ısı, ışık, kimyasal yada herhangi bir etkenle peroksit bağlarının kırılması sonucunda serbest radikallerin oluşması ve bunların monomer ile reaksiyona girmesiyle başlar (Braden ve ark 1997, Anusavice 2003).



Yayılma safhasında, başlangıç safhasında meydana gelen serbest radikaller metil metakrilat ile reaksiyona girer ve yeni serbest kökler oluştururlar. Reaksiyon yaygınlaşır ve devam eder. Zincirler boy olarak büyümektedir (Craig 1997, Van Noort 2002, Anusavice 2003).



Sonlanma safhasında, iki büyük zincirin radikalleri arasında kovalent bağ oluşur. Zincirleme reaksiyon monomer molekülleri polimere dönüşüncüye kadar devam eder. Her zaman reaksiyon sonunda bir miktar artık monomer kalır ve ölü polimer zincirleri oluşur. Bu zincirlerden polimerizasyon devam etmez. Hidrokinon gibi düşük miktarda inhibitörler raf ömrünün uzatılması için monomerin içerisine ilave edilir. Hidrokinonlar da serbest radikallerle reaksiyona girerek polimerizasyonun oluşmasını engeller (Craig ve Gibbons 1961, Craig 1997, Craig ve ark 2000, Van Noort 2002, Anusavice 2003).



1.3. Protez Kaide Polimerlerinin Özellikleri

Protez kaidesi, protezin yumuşak dokular üzerinde yer alan ve üzerine yapay dişlerin yerleştirildiği kısım olarak tarif edilmektedir (McCabe ve Walls 1998). Materyal seçiminde, maliyet, kolay elde edilebilme, estetik, fiziksel özellikler ve işlenebilirlik gibi özellikler rol oynamaktadır (Phoenix 1996, Anusavice 2003).

Polimetilmetakrilat (PMMA)'ın kullanılmaya başlanmasıyla materyallerin fiziksel, mekanik ve estetik özellikleri bakımından önemli gelişmeler kaydedilmiştir (Phoenix 1996, McCabe ve Walls 1998).

Protez kaide materyali olarak kullanılacak materyallerin sahip olması gereken bazı özellikler şu şekilde sıralanabilir;

- Çiğneme kuvvetlerine yeterli direnci gösterebilmelidir.
- Termal geçirgenliği dokularla uyumlu olmalıdır.
- Ağız sıvılarıyla boyutsal değişikliğe uğramamalıdır.
- Kimyasal olarak stabil olmalıdır.
- Ağız içi sıvılarında çözünmemelidir.
- Tatsız ve kokusuz olmalıdır.
- Doku ile uyumu iyi olmalıdır, ağız içi dokulara toksik ve iritan etkisi olmamalıdır.
- Rengi doğal olmalıdır ve zamanla renk değişikliğine uğramamalıdır.
- Plastik, metal ve porselene bağlantısı iyi olmalıdır.
- Yapımı ve tamiri kolay olmalıdır.
- Bir kısmı veya tamamı yutulduğunda röntgende tespit edilebilmesi için radyopak olmalıdır.
- Maliyeti ucuz olmalıdır.
- Cilalanabilir olmalıdır.
- Yüksek elastik modülüsü, yüksek çarpma direnci, yeterli esneklik, yüksek yorgunluk direnci, yüksek aşınma direnci gibi mekanik özelliklere sahip olmalıdır.

- Yoğunluğu düşük olmalıdır.
- Temizlenmesi kolay olmalıdır.
- Düşük artık monomer içeriğine sahip olmalıdır.
- Raf ömrü uzun olmalıdır.
- Mikroorganizmaların yerleşmesine ve üremesine izin vermemelidir (Combe 1986, Craig 1989, O'Brien 1997, McCabe ve Walls 1998).

Günümüzde titanyum, alüminyum ve baz metal alaşımları gibi çeşitli metal ve metal alaşımları da kaide materyali olarak kullanılmaktadır. Ancak bütün bu materyallerin avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.

1.3.1. Polimerizasyon Tipine ve Yöntemlerine Göre Akrilik Rezinlerin Sınıflandırılması

1.3.1.1. Polimerizasyon Tipine Göre

1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler
2. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler
3. Işık ile polimerize olan akrilik rezinler
4. Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinler (Zaimoğlu ve ark 1993, Baysal 1994, Özdemir 2002)

1.3.1.2. Polimerizasyon Yolu ve Tekniğine Göre

1. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler
 - a. Doldurucusuz PMMA akrilik rezinler
 - b. Çeşitli materyallerin ilavesiyle güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - i. Polisülfon
 - ii. Fiber sistemleri
 - iii. Metal tel ve partikülleri
2. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler
 - a. Poli(metil metakrilat)
 - b. Polikarbonat
 - c. Poliamid
 - d. Polisülfon

3. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler (Otopolimerizan rezinler)
 - a. Konvansiyonel akrilik rezinler
 - b. Akışkan akrilik rezinler
 - c. Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılan akrilik rezinler
4. Işık ile polimerize olan akrilik rezinler
5. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler (Kaplan 2002, O'Brien 2002).

1.3.2. Polimerizasyon Tipine Göre Akrilik Rezinler

1.3.2.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Protez kaide maddelerinin çoğu günümüzde ısı ile polimerize edilmektedir. Akrilik protez kaide materyallerinin toz ve likit bileşenleri üretici firmanın belirttiği oranlarda karıştırılarak likidin fiziksel olarak tozla reaksiyona girmesi ve hamur karışımın elde edilmesi sağlanır. Bu hamur muflaya tepilerek pres altında basınç uygulanır. Basınç altında tutulan muflaya su içerisinde dışarıdan ısı verilerek polimerizasyon reaksiyonunun tamamlanması sağlanır (Craig ve Gibbons 1961, Braden ve ark 1997, Craig ve ark 2000, Anusavice 2003).

Isı ile polimerizasyon ısı 74 °C civarında tutulmalıdır (Phoenix 1996). Plastik kıvamdaki hamurun sıcaklığı 70 °C'ye yaklaştıktan sonra muflanın değişik bölgelerindeki ısı, her yerde yaklaşık olarak aynı oranda artmaya devam eder (Craig ve Gibbons 1961). Polimerizasyon işlemi esnasında karbon çift bağları parçalanarak tek bağ oluşumu meydana gelir ve bu aşamada dışarıya enerji çıkışı olmaktadır. Enerji ısıya dönüşür ve sıcaklık artar. Sıcaklık artışı monomerin daha hızlı hareket etmesine neden olur. Bu noktada materyal oldukça akışkan bir hal alır ve polimerizasyon reaksiyonunun başlaması için benzoil peroksit başlatıcının dekompoze olması yeterli derecede hızlıdır (Craig ve Gibbons 1961, Anusavice 2003).

Kalıp içerisinde polimerize edilecek materyale uygulanan ısıtma işleminin koşullarının yapısı ve süresi polimerizasyon siklusu olarak tanımlanmaktadır (Jagger ve ark 2002, Anusavice 2003). Polimerizasyon siklusu, gerçekleşme şekline göre iki yolla gerçekleşebilir (Kesercioğlu ve ark 1991, Wong ve ark 1999):

Hızlı Kaynatma: Muflanın önce soğuk suya konulup suyun sıcaklığı kaynama derecesine gelince en az yarım saat bu sıcaklıkta kalması sağlanır.

Yavaş Kaynatma: Muflanın 65-70 °C'deki su banyosunda sekiz saat bırakılarak polimerize edilmesidir (Kesercioğlu ve ark 1991, Wong ve ark 1999).

Enjeksiyonlu kalıplama tekniği ise akriliğin sürekli basınç altında alçı hidrokolloid veya alçı-silikon kalıplar arasındaki protez boşluğuna enjekte edilmesidir. Enjeksiyonla kalıplanmış rezinler basınçla kalıplanmış benzerlerinden daha rezilienttir. Enjeksiyonla kalıplanmış rezinler genelde akışkanlık özelliklerini yükseltmek ve kalıp boşluğunu doldurabilmek için daha çok monomer içeriğine ihtiyaç duyarlar. Bu da sıklıkla polimerize olmuş rezinde daha fazla reaksiyona girmemiş monomerle sonuçlanır. Reaksiyona girmemiş monomer plastikleştirici olarak görev görür, polimerize kaide rezininin reziliensliğini yükseltir (Oku 1989).

1.3.2.2. Kendi Kendine Polimerizasyon Yöntemi (Otopolimerizasyon)

Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine protez kaide maddeleri genellikle oda sıcaklığında (20 °C) veya daha yaygın olarak ılık suda basınçlı tencerede polimerize edilmektedirler. Kimyasal bir aktivatör, başlatıcı madde olarak fonksiyon görmekte ve serbest radikallerin oluşumuna yol açmaktadır. Sonuç olarak açığa çıkan serbest radikaller de polimerizasyon reaksiyonunu başlatmaktadırlar (Anusavice 2003). Kimyasal olarak aktivasyonda polimerizasyon oda sıcaklığında gerçekleşebilmektedir. Bu nedenle kimyasal olarak aktive olan akrilik reçinelere 'soğuk akrilik reçineler, kendiliğinden sertleşen reçineler veya otopolimerizan akrilik reçineler' adları da verilmektedir. Akıcı tipteki protez reçineleri de bu kategoriye dâhildir (Braden ve ark 1997, Anusavice 2003).

Isı enerjisinin uygulandığı polimerizasyon yöntemleri ile kimyasal yolla polimerizasyon yöntemi arasındaki temel fark reaksiyonu başlatıcı kimyasalın farklı olmasıdır. Isı enerjisinin uygulandığı polimerizasyon yöntemlerinde aktivatör olarak benzoil peroksit kullanılmaktadır. Monomerin polimerizasyonunun oda ısısında gerçekleşmesi istenildiğinde; peroksit yapının ısıdan başka bir yöntemle dekompoze olabilmesi için likide tersiyer aminler, sülfürik asit gibi kimyasal bir akselaratör ilave edilmektedir. Bu akselaratörler arasında dimetil-para-toluidin ve N,N dihidroksietilpara-toluidin gibi tersiyer aminler sıklıkla kullanılmaktadır. Genel olarak kimyasal aktivasyonda ısı ile yapılan aktivasyon kadar yüksek bir

polimerizasyon derecesi elde edilememektedir (Craig ve ark 2000, Anusavice 2003). Bu durum, kimyasal yolla polimerize edilmiş bir akrilik reçine protez kaidesinde daha fazla miktarda reaksiyona girmemiş artık monomerin olduğunu ifade etmektedir (Craig 1997). Reaksiyona girmemiş artık monomer esas olarak iki olumsuz etki yaratmaktadır. Artık monomer potansiyel doku irritanı olarak rol oynayarak protez kaidesinin biyolojik uyumluluğunu tehlikeye sokmakta ve protez kaidesinin eğme mukavemetinin azalmasına yol açmaktadır (Anusavice 2003).

Açık ortamda kimyasal yolla polimerizasyon sırasında havadaki oksijenin serbest radikal polimerizasyonu üzerindeki inhibe edici etkisi nedeniyle kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçinelerin polimerizasyonunun basınçlı tencerede gerçekleştirilmesi önerilmektedir (Craig 1997).

1.3.2.3. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerizasyon Yöntemi

Bu yöntemde özel olarak formüle edilmiş bir reçine ve metal olmayan bir muflanın kullanımı gerekmektedir (Cimpan ve ark 2000, Lansdown 2002, Abou El-Nour ve ark 2010). Bu yöntemde ‘magnetron’ adı verilen bir jeneratör yardımıyla oluşturulan elektromanyetik dalgalardan olan mikrodalgalar megahertz (MHz) frekans aralığında kullanılmaktadır ve tipik olarak ev tipi bir mikrodalga fırını ile 2450 MHz ile 12 cm dalga boyunda dalgalar elde edilmektedir (De Clerck 1987, al Doori ve ark 1988, Levin ve ark 1989, Braden ve ark 1997, Stea ve ark 1997, Blagojevic ve Murphy 1999, Anusavice 2003).

Mikrodalga ışınmasına maruz kalan nesne mikrodalgaları bünyesine absorbe eder ve nesne içerisinde anında ısınma başlar. Buna ‘dielektrik ısınma’ denmektedir. Isı iletimi ısıtması ile dielektrik ısınma arasındaki fark dielektrik ısınmada materyalin içinin ve dışının aynı anda eşit olarak ısınması ve sıcaklığın çok daha hızlı olarak artmasıdır (Braden ve ark 1997). Oluşan iç ısıya bağlı olarak monomer molekülleri yaklaşık olarak saniyede 5 milyon kez hareket ederek yön değiştirmekte ve elektromanyetik bir alan oluşturmaktadırlar (Kazanji ve Watkinson 1988, Levin ve ark 1989, Braden ve ark 1997, Bartoloni ve ark 2000). Birçok moleküller arası çarpışmaya bağlı olarak ısı oluşmakta ve ısı hızla artarken polimerizasyon reaksiyonu devam etmekte ve kütle içerisindeki monomer miktarı azalmakta, aynı miktardaki enerji giderek azalan miktardaki monomer tarafından absorbe

edilmektedir. Böylece polimerizasyon derecesinin daha fazla olduğu söylenmektedir (Braden ve ark 1997, Blagojevic ve Murphy 1999, Bartoloni ve ark 2000, Anusavice 2003, Kimura ve Teraoka 1984). Mikrodalgalar metalik nesnelere tarafından yansıtıldıkları için, mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemlerinde kullanımı fiberle güçlendirilmiş plastikten hazırlanan mufların kullanımı gerekmektedir (Ilbay ve ark 1994, Braden ve ark 1997, Memon ve ark 2001). Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminde yaklaşık olarak ortalama 3 dakika süren bir polimerizasyon siklusu gerçekleşmektedir. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminin avantaj ve dezavantajları Çizelge 1.3’de gösterilmiştir (Solomon ve Udani 1973, Ilbay ve ark 1994, Vallittu ve ark 1998, Bartoloni ve ark 2000, Anusavice 2003).

Çizelge 1.3. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminin avantaj ve dezavantajları.

Avantajları	Dezavantajları
1. Kısa polimerizasyon süresi	1. Kullanılan plastik mufların göreceli olarak daha pahalı olması
2. Plastik fazın daha kısa sürede oluşturulması	2. Birden çok tepme işleminden sonra kırılmaya yatkın olması
3. Karışımın daha fazla homojen olması	
4. İyi adapte olan protetik materyal sağlanabilmesi	
5. Materyalin içinin ve dışının hemen hemen eşit olarak ısıtılması	
6. Isının hızlı artışı	
7. Laboratuvar işlemlerinin daha temiz bir ortamda sağlanması	

Ancak son yıllarda geliştirilen yöntemlerle önceden kullanılan polikarbon vidalar yerine silikon bronzla kaplı metal vidalar kullanılmakta ve mufların dayanıklılığının daha da artırılması amaçlanmaktadır (Ilbay ve ark 1994, Anusavice 2003).

Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan reçinelerin boyutsal özelliklerinin geleneksel ısı ile polimerize olan akrilik reçinelerin boyutsal özelliklerine benzer veya daha üstün olduğu; adaptasyon özelliklerinin (Anusavice 2003) ve su emiliminin

ise benzer olduğu bildirilmektedir. Ayrıca, bu yöntemle polimerize olan reçinelerin sertlik değerlerinin geleneksel ısı ile polimerize olan akrilik reçinelerle benzer sertlik değerleri gösterdiği; porozite oluşumu açısından ise benzer veya daha fazla poröz yapıya sahip oldukları belirtilmektedir (Shintani ve ark 1993, Braden ve ark 1997, Vallittu ve ark 1998, Bartoloni ve ark 2000, Anusavice 2003).

1.3.2.4. Görünür Işıklı Polimerizasyon Yöntemi

Görünür ışıkla polimerize olan reçinelerin sabit ve hareketli protez yapımında, implantolojide ve ortodontide, maksillofasiyal protezlerin yapımında, protez astar materyali olarak, bireysel ölçü kaşıklarının yapımında ve protez kaidelerinin tamirinde kullanılmaktadır (Craig ve Gibbons 1961, Anusavice 2003). Bu yöntemle polimerize olan akrilik reçine protez kaide materyallerinin kimyasal yapısı PMMA esaslı akrilik reçinelerden farklı olarak daha çok kompozit esaslı restorasyon materyalleri ile benzerlik göstermektedir. Görünür ışıkla polimerize olan akrilik reçine materyalinin matriks yapısını esasen üretan dimetakrilat (UDMA) oluşturmaktadır ve reolojik özelliklerin kontrol edilmesi amacıyla matris yapısına düşük miktarda koloidal silika ilave edilmektedir (Craig ve Gibbons 1961, Khan ve ark 1987, Penn ve Renner 1993, Vallittu ve ark 1998, O'Brien 2002, Anusavice 2003).

Görünür ışıkla polimerizasyon yönteminin ısı ile polimerizasyon yöntemine göre klinik uygulamalar açısından sağladığı avantajlar arasında karmaşık polimerizasyon işlemlerinin kullanımını gerektirmemesi ve polimerizasyon işlemi için gereken zamanın oldukça az olması gibi durumlar sayılabilir. Ayrıca kimyasal ve ısıl irritasyonun giderilmesi, MMA monomeri ve artık MMA içermemesi, adaptasyonunun iyi olması, çalışma süresinin kısa olması ve uzun polimerizasyon süresi gibi avantajları bildirilmektedir. Ayrıca diğer protez kaidesi reçinelerine iyi bağlanabilme özelliği, üstün mekanik özellikler, kısmi olarak ağız içerisinde veya model üzerinde polimerize edilebilmesi, çalışma özelliklerinin iyi olması ve astarlama işlemlerinde kolay düzeltilebilme gibi özelliklere sahiptir (Khan ve ark 1987, Kiat-amnuay ve ark 1999, O'Brien 2002, Anusavice 2003). Ancak aktivasyonu sağlayan ışığın kuvvetine bağlı olarak polimerizasyon etkinliğinin düşük olabilmesi gibi dezavantajlara da sahiptir (Penn ve Renner 1993, O'Brien 2002).

1.3.3. Akrlık Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri

Protez kaide maddesi olarak günümüzde PMMA yaygın olarak kullanılmaktadır. PMMA'nın özellikleri Çizelge 1.4'te gösterilmiştir (Cornell ve ark 1960, Bates ve ark 1977, Clarke 1989, Craig 1989, 1997).

Çizelge 1.4. PMMA'nın özellikleri.

Kimyasal ve Biyolojik özellikler	Mekanik özellikler	Fiziksel özellikler
<ul style="list-style-type: none">• Boyutsal stabilite• Artık monomer• Su emilimi ve çözünürlük• Toksikite	<ul style="list-style-type: none">• Yorulma dayanımı• Darbe dayanımı• Gerilme dayanımı• Abrazyon direnci• Sertlik• Diğer maddelere adezyonu	<ul style="list-style-type: none">• Isısal genişleme• Isı iletkenliği• Radyoopasite• Polimerizasyon büzülmesi

1.3.3.1. Kimyasal ve Biyolojik Özellikler

Bütün akrilik protez kaide maddeleri az miktarda da olsa artık monomer içerirler. Artık monomer zamanla ağız içine salınarak irritasyonlara sebep olabilir (Solomon ve Udani 1973, Austin ve Basker 1980, 1982, Clarke 1989, Jorge ve ark 2003). Otopolimerizan akrilikler, sıcak akriliklerden daha fazla artık monomer içermektedir (Braden ve ark 1997).

Klinik olarak protez kaidesinin ilgili dokularla uyumu kritik öneme sahiptir (Rahn ve Heartwel Jr 1993). Doku uyumunu etkileyen en önemli faktörlerden birisi de materyalin polimerizasyonu sırasındaki boyutsal stabilitesidir. Bu yüzden mikrodalga rezinlerin artmış adaptasyonu potansiyel bir avantaj olarak düşünülmelidir.

1.3.3.2. Fiziksel Özellikler

1.3.3.2.1. Isıl iletkenlik (Termal iletkenlik)

Materyalden ısının hareket etme hızını tanımlamaktadır. 1 cm kalınlığındaki materyalin diğer yüzünde 1 °C'lik ısıl artış meydana getirilmesi ile hesaplanır ve

'watt/metre×Kelvin' olarak ifade edilmektedir. PMMA, ısı ve elektrik açısından en zayıf maddelerden biridir. Bu nedenle hastalar çoğu zaman sıcak ve soğuğu yeteri kadar hissedemedikleri için dişhekimine başvurabilirler (Levin ve ark 1989, Van Noort 2002).

1.3.3.2.2. Isıl genleşme katsayısı (Termal genleşme katsayısı)

Isıl genleşme katsayısı, sıcaklık 1 °C arttırıldığında materyalde meydana gelen lineer uzama miktarıdır. Polimerlerdeki zincir içi bağlar (primer bağlar), zincirler arası bağlardan (hidrojen bağları, sekonder bağlar güçlü olması) daha güçlü olduğundan; polimer zincirlerine paralel yönde bir kuvvet uygulandığında materyalin kırılması için 30 milyon Psi kuvvet gerekirken, zincirlere dik yönde kuvvet uygulandığında materyalin kırılması için 0,5 milyon Psi kuvvet gerekmektedir.

Materyalin ısısının artması atomlar arası titreşimi artırır ve ısıl genleşme gerçekleşir. Atomlar arası bağlar güçlü olduğunda titreşim miktarı kısıtlanır ve ısıl genleşme daha az görülür; ancak atomlar arası bağlar zayıf olduğunda atomların titreşim miktarı daha fazla olacağından ısıl genleşme miktarı da daha fazla görülür. (Levin ve ark 1989, Craig 1997, O'Brien 2002).

1.3.3.2.3. Polimerizasyon büzülmesi

Isı ile polimerize olan akrilik rezinlerde hacimsel büzülme oranı % 6 civarında olurken lineer büzülme oranı ise % 2 civarında olmaktadır. Büzülmenin en çok görüldüğü bölge üst protezin arka bitiş sınırı (postdam sahası) dır. Bu bölgenin kalınlaştırılması, akrilik rezinin kimyasal yapısına kopolimerlerin ilavesi, ana modelin elde edilmesinde yüksek genleşme değerine sahip sert alçıkların kullanılması polimerizasyon büzülmesini önemli ölçülerde kompanse eder ve postdam sahasında % 50'ye varan oranda büzülmenin azaldığı görülür (Craig 1997, O'Brien 2002, Kimura ve Teraoka 1984).

1.3.3.2.4. Radyoopasite

Akrilik rezinin yapısına titanyum dioksit, baryum ve bizmut tuzları konularak materyalin radyoopasitesi sağlanabilmektedir (Levin ve ark 1989, O'Brien 2002, Van Noort 2002, Kimura ve Teraoka 1984).

1.3.3.3. Mekanik Özellikler

Protez kaide materyallerinin mekanik özellikleri üç ana başlık altında toplanabilir:

1.3.3.3.1. Statik özellikler

1. Gerilim (Stress): Bir materyale dıştan bir kuvvet uygulandığında, materyalde dış kuvvetin meydana getireceği deformasyona direnç göstermek için içten zıt yönde bir kuvvet uygular. Materyalin birim yüzey alanında oluşturduğu bu içsel direnç 'gerilim' olarak adlandırılır (Craig 1997, Van Noort 2002).

$$\text{Gerilim} = \text{Kuvvet/Alan}$$

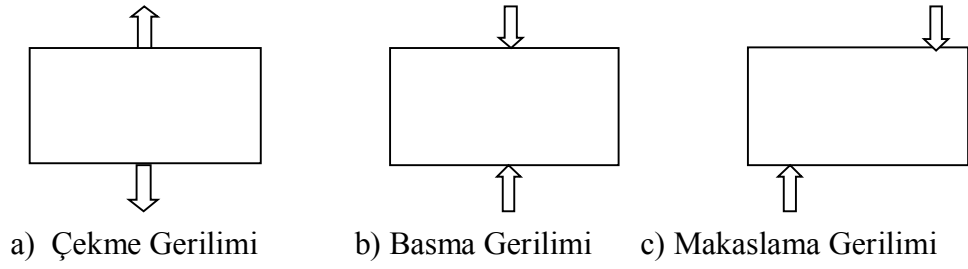
formülü ile ifade edilmektedir. Uygulanan kuvvet genellikle Newton (N) ile ifade edildiğinden gerilim miktarı pascal (Pa) ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ MN/mm}^2$) veya megapascal (MPa) ($1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa}$) ile ifade edilmektedir (Levin ve ark 1989, Craig 1997, Van Noort 2002, Kimura ve Teraoka 1984). Materyale uygulanan kuvvetin yönüne göre farklı şekillerde gerilim meydana gelir:

a. Çekme gerilimi: Materyalin, kendisini uzatmak veya germek isteyen bir kuvvetin yarattığı deformasyona karşı gösterdiği direçtir. PMMA'nın çekme dayanımı 48,3-62,1 MPa'dır.

b. Basma gerilimi: Materyalde, kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya yönelik kuvvetler karşısında oluşan iç kuvvetlere denir. PMMA'nın basma gerilimine dayanımı 75,9 MPa'dır.

c. Makaslama gerilimi: Bir kütleyi diğerinin üzerine kaydırmaya karşı koyan gerilimdir. PMMA'nın makaslama gerilimine dayanımı 122 MPa'dır (Craig 1997, Van Noort 2002).

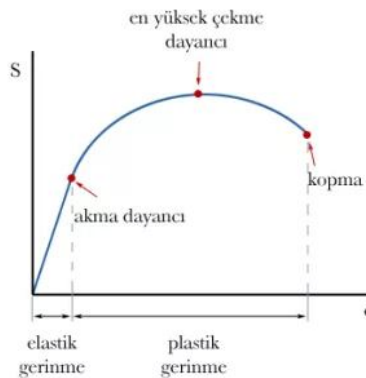
Gerilim tipleri Şekil 1.4'te şematik olarak görülmektedir.



Şekil 1.4. Kuvvet altında materyalde meydana gelen gerilim türleri.

2. Gerilme (Strain): Materyalde meydana gelen geçici uzama miktarı ‘gerilme’ olarak adlandırılır. Gerilme, materyalin boyunun uzama miktarının, orijinal uzunluğuna bölünmesi ile hesaplanır ve ‘inç’ veya ‘cm’ olarak ifade edilebileceği gibi yüzde değişim oranı olarak da ifade edilebilir. Materyal kalınlığı aynı tutulduğunda ve kuvvet miktarı ikiye katlandığında gerilme miktarı da ikiye katlanır (Levin ve ark 1989, Craig 1997) .

Gerilimin gerilme ile orantısal olarak değiştiği alan ‘elastik deformasyon’ dur. Gerilme ile gerilimin orantısal olduğu en yüksek gerilim miktarı ‘orantısal limit’ veya ‘elastik limit’ olarak adlandırılır (Şekil 1.5). Orantısal limit değerleri içerisinde kuvvet ortadan kaldırıldığında cisim eski şekline geri dönmektedir. Orantısal değeri düşük olan bir madde, küçük stresler sonucu devamlı deformasyona uğramaya başlar. Materyalin kalıcı deformasyona uğramadan direnç gösterebildiği en yüksek enerji miktarına ‘reziliens’ denir ve J/m^3 , N/m^2 , MN/m^3 veya MPa ile ifade edilir (Craig 1997, Çalikkocaoğlu 1998, Craig ve ark 2000) (Şekil 1.5).



Şekil 1.5. Gerilim-Gerilme eğrisi (McCabe 1990).

Orantısal limitin üstündeki değerlerde gerilim ve gerilme oranı bozulur ve kuvvet ortadan kaldırıldığında cisim kalıcı deformasyona uğrar, bu nedenle

gerilmenin, geriliminden daha hızlı değiştiği ve orantının bozulduğu bu alana ‘plastik deformasyon’ alanı denir. Orantısal limit aşıldığında meydana gelen kalıcı Şekil değişikliği ‘plastiklik’ olarak adlandırılır. Materyalin yüksek miktarda plastiklik gösterebilmesi veya kuvvet karşısında plastik deformasyona uğrama kabiliyeti ‘düktilite’ olarak isimlendirilir. Materyalin düktilitesi ağız ortamında işlenebilirliği ile ilişkilidir. Plastik davranışı ya çok az yada hiç olmayan materyaller ise ‘kırılgan’ materyaller olarak isimlendirilir (Craig 1997, Van Noort 2002, Kimura ve Teraoka 1984).

3. Dayanıklılık: Materyalin belirli miktarda plastik deformasyon gösterdiği veya kırılmanın gerçekleştiği ortalama gerilim derecesi olarak tanımlanır. Akrilik rezinden yapılan bir protezin dayanıklılığı bileşimine, polimerizasyon Şekli ve protezin saklama koşullarına bağlı olarak büyük farklılıklar gösterebilir. Ayrıca gerilme oranı, test örneğinin Şekli, bitim yüzeyi ve materyalin test edildiği ortam gibi birçok faktöre de bağlıdır. Gerilim cinsine göre çekme, basma, makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır (Zaimoğlu ve ark 1993).

4. Elastik modülüs (Young modülü): Elastik limitler içerisinde materyali sertliğini ifade etmektedir. Materyalin özelliğinden bağımsızdır ve ısıl işlemler ile değiştirilemez (Craig 1997, Van Noort 2002).

$$\text{Elastik modül} = \text{Gerilim/Gerilme}$$

formülü ile hesaplanır ve N/mm^2 , MN/m^2 , MPa veya GPa ile ifade edilir. Atomlar arası bağların kuvvetleri elastisite modülü ile doğrudan ilişkilidir. Bu bağlar güçlü olduğunda materyalin rijitliği ve elastik modülüs değerleri artar.

5. Poisson oranı: Elastik limitler içerisinde çekme kuvvetleri karşısında materyalin uzunluğu artarken, aynı zamanda kesitsel alanı da azalır. Lateral yöndeki gerilmenin aksiyal yöndeki gerilmeye oranı ‘Poisson oranı’ olarak adlandırılır.

$$\text{Poisson oranı} = \text{Lateral gerilim/Aksiyel gerilim}$$

formülü ile ifade edilir. Bu nedenle kırılğan olan materyallerin Poisson oranı daha düşükken, düktil materyallerin Poisson oranı daha yüksek olmaktadır (Combe 1986, Uctasli 1991, Craig ve Ward 1996, O'Brien 2002).

1.3.3.3.2. Dinamik özellikler

Materyal üzerine düşük değerde sürekli kuvvet uygulandığı statil özelliklerin aksine, dinamik testlerde tekrarlayan veya yüksek değerde kuvvet uygulaması yapılmaktadır. ‘Darbe dayanımı’ ve ‘yorgunluk direnci’, materyalin dinamik özelliklerini belirlemektedir (Craig ve Ward 1996).

1. Darbe dayanımı: Ani bir darbe uygulandığında materyalin kırılmadan önce absorbe ettiği toplam enerji miktarıdır.

2. Yorgunluk direnci: Materyaller, yield dayanıklılık değeri altında çok sayıda küçük ve devamlı tekrarlayan streslere maruz kaldığında oluşan mikro kuvvetler, materyalde önce küçük çatlakların oluşumuna, daha sonra da bu çatlakların büyüyerek materyalin kırılmasına neden olmaktadır (Combe 1986, Craig ve Ward 1996, Çalikkocaoğlu 2000).

1.3.3.3.3. Viskoelastik özellikler

Materyalin mekanik özellikleri yükleme hızından bağımsızsa materyal ‘elastik’, bağımlıysa ‘viskoelastik’ olarak adlandırılır (Craig ve Ward 1996).

Visköz akış, makaslama geriliminin gerilme miktarına oranıdır. Çoğu dental materyal, şekillendirme aşamasında bu akışa sahiptir (O'Brien 2002). Sıcaklık ve zaman materyalin viskozitesini belirleyen temel faktörlerdir. Zaman faktöründen bağımsız olarak bir materyalin viskozitesi sıcaklık arttıkça azalır. Dişhekimliğinde kullanılan çoğu materyalde iki materyal karıştırılır ve zaman ilerledikçe viskozite de artar (Craig ve Ward 1996). Viskoelastik davranış, elastik ve visköz akışın kombinasyonudur ve çoğu zaman materyal viskoelastik davranış göstermektedir (O'Brien 2002).

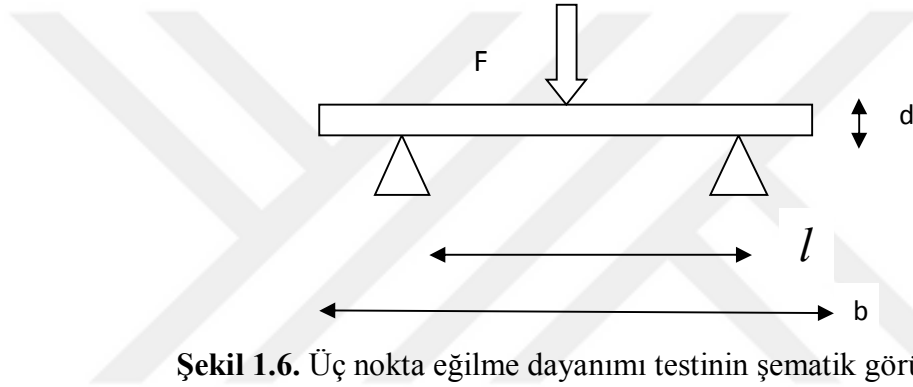
1.3.4. Protez Kaide Materyallerinde Aranan Bazı Mekanik ve Fiziksel Özelliklerin Ölçümü

1.3.4.1. Eğilme Dayanımı ve Ölçümü

Akrilik rezin materyali ağız içinde çiğneme kuvvetlerine maruz kaldığı için kullanım süresince dayanıklılığının öngörülebilmesi için materyalin mekanik

özelliklerinin iyi bilinmesi gerekir (Ireland ve ark 1998, Haselton ve ark 2002, Sakaguchi ve Powers 2012, Rosenstiel ve ark 2015). Fonksiyonel yüklere karşı direnç, klinikte kullanılan akrilik rezin materyalinin seçiminde önemli bir özelliktir (Gegauff ve Pryor 1987, Ireland ve ark 1998, Sakaguchi ve Powers 2012).

Eğilme dayanımı temelde, iki uçundan desteklenmiş bir bara veya alttan daha küçük bir daire ile desteklenen ince bir diske tam ortadan statik bir yük uygulanması ile gerçekleştirilen bir dayanıklılık testidir (Anusavice 2003, Sakaguchi ve Powers 2012). Üç nokta eğilme dayanımı testi akrilik rezinler için ISO 1567 standartlarına göre tanımlanmaktadır (Şekil 1.6).



Disk şeklinde örneklerin testi biaksiyal eğilme dayanımı olarak anılır ve genellikle seramik materyalleri için uygundur (Sakaguchi ve Powers 2012). Bar şeklinde hazırlanan örneğin testi üç-nokta eğilme dayanımı testi olarak anılır ve şu formülle hesaplanır:

$$\sigma = \frac{3Pl}{2bd^2}$$

Yukardaki formülde σ eğilme dayanımını, l destekler arası mesafeyi, b örneğin genişliğini, d örneğin kalınlığını ve P kırılma esnasındaki maksimum yükü tanımlar (Anusavice 2003, Sakaguchi ve Powers 2012).

Örnek üzerine yük uygulandığı zaman örnekte bükülme meydana gelir. Düz bir çubuk şeklinde örnekte oluşan gerilme (*strain*), üst yüzeyde örnek boyunun azalması ve alt yüzeyde uzaması olarak kendini gösterir. Sonuç olarak üst tarafta kompresif, alt tarafta gerilme stresleri oluşur. Örnek içinde stres ve gerinimlerin sıfır olduğu bir bölge vardır ve nötral eksen olarak tanımlanır. Nötral eksen bölgesinde

örneğin boyutlarında hiçbir değişiklik olmaz. Dayanak bölgelerinde makaslama stresi de oluşur ancak kırılma işleminde önemli bir rolü yoktur (Sakaguchi ve Powers 2012).

Akrilik kaide rezinlerinin kırılma tespitinde elastik modülü de önemli parametrelerden birisidir. ‘Young modülü’ olarak da ifade edilir. Elastik modülü gerilimin gerinmeye oranı şeklinde ifade edilir. Yani bir gerilime ne kadar büyük gerilme karşılık geliyorsa, elastikiyet değeri de o kadar küçük olur. Elastik modülünün birimi MPa, kg/cm² dir. Yüksek dirence sahip materyalin elastik modül değerleri de yüksektir. PMMA’nın elastikiyet modülü yaklaşık 2400 MPa’dır (Anusavice 2003, Sakaguchi ve Powers 2012). Elastik modülü şu formülle hesaplanır:

$$E = \frac{Pl^3}{4bd^3h}$$

Yukardaki formülde E elastik modülü, l destekler arası mesafeyi, b örneğin genişliğini, d örneğin kalınlığını, h maksimum bükülme miktarını (mm) ve P kırılma esnasındaki maksimum yükü tanımlar (Anusavice 2003, Sakaguchi ve Powers 2012).

1.3.4.3. Yüzey Pürüzlülüğü ve Ölçümü

Dental restoratif materyallerin estetik özellikleri günümüzde oldukça önem kazanmıştır. Dental materyaller parlak ve pürüzsüz bir yüzeye sahip olmalıdır ve ağız ortamında uzun süre pürüzsüzlüğünü koruyabilmelidir. Pürüzsüz yüzeyler estetik görünümü sağlamanın yanında lekelenmeye neden olan film tabakanın yerleşmesini ve plak retansiyonunun oluşmasını da engellerler (Kakaboura ve ark 2007). Plak retansiyonu olabilmesi için yüzeyin pürüzlülüğünün 0,2 µm’ den daha büyük olmalıdır (Joniot ve ark 2006). Ayrıca, yüzeyin pürüzsüz olması sürtünme katsayısını azaltır ve materyalin aşınma hızını da yavaşlatabilir (Tjan ve Chan 1989). Akrilik rezinlerde yüzey pürüzlülüğü materyalin içeriğine, kullanılan frezlere, poröziteye ve polisaj sırasında uygulanan aşamalara bağlıdır. Resin matrisi ve doldurucular değişik seviyelerde sertliğe sahiptirler. Bu nedenden dolayı polisaj sırasında farklı oranlarda aşındırılırlar ve farklı resin tiplerinde değişik yüzey pürüzlülüklerine neden olurlar. Materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümünde farklı teknikler kullanılabilir. Bunlar:

- Scanning Electron Microscopy (SEM)
- Mekanik yüzey profili analizi (Profilometre)
- Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM: Atomic Force Microscope)
- Üç boyutlu (3D) yüzey pürüzlülüğünü ölçen profilometre

Scanning Electron Microscope (SEM), görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesine olanak sağlayan aygıtlardır. Ayrım gücü, odak derinliği ve görüntü analizi birleştirme özelliği taramalı elektron mikroskobunu, araştırma ve incelemelerde geniş ölçüde kullanılan bir aygıt haline getirmiştir. Öte yandan mikro işlemci ve bilgisayarların mikroskopla birlikte kullanılmaları cihaza kullanım kolaylığı getirmiş ve yeni araştırma yöntemlerine olanak sağlamıştır (Chapman 1986). SEM'in çalışma prensibi ikincil elektronlar tarafından nokta nokta ve çizgi çizgi oluşturulan yalancı bir üç boyutlu görüntüdür. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların miktarına bağlı olarak yüzeyin topoğrafik değişimleri, kompozisyonu ve yapısı hakkında tespitlerde bulunabilir (Bancroft ve Stevens 1996).

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM), alt tabakalara minimal kuvvet ileten bir temas profilometre yöntemidir. Distorsiyonu önlemek için keskin nanometre boyutlu bir uç kullanılarak yüzey taraması yapılır ve ince özelliklerin daha iyi çözümü sağlanabilir. Bu yöntemde topografik bilgi, pürüzlülük değerlerinin elde edilmesi ile sağlanan verilerin kullanılarak 3 boyutlu resimsel görüntüler şeklinde sağlanabilir (Verran ve ark 2003).

Profilometreler mekanik ve optik olmak üzere iki farklı tipte üretilmişlerdir. Mekanik profilometreler, iki boyutlu ölçüm yaparlar ve örnek yüzeyi üzerinde boyutları belirli bir elmas ucun yüzeyi taraması prensibiyle çalışırlar. Bu elmas kaydedici uç, belirli bir hızda örnek yüzeyinde gezerken, yüzeydeki düzensizliklere bağlı olarak ucun yaptığı dikey hareketleri kaydetmekte ve yüzey topografisi ile ilgili rakamsal değerler elde edilebilmektedir (Joniot ve ark 2006). Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. Sıklıkla kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır. Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamasının alınmasıyla saptanır. Rz yüzey parametresi, art arda gelen beş parçada, ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak

tanımlanır. Rpm yüzey parametresi ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır. İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır. Ra ve Rz parametreleriyle karşılık gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir (Whitehead ve ark 1995).

Günümüzde bu yöntemlere ilaveten yüzey topoğrafisi ve kompozisyonuyla ilgili daha detaylı bilgi veren üç boyutlu (3D) yüzey pürüzlülüğünü ölçen profilometreler kullanılmaya başlanmıştır (Vorburger ve ark 2007).

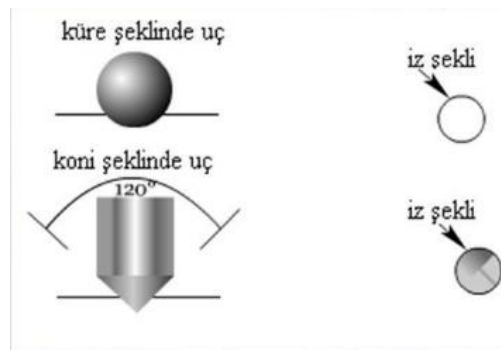
1.3.4.2. Yüzey Sertliği ve Ölçümü

Dental materyallerde yüzey sertliği genel olarak yüzeyde daimi delinmeye veya çentikleşmeye direnci tanımlar (O'Brien 2002, Anusavice 2003). Yüzey sertliği ölçme metodlarının çoğunda materyalin yüzeyinde delici bir uçla ve belirlenmiş bir kuvvetle bir çentik oluşturulur. Oluşturulan çentiğin boyutlarının ölçülmesiyle sertlik değeri hesaplanır. Sertlik arttıkça, sertlik değeri de artar (O'Brien 2002). Böylelikle sertlik, plastik deformasyona direnci ölçer ve çentikteki birim alana gelen kuvvetin ölçümüyle belirlenir. Sertlik bir objenin freze edilmesini, tesviyesini, polisajını ve kullanım sırasında çizilmeye direncini etkiler. Tesviye ve polisaj estetik açıdan önemlidir ve oluşan çizikler materyalin dayanıklılığını etkiler, başarısızlıklara yol açar (Anusavice 2003).

En sık kullanılan yüzey sertliği ölçme yöntemleri; Barcol, Brinell, Rockwell, Shore A, Vickers ve Knoop'dur (Sakaguchi ve Powers 2012). Bu testlerin birbirinden farkı, çentik oluşturan ucun farklı şekillerde olması ve sertliğin hesaplama yöntemleridir (Anusavice 2003). Knoop ve Vickers sertlik testleri mikro-sertlik testleri, Brinell ve Rockwell ise makro-sertlik testleri olarak sınıflandırılır. Daha az sofistike testler olan Barcol ve Shore A yumuşak plastik, kauçuk gibi elastik materyaller için kullanılır. Genelde endüstride kalite kontrol için kullanılmaktadırlar (O'Brien 2002, Sakaguchi ve Powers 2012). Brinell sertlik testinde kullanılan uç bir çelik top şeklindedir. Oluşan çentiğin çapı ölçülür. Ölçülen Brinell sertlik değeri BHN olarak adlandırılır. Genellikle metallerin sertliğinin ölçülmesinde kullanılır ve 136 ° açılı piramit şekilli bir elmas uç belirli bir yükü materyal yüzeyine batırılarak yük kaldırıldıktan sonra kare veya piramit şeklinde bir çentik oluşturulur. Materyalin

sertliği ise oluşan çentiğin köşegenlerinin ortalaması hesaplanarak bulunur. (Uctasli 1991, Craig ve Ward 1996, O'Brien 2002).

İlk olarak 1922'de Rockwell tarafından uygulamaya sokulan Rockwell metodu; uygulama kolaylığı, diğer metodlara nazaran daha seri sonuçlar alınabilme özelliği ve bu metodla test yapan sertlik ölçme cihazlarının optik ölçüm gerektiren metodlarına (Brinell, Vickers) nazaran daha ucuz olması nedeniyle pratikte en çok kullanılan sertlik ölçme metodlarında biridir. 120° elmas koni uç veya çeşitli çaptaki bilye uçların yaptığı penetrasyon derinliğinin ölçülmesi metoduna dayanır. Test edilecek malzemeye uygun olarak uç ve yük seçildikten sonra malzemeye 10 kgf'lık bir ön yük uygulanır (Bu Rockwell Superficial metodunda 3 kgf'dur). Bunun amacı malzemedeki oksit, tufal vb gibi farklılıkların elimine edilerek teste başlamaktır. Daha sonra toplam yük uygulanır (1-8 sn arasında). Toplam yükün iniş zamanı malzeme cinsine göre ayarlanabilir olmalıdır ki bu ancak hidrolik veya motorlu sistemlerde gerçekleştirilir. İniş zamanı, pratik olarak, sert malzemelerde daha kısa, yumuşak malzemelerde daha uzun olmalıdır. Toplam yük stabil hale geldikten sonra 4 ± 2 sn arasında beklenir. Daha sonra toplam yük kaldırılır ve ön yük baskısı üzerinde iken Rockwell komparatöründen veya dijital ekrandan değer direkt olarak okunur. Rockwell R testi, yumuşak sertlikteki metaller ve plastiklerin sertliklerinin ölçümünde kullanılmaktadır. ½ inç çapında çelik bilye kullanılarak 60 kg'a kadar toplam yük uygulanabilmektedir (Şekil 1.7) (O'Brien 1997, Craig ve ark 2000).



Şekil 1.7. Rockwell sertlik testinde delici uç ve meydana gelen çentiğin şematik resmi (Anusavice 2003).

1.3.5. Tam Protez Kaide Plağı Kırıkları

Diş hekimliği pratiğinde akrilik rezin protez kaidelerinin kırılması, bu materyalin kullanımındaki en büyük dezavantajlardan biridir (John ve ark 2001,

Kanie ve ark 2004, Kim ve Watts 2004). Kaide plağındaki kırılma, temelde yorulma ve çarpma olmak üzere iki tip kuvvetten kaynaklanmaktadır (Beyli ve von Fraunhofer 1981). Yorulma, protez kaide plağına zarar vermeyecek düzeydeki tekrarlayan oklüzal kuvvetlerin etkisiyle, kaidenin sürekli düşük yoğunluktaki gerilimlere maruz kalması sonucu oluşur. Bu tip başarısızlıkta öncelikle kaide plağında çekme geriliminin yoğunlaştığı bölgelerde mikroskobik çatlaklar meydana gelir, gerilim devam ederse bu çatlaklar birleşerek kırılmaya neden olurlar. Protez kaide plağındaki su emilimi, artık monomer salınım miktarı ve yüzey defektleri yorulma direncinin azalmasında rol oynamaktadırlar (Beyli ve von Fraunhofer 1981, Berge 1983, Vallittu 1999).

Yapılan çalışmalarda maksiller protezlerdeki kırıkların çoğunluğu yorulma ve çarpma kuvvetlerine bağlı oluşurken, mandibular protezlerdeki kırıkların % 80'inin çarpma kuvvetlerine bağlı olarak meydana geldiği gösterilmiştir (Kim ve Watts 2004). Maksiller protezlerde en fazla stresin palatinal kısımda, parlatılmış yüzeyde ve ön dişlerin arkasında oluşmakta ve buna bağlı olarak da orta hat kırıkları oluşmaktadır. Orta hat kırıklarında, santral kesici dişler arasındaki palatinal kaidenin esas başlatıcı nokta olduğu bildirilmiştir. Alt protezlerde ise kırıkların büyük bir kısmı çarpma veya sert zemine düşme sonucu meydana gelir. Alt protezler sert bir zemine düşünce en büyük stres labial ve lingual 2. küçükazı bölgesinde oluşur (Polyzois ve ark 1996). Kaide plağı kırıklarında etkili olan diğer faktörler şu şekilde sıranabilir:

a)Kaide Plağının Deformasyonu: Üst tam protezlerde, fonksiyonda, protez kaidelerindeki bükülme hareketi orta hat boyunca gerçekleşir ve yorulmaya bağlı başarısızlıklar en çok orta hatta görülür. Mandibular tam protezlerde ise 3 tip deformasyondan bahsedilmektedir. Bunlardan birincisi molar bölgelerinin birbirinden uzaklaşma hareketi, ikincisi molar bölgelerinin birbirine yaklaşma hareketi ve üçüncüsü ise posterior dişlerin bukkale rotasyonu, lingual flanjlara ise linguale rotasyonu hareketlerinin kombinasyonudur. Frenulum çentiği de kırık başlangıcı için diğer bir etkidir. Uzun frenulumlar ve frenulum sayısının fazla olması da kaide kırığının en önemli nedenlerindedir (Ladizesky ve ark 1992). Kaide plağı yapısındaki yabancı cisimler, porozite, kök veya dişlerin bulunduğu kaide kısımlarındaki zayıf noktalar, overdenture protezlerde hassas bağlantı kullanılması,

üst tam protez labial kısım kaidesinin ince olması veya ajusteli diş dizim tercihi, kaide deformasyonu ile beraber kırılmalara olan eğilimi artırmaktadır (Jagger ve Harrison 1998, Kaplan 2002).

b)Kaide Plağı ile Destek Dokuların Uyumsuzluğu: Protezlerin yapımı sırasındaki hatalı uygulamalar, alveoler kret rezorpsiyonu, hastaların çok ve hızlı kilo kayıpları ve uzun süre aynı protezlerin kullanıldığı durumlarda protez kaide plağı ile altındaki dokular arasındaki uyum bozulur. Bu durum retansiyon ve stabilite kayıpları ile fonksiyon bozukluklarının yanı sıra protez kırıklarına da neden olur. Tek tam protez vakalarında da, proteze gelen dengesiz kuvvetlerin etkisi ve protezin yapay dişleri ile karşıt çenedeki doğal dişler arasındaki oklüzal uyumun sağlanamaması kırıklara neden olur. Olası bir kırığın önlenmesinde ilk adım oklüzal uyumun çok iyi yapılmış olması, anatomik faktörlere dikkat edilmesi, kaide plağı kalınlığını optimum seviyede tutarak gerekirse kaidenin çeşitli yöntemlerle güçlendirilmesidir (Çalikkocaoğlu 1998).

c)Yetersiz Rölyef Yapılması: Palatinal bölgedeki belirgin toruslar veya sutura palatina medianının sert ve belirgin olması da kırılmayı kolaylaştıran etkenlerden birisidir. Çene kemiğinde toruslar veya kemik çıkıntıları varsa ve cerrahi olarak çıkartılamayacak durumda iseler bu bölgelerde mutlaka rölyef yapılmalıdır. (Çalikkocaoğlu 1998).

d)Yapay Diş Aşınmaları: Zamanla dişlerde oluşan aşınmalar ve kret rezorpsiyonu, kaidede oluşan gerilimlerin artmasına neden olmaktadır. Yapay dişlerin kret üzerindeki pozisyonları da önemlidir. Dişler nötral alana dizilmeli ve balanslı oklüzyon hazırlanmalıdır (Jagger ve Harrison 1998).

e)Tekrarlanan protez tamirleri: Daha önce tamir edilen protezlerde akrilik kaidenin direnci % 20 oranında azalmaktadır. Eğer kırılmaya neden olan faktör elimine edilmeden tamir yapılırsa, protez tekrar kırılmaktadır. Akrilik kaide plağı tamirlerinde kolay, hızlı ve ucuz olduğu için otopolimerizan akrilik rezinler tercih edilmektedir (Hargreaves 1969, Zaimoğlu ve ark 1993, Çalikkocaoğlu 1998). Isı ile polimerize olan rezinler ile yapılan tamirlerde kırılma direnci daha yüksek olmakla birlikte, protezin muflaya alınması ve kaynatılması nedeniyle deformasyonlar olduğu, böylelikle protezin doku uyumunu kaybettiği belirtilmektedir. Mikrodalga

enerjisi veya görünür ışık ile polimerize olan akrilik rezinlerin tamirde kullanılmaları ile başarılı sonuçlar alınmaktadır. Tekrarlayan kırılmalarda, tamir işlemlerinden sonra mutlaka oklüzal düzenleme yapılmalıdır. Kırılan protezlerde tamir edilecek yüzeylerin şekilleri önemlidir. Yüzeyler 45° açılı ve yuvarlatılmış kenarlardan oluştuğu zaman, tamir bağlantısının arttığı bildirilmektedir (Jagger ve Harrison 1998, Zappini ve ark 2003, Köroğlu 2007).

1.3.6. Akrilik Rezinlerin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerinin Geliştirilmesine Yönelik Yaklaşımlar

Son yıllarda teknolojiye paralel olarak yeni materyallerin geliştirilmesi daha yüksek standartlarda protez yapabilmeyi sağlamışsa da akrilik rezinler diş hekimliğinde kullanıma girdiği süreden beri istenilen şekilde iyileştirilememiştir. Bu doğrultuda akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini, çarpma ve yorulmaya karşı direncini arttırmaya yönelik çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bunlar:

- PMMA'ya alternatif yeni bir malzeme geliştirmek,
- PMMA'nın kimyasal yapısını modifiye etmek,
- PMMA'yı metal, metal oksit tanecikleri, karbon, aramid, cam ve polietilen gibi fiberler ile güçlendirmek

1.3.6.1. PMMA'ya Alternatif Yeni Bir Malzeme Geliştirmek

Daha iyi direnç, boyutsal stabilite, sertlik, aşınma direnci ve radyopaklık gibi özelliklere sahip bir materyal geliştirmek üzere çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Poliamidler, epoksi rezin, vinil akrilik, polisitren, polikarbonat, plastik greft kopolimer ve naylon gibi değişik polimerler protez kaide materyali olarak geliştirilmiş olsa da tatmin edici bir materyal henüz elde edilememiştir.

1.3.6.2. PMMA'nın Kimyasal Yapısını Modifiye Etmek

Bu amaçla PMMA ile lastik kombinasyonu üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Lastikle modifiye edilmiş PMMA, iç içe geçmiş lastik ve PMMA'dan oluşur. Oluşan bir kırık PMMA boyunca ilerler, ancak lastik ara yüzeyde yavaşlar. Rezini lastikle güçlendirmedeki amaç çarpma dayanıklılığını arttırmaktır. Yapılan çalışmalarda güçlendirilmiş rezinlerin konvansiyonel rezinlere göre çok yüksek sıkıştırma ve eğilme dayanıklılığına sahip olduğu gösterilmiştir (Jagger ve ark 1999).

PMMA'nın lastikle güçlendirilmesi bugüne kadar başarılı bir şekilde kullanılmış olsa da PMMA'dan daha pahalı olması kullanım alanını sınırlandırmıştır (Stafford ve Brooks 1985).

1.3.6.3. PMMA'ya Güçlendirici Materyal Katılması

PMMA'nın fiziksel ve mekanik özelliklerini artırmak için metal, metal oksit tozları, karbon-grafit, safir, aramid, cam, çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWP) gibi çeşitli materyaller kullanılmaktadır (Yazdanie ve Mahood 1985, Galan ve Lynch 1989, Karacaer ve ark 1995, Vallittu 1995, Stipho 1998).

Akrilik rezinlerin eğilme dayanımı, darbe dayanımı ve yorgunluk direncini artırabilmek için fiberle güçlendirilmiştir (Alla ve ark 2013). Nylon, polietilen, poliamid fiber ve cam fiber gibi farklı tiplerdeki fiberlerin biyouyumluluk, üstün estetik ve mekanik özelliklerinden dolayı birçok çalışmada kullanılmıştır (Tacir ve ark 2006).

Cam fiberle güçlendirilen akrilik rezinlerin, eğilme dayanımı, darbe dayanımı, tokluk ve Vicker's sertlik değerlerinde önemli oranda bir artış görülmüştür. Ayrıca protez kaidesinin deformasyonunda da % 1'den az olacak şekilde azalma görülmüştür (Moreno-Maldonado ve ark 2012). Dahası son zamanlarda yapılan bir çalışmada; cam fiberin pozisyonunun eğilme dayanımına etkisi olduğu görülmüştür. Eğilme dayanımı, tokluk ve elastik modülündeki gelişmeler cam fiberin protez kaidesinin yüzeyinde çekme gerilmelerinin olduğu bölgeye yerleştirilmesinin sonucudur. Cam fiberler, nötral stres bölgelerine yerleştirildiğinde, eğilme dayanımının arttığını, sıkıştırma kuvvetlerinin geldiği alanlara yerleştirildiğinde ise elastik modülünün arttığını göstermişlerdir (Agha ve ark 2016). Ayrıca, bir çalışmada da cam fiber yerleşiminin akrilik rezinin boyutsal stabilitesini etkilediği gösterilmiştir (Dalkiz ve ark 2012).

Monomer emdirilmiş ve silan (3-metakrilosilan) uygulanmış cam fiberlerin akrilik rezinlerin eğilme dayanımı ve darbe dayanımını arttırdığı gösterilmiştir (Mowade ve ark 2012). Silanize cam fiberlerin ısı ile polimerize olan ve otopolimerizan akrilik rezine ilave edildiğinde biyouyumlu olduğu bulunmuştur (Jassim ve Radhi 2011). Ayrıca, fiberle güçlendirilmiş nano pigmente PMMA'nın

daha düşük porozite ve C. Albicans tutulumu gösterdiği bilinmektedir (Moreno-Maldonado ve ark 2012).

Poliamid fiberler hem nylon hem de aramid fiberleri içermektedir. Aramid fiberle güçlendirilmiş protez kaide rezinlerinin biyouyumlu olmasının yanı sıra eğilme dayanımının ve elastik modülüsünün de arttığı bulunmuştur (Yu ve ark 2013). Ancak, kontaminasyonunun artmasıyla akrilik rezinin sertliği azalmaktadır. Ayrıca, sarı renk değişikliği olmaktadır. Nylon, PMMA'nın kırılma direncini arttırmaktadır (Jagger ve ark 1999).

Polipropilen fiberler, PMMA'nın darbe dayanımını arttırmaktadır ve bu artış yüzey işlemlerinden etkilenmektedir. Örgü şeklinde polietilen fiberle güçlendirilmiş akrilik rezinlerin elastik modülüsleri ve toklukları artmaktadır. Ancak, örgü fiberin asitlenmesi, preparasyonu ve pozisyonu da önemlidir (Uzun ve ark 1999). Poliprolen fiberler PMMA'nın darbe dayanımını artırırken, yüzey işlemleri de bu artışı etkilemektedir. En yüksek darbe dayanımı değerleri, plazma yüzey işlemleri uygulanmış örneklerde görülmüştür (Mowade ve ark 2012). Son yıllarda yapılan bir çalışmada, silan uygulanmış poliprolen fiberlerin eğilme, çekme ve darbe dayanımı değerlerinin arttığı ancak aşınma direncinin azaldığı görülmüştür (Ismail ve Muklif 2015).

PMMA'nın birden fazla fiber tipleri ile güçlendirilmesi ilk kez 1997'de Vallittu tarafından önerilmiştir (Vallittu ve Narva 1997). Çizelge 1.5 ve Çizelge 1.6'da gösterilen metal oksit, fiber ve seramiklerin kombinasyonları kullanılabilir. Fiberle hibrit güçlendirme akrilik rezinlerin eğilme dayanımı ve tokluğunu önemli oranda artırmaktadır (Prasad ve Mohammed 2011). Benzer sonuçlar metal oksit ve seramik içeren PMMA'lar için de geçerlidir (Salman ve Khalaf 2015). İlave olarak fiberler yüzey pürüzlülüğü, çekme dayanımı, elastik modülüs, sertlik, termal iletkenlik, radyoopasite ve polimerizasyon bütülmesi özelliklerinin geliştirilmesinde kullanılmaktadır (Alharez ve ark 2015, Alharez ve ark 2016).

Çizelge 1.5. Literatürde kullanılan doldurucu ve nanodoldurucular.

İlave edilen malzeme türü	Doldurucu (boyut- μm)	Nanodoldurucu (boyut-nm)
Seramikler	Metal oksitler (Oksit seramikler) <ul style="list-style-type: none">Alüminyum oksit (Al_2O_3)Zirkonyum oksit (ZrO_2)Titanyum oksit (TiO_2)Magnezyum oksit (MgO)Demir oksit (Fe_2O_3)	<ul style="list-style-type: none">Al_2O_3ZrO_2TiO_2MgOFe_2O_3
	Oksitsiz seramikler <ul style="list-style-type: none">Silikon karbür (SiC)Silikon nitrür (Si_3N_4)	
Soymetaller	<ul style="list-style-type: none">Gümüş (Ag)	<ul style="list-style-type: none">NanogümüşAltın (Au)Platinyum (Pt)Palladyum (Pd)
Mineraller	<ul style="list-style-type: none">Hidroksi apatit (HA)Silikon dioksit (SiO_2)Mica	<ul style="list-style-type: none">HASiO_2
Karbon grubu	<ul style="list-style-type: none">Karbon tüpler	<ul style="list-style-type: none">Karbon nanotüpler

Çizelge 1.6. Farklı hibrit güçlendirme materyalleri.

Hibrit türü	Hibrit materyaller
Fiberler	<ul style="list-style-type: none">Cam fiber+polietilen fiber
Doldurucular	<ul style="list-style-type: none">$\text{Al}_2\text{O}_3+\text{ZrO}_2$ABWs+ Al_2O_3$\text{ZrO}_2+\text{TiO}_2$
Fiber+Doldurucular	<ul style="list-style-type: none">Polietilen fiberle +cam tozu, SiO_2 veya ZrO_2Al_2O_3+ polipropilen fiber

Özellikle son yıllarda nanoteknoloji alanındaki gelişmelerle beraber PMMA'nın içerisine nanopartikül boyutunda metal, metal oksit gibi çeşitli materyallerin ilavesiyle mekanik, fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmaktadır.

1.4. Nanoteknoloji ve Diş Hekimliği

Atomik ve moleküler boyutlardaki (1-100 nm) fonksiyonel materyallerin, aletlerin, sistemlerin üretilmesini konu alan bilim dalı 'nanoteknoloji' olarak isimlendirilmektedir. Nanoteknoloji kavram olarak ilk kez Dr. R. Philips Feynman

tarafından 1959 yılında gündeme getirilmiş ve o zamandan günümüze kadar pek çok dalda hızla artan bir kullanım alanı bulmuştur. Son derecede küçük boyutlara sahip bu yapılarda, çevremizdeki nesnelere için geçerli olan fiziksel ve kimyasal yasalar geçerli değildir ve daha büyük boyutlarına göre oldukça farklı elektriksel, mekanik, optik ve manyetik özellikler görülmektedir. Nano ölçekteki malzemeler, malzemenin moleküler haldeki özelliklerinden çok farklı olan yeni özelliklere sahiptir. Nanomalzemeler, kütleli halde bulunan malzemelerle kıyaslandığında toplam hacimlerine göre çok daha yüksek oranda yüzey alanına sahiptir ve bu geniş yüzey alanı elementlerin ve nanoparçacıkların birbirleriyle olan etkileşimini etkilemektedir (Singh ve ark 2006, Yalçın 2010).

Nanoteknolojinin gelişmesinde materyalleri nano boyutlarda gözlemlemeyi sağlayan görüntüleme tekniklerinin kullanılabilmesi önemli bir aşama olmuştur. Bunlardan en önemlileri Geçirimli Elektron Mikroskobu (TEM), Taramalı Tünellemeli Mikroskop (STM) ve Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)'dir (Çıracı ve ark 2005).

Günümüzde nanoteknolojinin sağlık ile ilgili kullanım alanları ilaçların taşınması, biyomateryallerin oluşturulması, in vivo görüntüleme, in vitro tanı, aktif implantların oluşturulması ve hastalıkların tedavisi olmak üzere çeşitli başlıklar altında toplanabilmektedir (Suri ve ark 2007, Abamor 2010). Son yıllarda nanopartiküllerden mikrobiyoloji alanında da yararlanılmaya başlanmıştır. Yapılan çalışmalarda nanopartiküllerin pek çok bakteri türü ve diğer hücre modelleri üzerinde antimikrobiyal özellik gösterdikleri ortaya çıkmıştır (Abamor 2010).

Hastalıkların tanı ve tedavisinde kullanılmak üzere nanopartiküller ve nano cihazlar; quantum dotlar, nano kabuklar, nano küreler, metal nanopartiküller, paramanyetik nanopartiküller ve karbon nanotüpler araştırılmaktadır (Abamor 2010).

1.5. Nanopartiküller

Nanomalzemeler olarak tanımlanan yapılar; nanokristaller, nanopartiküller, nanotüpler, nanoteller, nanoçubuklar ve nanoince filmler gibi farklı sınıflara ayrılmaktadırlar (Gürmen ve ark 2008). Nanopartikül özelliklerinin çekiciliğinin bilinen nedenleri ise kuantum boyut etkileri, elektronik yapısının boyuta olan

bağımlılığı, yüzey atomlarının benzersiz özellikleri ve yüksek yüzey/hacim oranı olarak bilinmektedir. Nanomalzemelerin optik, elektrik, manyetik ve hatta sertlik, mukavemet erime noktası gibi mekanik ve fiziksel özellikleri makroskobik çeşitlerinden farklı özellikler göstermektedir (Gutsch ve ark 2002).

Nanoteknolojinin çıkış noktasını oluşturan ve hızla gelişmesinde en büyük paya sahip olan nanopartiküller, günümüzde farklı morfolojilerde, çekirdek-kabuk, katkılı sandviç, boşluklu, küresel ve çubuk morfolojilerinde üretilebilmektedirler (Kartal 2013).

Nanopartiküller içeriklerine göre;

- Metal nanopartiküller
- Metal oksit nanopartiküller
- Metal/metal oksit nanopartiküller olarak sınıflandırılabilir.

Metal nanopartiküllerinin en önemli avantajları boyutları ile kıyaslandığında oldukça geniş olan yüzey alanları ve sahip oldukları eşsiz özelliklerdir. Bunun haricinde düşük maliyetli olmaları, kullanımlarının kolay olması ve oldukça kararlı olmaları metal nanopartiküllerinin diğer avantajlarını oluşturmaktadır (Shrivastava ve ark 2007).

1.5.1. Titanyum Dioksit (TiO₂) Nanopartikülünün Genel Özellikleri

TiO₂ en çok bilinen titanyum bileşiğidir. Anataz ve rutil gibi doğal formlarda bulunabilen TiO₂ nanopartikülleri yanıcı olmayan, tatsız beyaz bir toz halinde bulunmaktadır. Mikro boyutlarda hayvanlar ve insanlar için toksik olmayan TiO₂, kimyasal olarak stabildir ve üstün verimlilikte fotokatalitik etkiye sahiptir (Yang ve ark 2001, Zhang ve Gao 2001, Abamor 2010). İçindeki kristal yapısına bağlı olarak yakın UV bölgede soğurma yapan TiO₂'in soğurma spektrumuna bakıldığında güneş ışığının % 5'i dolaylarında bir kısmında soğurma yaptığı görülmektedir. Yüksek oranda fotokatalitik etki gösteren TiO₂ nanopartiküllerinin üretiminin oldukça kolay ve ucuz olması, fiziksel ve kimyasal kararlılığı, elektronik ve optik özellikleri TiO₂'i diğer metal oksit fotokatalistlere oranla ön plana çıkarmaktadır. Günümüzde TiO₂, boyalardan yiyecek renklendiricilerine, kozmetik ürünlerden ilaçlara kadar endüstrinin pek çok alanında kullanılmaktadır (Abamor 2010).

Diş hekimliğinde de restoratif materyaller ve rezinlere TiO₂ ilavesi, antibakteriyel özelliğinden faydalanmak ve mekanik özellikleri geliştirmek amacıyla gündeme gelmiştir. Bu konuda yapılan bir çalışmada, TiO₂ nanopartikülleri ilave edilen rezin esaslı bağlayıcı ajanların antibakteriyel etkinlik gösterdiği, ayrıca nanopartikül ilavesinin bağlanma dayanımını etkilemediği belirtilmiştir (Welch ve ark 2010). TiO₂ eklene dental kompozit materyallerinin mekanik özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada TiO₂ ilavesinin yüzey sertliği ve eğilme dayanımını geliştirdiği bildirilmiştir.

Titanyum dioksit nanopartikülünün bazı mekanik ve fiziksel özellikleri Çizelge 1.7’de gösterilmiştir.

Çizelge 1.7. Titanyum dioksit nanopartikülünün bazı mekanik ve fiziksel özellikleri (Chatterjee ve Islam 2008).

Yoğunluk	3,97 g/ml
Basma dayanımı	680 MPa
Sertlik	9330
Isıl iletkenlik	11.7 W/m.K

Materyallerin fiziksel özelliklerinin incelenmesi amacıyla yüzey sertliği ve pürüzlülüğü, esneme dayanımı, aşınma dayanımı, su emilimi ve çözünürlüğü gibi mekanik özellikleri in vitro test yöntemleriyle test edilebilmektedir (Botsalı 2008).

1.5.2. Alüminyum Oksit (Al₂O₃) Nanopartikülünün Genel Özellikleri

Alüminyum oksit (Al₂O₃) olarak bilinen alümina çeşitli kristal şekillerde bulunur. Doğada saf halde bulunan alümina korendan olarak bilinir. α ve γ olmak üzere iki kristal şekle sahiptir. Alüminyum hidroksitin 500 °C’ye kadar kalsinasyonu ile γ alümina, 1000 °C’nin üzerinde kalsinasyonu ile α alümina elde edilir. Yüksek sıcaklıkta kalsine edilmiş safsızlık bulunduran alüminanın kristal şekli β olarak gösterilir (Aktas ve ark 2013, Ma ve Wu 2013). Alümina üretiminde önemli kaynak boksit cevheridir. Boksit, diyaspor (Al₂O₃.H₂O), hidrarjilit ((Al(OH)₃) ve böhmite (Al₂O₃.H₂O) ve alümojel minerallerinin bir karışımıdır. Ayrıca boksit, silis, demir oksitler ve titanyum dioksit ile birlikte bulunur. Boksitten elde edilen alüminanın % 90’dan fazlası alüminyum metali üretiminde geri kalan kısmı ise refraktör ve

kimyasal maddeler yapımında kullanılmaktadır (Baudín 2014). Alümina üretimi günümüzde asidik, bazik ve elektrometik yöntemler kullanılmaktadır. Metal oksitler atmosfere açıldığında dışarıdaki tabaka su gibi çevredeki yapıyla çevrelenir. Bu yüzeydeki absorbe edilen terminal -OH- gruplarının bir formudur (Cava ve ark 2007, Shirai ve ark 2010).

Alüminyum oksitin bazı mekanik ve fiziksel özellikleri Çizelge 1.8'de gösterilmiştir.

Çizelge 1.8. Alüminyum oksitin bazı mekanik ve fiziksel özellikleri (Abdelkader ve Abdecharif 2012).

Yoğunluk	3.89 g/ml
Çekme dayanımı	137-413 MPa
Eğme dayanımı	379 MPa
Sertlik	14122
Isıl iletkenlik	35 W/m.K

Akrilik rezinlerin güçlendirilmesi amacıyla da kullanılmaktadır (Zuccari ve ark 1997). Oksit seramiklerden alümina (Al_2O_3) ve zirkonya (ZrO_2), mükemmel biyouyumlulukları ve yüksek aşınma direncine sahip oldukları için implant ve protez uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadırlar (Cappi ve ark 2010). Al_2O_3 'in kompozit formu günümüzde ortopedik cerrahide en çok kullanılan kompozit seramiktir (Bal ve Rahaman 2012).

1.5.3. Silikon Dioksit (SiO_2) Nanopartikülünün Genel Özellikleri

Silikon dioksit (SiO_2), yer kabuğunda en çok rastlanılan materyallerden biridir. Bu materyal serbest veya diğer metal oksitlerle bir arada bulunur. Silikon dioksit, kimyasal malzemelere ve ısıya karşı dayanıklıdır ve termal genleşme katsayısı düşüktür. Yoğunluğu $2,65-2,70 \text{ gr/cm}^3$ 'dür ve sertliği Mohs skalasına göre 7'dir. Bu özelliklerine bağlı olarak aşınmaya dirençlidir ve en çok kullanılan dolgu malzemelerindendir. Çoğunlukla elastomer ve kompozit rezinler gibi dental materyallerin içerisine doldurucu olarak kullanılmaktadır (Karayazgan 2010).

Silikon dioksit (SiO_2) ilavesiyle termal ve mekanik özelliklerin değiştiği bilinmektedir (Safi 2014). Hem darbe dayanımının hem de eğilme dayanımının geliştiğini bildiren çalışmalar mevcuttur. Yüksek SiO_2 nanopartikülü konsantrasyonlarında yüzey sertliği de artmaktadır. Ancak kırılma tokluğunun artması düşük SiO_2 konsantrasyonlarında olmaktadır. İçerik oranı arttıkça ‘aglomerasyon’ oluşmakta bu da kırılma tokluğunu azaltarak kırılma ilerlemesine yol açacaktır (Balos ve ark 2014). Ayrıca yüzeyine işlem uygulanmış silanın eğilme dayanımını arttırdığı ancak sertliği etkilemediği gösterilmiştir (da Silva ve ark 2012). Son zamanlarda yapılan bir çalışmada, silika nanopartikülünün PMMA’nın eğilme dayanımını olumlu yönde etkilediği gösterilmiştir (Cevik ve Yildirim-Bicer 2016).

1.6. Nanopartikül İlaveli Polimerler

Nanopartiküllerin etkili bir şekilde polimer matris içerisinde dağıtıldığı nano kompozitlerde yapının mekanik, fiziksel ve kimyasal özelliklerini çok yönlü olarak iyileştirdiği bilinmektedir. Küçük boyutları ve geniş yüzey alanı sayesinde nano partikül ilaveleri, mikrometre boyutlarına sahip geleneksel ilave edilen malzemeleri ile ulaşılamayacak eşsiz özellik kombinasyonları sağlayabilmektedir. Ancak bu kombinasyonların oluşturulabilmesinde nanopartiküllerin yüksek parçacık birikme (aglomera) eğiliminde olması olumsuz bir durum yaratmaktadır. Bu olumsuzluğun giderilmesi için partiküllerin matris içerisinde dağılımı büyük önem taşımaktadır.

Nanopartiküllerin geliştirilmesi ve ticarileştirilmesi elde edilen polimerlerin özelleştirilmesinde yeni olanaklar sağlamıştır. Polimerler, ilave edilen partiküllerin geniş yüzey alanlarının etkisiyle özelliklerinde önemli değişikliklere uğramaktadır. Bu değişiklikleri sağlamak için az miktarda partikül ilavesi yeterli olmaktadır. Mekanik, termal, elektriksel ve termo-mekanik özelliklerin kombinasyonu ile yeni nesil polimerler elde edilebilmektedir (Chan ve ark 2002, Liang ve ark 2004).

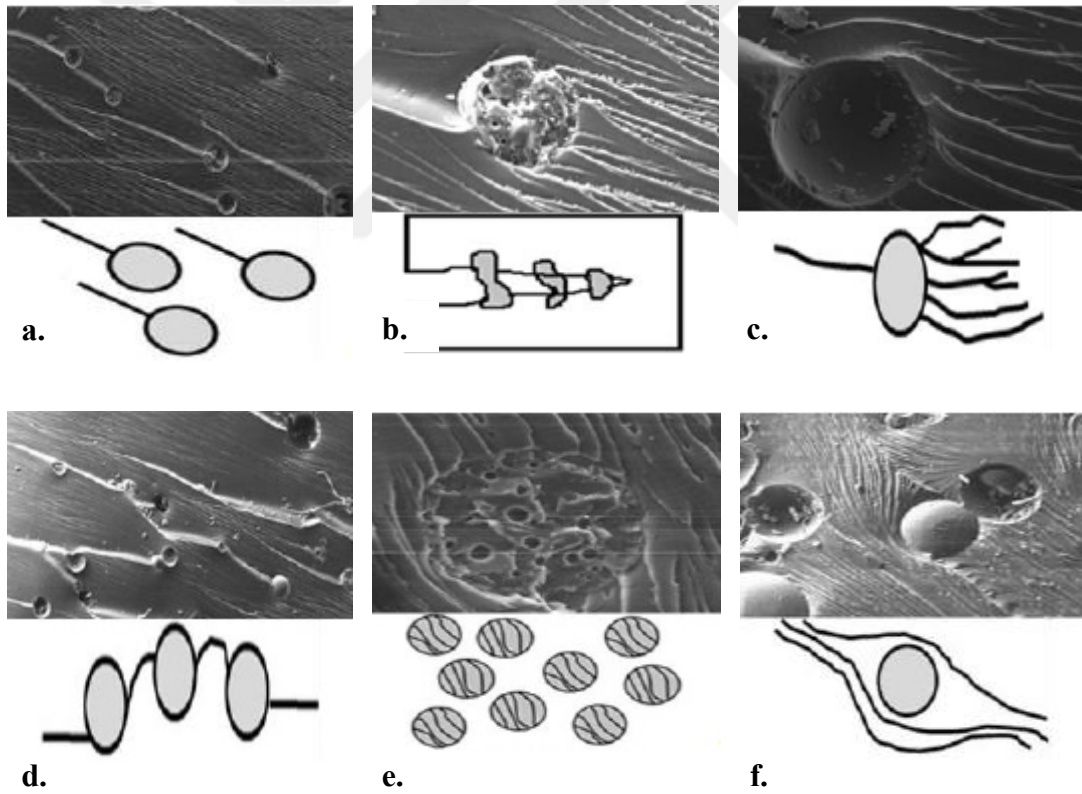
1.6.1. Nanopartiküllerin Matris İçerisinde Homojen Dağılımı

Nanopartikül ilaveli polimerlerde polimerin özelliklerini belirleyen partikül türü, boyutu, geometrisi, yüzey özellikleri gibi parametrelerin yanı sıra en önemli parametrelerden birisi de partikülün matris içerisinde homojen dağılımının elde edilmesidir. Partiküllerin matris içerisinde homojen dağıtılabilmesi için çeşitli teknikler kullanılmalıdır. Mekanik karıştırma, ultrasonik banyo ile ultrasonik

karıştırma, metal uçlu sonikatör ile ultrasonik karıştırma ve sol-jel yöntemi kullanılan en yaygın karıştırma yöntemleridir (Taşyürek 2014, Demirci 2015).

1.6.2. Nanopartiküllerin Tokluk Artırma Mekanizmaları

Genel olarak nanopartikül ilavesi mukavemeti ve elastiklik modülünü artırmaktadır. Ancak nanopartikül ilavesinde önemli olan kırılma tokluğunu diğer mekanik özellikleri azaltmadan artırabilmesidir. Genellikle polimer matrisin kırılma tokluğunun artırılmasında kauçuk parçaları kullanılmaktadır. Kauçuk ilavesi ile kırılma tokluğu her ne kadar artırılabilse de diğer mekanik özellikler bozulmaktadır. Ancak nanopartikül ilavesi ile elde edilen çatlak ve nanopartikül etkileşimi kırılma enerjisi yutucu mekanizmaları oluşturmakta ve toklukta artışı sağlamaktadır (Prolongo ve ark 2010). Çatlak ve partikül arasındaki oluşan mekanizmalar Şekil 1.8'de gösterilmiştir.



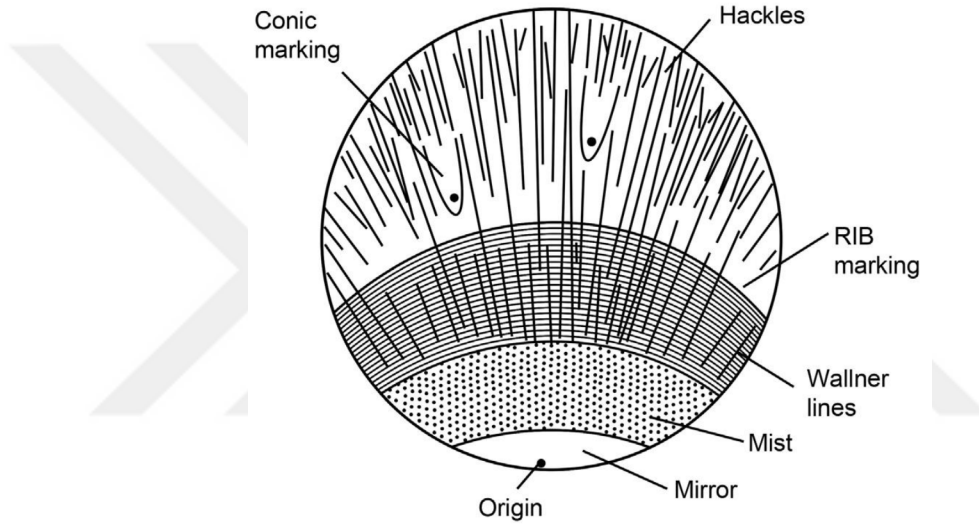
Şekil 1.8. Çatlak ve partikül arası oluşan tokluk artırıcı mekanizmalar a. Tutma (pinning) mekanizması b. Köprüleme (bridging) mekanizması c. Mikro/nano çatlak mekanizması d. Çatlak yolu saptırma mekanizması e. Kayma bandı mekanizması f. Çatlak eğme (bowing) mekanizması (Chaudhary ve ark 2014).

1.6.3. Polimer Malzemelerin Kırılma Yüzey Özellikleri

Kırılmanın nedeninin belirlenmesinde kırılma başlangıç noktasının tespiti kırılma yüzey incelenmesinde yapılacak önemli bir adımdır. Şekil 1.9'da polimer malzemelerde gözlenen kırılma yüzeyleri şematik olarak verilmiştir.

1.6.3.1. Mirror (Ayna) Bölgesi

Mirror (ayna) bölgesi, kırılma merkezinin yakınında bulunan düz ve ayna gibi bir bölgedir. Tipik olarak polimerlerde bulunur. Yüksek büyütmelerde bile genellikle özelliiksiz olarak görülür (Hayes ve ark 2015).



Şekil 1.9. Kırılma yüzeylerinde görülen çeşitli yapıların şematik gösterimi (Hayes ve ark 2015).

1.6.3.2. Mist (Sis) Bölgesi

Sis bölgesi camsı polimerlerde yaygın olarak görülür. Genellikle ayna bölgesine bitişik olarak bulunur. Yalnızca yüzey dokusunda mikroskobik bir değişiklik olduğunda ayna bölgesinden farklıdır. Ayna bölgesi gibi pürüzsüz olmak yerine puslu bir görünüme sahiptir. Oluşumu hızlı çatlak büyümesinden hemen önce çatlak ivmesi ile ilişkilendirilebilir (Hayes ve ark 2015).

1.6.3.3. Wallner Çizgileri

Wallner çizgileri yavaş hareket eden kırıklarda ortaya çıkan yorulma çizgilerinin aksine hızlı hareket eden kırıklarla ilişkili pürüzsüz kırık yüzeylerdeki hafif çizgilerdir (Hayes ve ark 2015).

1.6.3.4. Rib (Kaburga) Çizgileri Bölgesi

Rib çizgileri bölgesi genellikle görsel olarak gözlemlenen belirgin kavisli çatlak ön işaretleridir. Ayrıca beach (sahil) çizgileri ve çatlak tutma çizgileri olarak da isimlendirilir. Bu işaretler çatlak hızındaki ani değişimlerde veya çatlak tutulmalarında ortaya çıkar (Hayes ve ark 2015).

1.6.3.5. Hackle (Çentik) Bölgesi

Hackle bölge tipik olarak kaba görünümlüdür ve kırılma orijininin dışarıya doğru yayılmış farklı çizgilerden oluşur. Kırık kökenini bulmak için en güvenilir kırılma yüzey özellikleridir. Kırık bölgeler, kırık yüzeyindeki yerel plastik deformasyona bağlı olarak yüksek enerji dağılımı ile ilişkilidir (Hayes ve ark 2015). Çatlak bölgeler, düzensiz yönlendirilmiş görüntüler sergiler ve çatlakların yüksek hızda yayılımı nedeniyle mikro çatallanma ile ilişkilidir (Hull 1999). Hackle bölgesi gevrek kırılma yüzeylerinde daha geniş bir alanda görülür (Hayes ve ark 2015).

Çalışmanın hipotezi; farklı nanopartikül ilavesi sonucu akrilik rezin örneklerin sertlik değerlerinin artıp, yüzey pürüzlülüğü ve eğilme dayanımı değerlerinin değişmemesi veya azalmasıdır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışmada kullanılan örneklerin hazırlanması; Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Özel Bayrak Diş Laboratuvarında, yüzey pürüzlülüğü ve eğilme dayanımı analizi Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, SEM analizi Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde ve yüzey sertlik analizi Selçuk Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Yapılan güç analizi sonrasında güç değeri 0,85 alınarak yapılan örneklem genişliği analizinde her bir grupta alınması gereken örneklem sayısı 7 adet olarak bulunmuştur. Çalışmamızda üç farklı yöntemle (ısı, otopolimerizan, mikrodalga) polimerize olan toplam 210 adet akrilik rezin polimerine 3 farklı nanopartikül (Al_2O_3 , SiO_2 , TiO_2) ağırlıkça farklı oranlarda (% 1, % 3, % 5) ilave edilmiştir. Hazırlanan örneklerin mekanik özellikleri (eğilme dayanımı ve yüzey sertliği) ve fiziksel özellikleri (yüzey pürüzlülüğü) incelenmiştir. Örnekler içindeki nanopartiküllerin dağılımını incelemek için eğilme dayanımı testi sonucu her gruptan biri örneğin kırılma yüzeyinden taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile inceleme yapılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin markaları ve üretici firmaları Çizelge 2.1 ve 2.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 2.1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan akrilik rezinler ve polimerizasyon yöntemleri.

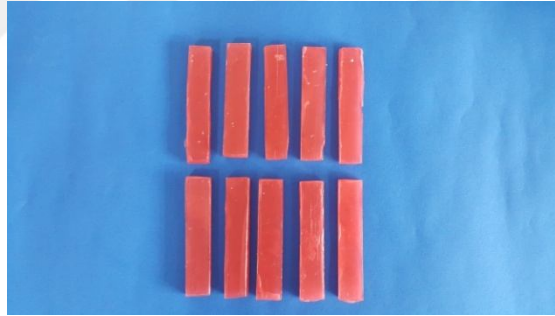
Materyal	Marka	İçerik	Üretici Firma	Lot Numarası
Isı ile polimerize olan	Meliodent	PMMA	Heraeus Kulzer Ltd., Newbury, Berkshire, UK	238351
Otopolimerizan	Meliodent	PMMA	Heraeus Kulzer Ltd., Newbury, Berkshire, UK	356425
Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan	Acron MC	PMMA	GC Dental, Tokyo, Japan	425671

Çizelge 2.2. Kullanılan nanopartiküller ve ilave edilme oranları.

Nanopartikül	İlave edilme oranı (Ağırlıkça)	Üretici Firma	Lot Numarası
Alüminyum Oksit (Al ₂ O ₃)	%1-%3-%5	Nanografi, Ankara, Türkiye	74364
Silikon Dioksit (SiO ₂)	%1-%3-%5	Nanografi, Ankara, Türkiye	56799
Titanyum Dioksit (TiO ₂)	%1-%3-%5	Nanografi, Ankara, Türkiye	34256

2.1. Örneklerin Hazırlanması

Standart boyutlardaki örneklerin hazırlanması için ISO 1567 standardına uygun olarak 3 mm kalınlığında, 10 mm genişliğinde ve 65 mm uzunluğunda dikdörtgenler prizması şeklinde şekillendirilmiş mum kalıplar kullanılmıştır (Şekil 2.1).

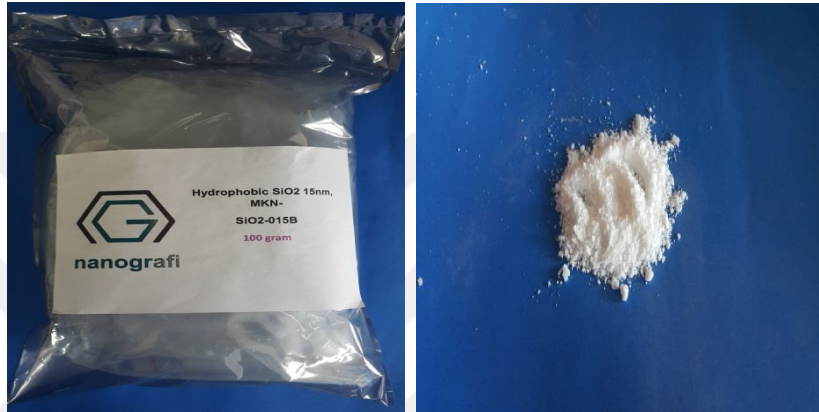


Şekil 2.1. Mum kalıplar.

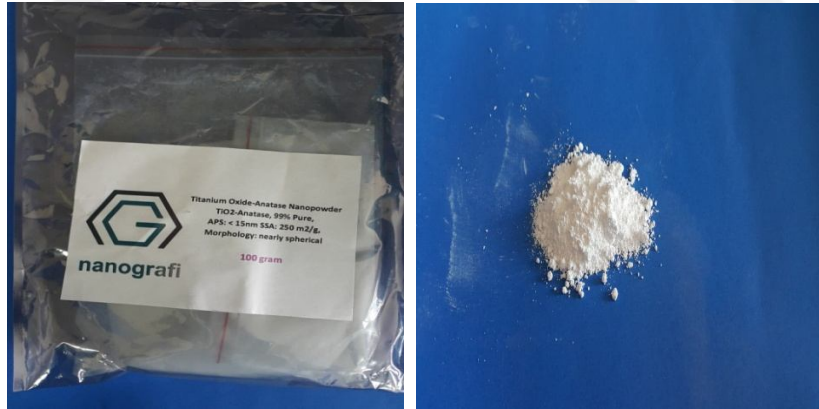
Her bir polimerizasyon yönteminde nanopartikül ilavesi yapılmayan kontrol grupları için gerekli olan toz ve likit 1/10000 gr hassasiyetteki terazi ile hesaplanmıştır. Nanopartikül ilavesi yapılacak gruplar için ise, akrilik tozunun ağırlıkça % 1, % 3, % 5 oranında Al₂O₃ nanopartikülü (% 99,5 saflık oranı, 18 nm partikül boyutu, 140 m²/g spesifik yüzey alanı ve 3,9 g/cm³ yoğunluğa sahip beyaz renkli) (Şekil 2.2), SiO₂ nanopartikülü (% 99,5 saflık oranı, 15 nm partikül boyutu, 150-550 m²/g spesifik yüzey alanı ve 2,2 g/cm³ yoğunluğa sahip beyaz renkli) (Şekil 2.3) ve TiO₂ nanopartikülü (% 99,5 saflık oranı, 13 nm partikül boyutu, 60 m²/g spesifik yüzey alanı ve 4,1 g/cm³ yoğunluğa sahip beyaz renkli) (Şekil 2.4) yine aynı terazi ile hesaplanmıştır (Şekil 2.5).



Şekil 2.2. Alüminyum Oksit (Al_2O_3) nanopartikülü.



Şekil 2.3. Silikon Dioksit (SiO_2) nanopartikülü.



Şekil 2.4. Titanyum Dioksit (TiO_2) nanopartikülü.



Şekil 2.5. Hassas terazi.

2.1.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezin Örneklerin Hazırlanması

Mum kalıplar Tip II sert alçı (Moldano, Heraus Kulzer, Almanya) kullanılarak muflalara yerleştirildi. Hidrolik preste (Carlo de Giorgi, Milano, İtalya) 14 MPa (2030 psi) basınç altında 30 dakika süreyle preslendi. Alçı sertleştikten sonra muflalar açıldı ve yer tutucu kalıplar bir spatül yardımı ile dikkatlice çıkartılarak, akrilik materyal için boşluklar hazırlandı (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Deney örnekleri için hazırlanan mufla.

Muflada alçı içindeki bu boşlukların alçı yüzeyleri, izolasyon maddesi (Vertex, Vertex Dental, Boston, ABD) sürülerek izole edildi. Çalışmada kullanılan akrilik rezin ISO 1567 Tip 1 normuna uygundur. Akrilik toz ve likiti, üretici firmanın talimatları doğrultusunda 23,4 gr /10 ml oranında karıştırılmıştır. 1 dakikalık karıştırma süresi ve 6 dakikalık hamurlaşma zamanının ardından tepim işlemlerine

geçilmiştir. Britlenmiş muflalar sabit ısıya ayarlanabilen su banyosunda 74 ± 1 °C suda 8 saat bekletildi, ardından 2 saat kaynatıldı (Şekil 2.7). Muflalar oda ısısında soğumaya bırakılmıştır. Mufladan çıkarılan örnekler standart bir yüzey sağlamak için aynı klinisyen tarafından sırasıyla 200, 400 ve 600 grenli zımpara kağıtları (Waterproof silikon carbide paper, English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) kullanılarak ortalama 5 dakika boyunca su soğutması ile zımparalanmıştır.



Şekil 2.7. Isıya ayarlı su banyosu.

2.1.2. Otopolimerizan Akrilik Rezin Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan akrilik rezin ISO 1567 Tip 1 normuna uygundur. Akril toz ve likiti, üretici firmanın talimatları doğrultusunda 23,4 gr /10 ml oranında karıştırılmıştır. Üretici talimatlarına göre karıştırılan toz ve likit hamur kıvamına geldikten sonra kalıba alınmıştır. Mufla 10 dk süreyle, 20 psi basınç altında tutuldu. Polimerize olan örnekler mufladan çıkarılarak standart bir yüzey sağlamak için aynı klinisyen tarafından sırasıyla 200, 400 ve 600 grenli zımpara kağıtları (Waterproof silikon carbide paper, English Abrasives Ltd., London, UK) kullanılarak ortalama 5 dakika boyunca su soğutması ile zımparalanmıştır.

2.1.3. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezin Örneklerin Hazırlanması

Bu yöntemle polimerize olan akrilik rezin örneklerin hazırlanmasında mum örnekler bilinen rutin yöntemlerle, mikrodalga enerjisiyle polimerizasyona uygun yapıda fiberle güçlendirilmiş özel plastik muflalara (FRP Flask, GC Industrial Corp, Tokyo, Japan) yerleştirilmiştir (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Fiberle güçlendirilmiş özel plastik muflalar.

Mufla polikarbon vidalarla sıkıştırılarak kapatıldıktan sonra 2450 MHz mikrodalga salınımlı, 500 W güce sahip, mutfak tipi mikrodalga fırının (Arçelik Intellowave MD554, Bolu, Türkiye) (Şekil 2.9) içine yerleştirilmiştir. Mikrodalga fırında 500 W'ta 1 dakika boyunca mikrodalga ısısına maruz bırakılan mufla açılarak akril tepimi aşamasına geçilmiştir. Mikrodalga polimerizasyonu için üretilmiş olan Acron MC (Microwave Curing Denture Base Resin, GC Dental, Tokyo, Japan) üretici firma önerileri doğrultusunda toz/likit oranı 100 gr /43 ml olacak şekilde karıştırılarak 23 °C' de, 15-20 dakika hamur aşamasına gelmesi için beklenmiştir. Muflalar polikarbon vidalarla sıkıştırılarak preslenmiş ve yine üretici firma önerileri doğrultusunda 3 dakika 500 W'ta mikrodalga ışımasına tabi tutulmuşlardır. Muflalar 30 dakika oda ısısında soğumaya bırakıldıktan sonra tam soğutma için akan soğuk su altında da yaklaşık 20 dakika bekletilmişlerdir. Elde edilen örneklerin bitirme işlemleri aynı klinisyen tarafından 200, 400 ve 600 grenli zımpara kağıtları (Waterproof silikon carbide paper, English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) kullanılarak ortalama 5 dakika boyunca su soğutması ile gerçekleştirilmiştir.



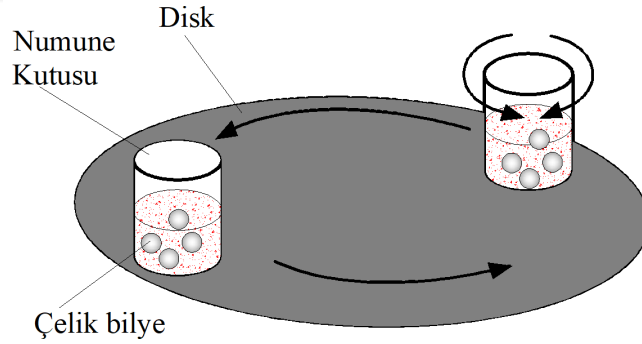
Şekil 2.9. Mikrodalga fırın.

2.2. Nanopartikül İlavesi

Ağırlıkça farklı oranlarda nanopartiküllerin akrilik içerisinde homojen dağıtma işlemi bilyeli değirmende (Fritsch Pulverisette-5, Idar-Oberstein, Almanya) oda sıcaklığında kuru olarak 400 dev/dak. dönme hızında iki saat karıştırılarak yapılmıştır (Şekil 2.10,11). Karıştırma işleminde 7 mm çapında çelik bilyeler kullanılmıştır.



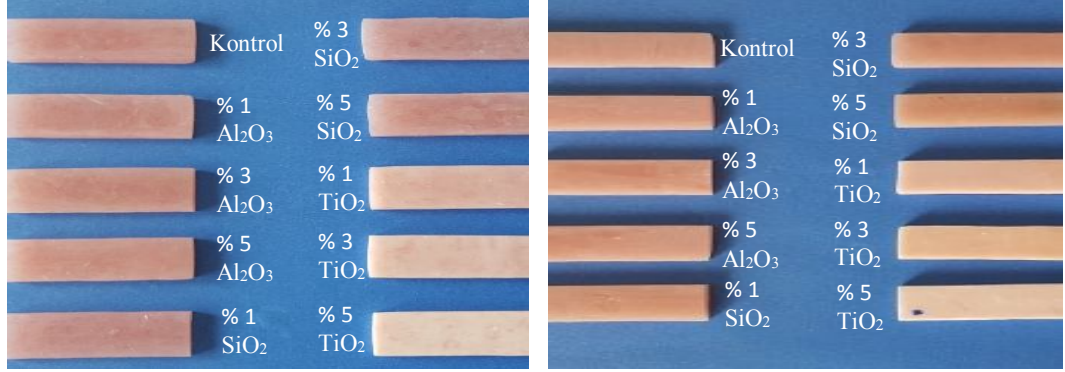
Şekil 2.10. Karıştırma işleminin gerçekleştirildiği cihaz.



Şekil 2.11. Karıştırma işleminin şematik gösterimi.

2.3. Test Yöntemleri

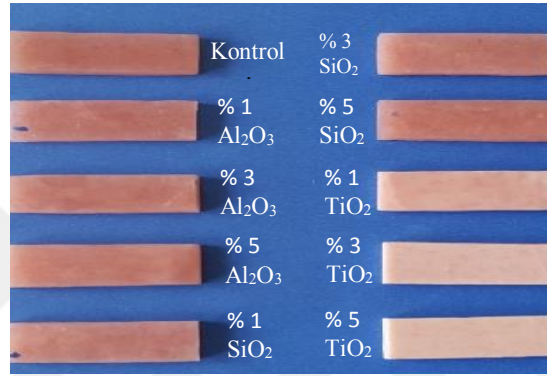
Çalışmamızda kullanılan örnekler ve test yöntemleri Şekil 2.12 ve Çizelge 2.3'de gösterilmiştir.



a.

b.

Şekil 2.12. Çalışmada kullanılan örnekler a. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler b. Otopolimerizan akrilik rezin örnekler



c.

Şekil 2.12. Çalışmada kullanılan örnekler (devamı) c. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler

Çizelge 2.3. Çalışma grupları, kullanılan test yöntemleri ve örnek sayılarının gruplara göre dağılımı.

Akrilik Rezin	Nanopartikül ilavesi (Al ₂ O ₃ -SiO ₂ -TiO ₂)	Test Yöntemleri			
		Eğilme Dayanımı	Yüzey Sertliği	Yüzey Pürüzlülüğü	SEM
Meliodent (Isı ile polimerize olan)	Kontrol	7	7	7	1
	%1	7	7	7	1
	%3	7	7	7	1
	%5	7	7	7	1
Meliodent (Otopolimerizan)	Kontrol	7	7	7	1
	%1	7	7	7	1
	%3	7	7	7	1
	%5	7	7	7	1
Acron MC (Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan)	Kontrol	7	7	7	1
	%1	7	7	7	1
	%3	7	7	7	1
	%5	7	7	7	1

2.3.1. Eğilme Dayanımı Testi

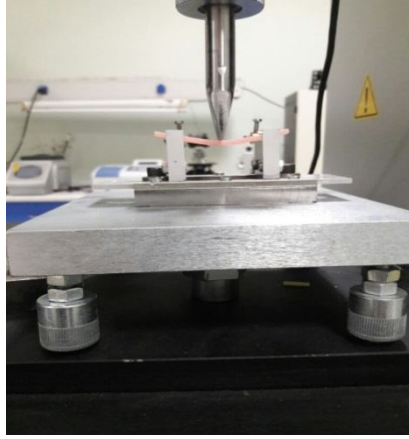
Eğilme dayanımı, üç nokta eğme testi ile değerlendirilmiştir. Bu test için gerekli örnekler ISO 1567 standartlara uygun olarak 65 x 10 x 3 mm boyutlarında hazırlanmıştır. Eğilme dayanımının tespiti için gerekli üç nokta eğme testi Instron Universal Test Cihazı (Universal Testing Machine, Instron, Instruments, ABD) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.13). Cihazın kırma hızı 5 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Örnekler birbirinden 50 mm uzaklıkta bulunan ve birbirine paralel destekler üzerine yerleştirilmiş ve kırılma olana kadar kuvvet uygulanmıştır (Şekil 2.14). Her bir örneğin kırılması için gerekli maksimum kuvvet (N) ve örneğin bükülme derecesi (mm) cihazın bilgisayar sistemine otomatik olarak kaydedilmiştir. Nexygen Software Programı ile kaydedilen değerler formüllerdeki yerlerine konularak eğilme dayanımı ve elastik modül hesaplamaları gerçekleştirilmiştir.

$$\sigma = \frac{3Pl}{2bd^2} \quad E = \frac{Pl^3}{4bd^3h}$$

Yukardaki formülde; σ eğilme dayanımını, E elastik modülü, l destekler arası mesafeyi, b örneğin genişliğini, d örneğin kalınlığını, h maksimum bükülme miktarını (mm) ve P kırılma esnasındaki maksimum yükü tanımlar.



Şekil 2.13. Universal test cihazı.



Şekil 2.14. Bir numuneye ait üç nokta eğme testi yapılışı.

2.3.2. Yüzey Pürüzlülüğü Testi

Çalışmamızda yapılan yüzey pürüzlülüğü ölçümleri Konya KOSGEP Laboratuvarına ait olan Mitutoyo Surftest SJ 201P (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japonya) profilometre cihazı ile yapılmıştır (Şekil 2.15).



Şekil 2.15. Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin yapıldığı profilometre.

Bu cihaz, tarayıcı uç vasıtasıyla, belirli bir hızda örnek yüzeyinde hareket eder. Yüzeydeki düzensizliklerin ölçüm ucuna yaptırdığı dikey yönlü hareketler, elektriksel akım farklılıkları oluşturarak yüzey profilinin kaydedilmesini sağlar ve böylece yüzey topografisi ile ilgili değerler rakamsal olarak elde edilebilir.

Cihazın ölçüm uzunluğu farklı değerlerde ayarlanabilir. Ölçümün yapıldığı alan 1 ile 5 arasında bir sayı kadar bölünerek (sampling length = n) ölçüm alınabilir. Ölçüm uzunluğuna göre uygun olan diğer parametreler otomatik olarak ayarlanabilir. Bu cihaz yardımıyla Ra, Rz, Rmax, Rp, Rpm, Rt ve başka birçok parametre hesaplanabilir. Çalışmamızda ölçüm uzunluğu 5,5 mm olarak ayarlanmıştır. Buna göre n=5, cut off değeri ise 0,25 mm olarak belirlenmiştir. Her örneğin ortalama

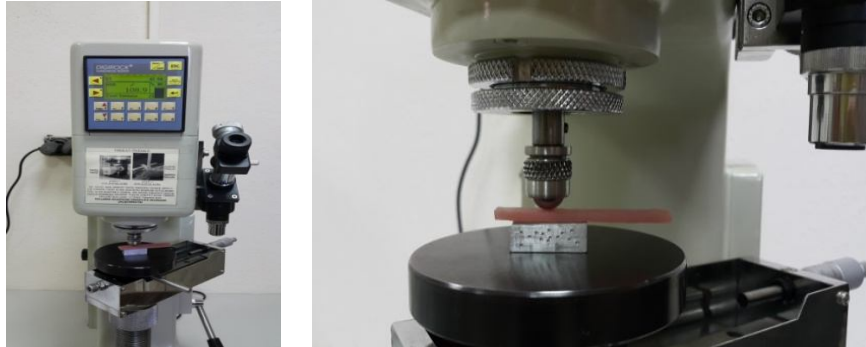
yüzey pürüzlülüğü değeri olan Ra değerleri kaydedilmiş ve her örnek için 3 farklı bölgeden kayıt alınarak bu kayıtların ortalaması hesaplanmıştır (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. Bir örneğe ait yüzey pürüzlülüğü ölçümünün yapılması.

2.3.3. Yüzey Sertliği Testi

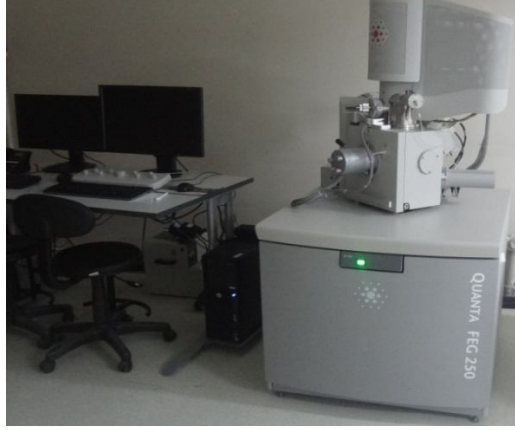
Çalışmamızda yapılan sertlik deneyleri Selçuk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı Laboratuvarında DİGİROCK-RBOV (Bulut Makina, İstanbul, Türkiye) sertlik ölçüm cihazı ile yapılmıştır. Rockwell-R sertlik ölçüm yöntemi ($d=1/2"$ bilya çapı; uygulanan yük=60 kg) ile yapılan bu testte her örnekten 3'er ölçüm yapılarak ortalama değer hesaplanmıştır (Şekil 2.17).



Şekil 2.17. Yüzey sertliği testlerinin yapıldığı DİGİROCK sertlik ölçüm cihazı.

2.3.4. Örneklerin SEM ile İncelenmesi

Örneklerin SEM görüntülerinin incelenmesi işlemi için Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi SEM Laboratuvarında bulunan SEM cihazı FEI (Quanta FEG-250) kullanılmıştır (Şekil 2.18).



Şekil 2.18. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).

2.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS 22.0 istatistik paket programı kullanılmıştır. Çalışma verilerinin homojenitesi Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiştir. Buna göre $p > 0,05$ olduğundan parametrik test yapılmasına karar verilmiştir. Gruplar arası ortalamaların karşılaştırılmasında iki yönlü varyans analizi (Two-way ANOVA) testi kullanılmış, anlamlı bulunan ortalama farklılıklarının tespitinde çoklu karşılaştırma Tukey HSD testlerinden yararlanılmıştır ($p=0,05$).

3.BULGULAR

Protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezinlere (ısı ile polimerize olan, otopolimerizan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan) üç farklı nanopartikül sisteminin (Al_2O_3 , SiO_2 , TiO_2) üç farklı oranda (% 1, 3, 5) ilave edilmesi ile hazırlanan test örneklerinin eğilme dayanımı, elastik modülüsü, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği özelliklerinin in vitro olarak incelendiği çalışmamızın bulguları 4 bölümde incelenecektir.

3.1. Eğilme Dayanımı Test Sonuçları

Eğilme dayanımı testi sonrası elde edilen değerler, kullanılan üç farklı akrilik rezin (ısı ile polimerize, otopolimerizan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan), üç farklı nanopartikül sistemi (Al_2O_3 , SiO_2 , TiO_2) ve üç farklı yüzde (% 1, 3, 5) olmak üzere toplam üç parametre karşılaştırılmıştır. Elde edilen verilerin ortalama, standart hata değerleri ve Tukey HSD sonuçları Çizelge 3.1-3.3’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örneklere ait eğilme dayanımı testi değerleri (MPa).

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kontrol	104,29	121,5	110,2 ^c	6,4
%1 Al_2O_3	109,42	132,83	118,94 ^a	7,2
%3 Al_2O_3	104	124,96	114,65 ^b	7,28
%5 Al_2O_3	100,25	112,66	108,1 ^c	3,98
%1 SiO_2	109,79	128,96	115,81 ^b	6,57
%3 SiO_2	95,08	104,66	98,8 ^d	3,97
%5 SiO_2	80,79	92,62	88,34 ^e	4,07
%1 TiO_2	111,42	120,87	116,46 ^b	3,95
%3 TiO_2	106,25	116,75	111,34 ^c	3,43
%5 TiO_2	92,42	112,37	104,06 ^d	7,31

Çizelge 3.2. Otopolimerizan akrilik rezin örneklerine ait eğilme dayanımı testi değerleri (MPa).

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kontrol	84,62	114,79	100,21 ^b	9,4
%1 Al ₂ O ₃	104,71	120,92	112,43 ^a	5,82
%3 Al ₂ O ₃	96,46	107,12	104,06 ^b	3,67
%5 Al ₂ O ₃	85,08	102,08	96,88 ^c	5,66
%1 SiO ₂	102,58	118,58	109,16 ^a	6,3
%3 SiO ₂	77,71	108,21	95,38 ^c	10,52
%5 SiO ₂	83,71	97,58	90,16 ^d	4,95
%1 TiO ₂	100,75	117,75	110,76 ^a	5,62
%3 TiO ₂	99,71	112	104,53 ^b	4,59
%5 TiO ₂	90,5	104,37	95,09 ^c	4,54

Çizelge 3.3. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklerine ait eğilme dayanımı testi değerleri (MPa).

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kontrol	93,41	115,87	106 ^a	8,35
%1 Al ₂ O ₃	96,21	115,62	106,69 ^a	6,31
%3 Al ₂ O ₃	93,33	104,7	100,26 ^b	4,79
%5 Al ₂ O ₃	92,75	99,58	95,87 ^c	2,57
%1 SiO ₂	93,75	107,71	100,93 ^b	4,37
%3 SiO ₂	87	102,66	96,68 ^c	6,08
%5 SiO ₂	76,83	100,79	88,78 ^d	10,22
%1 TiO ₂	101,54	124	110,08 ^a	7,25
%3 TiO ₂	98,54	114,62	105,39 ^a	5,43
%5 TiO ₂	92,96	116,29	101,66 ^b	7,84

Eğilme dayanımı özelliği bakımından yapılan iki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; akrilik tipi, nanopartikül tipi ve yüzdesi, akrilik*nanopartikül etkileşimi, ve nanopartikül*yüzde etkileşiminin eğilme dayanımı üzerine anlamlı bir etkisi ($p < 0,05$) bulunmasına rağmen akrilik*yüzde etkileşiminin anlamlı bir etkisi bulunamamıştır ($p > 0,05$) (Çizelge 3.4).

Çizelge 3.4. Eğilme dayanımı testine ilişkin iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Akrilik	2102,788	2	1051,394	26,789	,000*
Nanopartikül	2884,649	2	1442,325	36,749	,000*
Yüzde	6818,131	2	3409,065	86,860	,000*
Akrilik*Nanopartikül	580,446	4	145,111	3,697	,006*
Akrilik*Yüzde	293,501	4	73,375	1,87	,118
Nanopartikül*Yüzde	419,329	4	104,832	2,671	,034*

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

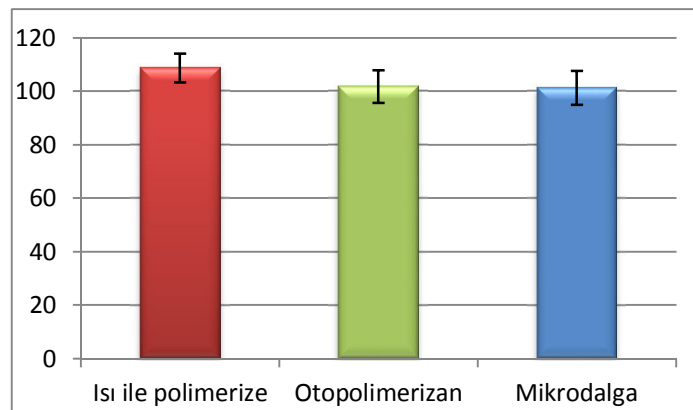
Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; akrilik ve nanopartikül faktörlerinin ayrı ayrı seviye ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p < 0,05$) (Çizelge 3.5).

Çizelge 3.5. Eğilme dayanımı testine ilişkin tek yönlü varyans analiz sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	13979,008	29	482,035	12,282	,000*
Grup içi	7064,595	180	39,248		
Toplam	21043,603	209			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Genel olarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinle hazırlanan örnekler için eğilme dayanımı değerleri otopolimerizan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan örnekler için daha yüksektir ($p < 0,05$). Otopolimerizan ve mikrodalga enerjisi ile hazırlanan akrilik rezin örnekleri arasında anlamlı bir farklılık yoktur ($p > 0,05$) (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Gruplara ait ortalama eğilme dayanımı değerleri (MPa).

Isı ile polimerize olan örnekler için eğilme dayanımı testine ilişkin iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.6 ve Çizelge 3.7’de gösterilmiştir. % 1 oranında nanopartikül ilave edilen grupların eğilme dayanımı değerleri kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$).

Al₂O₃ ve TiO₂ nanopartikülleri arasında bir farklılık bulunmazken ($p>0,05$), SiO₂ nanopartikülü ilave edilen gruplardaki değerler diğer partiküllere göre daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$). % 3 oranında ilave edilen Al₂O₃ nanopartikülü kontrol grubundan daha yüksek değerler gösterirken, % 5 oranına çıkıldığında kontrol grubuna benzer değerler ölçülmüştür. SiO₂ nanopartikülü % 1'den daha yüksek oranlarda ilave edildiğinde eğilme dayanımı değerleri düşüş göstermiştir ($p<0,05$). TiO₂ nanopartikülü ise % 3 oranında ilave edildiğinde kontrol grubuna benzer, % 5 oranında ilave edildiğinde daha düşük değerler ölçülmüştür ($p<0,05$).

Çizelge 3.6. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için eğilme dayanımı testine ilişkin iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Nanopartikül	1892,149	2	946,075	29,731	,000*
Yüzde	3002,552	2	1501,276	47,179	,000*
Nanopartikül*Yüzde	650,289	4	162,572	5,109	,001*

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p<0,05$

Çizelge 3.7. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için eğilme dayanımı testine ilişkin tek yönlü varyans analiz sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	5563,266	9	618,141	19,426	,000*
Grup içi	1909,244	60	31,821		
Toplam	7472,51	69			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p<0,05$

Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için eğilme dayanımı testine ilişkin iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.8 ve Çizelge 3.9'da gösterilmiştir. % 1 oranında nanopartikül ilave edilen gruplar en yüksek eğilme dayanımı değerlerine sahipken, kontrol grubuyla aralarında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Al₂O₃ ve TiO₂ nanopartikülleri için % 3 oranında ilave edilen gruplar ile kontrol grubu arasında anlamlı bir farklılık yok iken ($p>0,05$), % 5 oranında ilave edilen gruplar kontrol grubuna göre daha düşük değerler sahiptir ($p<0,05$). SiO₂ için % 3 ve % 5 oranlarında nanopartikül ilave edilen grupların eğilme dayanımı değerlerinde kontrol grubuna göre azalma vardır ($p<0,05$). Diğer bir deyişle; SiO₂ nanopartikülü için % 1' den daha fazla oranda nanopartikül ilavesi olduğunda değerler anlamlı bir düşüş göstermiştir.

Çizelge 3.8. Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için eğilme dayanımı testine ilişkin iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Nanopartikül	469,035	2	234,518	5,638	,006*
Yüzde	2959,358	2	1479,679	35,57	,000*
Nanopartikül*Yüzde	109,429	4	27,357	0,658	,624

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Çizelge 3.9. Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için eğilme dayanımı testine ilişkin tek yönlü varyans analiz sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	3559,119	9	395,458	9,506	,000*
Grup içi	2495,943	60	41,599		
Toplam	6055,062	69			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Mikrodalga akrilik rezin için eğilme dayanımı testine ilişkin iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.10 ve Çizelge 3.11’de gösterilmiştir. Genel olarak en yüksek eğilme dayanım değerleri TiO_2 nanopartikülü ilave edilen gruplar için ölçülmüştür. Ancak % 1 ve 3 oranında TiO_2 ve % 1 oranında Al_2O_3 nanopartikülü ilave edilmiş grupların ortalama değerleri, kontrol grubundan istatistiksel olarak farklı değildir ($p > 0,05$). Ayrıca bütün gruplar içinde en düşük değerler % 5 SiO_2 nanopartikülü ilave edilen örneklerde gözlenmiştir.

Çizelge 3.10. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için eğilme dayanımı testine ilişkin iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Nanopartikül	1103,910	2	551,955	12,453	,000*
Yüzde	1149,721	2	574,861	12,97	,000*
Nanopartikül*Yüzde	46,193	4	11,548	0,261	,902

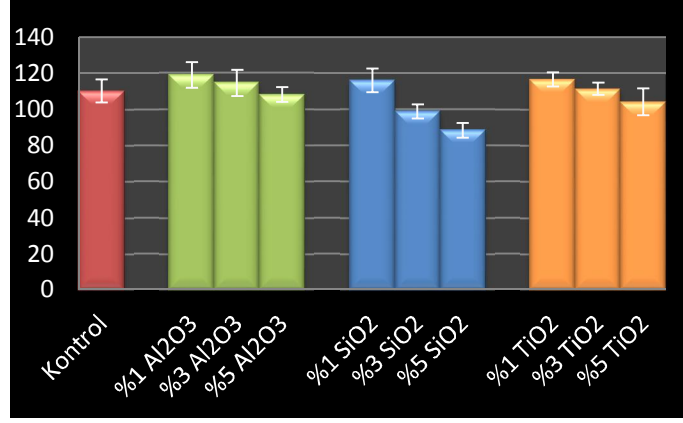
KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Çizelge 3.11. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için eğilme dayanımı testine ilişkin tek yönlü varyans analiz sonuçları.

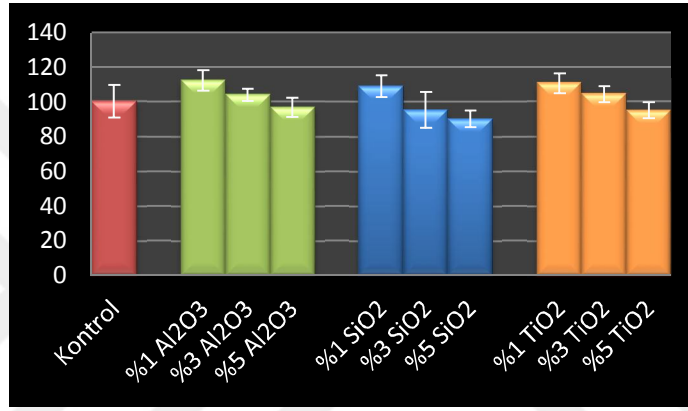
	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	2479,569	6	275,174	6,208	,000*
Grup içi	2659,408	60	44,323		
Toplam	5135,977	69			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

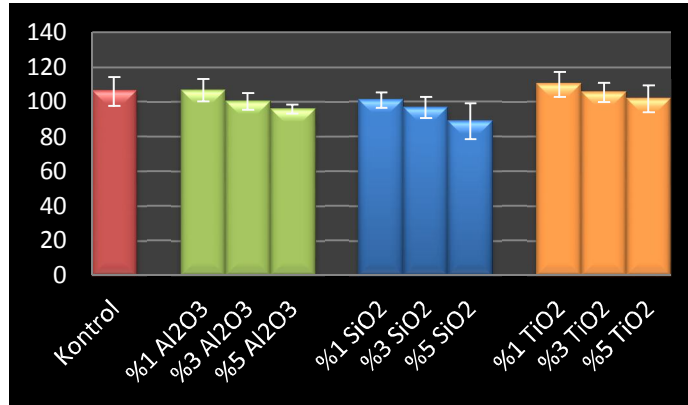
Her grup için ortalama eğilme dayanımı değerleri Şekil 3.2-3.4’de ve nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi Şekil 3.5-3.7’de gösterilmiştir.



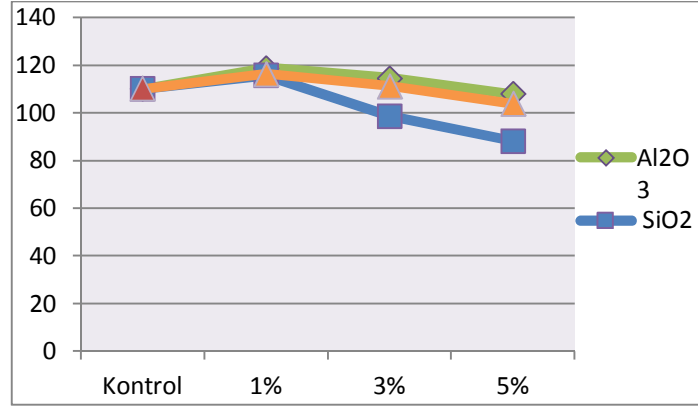
Şekil 3.2. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örneklere ait ortalama eğilme dayanımı değerleri (MPa).



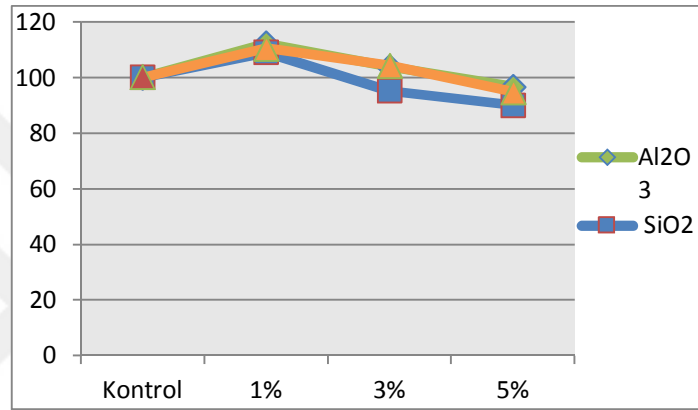
Şekil 3.3. Otopolimerizan akrilik rezin örneklere ait ortalama eğilme dayanımı değerleri (MPa).



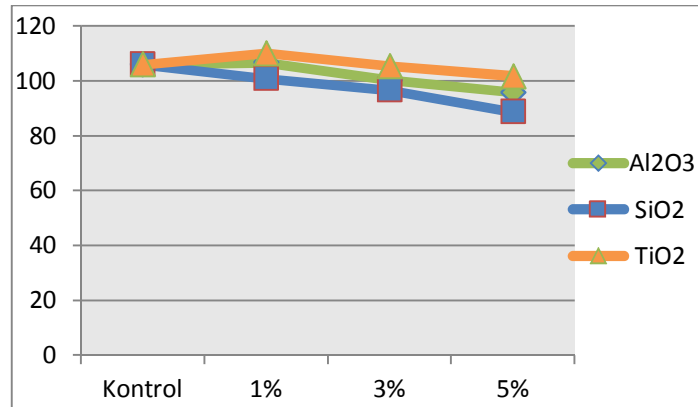
Şekil 3.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklere ait ortalama eğilme dayanımı değerleri (MPa).



Şekil 3.5. Isı ile polimerize olan akrilik rezinden elde edilen örneklerin eğilme dayanımı değerlerinin nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi.



Şekil 3.6. Otopolimerizan akrilik rezinden elde edilen örneklerin eğilme dayanımı değerlerinin nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi.



Şekil 3.7. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinden elde edilen örneklerin eğilme dayanımı değerlerinin nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi.

3.2. Elastik Modülüs Değerleri Sonuçları

Isı ile polimerize olan, otopolimerizan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlere üç farklı nanopartikülün (Al₂O₃, SiO₂, TiO₂) üç farklı oranda

(% 1, 3, 5) ilavesi sonucu elde edilen elastik modülüs değerlerine ait ortalama, standart sapma değerleri ve Tukey HSD sonuçları Çizelge 3.12-3.14'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.12. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örneklere ait elastik modülüs değerleri (MPa).

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kontrol	3094	4257	3638 ^c	316
%1 Al ₂ O ₃	3317	4555	3774 ^c	279
%3 Al ₂ O ₃	3868	4699	4254 ^b	277
%5 Al ₂ O ₃	3780	4987	4308 ^b	348
%1 SiO ₂	3232	4129	3740 ^c	162
%3 SiO ₂	3487	4608	4204 ^b	494
%5 SiO ₂	4101	5092	4551 ^a	158
%1 TiO ₂	3166	4137	3661 ^c	128
%3 TiO ₂	3742	5069	4343 ^b	309
%5 TiO ₂	3923	4937	4455 ^a	296

Çizelge 3.13. Otopolimerizan akrilik rezin örneklere ait elastik modülüs değerleri (MPa).

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kontrol	3168	3916	3537 ^c	237
%1 Al ₂ O ₃	3302	4006	3651 ^c	136
%3 Al ₂ O ₃	3555	4764	4018 ^b	279
%5 Al ₂ O ₃	3684	4838	4243 ^a	312
%1 SiO ₂	3284	4052	3689 ^c	402
%3 SiO ₂	3782	4389	4118 ^b	470
%5 SiO ₂	3737	4650	4244 ^a	230
%1 TiO ₂	3468	4133	3756 ^c	316
%3 TiO ₂	3969	4546	4278 ^a	317
%5 TiO ₂	3902	4663	4377 ^a	296

Çizelge 3.14. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklere ait elastik modülüs değerleri (MPa).

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kontrol	3217	4510	3676 ^c	441
%1 Al ₂ O ₃	3018	4052	3714 ^c	328
%3 Al ₂ O ₃	3670	4300	4000 ^b	217
%5 Al ₂ O ₃	3845	4439	4249 ^a	200
%1 SiO ₂	3409	4277	3729 ^c	303
%3 SiO ₂	3763	4602	4187 ^b	432
%5 SiO ₂	3937	4639	4314 ^a	244
%1 TiO ₂	3232	4341	3750 ^c	225
%3 TiO ₂	3828	4502	4108 ^b	372
%5 TiO ₂	3835	4567	4258 ^a	259

Elastik modülüs değerleri bakımından yapılan iki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; akrilik tipi, nanopartikül tipi ve yüzdesi, akrilik*nanopartikül etkileşimi, akrilik*yüzde etkileşimi ve nanopartikül*yüzde etkileşiminin elastik modülüs üzerine anlamlı bir etkisi vardır ($p<0,05$) (Çizelge 3.15).

Çizelge 3.15. Eğilme dayanımı test örneklerinin elastik modülüs değerlerine ait iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Akrilik	3906090,1	2	1953045,09	12,668	,000*
Nanopartikül	10841253	2	5420626,54	35,16	,000*
Yüzde	1241406,3	2	620703,159	4,026	,019*
Akrilik*Nanopartikül	7996525	4	1999131,27	12,967	,000*
Akrilik*Yüzde	1818450,8	4	454612,722	2,949	,022*
Nanopartikül*Yüzde	3499437,1	4	874859,294	5,675	,000*

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p<0,05$

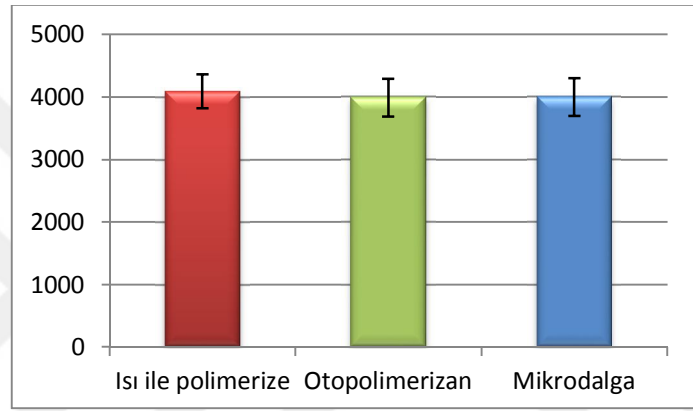
Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; akrilik ve nanopartikül faktörlerinin ayrı ayrı seviye ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 3.16).

Çizelge 3.16. Eğilme dayanımı test örneklerinin elastik modülüs değerlerine ait tek yönlü varyans analiz sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	44080130,8	29	1520004,51	9,859	,000*
Grup içi	27750602,2	180	154170,013		
Toplam	71830733,1	209			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Genel olarak, ısı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin elastik modülüs değerleri; otopolimerizan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin ile hazırlanan örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek iken ($p < 0,05$); diğer iki grup arasında anlamlı bir farklılık yoktur ($p > 0,05$) (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Gruplara ait ortalama elastik modülüs değerleri (MPa).

Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için elastik modülüs değerlerine ilişkin iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.17 ve Çizelge 3.18'te gösterilmiştir. % 1 oranında Al_2O_3 , SiO_2 ve TiO_2 nanopartikülü ilave edilen grupların değerleri kontrol grubuna benzerlik göstermektedir ($p > 0,05$). Nanopartikül yüzdesi artarken elastik modülüs değerleri artmış en yüksek değerler % 5 oranında SiO_2 ve TiO_2 nanopartikülü ilave edilen gruplarda hesaplanmıştır.

Çizelge 3.17. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için elastik modülüs değerlerine ait iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Nanopartikül	2088712,7	2	1044356,3	6,777	,002*
Yüzde	613585,81	2	306792,9	1,991	,045*
Nanopartikül*Yüzde	4085161,8	4	1021290,4	6,628	,000*

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Çizelge 3.18. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için elastik modülüs değerlerine ait tek yönlü varyans analiz sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	7074948,8	9	786105,4	5,101	,000*
Grup içi	9245692,3	60	154094,9		
Toplam	16320641,1	69			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için elastik modülüs değerlerine ilişkin iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.19 ve Çizelge 3.20’de gösterilmiştir. En yüksek elastik modülüs değerleri % 5 oranında ilave yapılan gruplar ve % 3 oranında TiO₂ nanopartikül ilavesi yapılan grupta görülmüştür. % 1 oranında nanopartikül ilavesi yapılan gruplar kontrol grubu ile anlamlı bir farklılık göstermemiştir ($p > 0,05$). Nanopartikül yüzdesi % 1’den % 5’e doğru artarken elastik modülüs değerleri de artmıştır ($p < 0,05$).

Çizelge 3.19. Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için elastik modülüs değerlerine ait iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Nanopartikül	8244971,6	2	4122485,8	21,992	,000*
Yüzde	1236567,6	2	618283,82	3,298	,044*
Nanopartikül*Yüzde	4080947,3	4	1020236,8	5,443	,001*

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Çizelge 3.20. Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için elastik modülüs değerlerine ait tek yönlü varyans analiz sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	17144740,6	9	1904971,2	10,162	,000*
Grup içi	11247394,9	60	187456,58		
Toplam	28392135,5	69			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için elastik modülüs değerlerine ilişkin iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.21 ve Çizelge 3.22’de gösterilmiştir. En yüksek elastik modülüs değerleri % 5 oranında nanopartikül ilave edilen gruplarda görülürken; kontrol grubuna göre anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$). Kontrol grubu ile % 1 oranında ilave yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak bir farklılık bulunamazken, nanopartikül yüzdesi arttıkça elastik modülüs değerleri artmıştır. Nanopartikül tipinin elastik modülüs değerleri açısından anlamlı olmadığı söylenebilir ($p > 0,05$).

Çizelge 3.21. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için elastik modülüs değerlerine ait iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Nanopartikül	8504093,8	2	4252046,9	35,153	,145
Yüzde	1209703,7	2	604851,87	5,000	,01*
Nanopartikül*Yüzde	3496952,6	4	874238,16	7,228	,000*

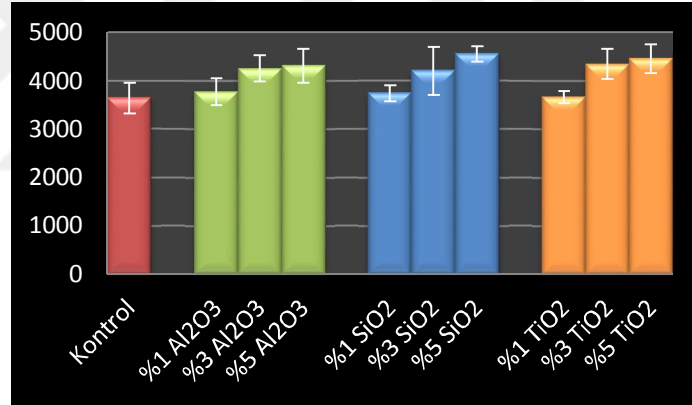
KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Çizelge 3.22. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için elastik modülüs değerlerine ait tek yönlü varyans analiz sonuçları.

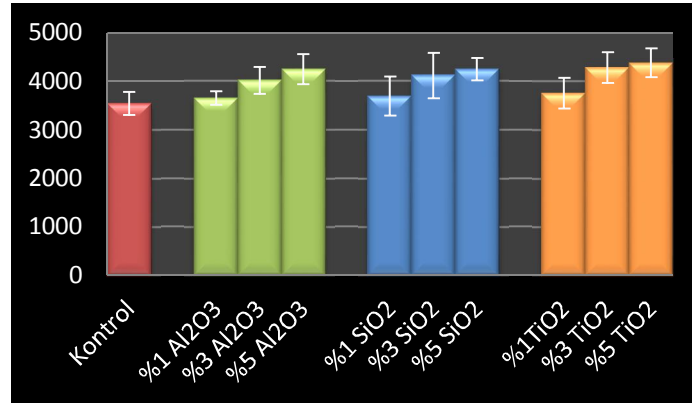
	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	13887480,2	9	1543053,3	12,757	,000*
Grup içi	7257515,14	60	120958,58		
Toplam	21144995,,3	69			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

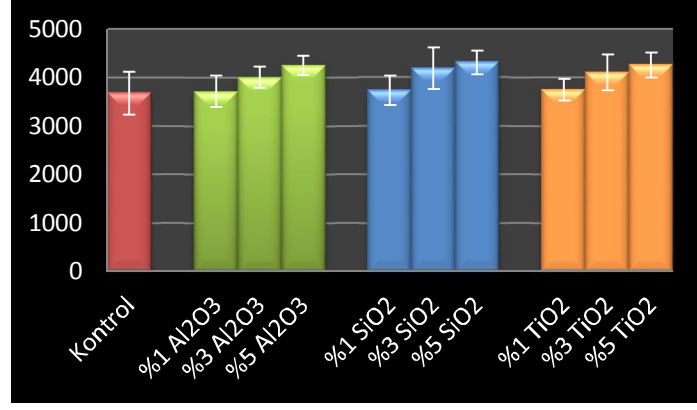
Her grup için elastik modülüs değerleri Şekil 3.9-3.11’de ve nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi Şekil 3.12-3.14’de gösterilmiştir.



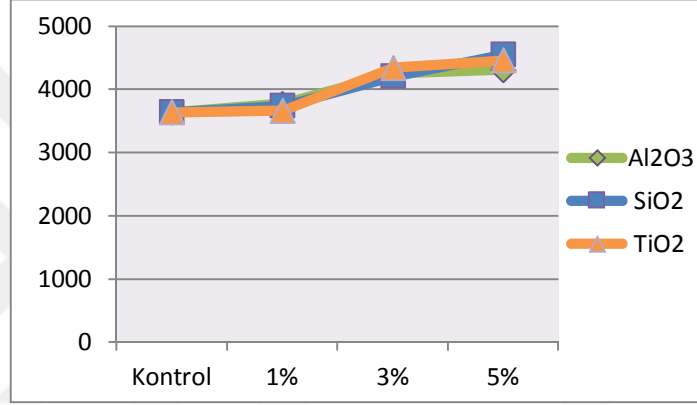
Şekil 3.9. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örneklere ait ortalama elastik modülüs değerleri (MPa).



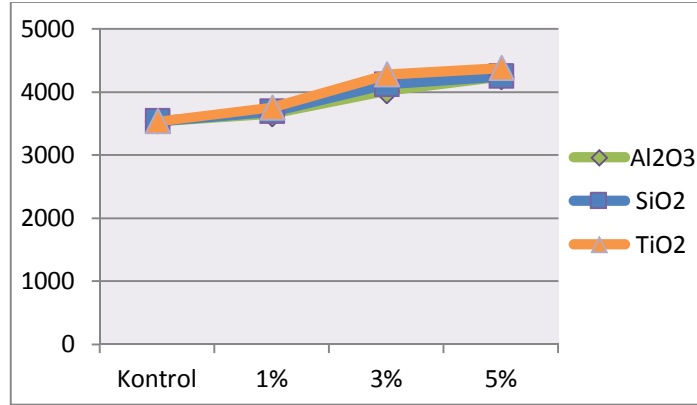
Şekil 3.10. Otopolimerizan akrilik rezin örneklere ait ortalama elastik modülüs değerleri (MPa).



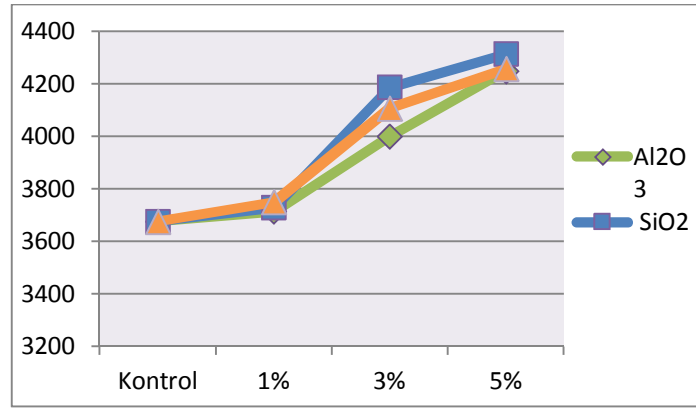
Şekil 3.11. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklere ait ortalama elastik modülüs değerleri (MPa).



Şekil 3.12. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin elastik modülüs değerlerinin nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi.



Şekil 3.13. Otopolimerizan akrilik rezin örneklerin elastik modülüs değerlerinin nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi.



Şekil 3.14. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin elastik modülüs değeri nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi.

3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Test Sonuçları

Isı ile polimerize olan, otopolimerizan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlere üç farklı nanopartikülün (Al₂O₃, SiO₂, TiO₂) üç farklı oranda (% 1, 3, 5) ilavesi sonucu elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalama, standart sapma değerleri ve Tukey HSD sonuçları Çizelge 3.23-25’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.23. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey pürüzlülüğü değerleri (µm).

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kontrol	0,13	0,24	0,17 ^d	0,09
%1 Al ₂ O ₃	0,22	0,35	0,28 ^c	0,09
%3 Al ₂ O ₃	0,38	0,55	0,47 ^b	0,08
%5 Al ₂ O ₃	0,65	0,76	0,72 ^a	0,08
%1 SiO ₂	0,25	0,35	0,31 ^c	0,08
%3 SiO ₂	0,45	0,59	0,52 ^b	0,06
%5 SiO ₂	0,63	0,8	0,74 ^a	0,07
%1 TiO ₂	0,2	0,33	0,26 ^c	0,05
%3 TiO ₂	0,43	0,55	0,49 ^b	0,06
%5 TiO ₂	0,7	0,85	0,78 ^a	0,07

Çizelge 3.24. Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için yüzey pürüzlülüğü değerleri (μm).

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kontrol	0,1	0,22	0,15 ^d	0,09
%1 Al ₂ O ₃	0,33	0,46	0,4 ^c	0,09
%3 Al ₂ O ₃	0,5	0,65	0,57 ^b	0,08
%5 Al ₂ O ₃	0,7	0,84	0,78 ^a	0,08
%1 SiO ₂	0,32	0,45	0,4 ^c	0,08
%3 SiO ₂	0,6	0,77	0,68 ^b	0,06
%5 SiO ₂	0,8	0,9	0,84 ^a	0,07
%1 TiO ₂	0,34	0,45	0,4 ^c	0,05
%3 TiO ₂	0,56	0,65	0,6 ^b	0,06
%5 TiO ₂	0,7	0,87	0,77 ^a	0,07

Çizelge 3.25. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey pürüzlülüğü değerleri (μm).

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kontrol	0,1	0,22	0,16 ^d	0,06
%1 Al ₂ O ₃	0,2	0,38	0,29 ^c	0,09
%3 Al ₂ O ₃	0,42	0,56	0,49 ^b	0,05
%5 Al ₂ O ₃	0,7	0,84	0,78 ^a	0,07
%1 SiO ₂	0,21	0,35	0,28 ^c	0,08
%3 SiO ₂	0,5	0,63	0,58 ^b	0,06
%5 SiO ₂	0,7	0,84	0,75 ^a	0,07
%1 TiO ₂	0,19	0,37	0,28 ^c	0,05
%3 TiO ₂	0,39	0,55	0,46 ^b	0,09
%5 TiO ₂	0,7	0,82	0,74 ^a	0,09

Yüzey pürüzlülüğü değerleri için yapılan iki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; nanopartikül tipinin yüzey pürüzlülüğü açısından bir önemi yok iken ($p>0,05$); akrilik tipi, nanopartikül yüzdesi, akrilik*nanopartikül etkileşimi akrilik*yüzde etkileşimi ve nanopartikül*yüzde etkileşiminin yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 3.26).

Çizelge 3.26. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Akrilik	0,019	2	0,01	1,395	,000*
Nanopartikül	0,215	2	0,108	15,654	,25
Yüzde	6,158	2	3,079	448,229	,000*
Akrilik*Nanopartikül	0,365	4	0,091	13,284	,000*
Akrilik*Yüzde	0,424	4	0,106	15,427	,000*
Nanopartikül*Yüzde	0,439	4	0,11	15,979	,000*

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

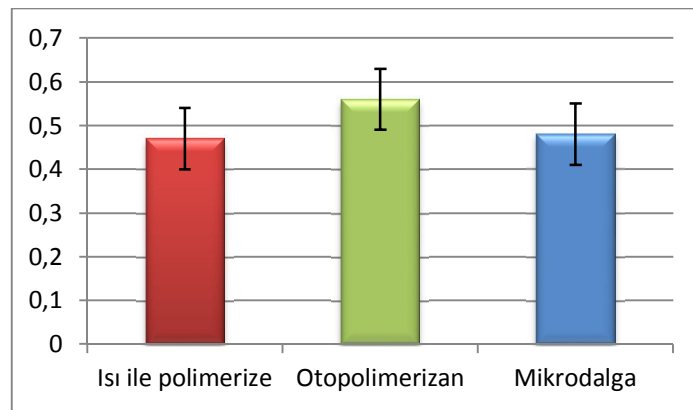
Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; akrilik ve nanopartikül faktörlerinin ayrı ayrı seviye ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p < 0,05$) (Çizelge 3.27).

Çizelge 3.27. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait tek yönlü varyans analiz sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	15,437	29	,532	77,493	,000*
Grup içi	1,236	180	,007		
Toplam	16,674	209			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Genel olarak; otopolimerizan akrilik rezin daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerine sahipken ($p < 0,05$), ısı ile polimerize olan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$) (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Gruplara ait ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (µm).

Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.28 ve Çizelge 3.29'da gösterilmiştir. En düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri kontrol

grubunda bulunurken, en yüksek değerler % 5 oranında Al₂O₃, SiO₂ ve TiO₂ nanopartikülü ilave edilen gruplarda bulunmuştur. Nanopartikül yüzdesi arttıkça; yüzey pürüzlülüğü değerleri doğrusal bir şekilde artmıştır.

Çizelge 3.28. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Nanopartikül	0,519	2	0,259	31,704	,45
Yüzde	2,616	2	1,308	159,847	,000*
Nanopartikül*Yüzde	0,799	4	0,2	24,413	,000*

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Çizelge 3.29. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin tek yönlü varyans analiz sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	6,091	9	0,677	82,697	,000*
Grup içi	0,491	60	0,008		
Toplam	6,582	69			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.30 ve Çizelge 3.31'de gösterilmiştir. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerdeki gibi en düşük pürüzlülük değerleri kontrol grubunda bulunurken; en yüksek değerler % 5 oranında Al₂O₃, SiO₂ ve TiO₂ nanopartikülü ilave edilen gruplarda ölçülmüştür. Nanopartikül yüzdesi ile doğrusal bir değer artıştan söz edilebilir.

Çizelge 3.30. Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Nanopartikül	0,057	2	0,029	6,068	,75
Yüzde	0,99	2	0,495	104,855	,000*
Nanopartikül*Yüzde	0,115	4	0,029	6,107	,000*

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Çizelge 3.31. Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin tek yönlü varyans analiz sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	3,914	9	0,435	92,095	,000*
Grup içi	0,283	60	0,005		
Toplam	4,197	69			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.32 ve Çizelge 3.33’de gösterilmiştir. En yüksek pürüzlülük değerleri % 5 Al₂O₃, SiO₂ ve TiO₂ nanopartikülü ilave edilen gruplarda ölçülürken; en düşük pürüzlülük değerleri kontrol grubunda ölçülmüştür. Nanopartikül yüzdesi ile doğru orantılı bir artış görülmüştür.

Çizelge 3.32. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Nanopartikül	0,004	2	0,002	0,248	,781
Yüzde	2,975	2	1,488	193,153	,000*
Nanopartikül*Yüzde	0,036	4	0,009	1,176	,330

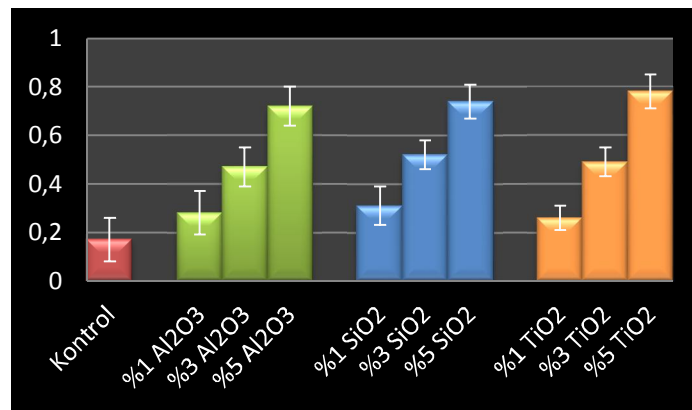
KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Çizelge 3.33. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin tek yönlü varyans analiz sonuçları.

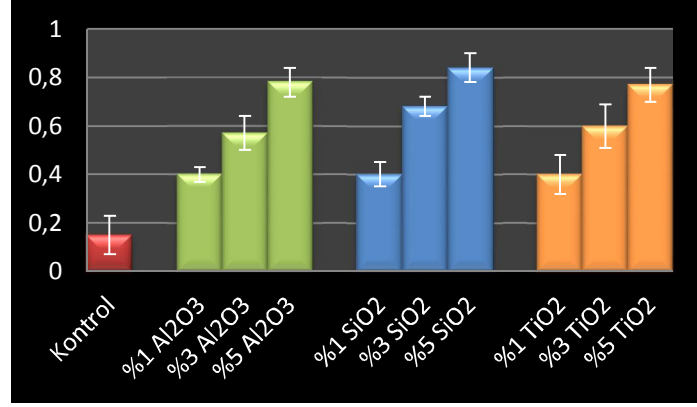
	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	5,421	9	0,602	78,205	,000*
Grup içi	0,462	60	0,008		
Toplam	5,883	69			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

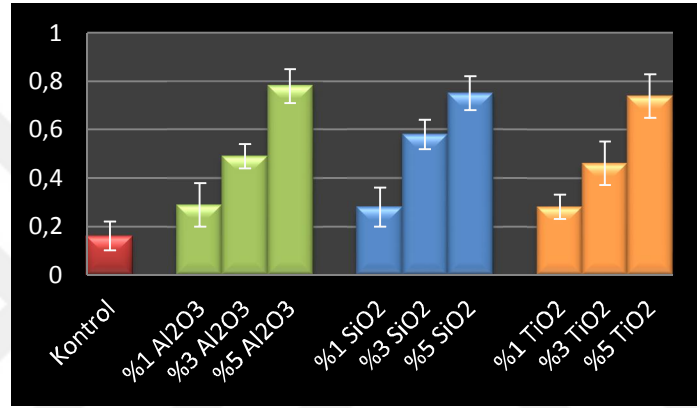
Her grup için ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri Şekil 3.16-3.18’de ve nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi Şekil 3.19-3.21’de gösterilmiştir.



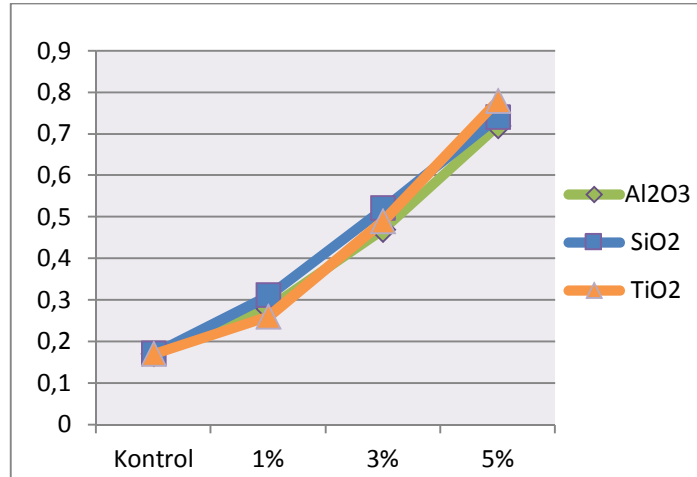
Şekil 3.16. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örneklere ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (µm).



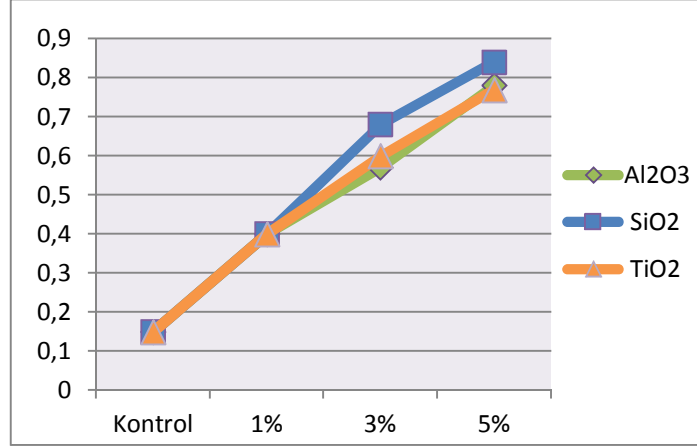
Şekil 3.17. Otopolimerizan akrilik rezin örneklere ait ortalama yüzeysel pürüzlülüğü değerleri (µm).



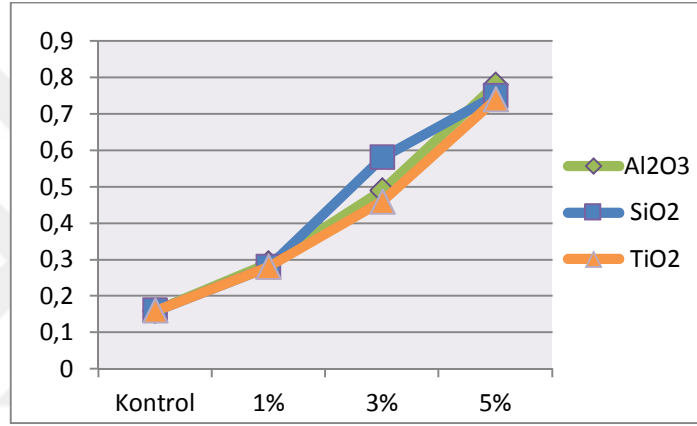
Şekil 3.18. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklere ait ortalama yüzeysel pürüzlülüğü değerleri (µm).



Şekil 3.19. Isı ile polimerize olan akrilik rezinden elde edilen örneklerin yüzeysel pürüzlülüğü değerlerinin nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi.



Şekil 3.20. Otopolimerizan akrilik rezinden elde edilen örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi.



Şekil 3.21. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinden elde edilen örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi.

3.4. Yüzey Sertlik Testi Sonuçları

Isı ile polimerize olan, otopolimerizan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlere üç farklı nanopartikülün (Al₂O₃, SiO₂, TiO₂) üç farklı oranda (% 1, 3, 5) ilavesi sonucu elde edilen yüzey sertlik (Rockwell R) değerlerine ait ortalama, standart sapma değerleri ve Tukey HSD sonuçları Çizelge 3.34-36'da gösterilmiştir.

Çizelge 3.34. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey sertliği değerleri (Rockwell R).

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kontrol	118,5	120	119,5 ^c	0,47
%1 Al ₂ O ₃	119,3	122	120,71 ^b	0,88
%3 Al ₂ O ₃	119,6	123	121,27 ^a	0,96
%5 Al ₂ O ₃	120	123,6	121,6 ^a	0,8
%1 SiO ₂	119,1	121,3	120,21 ^b	1
%3 SiO ₂	120	122,8	121,31 ^a	0,83
%5 SiO ₂	120	122,7	121,8 ^a	1,39
%1 TiO ₂	119,3	121,7	120,26 ^b	1,23
%3 TiO ₂	119,6	122,5	120,7 ^b	1,1
%5 TiO ₂	118,6	123,7	121,14 ^a	1,63

Çizelge 3.35. Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için yüzey sertliği değerleri (Rockwell R).

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kontrol	115,2	119,6	117,66 ^c	1,46
%1 Al ₂ O ₃	117,9	120,4	119,03 ^b	0,75
%3 Al ₂ O ₃	117,8	121,6	119,5 ^b	1,07
%5 Al ₂ O ₃	117	122,6	120,31 ^a	1,58
%1 SiO ₂	118,1	120,6	119,21 ^b	0,94
%3 SiO ₂	117,7	121,8	119,8 ^b	1,65
%5 SiO ₂	118,5	122,9	120,24 ^a	1,64
%1 TiO ₂	118,1	120	119,3 ^b	1,11
%3 TiO ₂	118,5	122,8	119,94 ^b	1,19
%5 TiO ₂	119	122,2	120,33 ^a	0,74

Çizelge 3.36. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey sertliği değerleri (Rockwell R).

Gruplar	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kontrol	118,8	120,1	119,48 ^c	0,56
%1 Al ₂ O ₃	119,7	122,7	120,76 ^b	0,75
%3 Al ₂ O ₃	120,2	122,9	121,37 ^a	0,72
%5 Al ₂ O ₃	120,5	123,6	121,84 ^a	1,3
%1 SiO ₂	118,9	122,5	120,51 ^b	0,88
%3 SiO ₂	119,9	122,3	121,23 ^a	1
%5 SiO ₂	120,7	123,4	121,87 ^a	0,64
%1 TiO ₂	118,2	122,3	120,37 ^b	1,62
%3 TiO ₂	119,8	122,8	121,07 ^a	0,89
%5 TiO ₂	120	122,4	121,38 ^a	0,92

Yüzey sertliği özelliği bakımından yapılan iki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; nanopartikül yüzdesi, akrilik tipi, akrilik*nanopartikül etkileşimi ve akrilik*yüzde etkileşiminin sertlik değerleri açısından etkisi önemli iken ($p<0,05$); nanopartikül tipi ve nanopartikül*yüzde etkileşiminin yüzey sertliği açısından anlamlı bir etkisi bulunamamıştır ($p>0,05$) (Çizelge 3.37).

Çizelge 3.37. Örneklerin yüzey sertliği değerlerine ait iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Akrilik	66,622	2	33,311	28,866	,000*
Nanopartikül	3,490	2	1,745	1,512	,223
Yüzde	0,594	2	0,297	0,257	,003*
Akrilik*Nanopartikül	46,104	4	11,526	9,988	,000*
Akrilik*Yüzde	85,441	4	21,360	18,510	,000*
Nanopartikül*Yüzde	1,268	4	0,317	0,275	,894

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p<0,05$

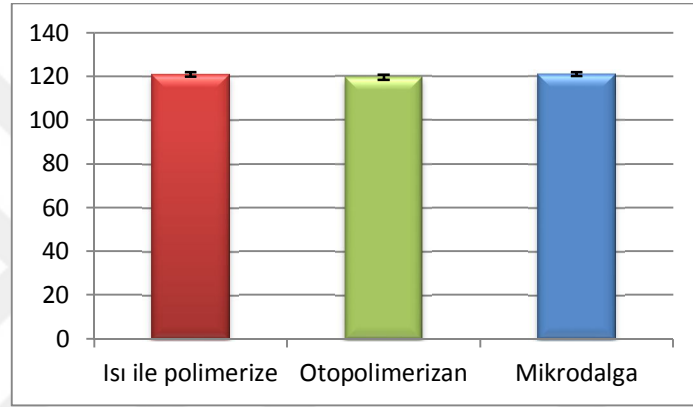
Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; akrilik ve nanopartikül faktörlerinin ayrı ayrı seviye ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 3.38).

Çizelge 3.38. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait tek yönlü varyans analiz sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	230,446	29	7,946	6,886	,000*
Grup içi	207,720	180	1,154		
Toplam	438,166	209			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Genel olarak; ısı ile polimerize olan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan örneklerin yüzey sertlik değerleri otopolimerizan akrilik rezin örneklerden istatistiksel olarak daha yüksek iken ($p < 0,05$), bu iki akrilik rezin arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$) (Şekil 3.22).



Şekil 3.22. Gruplara ait ortalama yüzey sertlik değerleri (Rockwell R).

Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey sertlik değerlerine ilişkin iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.39 ve Çizelge 3.40'da gösterilmiştir. Nanopartikül ilavesi sonucu örneklerin yüzey sertlik değerlerinde anlamlı bir farklılık oluşmuştur ($p < 0,05$). En yüksek yüzey sertliği değerleri % 5 oranında Al_2O_3 , SiO_2 ve TiO_2 nanopartikülü ve % 3 oranında Al_2O_3 ve SiO_2 nanopartikülü ilave edilen gruplarda görülürken, en düşük değerler kontrol grubunda görülmüştür ($p < 0,05$).

Çizelge 3.39. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey sertliği değerlerine ilişkin iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Nanopartikül	15,972	2	7,986	7,743	,001*
Yüzde	7,357	2	3,679	3,567	,034*
Nanopartikül*Yüzde	7,176	4	1,794	1,739	,053*

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Çizelge 3.40. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey sertliği değerlerine ilişkin tek yönlü varyans analiz sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	30,770	9	3,419	3,315	,002*
Grup içi	61,883	60	1,031		
Toplam	92,653	69			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için yüzey sertlik değerlerine ilişkin iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.41 ve Çizelge 3.42’de gösterilmiştir. % 5 oranında nanopartikül ilave edilen gruplar en yüksek yüzey sertliği değerlerine sahipken, en düşük değerler kontrol grubunda görülmüştür ($p < 0,05$). % 1 ve % 3 oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$).

Çizelge 3.41. Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için yüzey sertliği değerlerine ilişkin iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Nanopartikül	18,947	2	9,473	6,996	,112
Yüzde	36,696	2	18,348	13,550	,000*
Nanopartikül*Yüzde	13,458	4	3,364	2,485	,153

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Çizelge 3.42. Otopolimerizan akrilik rezin örnekler için yüzey sertliği değerlerine ilişkin tek yönlü varyans analiz sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	75,663	9	8,407	6,209	,000*
Grup içi	81,246	60	1,354		
Toplam	156,909	69			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey sertlik değerlerine ilişkin iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.43 ve Çizelge 3.44’te gösterilmiştir. En yüksek değerler % 3 ve % 5 oranlarında nanopartikül ilavesi yapılan gruplarda görülürken, en düşük değerler kontrol grubunda görülmüştür ($p < 0,05$). % 3 ve % 5 grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$).

Çizelge 3.43. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey sertliği değerlerine ilişkin iki yönlü varyans analiz sonuçları.

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Nanopartikül	14,675	2	7,337	6,816	,092
Yüzde	41,982	2	20,991	19,499	,000*
Nanopartikül*Yüzde	1,937	4	0,484	0,450	,112

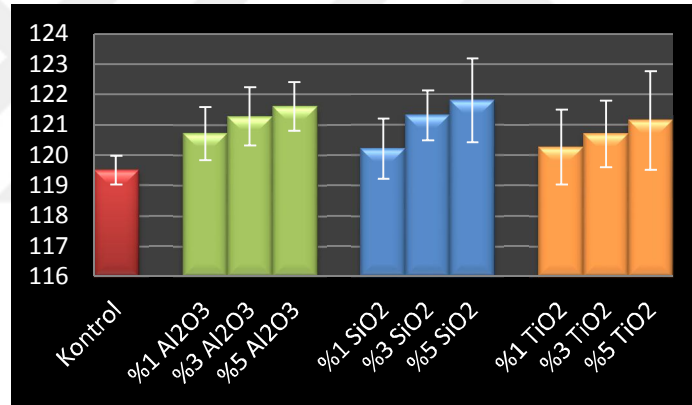
KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

Çizelge 3.44. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler için yüzey sertliği değerlerine ilişkin tek yönlü varyans analiz sonuçları.

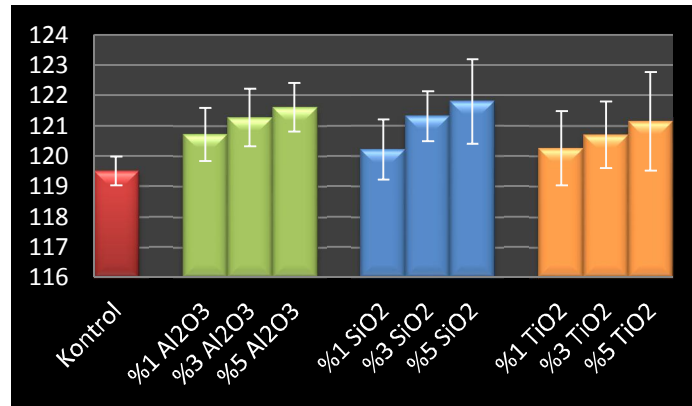
	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	58,874	9	6,542	6,077	,000*
Grup içi	64,591	60	1,077		
Toplam	123,466	69			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması, *: $p < 0,05$

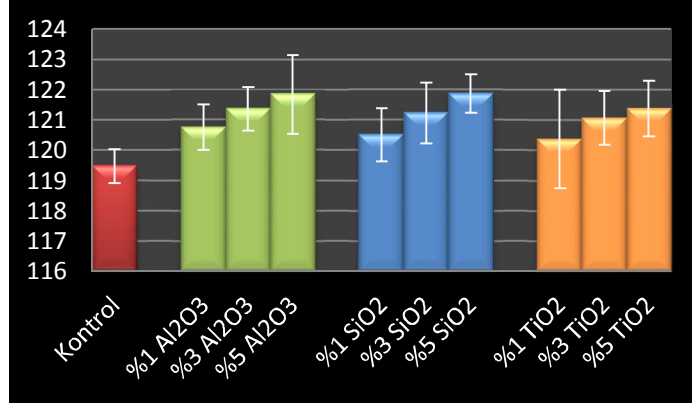
Her grup için ortalama yüzey sertlik değerleri Şekil 3.23-3.25'de ve nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi Şekil 3.26-3.28'te gösterilmiştir.



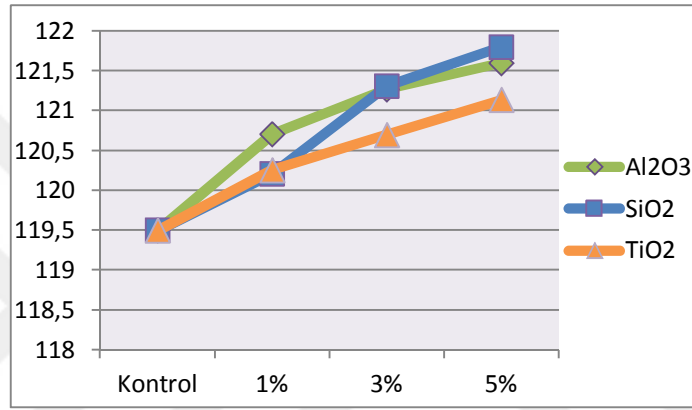
Şekil 3.23. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örneklere ait ortalama sertlik değerleri (Rockwell R).



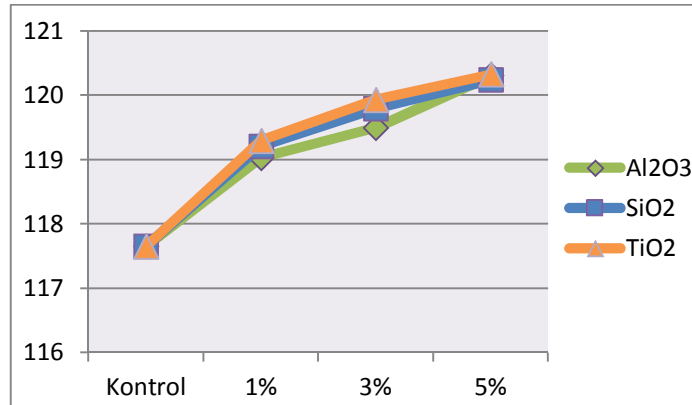
Şekil 3.24. Otopolimerizan akrilik rezin örneklere ait ortalama sertlik değerleri (Rockwell R).



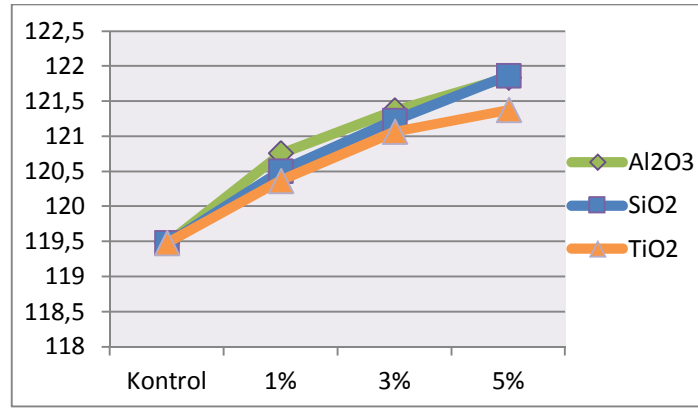
Şekil 3.25. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklere ait ortalama sertlik değerleri (Rockwell R).



Şekil 3.26. Isı ile polimerize olan akrilik rezinden elde edilen örneklerin yüzey sertliği değerlerinin nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi.



Şekil 3.27. Otopolimerizan akrilik rezinden elde edilen örneklerin yüzey sertliği değerlerinin nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi.



Şekil 3.28. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinden elde edilen örneklerin yüzey sertliği değerlerinin nanopartikül tipi ve yüzdesine göre değişimi.

3.5. Testler Arasındaki İkili Korelasyonlar

Bütün örnekler dahil edilerek gerçekleştirilen Pearson korelasyon testine göre eğilme dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında negatif bir korelasyon bulunurken, elastik modülüs ve yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında ise pozitif bir korelasyon bulunmuştur (Çizelge 3.45).

Çizelge 3.45. Testler arasındaki korelasyon katsayıları ve önem düzeyi.

	Korelasyon Katsayısı	p-değeri
Eğilme dayanımı*Elastik modülüs	-0,023	0,746
Eğilme dayanımı*Yüzey pürüzlülüğü	-0,458	0,000*
Eğilme dayanımı*Yüzey sertliği	0,11	0,111
Elastik modülüs*Yüzey pürüzlülüğü	0,179	0,009*
Elastik modülüs*Yüzey sertliği	-0,084	0,226
Yüzey pürüzlülüğü*Yüzey sertliği	0,11	0,112

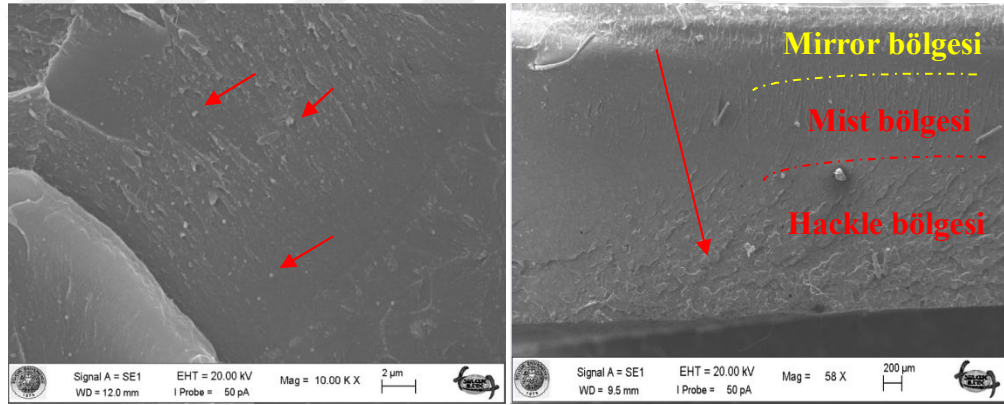
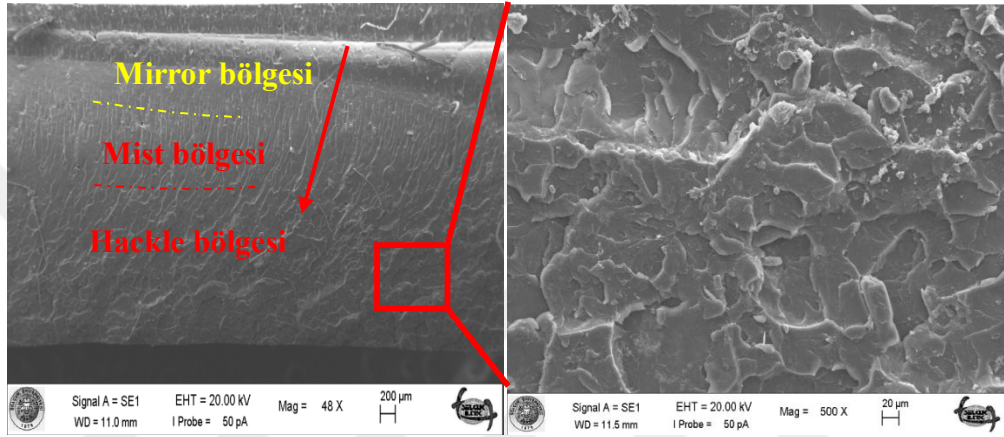
*. Korelasyon için önemlilik düzeyi '0,01' olarak belirlenmiştir.

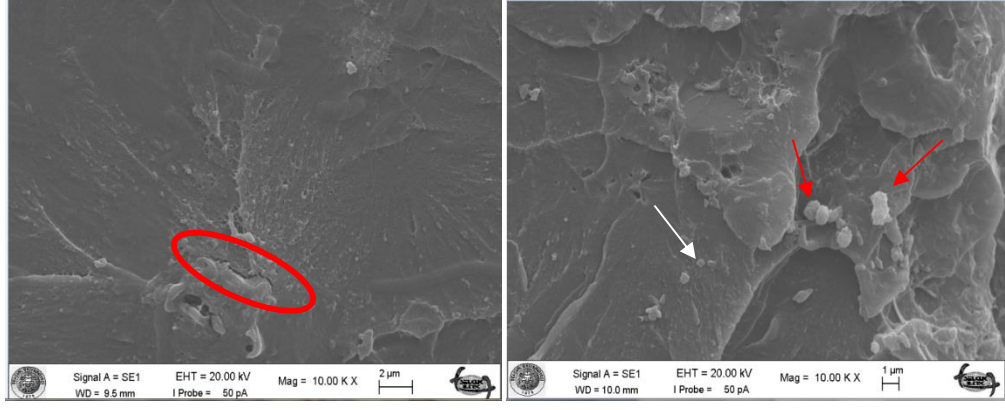
3.6. SEM Görüntüleri ve Bulguları

3.6.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezine Ait SEM Görüntüleri

Şekil 3.29'te ısı ile polimerize olan akrilik resin örneklerin kırılma yüzeylerinin SEM görüntüleri verilmiştir. Genel olarak polimerlerin kırılma yüzeylerinde **mirror**, **mist** ve **hackle** kırılma bölgeleri oluşmaktadır (Goyat ve ark 2015). Şekil 3.29.a'da kontrol grubuna ait kırılma yüzeyinde kırılma bölgeleri açıkça görülmektedir. Çatlağın ilerleme yönünün okla gösterildiği görüntüde, kırılmanın

başlangıç aşaması olan ve çatlak büyümesinin çok yavaş olduğu **mirror bölgesinin** nanopartikül ilave edilen gruplara göre daha geniş olduğu görülmektedir. Bu bölge biraz daha pürüzlü ve ince bir bölge olan **mist bölgesiyle** çevrelenmiştir. Çatlak ilerlemesinin en hızlı düzeye ulaştığı çatlakların çatallaşma formunda enerji dağılımının yoğunlaştığı durumda **mist bölgesini hackle bölgesi** çevrelemektedir. Hackle bölgesinin 500X büyütme altındaki görüntüsünde çatlakın çatallaşma eğilimi görülmektedir (Şekil 3.29.b). Şekil 3.29.c’de ise % 1 oranında TiO₂ ilave edilen gruptaki TiO₂ nanopartikülü görülmektedir. % 3 oranında Al₂O₃ nanopartikülü ilave



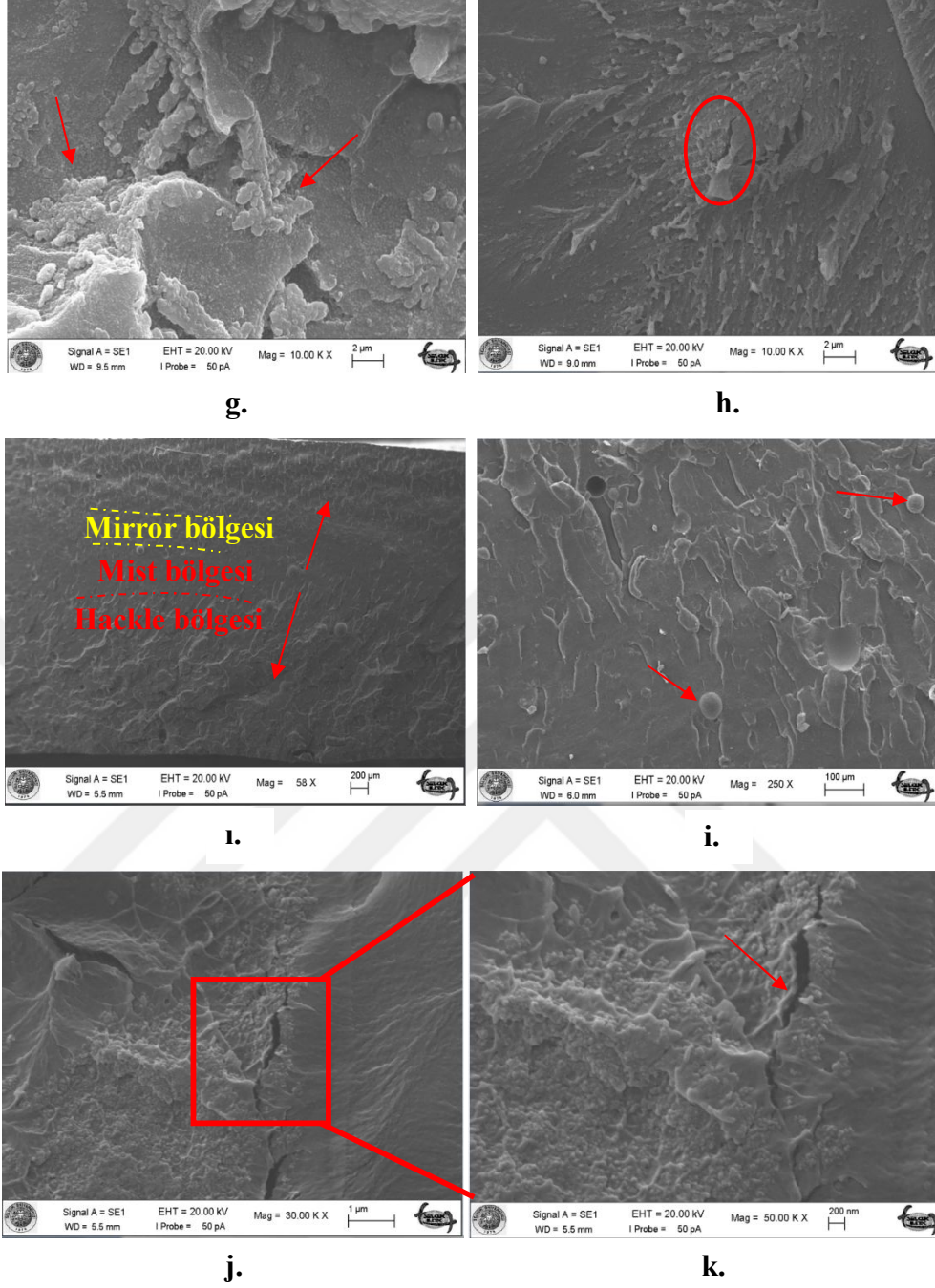


e.

f.

Şekil 3.29. Isı ile polimerize olan akrilik resin örneklere ait SEM görüntüleri a. Kontrol grubu b. Hackle zone c. % 1 TiO₂ grubu d. % 3 Al₂O₃ grubu e. Nanoçatlak f. % 5 Al₂O₃ grubu aglomerasyonu.

edilen grupta ise mirror bölgesinin kontrol grubuna göre daha ince olduğu ve hackle bölgesinin daha pürüzlü olduğu görülmektedir (Şekil 3.29.d). Ayrıca Şekil 3.29.e'de 10000X büyütme altında nanoçatlağın nanopartikül ilavesi sonucunda yön değişimine uğraması görülmektedir. % 5 oranında Al₂O₃ ve TiO₂ nanopartikülü ilave edilen gruba ait SEM görüntüsünde de Al₂O₃ nanopartikül ve aglomerasyonu görülmektedir (Şekil 3.29.f,g). Bu görüntü nanopartikül yüzdesinin artması ile aglomerasyon eğiliminin arttığını desteklemektedir. Şekil 3.29.h'de ise % 3 oranında SiO₂ nanopartikülü ilave edilmiş grupta SiO₂ nanopartikülünün nanoçatlağının yönünü değiştirmesi görülmektedir. Çatlağın başlangıcı her zaman yüzeyde oluşabilir bazen merkeze yakın bir yerde başlayıp iki yöne doğru da ilerleyebilir (Şekil 3.29.i). % 5 oranında SiO₂ ilave edilen grupta ise mirror bölgesinin dar bir alanda oluştuğu ve aniden mist bölgesine geçiş yaptığı görülmektedir. Hackle bölgesinde daha derin oyuklar ve rastgele çatlak yönlenmeleri oluşmuştur (Şekil 3.29.i). Rastgele çatlak yönlenmeleri, yük transferinin zayıf matriksten daha dirençli nanopartiküle aktarılması ile açıklanabilir. Nanopartiküllerin çatlak önünü tutma, çatlak ucu köreltme ve çatlak doğrultularında sapmalar ile dallanmalara sebep olarak kırılma tokluğu artışını sağlayan önemli tokluk mekanizmaları oluşturduğu düşünülmektedir (Zhang ve ark 2006, Deng ve ark 2007). Şekil 3.29.i'de çatlak tutma (crack pinning) tarzı mekanizma görülmektedir. Yine aynı gruptaki nanoçatlağın yön değiştirmesi 30000X ve 50000X büyütme altında görülmektedir (Şekil 3.29.j,k).

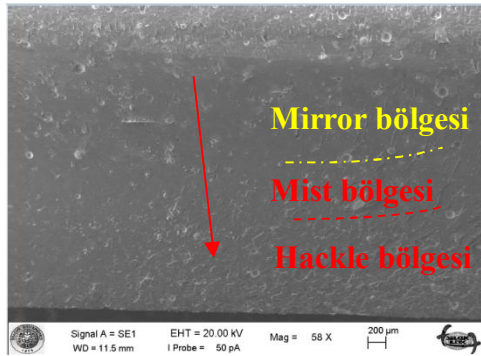


Şekil 3.29. Isı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerine ait SEM görüntüleri (devamı) g. % 5 TiO_2 grubu aglomerasyonu h. % 3 SiO_2 grubu nanoçatlağı i. Kırılma bölgeleri i. Çatlak tutma (crack pinning) mekanizması j,k. Nanoçatlak.

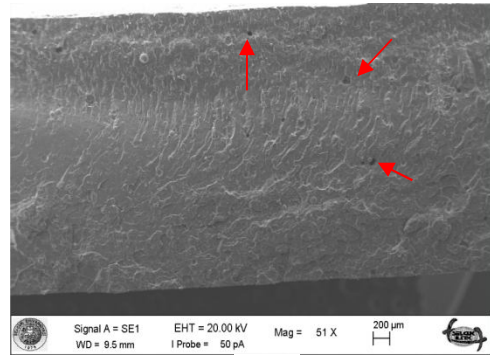
3.6.2. Otopolimerizan Akrilik Rezine Ait SEM Görüntüleri

Şekil 3.30'da otopolimerizan akrilik rezin örneklerin kırılma yüzeylerinin SEM görüntüleri verilmiştir. Şekil 3.30.a'da kontrol grubuna ait kırılma yüzeyinde kırılma bölgeleri açıkça görülmektedir. Isı ile polimerize olan akrilik rezinlere benzer şekilde daha geniş mirror bölgesi ve nispeten daha ince mist bölgesi ile kırığın

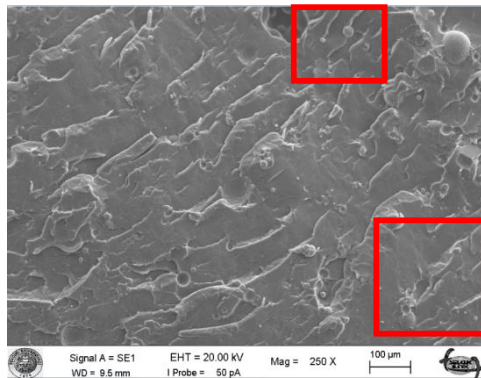
ilerleme yönü şekilde görülmektedir. Şekil 3.30.b'de % 5 oranında SiO₂ nanopartikülü ilave edilen grupta ısı ile polimerize olan akrilik rezine göre daha fazla hava kabarcığı oluşumu görülmektedir. Bu durum otopolimerizan akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin daha zayıf olması ile uyumludur. Aynı grupta çatlak tutma (crack pinning) mekanizması Şekil 3.30.c'de görülmektedir. % 1 oranında Al₂O₃ nanopartikülü ilave edilen gruptaki Al₂O₃ nanopartikülü ve aglomere yapılar Şekil 3.30.e,f'de görülmektedir. İlaveten Şekil 3.30.d'de Al₂O₃ nanopartikülünün resin matriksten kopma (pull-out) yüzeyleri görülmektedir. Bu durum hem otopolimerizan akrilik resin örneklerde matriks-partikül bağlantısının hem de mekanik özelliklerin daha zayıf olduğunu desteklemektedir. Partikül miktarının artması sadece aglomerasyon (kümelenme) eğilimini arttırmamakta aynı zamanda non-homojen dağılımı (nanopartiküllerin kümelenmeden birbirine yakın olması) da arttırmaktadır (Şekil 3.30.g). Şekil 3.30.h ve i'de % 1 oranında TiO₂ nanopartikülü ilave edilen gruplarda aglomere partiküllerin ve kırık yüzeyinin pürüzlülüğünün ısı ile polimerize olan örneklere göre daha fazla olduğu görülmektedir. Şekil 3.30.i'de ise % 3 oranında TiO₂ nanopartikülü ilave edilen gruptaki aglomerasyon ve kopmaların (pull-out) daha fazla olduğu görülmektedir. Nanopartikül yüzdesi arttıkça polimerizasyon zorlaşmakta ve mekanik özellikler zayıflamaktadır.



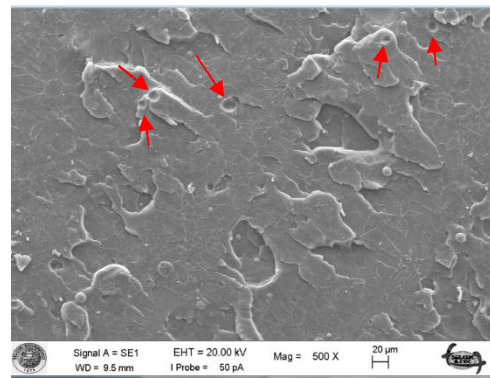
a.



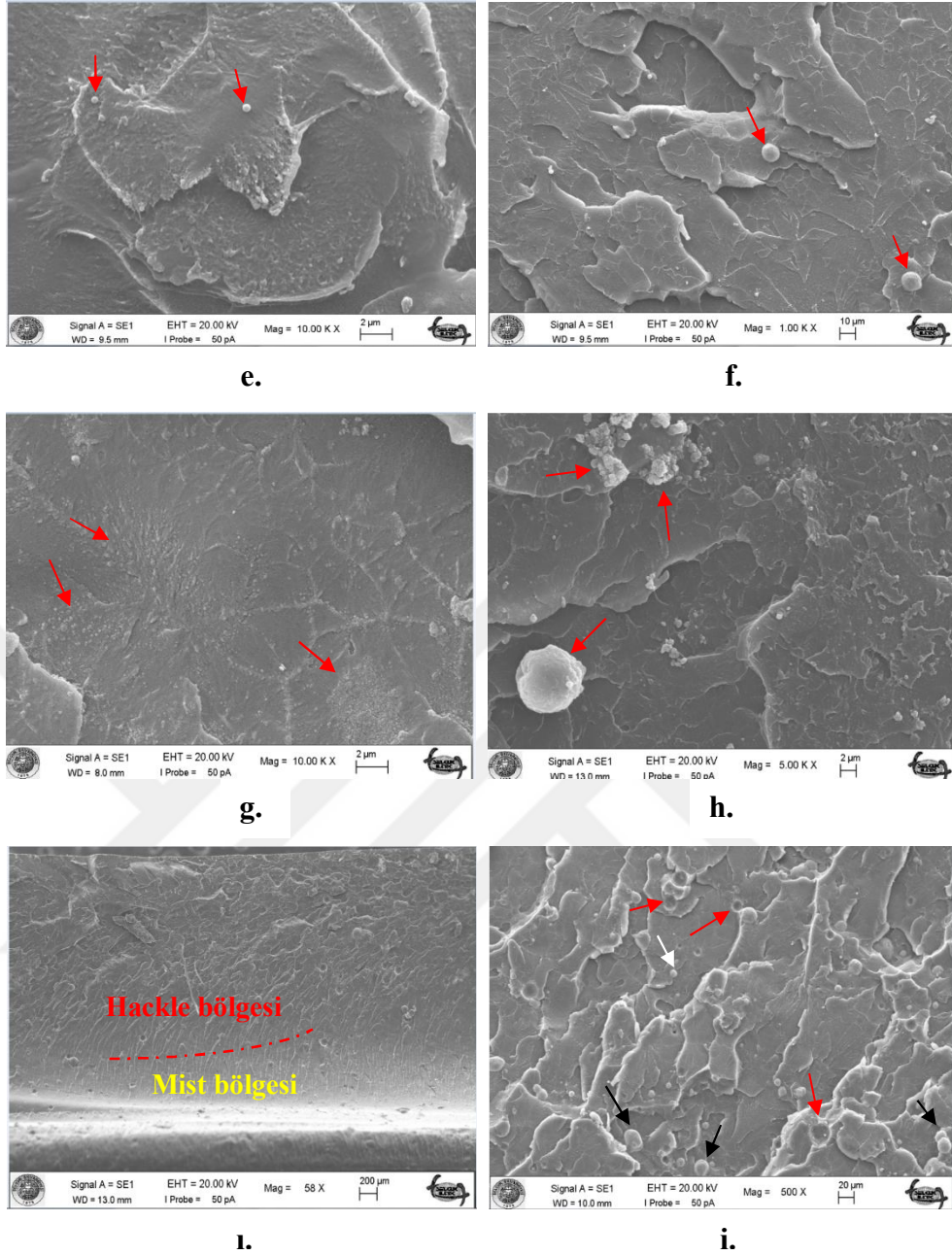
b.



c.



d.

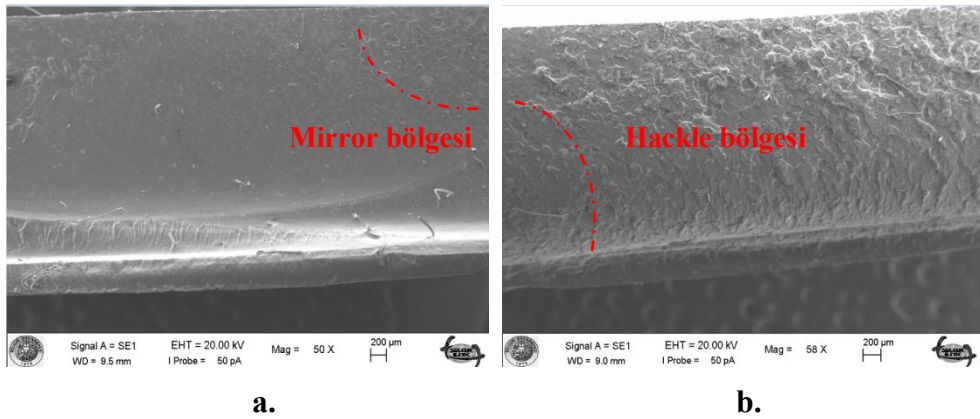


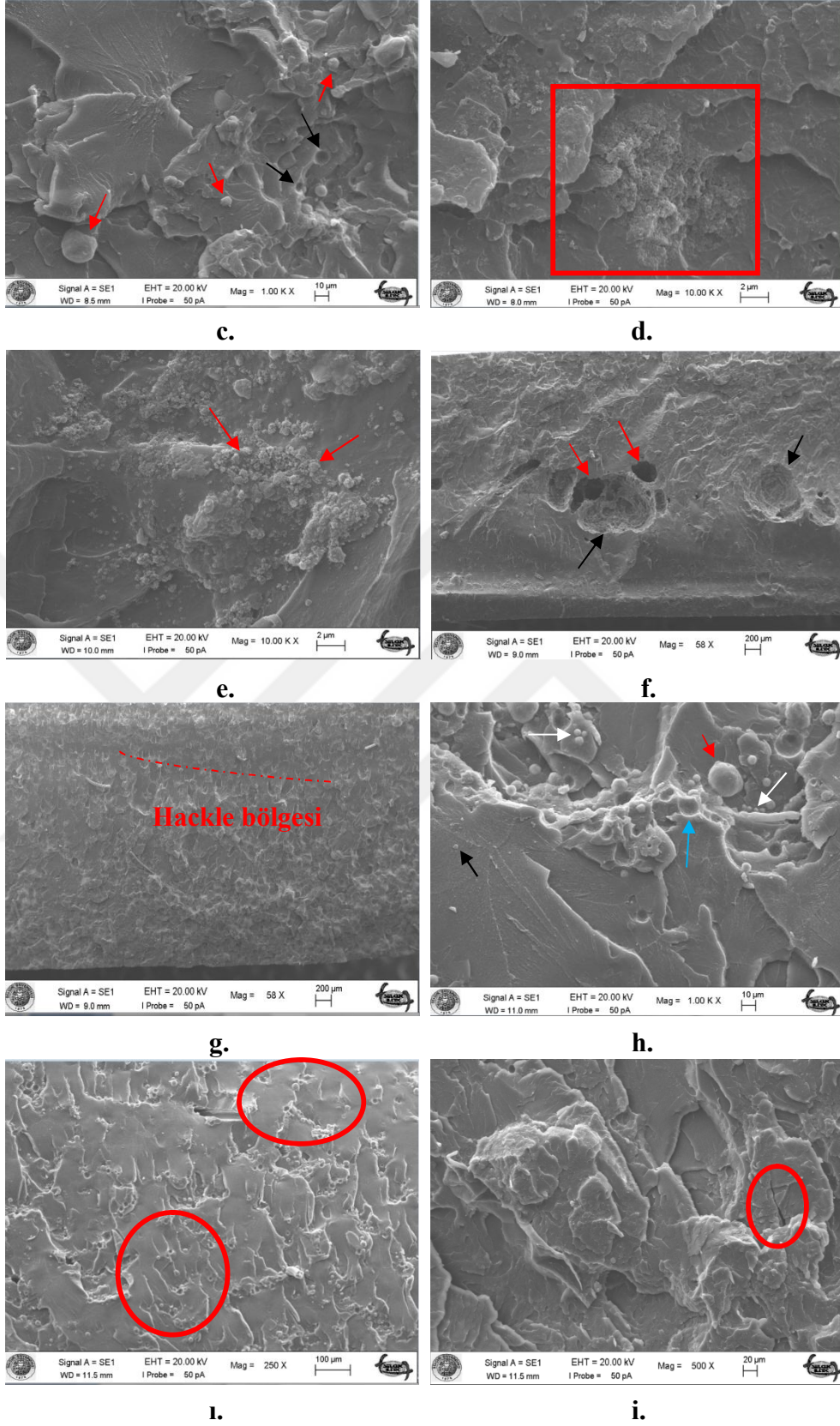
Şekil 3.30. Otopolimerizan akrilik rezin örneklere ait SEM görüntüleri a. Kontrol grubu b. % 5 SiO₂ grubu c. % 5 SiO₂ grubu çatlak tutma (crack pinning) mekanizması d. % 1 Al₂O₃ grubu e,f. % 1 Al₂O₃ grubu aglomerasyonu g. %1 Al₂O₃ grubu non-homojen dağılım h,i. % 1 TiO₂ grubu i. % 3 TiO₂ grubu.

3.6.3. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinlere Ait SEM Görüntüleri

Şekil 3.31'de mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin kırılma yüzeylerinin SEM görüntüleri verilmiştir. Şekil 3.31.a'da kontrol grubuna ait kırılma yüzeyinin daha pürüzsüz olduğu, Şekil 3.31.b'de ise % 1 oranında Al₂O₃

nanopartikülü ilave edilen gruptaki daha pürüzlü yüzeyler görülmektedir. Bu durum nanopartikül ilavesi sonrasında yüzey pürüzlülüğünün arttığını desteklemektedir. Otopolimerizan akrilik rezine benzer şekilde % 1 oranında Al_2O_3 nanopartikülü ilave edilen grupta yaygın aglomere partiküller ve kopmalar (pull-out) görülmektedir (Şekil 3.31.c). Bu da mikrodalga enerjisi ile polimerize olan ve otopolimerizan akrilik rezinlerin benzer mekanik özellikler gösterdiğini desteklemektedir. Şekil 3.31.d,e ve f'de sırasıyla % 1, % 3 ve % 5 oranında SiO_2 nanopartikülü ilave edilen gruplara ait SEM görüntüleri gösterilmektedir. Partikül oranının artmasıyla yaygın aglomere, non-homojen ve poröz alanlar görülmektedir. SiO_2 'nin düşük oranlarda dahi homojen dağılımı zorlaşmakta ve bu durum mekanik özelliklerinin daha zayıf olmasını desteklemektedir. Şekil 3.31.g'de % 5 oranında TiO_2 ilave edilen grupta pürüzlü bir kırılma yüzeyi görülmekte ve hackle bölgesinde çatlaklar rastlantısal dallanma eğilimi göstermektedir. Al_2O_3 nanopartikülü yüksek oranda (% 5) ilave edildiğinde, otopolimerizan akrilik rezine benzer şekilde aglomerasyon, non-homojen dağılım ve kopmalar (pull-out) görülmektedir (Şekil 3.31.h). Yine aynı grupta küresel partiküllerin yaygın tokluk arttırma mekanizması olan çatlak tutma (crack pinning) mekanizması görülmektedir (Şekil 3.31.i). Şekil 3.31.i'de ise % 1 oranında TiO_2 nanopartikülü ilave edilen grupta nanoçatlağın nanopartikül ilavesi ile yön değiştirmesi görülmektedir.





Şekil 3.31. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlere ait SEM görüntüleri a. Kontrol grubu b. % 1 Al₂O₃ grubu c. % 1 Al₂O₃ aglomerasyon ve kopmalar d. % 1 SiO₂ grubu e. % 3 SiO₂ grubu f. % 5 SiO₂ grubu g. % 5 TiO₂ grubu hackle zone h. % 5 Al₂O₃ grubu i. % 5 Al₂O₃ grubu çatlak tutma (crack pinning) mekanizması i. % 1 TiO₂ grubu nanoçatlağı.

4. TARTIŞMA

Elde edilen analiz sonuçlarına göre; nanopartikül ilavesi sonucunda yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü değerlerinde artış görülürken, düşük oranlarda nanopartikül ilavesinde (% 1) eğilme dayanımı değerleri artıp yüksek oranlarda nanopartikül ilavesinde (% 3 ve % 5) eğilme dayanımı değerleri azalmıştır. Bu doğrultuda çalışmanın hipotezi kısmen kabul edilmiştir.

Dişsiz hastaların tedavisinde dental implantların kullanımını artmasına rağmen medikal veya finansal sebeplerden dolayı klasik total protezler kullanılmaya devam etmektedir (Carlsson ve Omar 2010). İdeal protez kaide materyali; biyouyumluluk ve estetik özelliklerinin yanında yeterli fiziksel ve mekanik özelliklere de sahip olmalıdır (Meng ve Latta 2005). PMMA; düşük maliyeti, biyouyumluluğu, uygulama kolaylığı, ağız ortamında stabil olması ve kabul edilebilir estetik özelliklerinden dolayı sıklıkla protez kaidesi yapımında kullanılmaktadır. Ancak malzemenin düşük mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olmasından dolayı kırık oluşması veya deforme olması en büyük dezavantajdır (Alla ve ark 2015).

PMMA'nın özelliklerini geliştirmek için kompozisyonun farklı doldurucular ve/veya farklı karıştırma metodlarıyla değiştirilmesi amaçlanmıştır ve bu amaç doğrultusunda fiber ve nanopartikül gibi doldurucuların kullanımı veya hibrit güçlendirme yöntemleri denenmiştir (Meng ve Latta 2005, Alla ve ark 2015). Şimdiye kadar polimerleri güçlendirmek amacıyla metal oksitler, metal güçlendiriciler, karbon grafit fiberler, yüksek molekül ağırlıklı fiberler ve cam fiberler gibi materyaller denenmiştir. Önceleri matriks içerisine fiber eklenmesi yapılmıştır ancak bu yöntemin fiberlerin doku irritasyonuna yol açması ve akrilik rezinlere zayıf bağlanma gibi dezavantajları oluşmuştur. Daha sonraları akrilik rezinlerin içerisine titanyum ve alüminyum oksit gibi çeşitli metal oksit doldurucuların ilavesi ile güçlendirme yöntemleri denenmiştir (Alla ve ark 2015). Günümüzde ise gümüş, alüminyum oksit (alümina), titanyum dioksit ve silikon dioksit (silika) gibi çeşitli nanodoldurucuların ilavesi ile güçlendirme yöntemleri denenmektedir. Ancak klinisyenlerin üzerine odaklandığı efektif bir yöntem üzerinde karar kılınamamıştır. Bazı klinisyenler akrilik rezin içerisine yabancı bir malzeme konulmasının kırığı önlemekten ziyade kırık riskini daha da arttıracığını bildirmiştir.

Arora ve ark (2011), akrilik rezinlere alümina ilavesinin mekanik özelliklerini olumlu etkilediğini göstermiştir. Akrilik rezinin içine alümina tozunun eklenmesi termal iletkenliği arttırmıştır. Bu da hasta memnuniyetini arttırmıştır. Ayrıca, eğilme dayanımı, darbe dayanımı, çekme dayanımı ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı direnç ve yüzey sertliği gibi özellikleri de arttırmıştır. Ancak, bazı çalışmalarda çekme dayanımı ve darbe dayanımı gibi özelliklerde de azalma bulunmuştur. Bu durum akrilik rezin içindeki metal tozların etrafındaki stres konsantrasyonundan ve polimerlere zayıf bağlantısından kaynaklanmaktadır.

Nanoteknoloji alanındaki gelişmelerle birlikte çok daha küçük boyutlarda doldurucular (<100 nm) kullanılmaya başlanmıştır (Allaker 2010). Materyalin yüzeyinin nanometre boyutunda olması ona kendine has özellikler kazandırmaktadır. Hacmine göre çok geniş yüzey alanına sahip olmaları malzemede yeni mekanik, kimyasal, elektriksel, optik, magnetik, elektro-optik ve magneto-optik özellikler oluşmaktadır. Bu da enerji seviyeleri arasında farklılık ortaya çıkarabilir (Hajipour ve ark 2012, Lainović ve ark 2012). Literatürde akrilik rezin kaide materyallerinin güçlendirilmesinde birçok yöntem kullanılmasına rağmen en çok kullanılanlar fiberler ve partiküller olmuştur. Nanopartiküllerin birçok tipi olmasına rağmen daha çok Al₂O₃, SiO₂, gümüş, ZrO₂ ve TiO₂ gibi nanopartiküller kullanılmıştır. Biz de bu çalışmamızda Al₂O₃, SiO₂ ve TiO₂ nanopartiküllerini tercih ettik.

TiO₂, doğada anatase, rutile ve brookite olmak üzere 3 fazda bulunmaktadır (Gupta ve ark 2013). Rutile formu daha geniş dalga boyundaki ışığı absorbe etmesine rağmen, anatase formu daha fazla fotokatalitik aktiviteye sahiptir. Ayrıca anatase formu doğada en fazla bulunan formdur ve diğer formlara göre daha kararlıdır. Nano titanyum dioksit yüksek aktivite ve geniş bir yüzey alanıyla beraber birçok serbest atoma sahiptir. Bu yüzden nano titanyum rezine kimyasal ve fiziksel bağlantı sağlayarak partiküller ve rezin arayüzündeki bağlantıyı arttırmaktadır. Bu sayede mekanik enerji absorpsiyonu artarak dayanıklılığı artmaktadır (Elsaka ve ark 2011). Ayrıca literatürde düşük oranlarda TiO₂ ilavesi ile bile yeni optik, elektriksel ve fizikomekanik özellikler meydana gelmekte ve yeni titanyum-nanokompozit olarak adlandırılacak yeni bir sınıflama oluşmaktadır. TiO₂ nanopartikülü antimikrobiyal özellikleri indüklemektedir. Candida albicans, Staphylococcus aureus, Escherichia coli, Pseudomonas aeruginosa ve Lactobacillus acidophilus gibi

mikroorganizmalara karşı antimikrobiyal etki sağlamaktadır. Yüksek porozitenin protetik uygulamalarda kullanılan materyallerde önemli bir başarısızlık sebebi olduğu bilinmektedir. Bazı yazarlar TiO₂ nanopartikülünün dental rezinlerin içindeki poroziteyi azalttığını göstermiştir (Al-Turaif 2010, Ahmed ve ark 2016). Ayrıca Shirkavand ve Moslehifard (2014), % 1 oranında TiO₂ nanopartikülünün PMMA'nın çekme ve darbe dayanımı özelliklerini geliştirdiğini göstermiştir. Safi (2014), PMMA içerisine TiO₂ nanopartikülü ilave edilmesiyle termal ve mekanik özelliklerinde değişiklik meydana geldiğini ve eğilme dayanımında bir azalma olduğunu göstermiştir. Ayrıca % 3 oranında TiO₂ nanopartikülü eklenmesiyle yüzey pürüzlülüğünde artış gözlenmiştir. Hernandez ve ark (2004), TiO₂ nanopartikülünü geçici kronların yapımında kullanılan ısı ile polimerize olan akrilik rezin içerisine koymuşlar ve geleneksel akrilik rezine göre daha yüksek yüzey sertliği değerlerine sahip olduğunu görmüşlerdir. Yüzey sertliğinin artması rezin materyalin daha yüksek aşınma direncine sahip olmasını sağlamaktadır. Özellikle oklüzal splint uygulamaları gibi dental uygulamalarda önemli olmaktadır. Nanopartikül ilavesi ile sertliğin artması, yüksek dayanıklılığa sahip akrilik rezinler yerine geleneksel akrilik rezinlerin kullanılmasına yol açmakta bu durumda % 60-70'e varan daha düşük maliyet demektir. Bizim çalışmamızda TiO₂ nanopartikülü ilave edilen tüm gruplarda yüzey sertliği artarken buna ilaveten % 1 oranında ilave yapılan gruplarda eğilme dayanımında da artış görülmüştür. TiO₂, % 5'ten yüksek konsantrasyonlarda akriliğin renginde değişiklik oluşturmaktadır. Bu yüzden biz de çalışmamızda anatase formunda TiO₂ nanopartikülünü % 1, % 3 ve % 5 oranlarında kullandık.

Nano silikon dioksit; renksiz, kokusuz ve toksik olmayan inorganik bir materyaldir. Yüzeyinde kendisinin rezine bağlanmasını ve absorpsiyonunu arttıran hidroksit radikalleri vardır. Silikon dioksit nanopartikülü, bağlanma ve absorpsiyon stres transferini kolaylaştırarak materyalin direnç ve tokluğunu arttırmaktır (Zhang ve Zheng 2005). Hu ve ark (1998), çekme dayanımının arttığı nano silikon dioksit ilavesi yapılan gruplarda partikül yüzeyinin kaide ile iyi bir arayüz bağlantısı oluşturduğunu görmüşlerdir. Stres altında bazı silikon dioksit partikülleri mekanik enerjiyi absorbe edecek ve darbe dayanımını arttırmaktadır. İlave olarak silikon dioksit ile kaide arasında iyi bir yüzey bağlantısı olduğunda arayüz tabakasındaki esnek makromoleküler zincir darbe altında geri dönüşümsüz bir şekilde deforme

olup, kısmen mekanik enerjiyi absorbe ederek darbe dayanımını arttırmaktadır. Silikon dioksit konsantrasyonu düşük olduğunda partiküller daha iyi dağılmış ve enerjiyi daha iyi absorbe etmiştir. Partikül yüzdesindeki artışla yüksek yüzey enerjisinden dolayı partiküller kümelenme eğilimindedir ve dağılım zorlaşmaktadır. Böylece enerjiyi absorbe etmeleri daha kolaylaşmaktadır. Bizim çalışmamıza benzer şekilde, Mc Nally ve ark (2006) ısı ile polimerize olan akrilik rezine % 1 oranına kadar silika tozları eklemişler ancak mekanik özelliklerde istatistiksel olarak bir farklılık oluşmamıştır. Doldurucu ve matriks arayüzündeki bağlantıyı arttırabilmek için silan kaplama işlemi yapılabilir (Kanie ve ark 2004). Ancak akrilik rezinlere silika ekleme yöntemi ile ilgili tam bir fikir birliğine varılamamıştır.

Alümina; iyi termal iletkenlik, yüksek direnç ve tokluk, mekanik direnç, asit ve bazlarla tepkime vermemesi, yüksek adsorbsiyon kapasitesi, aşınma direnci ve termal stabilite gibi özelliklere sahiptir. İlâveten pahalı ve toksik değildir ve yüksek aşındırma kapasitesine sahiptir. Zhang ve ark (2011), alüminyum oksitin polietilen kompozitin mekanik özellikleri üzerine etkisini incelemişlerdir. Düşük oranlarda partiküllerin arasındaki mesafe artmakta ve darbe dayanımı için uygun bir ortam oluşmamaktadır. Yüksek oranlarda ise mesafe azalmakta ancak aglomerasyon oluşmakta ve kırılma davranışı için uygun ortam oluşmaktadır. Namitha ve ark (2013), mikro ve nano boyutlu alümina ile güçlendirdikleri rezinlerin mekanik özelliklerini incelemişler ve nano boyutlu alümina ile güçlendirilen grupların daha üstün mekanik özelliklere sahip olduklarını görmüşlerdir. Bizim çalışmamızda da alümina ilave edilen grupların mekanik özelliklerinde gelişme görülmüştür.

Günümüzde güçlendirme amacıyla kullanılan doldurucular iki amacı hedeflemektedir. a) eğilme dayanımını arttırmak, b) sertliği arttırmak. Bununla ilgili birçok çalışma olmasına rağmen güçlendirmenin etkisinin incelenebileceği protez veya hasta çok azdır ve kontrollü uzun dönem klinik çalışması mevcut değildir (Gad ve ark 2017).

Dışhekimliğinde kullanılan protez kaide rezinleri, ısı, kimyasal, enjeksiyon, görünür ışın ve mikrodalga enerjisi ile polimerize edilebilmektedir (Anusavice 2003). Isı ile yapılan polimerizasyon işlemi sırasında mufla dışındaki ortamın sıcaklığı yüksek olmasına rağmen, bu sıcaklığın mufla ve alçı model gibi yapılardan geçerek rezine ulaşması uzun zaman almakta ve rezine ulaşan ısıda kayıp meydana

gelmektedir. Isı ile polimerizasyon tekniği için farklı metodlar kullanılmaktadır. Geleneksel metod düşük sıcaklıklarda uzun süre, kaynatma olmadan yapılır (74 derecede 9 saat) (Sehajpal ve Sood 1989). Hızlı polimerizasyon yönteminde ise, kaynayan suda 10-20 dk polimerize edilir (Bartoloni ve ark 2000). 73,8 °C'de 9 saat bekletip sonra 30 dk kaynatma metodu (Vojdani ve ark 2012) ya da 72 °C'de 6,5 saat bekletip sonra 100 °C'de 1,5 saat (Wong ve ark 1999) kaynatma da literatürde uygulanan yöntemlerdir. Bazı yazarlar en etkili polimerizasyon yönteminin geleneksel su banyosu içinde en az 65 °C'de 9 saat bekletmek olduğunu belirtmişlerdir (Zissis ve ark 1991). Vallittu ve ark, akriliğin 100 °C'nin altındaki polimerizasyonun, 100 °C'deki uzun polimerizasyondan daha fazla artık monomer içerdiğini göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda da 74 °C'de 8 saat beklettikten sonra 100 °C'de 2 saat kaynatma yöntemi ile polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.

PMMA'nın mikrodalga enerjisi ile polimerizasyonu; popülerliği gittikçe artan, ısı ile polimerizasyon tekniğine kıyasla çok kısa sürede polimerizasyon işleminin gerçekleştiği, rezinin yüzeyindeki ve derinlerindeki kısımlarının homojen bir biçimde ısıtıldığı ve sıcaklığın hızlı bir şekilde artış gösterdiğini bir yöntemdir (Memon ve ark 2001). Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyonda, geleneksel rezinler kullanılabildiği gibi, bu yöntem için özel akrilikler de kullanılabilmektedir. Bu akrilik rezinlerde monomer, metil ve etil metakrilat karışımından oluşmaktadır (McKinstry ve Zini 1990, Sanders ve ark 1991). Polimerizasyonu 300-300.000 MHz frekansa sahip elektromanyetik dalgalar ile gerçekleştirilmektedir. Bu mikrodalgalar, monomer molekülü tarafından emilerek rezinlerin polimerizasyonu sağlanır (Shlosberg ve ark 1989, Zaimoğlu ve ark 1993, Wei ve ark 1996). Mikrodalga ile elektromanyetik ışının molekül tarafından emilmesi ile polimerizasyon başladığı için termal yöntemdeki ısının neden olabileceği yan etkiler görülmemektedir (Zaimoğlu ve ark 1993). Bizim çalışmamızda da üretici talimatlarına göre 500 W'lık mikrodalga fırınında 3 dakika bekletilerek gerçekleştirilmiştir. 30 dakika oda ısısında soğumaya bırakıldıktan sonra tam soğutma için akan su altında 20 dakika bekletilmiştir. Literatürde mikrodalga enerjisi ile ve ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerin özelliklerini karşılaştırdıkları çok sayıda çalışma mevcuttur. Bazı araştırmacılar mikrodalga yöntemiyle mekanik özellikleri çok daha gelişmiş akrilik rezinler elde edileceğini savunurken; bir kısım araştırmacı da bu yöntemin konvansiyonel yöntemle aynı sonuçları verdiğini belirtmişlerdir. Lai ve ark (2004),

mikrodalga enerjisinin protez kaide polimerlerini etkin bir şekilde polimerize ettiğini ancak mikrodalga enerjisi seviyesindeki artışla porozite miktarının da arttığını bildirmişlerdir. Mikrodalga enerjisinin zamandan tasarruf için iyi bir polimerizasyon yöntemi olmakla beraber poroziteyi en aza indirmek için uygun enerji miktarı ve polimerizasyon süresinin oldukça önemli faktörler olduğunu ifade etmişlerdir. Reitz ve ark (1985) ile Shlosberg ve ark (1989), mikrodalga enerjisi ve ısı ile polimerize olan akriliklerin porozite, sertlik ve eğilme dayanımları arasında istatistik olarak önemli bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise ısı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin, mikrodalga ile enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklerine göre daha iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olduğu görülmüştür. Bu durum örnek kalınlığının artması ile mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin homojen bir şekilde polimerize olamaması ve içerisinde porözite miktarının artmasına bağlı olabilir.

Otopolimerizan akrilik rezinlerin partikül yapıları düzensizdir. Düşük molekül ağırlıklı polimer partiküllerinin oranı daha fazla olduğu için yapıları daha zayıf ve esnektir. Daha kısa zamanda plastik deformasyona uğramaktadırlar. Polimerizasyonları hızlıdır ancak tam olmadığı için polimerizasyondan sonra değişik oranlarda artık monomer saptanmıştır (Craig 1997, Anusavice 2003). Bayındır ve ark (2005); 3 farklı firmanın ısı ile polimerize olan ve 1 firmanın otopolimerizan akrilik rezinlerinin eğilme dayanımını karşılaştırdıkları çalışmada otopolimerizan akrilik rezinlerin en düşük eğilme dayanımı değerlerine sahip olduğunu göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda da otopolimerizan akrilik rezin, ısı ile polimerize olan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezine göre daha düşük eğilme dayanımı değerleri göstermiştir.

Hargreaves ve ark (1969), total protezlerin % 68'inin ilk 3 yıl içerisinde kırıldığını bildirmiştir. Bu kırıklar ağız içinde çiğneme kaslarının etkisiyle, ağız dışında ise düşme sonucu oluşabilmektedir. Çalışmalar üst total protezlerin çoğunlukla orta hattan yorgunluk veya darbe sonucu kırıldığını gösterirken, alt total protezlerin ise % 80 oranında darbeye bağlı kırıldığını göstermektedir (Hargreaves 1969, Jagger ve Harrison 1998). Günümüzde maksiller tam protezin orta hat kırığı yaygın bir problemdir (Machado ve ark 2007). Protez kaide materyallerinin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde eğilme dayanımı, çekme ve çarpma dayanıklılığı

testleri yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. American Dental Association Council of Dental Materials, Instruments and Equipment (ANSI/ADA), Deutsches Institut für Normung (DIN), International Organization for Standardization (ISO), ve Fédération Dentaire Internationale (FDI) gibi uluslararası standartlar materyallerin özelliklerinin test edildiği birçok çalışmada rehber olarak kullanılmaktadır (Vallittu 1999, Anusavice 2003). Eğilme dayanımı testleri ağız içinde protezlerin maruz kaldığı kuvvetleri en çok taklit eden testlerdir (Craig ve Peyton 1993). Malzemenin sertlik ve kırılma direnciyle direkt olarak ilişkili sıkıştırma, çekme ve makaslama kuvvetlerinin bir kombinasyonudur. Materyallerin eğilme dayanımının test edilebilmesi için statik ve dinamik yüklemelerin uygulandığı tek eksenli ve çift eksenli testler uygulanmaktadır (Pick ve ark 2010). Günümüzde tek eksenli üç nokta bükülme testi, uygulama kolaylığı ve tekrarlanabilirliği nedeni ile rezin materyaller için ISO tarafından standart test olarak kabul edilmiştir. Bizde çalışmamızda tek eksenli üç nokta eğilme testini kullandık ve test örneklerinin standardizasyonunu ISO 1567 standartlarına göre gerçekleştirdik. ISO 1567 standartlarına göre minimum eğilme dayanımı değerlerinin 65 MPa olması gerektiği belirtilmektedir. Eğilme dayanımı testinde iki destek arası mesafe 50 mm'dir. Bu boyut üst total protezde molar dişler arasındaki mesafeyi temsil etmektedir. Bu bilgiler ışığında bu çalışmada 65×10×3 mm boyutunda çubuk şeklinde örnekler kullanılmıştır. Bu tip örneklerin sahip oldukları kenar düzensizlikleri stresin yoğunlaştığı bölgeler olmakta ve kırılmalara yol açabilmektedir (Ban ve Anusavice 1990, Jin ve ark 2004). Ayrıca örnek uzunluğundan dolayı ışıkla sertleşen rezinlerde homojen olmayan polimerizasyon alanları olabilmektedir (Palin ve ark 2003, Chung ve ark 2004).

Akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde eğilme dayanımının yanında önemli olan bir diğer özellik de elastik modülüs (Young modülü) değeridir. Materyallerin elastisitesi, elastik modülüs veya Young modülü olarak da bilinir. Elastik modülüs, materyalin rijitliği ile ilgili önemli parametrelerden birisidir (Craig ve Peyton 1993). Başlıca doldurucu şekli, konsantrasyonu ve doldurucu ve matriks arayüzündeki bağlantı tipinden etkilenmektedir. Ayrıca doldurucu çapı, yüzdesi ve matriks içerisindeki dağılımından etkilenmektedir. Genellikle çekme testlerinden elde edilen gerilim-gerilme eğrilerinden ölçülebilmektedir. Önceki çalışmalarda genellikle polimer içerisindeki rijit partiküllerin ağırlıkça yüzdesi arttığında elastik modülüs değerinin arttığı

bilinmektedir. Çalışmamızda elastik modülüs değerleri, eğilme dayanımı testi sonuçlarından faydalanılarak hesaplanmıştır. Rodford ve ark (1993), Young modülünün saptanması için yapılan testler sırasında hazırlanan test örneklerinin uzunluk-kalınlık oranlarının ve uygulanan kuvvet miktarının elde edilen sonuçları etkilediğini bildirmişler ve test örneğinin kalınlığı ile elastik modülüs değerlerinin ters orantılı olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle çalışmamız için hazırlanan örnekler arasındaki boyutsal farklılıkları en aza indirmek için mum kalıplar kullanılmıştır.

Isı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlerinin eğilme dayanımlarını karşılaştıran birçok çalışma vardır. Kantar (2005), ısı ile polimerize akrilik rezin (Paladent 20) ve mikrodalga enerjisi ile polimerize akrilik rezin (Acron MC) örneklerin kullandığı çalışmada, mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin eğilme dayanımı değerlerini ortalama 104 MPa, ısı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin eğilme dayanımını ise 77 MPa olarak saptamıştır. Levent (2002), mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin (Acron MC) ortalama değerlerini 100 MPa, ısı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin (Paladent 20) ortalama değerlerini ise 78 MPa olarak tesbit etmişlerdir. Archadian ve ark (2000), eğilme dayanımı testi uyguladıkları akrilik rezinlerde, mikrodalga enerjisi ile polimerize olanların (Acron MC) 105 MPa ile en yüksek değerleri gösterdiklerini belirtmişlerdir. Memon ve ark (2001), enjeksiyon yöntemi ile polimerize olan akrilik rezin (Microbase), ısıyla polimerize akrilik rezin (Meliodent) ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin (Acron MC) kullandıkları çalışmalarında, bu üç rezinle hazırladıkları örneklerin eğilme dayanımlarını Microbase için 66,2 MPa, Acron MC için 84 MPa ve Meliodent için ise 83,6 MPa; elastik modüllerini ise sırasıyla Microbase için 2 832 MPa, Acron MC için 2 753 MPa ve Meliodent için 2 355 MPa olarak bulmuşlardır. Bu çalışmalardaki ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerin eğilme dayanımı değerleri bizim çalışma sonucumuz ile benzer şekilde birbirine yakın iken, bizim çalışmamızdan farklı olarak mikrodalga ile polimerize örneklerin elastik modülüs değerleri ısı ile polimerize olan örneklerden daha yüksek bulunmuştur. Bu farklılığın sebebi, ısı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin polimerizasyonunu bizim çalışmamızdan farklı süre ve sıcaklıkta gerçekleştirmeleri olabilir (60 °C'de 1 saat ve 100 °C'de 2 saat).

Polimer kompozitlerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesinde doldurucu partikülün şekli, büyüklüğü, polimer matris içindeki dağılımı ve matrise bağlantısı çok önemli paya sahiptir. Metal oksitlerin boyutları uygun karıştırma için küçük olmalıdır (Unal ve Mimaroglu 2004). Bu çalışmada da ortalama 121,2 µm'lik akrilik tozlarının içerisine 15 nm'lik metal oksit (Al_2O_3 ve TiO_2) ve mineral (SiO_2) partikülleri karıştırılmıştır. Böylece partiküller polimer partikülleri arasındaki çatlakları doldurarak heterojen bir karışım oluşmasını ve polimer zincir parçalarının hareket etmesini önlemektedir. Ayrıca partiküllerin rezin içerisinde gömülmesini sağlayacak şekilde doldurucu yüzdesi de düşük olmalıdır. Düşük dansiteye sahip olmaları da akrilik rezin hafif ağırlıklarının korunmasına sebep olmaktadır (Korkmaz ve ark 2005).

Literatürde farklı nanopartikül yüzdelerinin akrilik rezinlerin eğilme dayanımını olumlu ve/veya olumsuz etkilediği ile ilgili farklı çalışmalar vardır. Akkuş ve ark (2015), ısı ile polimerize olan akrilik rezine 40-50 nm boyutlarında Al_2O_3 ve 15 nm boyutlarında SiO_2 nanopartikülü % 1 ve % 3 oranlarında ilave ettikleri çalışmalarında örneklerin eğilme dayanımı değerlerini karşılaştırmışlardır. En yüksek eğilme dayanımı değerleri kontrol grubunda bulunmuştur. En düşük eğilme dayanımı değerleri de % 1 oranında Al_2O_3 ve SiO_2 nanopartikülü ilave edilen gruplarda tespit edilmiştir. Ahmed ve ark (2016), geleneksel ısı ile polimerize olan ve yüksek dayanıklı ısı ile polimerize olan akrilik rezin tozlarına 40 nm boyutlarında titanyum dioksit nanopartikülünü % 1 ve % 5 oranlarında ilave ederek eğilme dayanımı incelemiştir. Geleneksel ısı ile polimerize olan akrilik rezin için nanopartikül ilavesi sonucu eğilme dayanımı değerleri azalırken en düşük değerler % 5 oranında ilave yapılan grupta görülmüştür. Safi (2014), akrilik protez materyalinin (ısı ile polimerize olan akrilik rezin) içerisine Al_2O_3 , TiO_2 ve SiO_2 nanodoldurucularını karıştırdıktan sonra elastik modülüs değerlerini incelenmiştir. Sonuç olarak % 5 oranında nanopartikül ilavesi yapılan gruplarda elastik modülüs değerlerinde kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. Bizim çalışmamızda da kontrol grupları ile % 1 oranında nanopartikül ilave edilen grupların elastik modülüs değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken, en yüksek elastik modülüs değerleri % 5 oranında ilave yapılan gruplarda görülmüştür. Nazirkar ve ark (2014), 7 nm boyutunda TiO_2 nanopartikülünü % 0,5 ve 1 oranında ilave ettikleri ısı ile polimerize olan akrilik rezin

örneklerin eğilme dayanımı değerlerini incelemişler ve nanopartikül ilavesiyle eğilme dayanımının azaldığını göstermişlerdir.

Bu çalışmalara zıt olarak, Harini ve ark (2014), PMMA'ya TiO₂ nanopartikülü ilave ettikleri çalışmalarında (% 1, 2 ve 5) eğilme dayanımı değerlerini incelemişler ve en yüksek eğilme dayanımı değerlerini % 5 oranında nanopartikül ilave edilen grupta, en düşük değerleri ise kontrol grubunda elde etmişlerdir. Bu çalışmayla benzer sonuçlara sahip olarak Safi ve Moudhaffar (2011), farklı oranlarda ZrO₂ nanopartikülü ilavesi sonucunda eğilme dayanımı değerlerini karşılaştırmışlar ve % 5 oranına kadar değerlerde istatistiksel olarak anlamlı bir artış görülmüş, % 5'ten fazla oranlarda ise düşüş görülmüştür. Bizim çalışmamızda ise farklı olarak % 1'den fazla oranlarda düşüş görülmüştür.

Wazzan ve ark (2006), farklı oranlarda TiO₂ nanopartikülü ilave ettikleri epoksi resinin mekanik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Optimal mekanik özellikleri % 4 oranında ilave yapılan gruplarda görürken, % 60-65 oranında bir artış gözlemlenmiştir. Wetzel ve ark (2006), polimer matriksi içerisinde 30-50 nm aralığındaki TiO₂ nanopartiküllerini % 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 8 ve 10 oranlarında karıştırmışlar ve bizim çalışmamızla benzer şekilde en yüksek eğilme dayanımı değerlerini % 1 oranında ilave yapılan grupta ölçmüşlerdir. Hamouda ve Beyari (2014), geleneksel ve yüksek dayanıklı akrilik resinin içerisine cam fiber ve titanyum dioksit nanopartiküllerini % 5 oranında ilave ederek eğilme dayanımı, elastik modülüs ve tokluk gibi parametreleri incelemişlerdir. Sonuç olarak cam fiber ilavesi sonucu eğilme dayanımı ve tokluk değerlerinde artış görülerek yüksek dayanıklı akrilik rezinlere yakın değerlere ulaşmıştır. Titanyum dioksit nanopartikülü ilavesi sonucunda ise eğilme dayanımı ve tokluk değerlerinde azalma görülmüştür. Elastik modülüs değerlerinde anlamlı bir değişiklik görülmezken; eğilme dayanımı, elastik modülüs ve tokluk arasında pozitif bir korelasyon, elastik modülüs ile kırılma anına kadar ki eğilme miktarı arasında da negatif bir korelasyon bulunmuştur.

Ismail ve Muklif (2015), ısı ile polimerize olan akrilik resin içerisine plazma yüzey işlemi uygulanmış polipropilen fiberler ile kombine olacak şekilde % 0,5 ve % 1 oranlarında Al₂O₃ nanopartikülü ilave ederek eğilme dayanımı parametresini incelemişler ve % 0,5 ve % 1 oranında ilave sonrasında eğilme dayanımında anlamlı bir değişiklik görülmemiştir. Safarabadi ve ark (2014) yaptıkları çalışmada, 80 nm

boyutlarındaki Al₂O₃ (% 3, 6, 8) ve 30 nm boyutlarındaki HA (% 5, 10) nanopartiküllerini akrilik rezin içerisine karıştırmışlar ve sonuç olarak eğilme dayanımı değerlerinin % 3 ve % 6 oranında Al₂O₃ ilave edildiğinde arttığını ancak % 8 oranında Al₂O₃ nanopartikülü ilave edildiğinde azaldığını göstermişlerdir. Vojdani ve ark (2012), % 0.5, 1, 2.5 ve 5 oranında Al₂O₃ nanopartikülü ilave ettikleri örneklerle eğilme testleri uygulamışlardır. % 0,5 ve % 1 ilavesiyle elde edilen eğilme dayanımı değerleri kontrol grubundan istatistiksel olarak farksızken, % 2,5 Al₂O₃ ilavesi eğilme dayanımını arttırmış, % 5 ilavesi ise azaltmıştır.

Elsaka ve ark (2011) yaptıkları bir çalışmada, geleneksel cam iyonomer siman içerisine % 3, 5 ve 7 oranlarında TiO₂ nanopartikülü eklemişlerdir. % 3 ve % 5 oranlarında fiziksel özellikler gelişirken, %7 oranında daha da zayıflamıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre % 0,5 ve % 1 oranlarında TiO₂ nanopartikülü eğilme dayanımını olumsuz etkilemiştir. Gad ve ark (2016) yaptıkları çalışmada, ısı ile polimerize olan akrilik rezin örnekleri düz açılı ve 45° açılı olacak şekilde ortadan ikiye ayırarak daha sonra nano zirkonya ilave edilmemiş otopolimerizan akrilik ve % 2.5, 5 ve 7.5 oranlarında nano zirkonya ilave edilmiş otopolimerizan akrilik rezin ile tamir ederek daha sonrasında eğilme dayanımı değerlerini incelemişlerdir. Sonuç olarak tamir rezinine nano zirkonya eklenmesinin eğilme dayanımı değerlerini arttırdığı görülmektedir. En yüksek değerler kırılmadan eğilme dayanımı testine tabi tutulmuş kontrol grubunda ve 45° açıyla kırılıp % 7,5 oranında nano zirkonya ile güçlendirilmiş otopolimerizan akrilik rezinle tamir edilmiş örneklerde ölçülmüştür. 45° açıyla tamir edilmiş örneklerin eğilme dayanımı değerleri düz açıyla tamir edilmiş örneklerden daha yüksek ölçülmüştür. Eğilme dayanımı sonrasında düz açıyla tamir edilen örneklerde daha çok adheziv kırılma oluşurken 45° açıyla tamir edilen örneklerde daha çok koheziv kırılmalar oluşmuştur. Dhole ve ark (2017), otopolimerizan, ısı ile polimerize olan ve yüksek dayanıklı ısı ile polimerize olan akrilik rezin tozlarına % 5, 10 ve 15 oranlarında alümina tozları ilave ederek eğilme dayanımı değerlerini ölçmüşler ve tüm gruplarda alümina doldurucularının eğilme dayanımı değerlerini arttırdığını görmüşlerdir.

Ismail ve Jasim (2014), farklı oranlarda (% 1, 2 ve 3) alüminyum oksit nanopartikülünü ısı ile polimerize olan akrilik rezin içerisine karıştırarak yüzey eğilme dayanımını incelemişler ve sonuç olarak eğilme dayanımı açısından en

yüksek değerleri % 1 oranında ilave edilen grupta, en düşük değerleri ise % 3 oranında ilave edilen grupta görmüşlerdir. Ayrıca % 1 ve 2 oranlarında ilave edilen gruplarda istatistiksel olarak artış görülürken, % 3 oranında yapılan ilaveyle anlamlı bir azalma görülmüştür. Alamel ve Mudhaffer (2014), ısı ile polimerize olan akrilik rezin içerisine 100 nm'den küçük SiO₂ nanopartiküllerini 3 farklı oranda (% 1, 5, 7) ilave ederek rezinin eğilme dayanımını incelemiştir. 3 nokta eğilme testi sonuçlarına göre % 1 ve % 5 oranlarında yapılan ilaveyle eğilme dayanımı değerleri artarken % 7 oranında yapılan ilaveyle değerler azalmıştır. da Silva ve ark (2012), mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezine silikon dioksit (SiO₂) nanopartikülünü % 0.1, 0.5, 1 ve 5 oranlarında ilave ederek eğilme dayanımını değerlendirdikleri çalışmada en yüksek eğilme dayanımı değerlerini % 0,5 ve 1 oranlarında SiO₂ ilave edilen grupta bulurken en düşük değerleri % 5 oranında ilave edilen grupta ölçmüşlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde en yüksek eğilme dayanımı değerleri % 1 oranında silikon dioksit nanopatikülü ilave edilen grupta görülürken, en düşük eğilme dayanımı değerleri % 5 oranında ilave edilen grupta görülmüştür.

Han ve ark (2008), nano-oksit partiküllerinin silikon elastomerler içerisine % 2 oranına kadar karıştırıldığında mekanik özelliklerinde artış olduğunu ancak % 2'den fazla oranlarda mekanik özelliklerin zayıfladığını göstermiştir. Bizim çalışmamızda da; eğilme dayanımı değerleri %1 oranında nanopatikül ilave edilen gruplarda artarken, % 1'den yüksek oranlarda kontrol grubuna yakın veya daha düşük ölçülmüştür. Elastik modülüs değerleri de nanopatikül ilavesi ile artmış ve en yüksek değerler % 5 oranında nanopatikül ilave edilen gruplarda görülmüştür.

Nanokompozit üretiminde en büyük problem 'aglomerasyon' (kümelenme) oluşumudur (Han ve ark 2008). Çünkü bu dağılım sonucunda reaksiyona girmeyen monomerler plastikleştirici (yumuşatıcı) gibi rol oynamaktadır (Shibata ve ark 2007). Nanopatikül ilavesi sonucunda kümelenme ve yığılmalar oluşmaktadır. Bu yığılmalar stresin merkezinde birikmesine yol açarak rezinin mekanik özelliklerini etkilemektedir (Han ve ark 2008). Örneğin; TiO₂ nanopatikülünün yığılma eğilimi göstermesi fotokatalitik etkisini de azaltmaktadır. Nanopatiküller birbirini elektrostatik Van der Waal's kuvvetiyle çekmektedir (Jordan 2005). Günümüzde materyallerin mekanik, optik, elektronik ve magnetik özelliklerinin belirlenmesinde

anahtar rol nanopartikülün şekil ve boyutudur (Xie ve Shang 2007). Nano boyutlarından dolayı geniş yüzey alanları aglomerasyona yatkınlık göstermektedir (Chatterjee ve Islam 2008). Daha büyük partiküller dağılımını arttırmakta ve matriks ve doldurucu arasındaki arayüz bölgesinin etkinliğini arttırmaktadır. Daha küçük partiküller arasında Van der Waal's kuvveti artmakta bu da partiküllerin dağılımını zayıflatıp materyalin mekanik özelliklerini azaltmaktadır (Jordan 2005). Daha iyi dağılım stres dağılımını arttırmakta ve stres birikimini azaltmaktadır. Sadece iyi dağılan partiküller geniş temas alanları oluşturmakta ve stres transferini geliştirerek kompozitte yeni özelliklerin oluşmasını sağlamaktadır. Bu yüzden genellikle eğilme tokluğu veya eğilme dayanımındaki gelişmeler çok düşük doldurucu oranlarında görülmektedir (Wetzel ve ark 2003). Bizim çalışmamızda da düşük oranlarda (% 1) eğilme dayanımının kontrol grubuna göre artarken, daha yüksek oranlarda (% 3 ve % 5) eğilme dayanımı değerlerinin azalması nanopartikülün aglomerasyon eğiliminin artmasına bağlı olabilir. Ayrıca, kullanılan nanopartiküller içerisinde en düşük molekül ağırlığa sahip olan SiO₂ olduğundan ağırlıkça eşit miktarda nanopartikül ilave edildiğinde diğer nanopartiküllere oranla birim alandaki partikül miktarı SiO₂ nanopartikülünde daha fazla olmaktadır. Bu durum SiO₂ nanopartikülü ilave edilen gruplardaki mekanik özelliklerin daha düşük olmasını açıklamakta ve SEM görüntülerindeki aglomere partiküllerin görünmesi ile desteklenmektedir.

Yüzdenin artması ile eğilme dayanımının azalmasını da, doldurucu miktarının artmasıyla polimer matriksindeki çapraz bağlantıların azalması ve stres konsantrasyonunun artmasıyla kırığın ilerlemesinin daha da kolaylaşmasına bağlamışlardır (Manchado ve ark 2005). Ayrıca doldurucuların matriks tarafından tam olarak ıslatılamaması ile rezin içindeki hapsolan hava ve nem miktarı da arttığından eğilme dayanımı değerleri azalmış olabilir (Wetzel ve ark 2003).

Sertlik, malzemenin yükleme altında plastik deformasyona karşı direnci olarak tanımlanmaktadır (O'Brien 1997). Sertlik değerlerindeki artış alümina oranındaki artışla ilişkili bulunmuştur. Bu alüminanın doğal karakteristiğinden kaynaklanmaktadır. Alümina partikülleri güçlü iyonik atomlar arası bağlantılar oluşturmaktadır. Böylece malzemenin sertlik ve direnci artmaktadır. Hegzagonal alpha fazındaki alümina en güçlü ve sert oksit seramiklerdendir. Alümina partikülü matriks içine dağıldığında malzemenin sertlik ve direncini arttırmaktadır. Yüzey

sertlik değerlendirmelerinde Brinell, Rockwell, Knoop, Shore, Barcol ve Vickers gibi çeşitli ölçüm metodları kullanılmaktadır (O'Brien 1997, Van Noort 2002). Restoratif materyallerin yüzey sertliği değerlerini belirgin biçimde etkileyen faktörler materyalin doldurucu oranı, içeriği, rezin tipi ve polimerizasyon derecesidir. Polimerizasyondan sonra reaksiyona girmeyen monomerler sertliğin azalmasına sebep olurlar ve inorganik doldurucuların sertliği materyallerin sertliğini direkt etkiler. Chung (1990), inorganik doldurucu oranının artmasının rezin kompozitlerin sertlik değerlerinin artışıyla sonuçlandığını bildirmiştir.

Ahmed ve ark (2016), geleneksel ısı ile polimerize olan ve yüksek dayanıklı ısı ile polimerize olan akrilik rezin tozlarına 40 nm boyutlarında titanyum dioksit nanopartikülünü % 1 ve % 5 oranlarında ilave ederek mikrosertlik (Vicker's mikrosertlik) özelliklerini inceledikleri çalışmada % 1'lik ilave sonrasında kontrol grubuna göre anlamlı bir artış görülmezken %5'lik nanopartikül ilavesi sonrasında anlamlı bir artış görülmüştür. Akkuş ve ark (2015), 40-50 nm boyutlarında Al₂O₃ ve 15 nm boyutlarında SiO₂ nanopartikülünü % 1 ve % 3 oranlarında ilave ettikleri ısı ile polimerize olan akrilik rezinin yüzey sertliğinde istatistiksel olarak bir farklılık görmemişlerdir. Ismail ve Muklif (2015), ısı ile polimerize olan akrilik rezin içerisine plazma yüzey işlemleri uygulanmış polipropilen fiberler ile kombine olacak şekilde % 0,5 ve % 1 oranlarında Al₂O₃ nanopartikülü ilave ederek yüzey sertliğini (Shore D) inceledikleri çalışmalarında, % 0,5 ve % 1 oranında ilave sonrasında yüzey sertliği değerlerinde anlamlı bir artış görülmüştür. Safarabadi ve ark (2014) yaptıkları çalışmada, 80 nm boyutlarındaki Al₂O₃ (% 3, 6, 8) ve 30 nm boyutlarındaki HA (% 5, 10) nanopartiküllerini akrilik rezin içerisine karıştırmışlar ve sonuç olarak nanopartikül ilavesi ile yüzey sertliği (Vicker's) özelliğinin geliştiiğini görmüşlerdir. Vojdani ve ark (2012), % 0,5, 1, 2,5 ve 5 oranında Al₂O₃ nanopartikülü ilave ettikleri ısı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin yüzey sertliğini incelemişler ve % 2,5 ve % 5 oranlarında ilave sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlenmiştir.

Ismail ve Jasim (2014), farklı oranlarda (% 1, 2 ve 3) alüminyum oksit nanopartikülünü ısı ile polimerize olan akrilik rezin içerisine karıştırmışlar ve yüzey sertliği testi (Shore D testi) uygulamışlar ve nanopartikül ilavesi sonrasında anlamlı bir artış görmüşlerdir. En yüksek değerler % 3 oranında ilave yapılan grupta

görülürken en düşük değerler kontrol grubunda görülmüştür. Alamel ve Mudhaffer (2014), ısı ile polimerize olan akrilik rezin içerisine 100 nm'den küçük SiO₂ nanopartiküllerini 3 farklı oranda (% 1, 5, 7) ilave ederek rezinin yüzey sertliği özelliğini incelemişler yüzey sertliği testi olarak 'Shore D' testi kullanılmış ve nanopartikül oranının artmasıyla beraber yüzey sertliği de artmıştır. Bu çalışmalara zıt olarak da Silva ve ark (2012), mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezine silikon dioksit (SiO₂) nanopartikülünü % 0.1, 0.5, 1 ve 5 oranlarında ilave ederek yüzey sertliğini değerlendirdikleri çalışmada sertlik değerleri azalmıştır. Bizim çalışmamızda da yüzey sertliği değerleri nanopartikül ilavesi ile artmış ve en yüksek değerler % 5 oranında nanopartikül ilave edilen gruplarda görülmüştür.

Yüzey pürüzlülüğü, materyal yüzeyinin 2 boyutlu parametresidir. Profilometre adı verilen özel bir cihazla ölçülebilir. Bu cihaz, yüzey kalitesi ile ilgili değerleri rakamsal olarak verebilmektedir (Ulusoy ve ark 1986, Zissis ve ark 1991, Verran ve Maryan 1997, Taylor ve ark 1998, Kuhar ve Funduk 2005). Bu bilgiler göz önüne alınarak çalışmamızda da yüzey pürüzlülüğü için Ra değeri esas alınmış ve bu değer profilometre kullanılarak ölçülmüştür. Protez yapımında kullanılan materyallerin sahip olduğu, yüzey pürüzlülüğü, serbest yüzey enerjisi, yüzey gerilimi, ıslanabilirlik, hidrofobisite, hidrofilisite, elektrostatik ilişkiler ve mikrosertlik gibi özellikler klinik öneme sahiptir çünkü plak birikimi ve lekelenmeyi etkiler. Özellikle yüzey pürüzlülüğü, protezle ilişkili stomatitisin patogenezinde önem taşıyan *Candida albicans*'ın yapışması ve tutunmasını uyarır. İdeal olarak, bir materyal, plak birikimini en aza indirmek veya ortadan kaldırmak için düzgün, cilalı yüzeye sahip olmalıdır (Zissis ve ark 2000). Bu pürüzlü yüzeyler, mikrobiyal hücrelere yüzeye tutunmaları için zaman sağlar. Yüzeydeki hareketsiz mikrobiyal sayının artışı, plak olgunlaşmasında gelişmeyi gösterir, bu da materyale komşu ağız dokularında çürük, gingival ve periodontal hastalıklar ve protezle artmış stomatitisin görülme sıklığında artışa neden olabilir.

Bazı in vivo çalışmalar yüzey pürüzlülüğü için bir eşik değeri (Ra=0,2 µm) önermişlerdir, bu değer altındaki yüzey pürüzlülük değerlerinde plak birikiminde önemli bir değişiklik beklenmemektedir (Kuhar ve Funduk 2005). Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yaparken, test örneklerinin yüzeylerini standardize etmek amacıyla bazı araştırmacılar (Kilani ve ark 1984, Aydın ve ark 1997, Zissis ve ark

2000, Nikawa ve ark 2001), muflalar arasına cam tabaka yerleştirerek akrilik tepimini gerçekleştirmektedir. Waters ve ark (1999) ise muflalar arasında ayırıcı madde olarak sodyum aljinat kullanmışlardır. Ancak yapılacak olan çalışmalarının bir tam protezi taklit etmesi açısından uygun değildir. Bu düşünce ile akrilik materyali mufladan çıktığı haliyle ele alan araştırmacılar da bulunmaktadır (Ulusoy ve ark 1986, Ozden ve ark 1999, Yıldırım 2000, Kuhar ve Funduk 2005). Bu yüzeylerin de her noktada ve her örnekte standardizasyonu sağlayabileceği tartışmalıdır. Araştırmacıların bir kısmı ise, örneklere cila işlemleri uygulamıştır (Anıl ve ark 1996). Sipahi ve ark (2001) ise, muflaları ayırıcı olarak cam yüzeyler kullanmış, mufladan çıkan akrilik örnek yüzeylerine bizim çalışmamıza benzer şekilde 400, 600 ve 800 dereceli zımpara uyguladıktan sonra cilalamıştır ve bu işlemler sonucu oldukça parlak yüzeyler elde etmişlerdir. Bu sebeplerden dolayı, bizim çalışmamızda da tam protezlerde kullanılan kaidelerin doku yüzeylerini taklit etmek amacıyla, akrilik rezin örneklerin her yüzeyi aynı kişi tarafından orta dereceli zımpara (600) ile zımparalanarak ortalama 5 dakika boyunca su soğutması ile standart bir pürüzlendirme işlemi yapılmıştır.

Farklı tipteki akrilik rezin sistemlerinin kontrol gruplarına ait Ra değerleri birbirine benzer çıkmıştır (0,17 μm ; 0,15 μm ; 0,16 μm). Nanopartikül ilave edilen gruplarda ise bu değerler yüzde ile doğru orantılı olarak artmakta ve en yüksek % 5 oranında nanopartikül ilave edilen gruplarda görülmüştür (0,72-0,84 μm). Akrilik rezinlerin tüm grupları değerlendirildiğinde otopolimerizan akrilik rezin örnekler, ısı ile polimerize olan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örnekler göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahiptir (0,47 μm ; 0,56 μm ; 0,48 μm). Literatürde akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği çalışmalarda, Zissis ve ark (2000) ve Ulusoy ve ark (1986) sırasıyla 3,4 ve 2,53 μm 'lik Ra değerleri elde etmişlerdi. Bu çalışmaların sonuçları, bizim elde ettiğimiz değerler oldukça üzerindedir (0,15-0,17), bu farklılığın test örneği yüzeylerinde herhangi bir işlem uygulanmamış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Azevedo ve ark (2006) ise, yapmış oldukları çalışmada 600 ve 1200 dereceli zımpara ile işlem uyguladıkları akrilik yüzeylerinin pürüzlülük değerini ölçmüşler (0,47 μm) ve bizim sonucumuza yakın bir sonuç elde etmişlerdir.

Akkuş ve ark (2015), ısı ile polimerize olan akrilik rezine 40-50 nm boyutlarında Al_2O_3 ve 15 nm boyutlarında SiO_2 nanopartikülünü % 1 ve % 3 oranlarında ilave ettikleri çalışmalarında yüzey pürüzlülüğü değerlerinde istatistiksel olarak bir farklılık görmemişlerdir. Ayrıca en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerini Al_2O_3 nanopartikülü ilave edilen gruplarda görmüşlerdir. Ismail ve Jasim (2014), farklı oranlarda (% 1, 2 ve 3) alüminyum oksit nanopartikülünü ısı ile polimerize olan akrilik rezin içerisine karıştırarak yüzey pürüzlülüğünü incelemişlerdir. Sonuç olarak yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından ise nanopartikül ilavesi sonucu anlamlı bir farklılık oluşmamıştır. Bu çalışmalara zıt olarak, Ismail ve Muklif (2015), ısı ile polimerize olan akrilik rezin içerisine plazma yüzey işlemi uygulanmış polipropilen fiberler ile kombine olacak şekilde % 0,5 ve % 1 oranlarında Al_2O_3 nanopartikülü ilave ederek yüzey pürüzlülüğünü incelemişlerdir. Sonuç olarak % 0,5 ve % 1 oranında ilave sonrasında yüzey pürüzlülük değerlerinde anlamlı bir artış görmüşlerdir. Vojdani ve ark (2012) da, % 0,5, 1, 2,5 ve 5 oranında Al_2O_3 nanopartikülü ilave ettikleri örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinde çok az bir artış gözlemlemişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmalara benzer şekilde, yüzey pürüzlülüğü değerleri nanopartikül ilavesi ile artmış ve en yüksek değerler % 5 oranında nanopartikül ilave edilen gruplarda görülmüştür.

Literatürde ısı ile polimerize olan akrilik rezin, otopolimerizan akrilik rezin ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezine beraber nanopartikül ilave edilip mekanik ve fiziksel özelliklerinin değerlendirildiği fazla çalışma mevcut değildir. Bizim çalışmamızda nanopartikül ilave edilmiş farklı akrilik rezin tiplerini birbirini ile karşılaştırdığımızda ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerin diğer akrilik rezin tiplerine göre daha yüksek mekanik özelliklere sahip olduğunu söyleyebiliriz. Bu da otopolimerizan akrilik rezinin polimerizasyon süresinin kısa olmasına bağlı olabilir. Bu çalışmada muflaların polimerizasyonu sırasında sıcak su içerisinde bekletilmesi yerine mikrodalga enerjisi kullanılarak bu farklılık oluşmuş olabilir. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyonda tamamlanmamış polimerizasyon ve silikon dioksitin yalıtkan bir parça olarak etki etmesiyle açıklanabilir. Polimerizasyon fırınının gücünün artırılması ile bu sorunun önüne geçilebilir.

Aglomerasyon ve non-homojen dağılımların görülmesi araştırmaları daha iyi bir dağılım sağlanması için yeni karıştırma yöntemlerinin bulunmasına yönelmiştir

(Wetzel ve ark 2006). Eriterek karıştırma, solüsyon içerisinde karıştırma, makaslama kuvveti ile karıştırma ve mekanik karıştırma boyunca yüksek makaslama kuvveti uygulanması, ultrasonik karıştırıcı ile karıştırma ve ses dalgaları ile karıştırma gibi mekanik yöntemler veya kimyasal metodlar kullanılmaktadır (Carotenuto ve ark 1996, Xia ve Wang 2003).

Harini ve ark (2014), Sodagar ve ark (2012), Nazirkar ve ark (2014), Salman ve Khalaf (2015), Ghaffari ve ark (2014) ve Alnamel ve Mudhaffer (2014) nanopartikülü amalgamatör aracılığıyla monomer (likit) içerisine ilave ederken; Ahmed ve ark (2016), Safarabadi ve ark (2014), Shirkavand ve Moslehifard (2014), da Silva ve ark (2012) ve Jasim ve Ismail (2014) akrilik rezin polimeri (toz) içerisine karıştırmışlardır. Ayrıca Mc Nally ve ark (2006), manuel karıştırma yöntemiyle % 1 oranından daha fazla oranda silikon dioksitin akrilik rezine homojen bir şekilde karıştırılamayacağını savunmuştur. Mc Nally ve ark (2006) ve Sodagar ve ark (2012)'nin çalışmaları doğrultusunda bizim çalışmamızda da SiO₂ nanopartikülünün yüksek konsantrasyonlarda likit içerisinde aglomerasyonun daha fazla olacağı düşünülerek nanopartikülü akrilik rezin polimeri içerisine ilave edilmiştir.

Nanopartiküller üstün özelliklerine rağmen bazı kısıtlayıcı özelliklere sahiptir; a) Hidrofilik yüzeylere sahiptirler, b) Yüksek spesifik yüzey alanına sahiptirler. Bu yüzden yüksek yüzey enerjisine sahiptirler ve aglomere olma eğilimindedirler (Kickelbick 2003). Bunun önüne geçebilmek için uygun yüzey kaplaması yapılabilir. Kaplama ile yüzeydeki -OH- gruplarının etkinliği azaltılır. Böylece partikül yüzeyindeki organik zincirler nanopartiküllerin arasında aglomerasyonu ve oksijen köprülerinin oluşumunu engellemiş olur (Lin ve ark 2011). Bazı yazarlar küçük partiküller arasındaki bu ilişkiyi önlemek için nanoboyutlu silika partikülleri ve rezin arasında 3-metakrilo-propil-trimetaksi-silan (MPTS) gibi kaplama ajanları kullanmıştır (Kanie ve ark 2004). Silan kaplama ajanının yüzey modifikasyonunu olumlu etkilediğiyle ilgili çalışmalar (Asar ve ark 2013) olsa da işlem uygulanmamış nanopartiküllerin de akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini geliştirdiği ile ilgili çalışmalar da mevcuttur (Abdulhamed ve Mohammed 2010). Yüzey modifikasyonu ilave zaman gerektirmesi ve daha pahalı olması gibi dezavantajlara sahiptir (Kanie ve ark 2004). Literatürde daha önce

yapılan çalışmaların çoğu ısı ile polimerize olan PMMA ile ilgilidir. Diğer akrilik rezin tipleri ile ilgili çok fazla çalışma yoktur.

Salman ve Khalaf (2015), silan kaplama ajanı ile silanize ettikleri 50 nm'den küçük TiO₂ nanopartikülü ve 70-80 nm boyutlarındaki ZrO₂ nanopartiküllerini % 2 oranında monomer içerisine ultrasonik karıştırıcı aracılığıyla 3 dakika boyunca ısı ile polimerize olan akrilik rezin içerisine karıştırmışlar ve eğilme dayanımını değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak eğilme dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış görülmüştür. Mekanik özelliklerinde bu artışa partiküllerin matriks içerisinde daha iyi dağılımını sağlayan aglomerasyonun oluşumunu önleyen ve matriks ile nanodoldurucu arasındaki bağlantıyı artıran silan kaplama ajanların kullanımı sebep olmuş olabilir. Böylece matriks içerisindeki çapraz bağlantılar veya supramoleküler bağlantılar oluşarak kırığın matriks içerisindeki ilerlemesi engellenmiş olabilir (Liu ve ark 2008). Bizim çalışmamızda da yüksek oranlarda nanopartikül ilavesi sonucunda mekanik özelliklerin düşmesi kaplama yapılmamasına bağlı olabilir. Yadav ve Elkawash (2011), akrilik rezine % 5 oranında Al₂O₃ eklenmesi sonucunda, eğilme dayanımının azalmasını ya doldurucu partiküllerin akrilik rezin içinde düzensiz dağılmasına ki bu stres artmasına neden olur ya da silan olmamasına bağlamış, silan uygulamasını tavsiye etmişlerdir. Buna karşın Vojdani ve ark (2012) ve Cohen ve ark (1992), akrilik rezinin mekanik özelliklerini geliştirebilmek için yüksek konsantrasyonda ve özellikle de yüzey işlemi uygulanmamış nanopartiküllerin kullanımını önermişlerdir.

Ayad ve ark (2008), Ihab ve ark (2012) ve Mohammed ve Mudhaffar (2012) yüzey modifikasyonlarıyla yüksek konsantrasyonların yol açtığı problemlerin önüne geçildiğini bildirseler de, Protopapa ve ark (2011), Zhang ve ark (2014), Vojdani ve ark (2012) ve Cohen ark (1992) yüzey modifikasyonu ne olursa olsun yüksek konsantrasyonun yol açtığı olumsuz etkilerin önüne geçilemediğini belirtmişlerdir. Bu sebeplerden dolayı biz de çalışmamızda yüzey işlemi uygulamadık.

Nanopartikül kullanımındaki bir başka problem de PMMA ve inorganik materyaller arasında kimyasal bağlayıcı ajan kullanımı olmuştur. Metal ve rezin arasındaki bağlantıyı arttırabilmek için 4-META ve γ -MPS gibi kimyasallar kullanılmıştır. Bu kimyasalların nanopartiküllerin olumsuz etkilerini azalttığı söylenmektedir (Kanie ve ark 2004). Coelho ve ark (2011), 21 nm boyutundaki TiO₂

nanopartikülünü % 2,5 ve 5 oranlarında epoksi rezin içerisine karıştırmışlardır. Alınan SEM görüntülerinde nanopartiküllerin kimyasal ve fiziksel olarak güçlü bir bağlantı oluşturmadıklarını ancak -OH- gruplarına zayıf bağlantıların oluştuğunu görmüşlerdir.

Nanopartikülün şekli de önemli parametrelerden birisidir. Hansen ve Tomkiewicz (1975), karbon ve grafit fiberleri epoksi rezinin içinde doldurucu olarak kullandıkları çalışmalarında, ısı iletiminin iyi olduğunu ve uzamış partiküllerin uzamamış partiküllerden daha iyi ısı iletildiğini belirtmişler. Yine başka bir çalışmada doldurucuların ideal formunun uzamış partiküller olduğu plastiği daha iletken yaptığı için düşük konsantrasyonlarda eklenebileceği belirtilmiştir (Grant ve Greener 1967). Ancak başka bir çalışmada da Al_2O_3 'ün küre şeklindeki partikülleri ısı difüzyonu ve elastik özelliklerini anlamlı olarak artırmaktadır. Bunun sebebi olarak da alüminyum oksit kürelerinin protez kaide tozları içindeki uygun dağılımı gösterilmektedir (Ellakwa ve ark 2008). Hamedi-Rad ve ark (2014) yaptıkları çalışmada, küresel şekilli nanogümüş partiküllerinin termal iletkenlik özelliklerini geliştirdiği gösterilmiştir. Biz de bu sebeplerden dolayı çalışmamızda küresel şekilli Al_2O_3 , SiO_2 ve TiO_2 nanopartiküllerini kullandık.

Bazı yazarlar farklı boyutlarda partiküllerin kullanılmasıyla da partiküller ve polimerler arasındaki boşlukların azaldığını savunmuşlardır. Nanopartiküllerin, linear makromoleküler polimer zincirlerinin arasındaki boşluklara girerek zincirler arasındaki boşlukları doldurup makromoleküler zincirlerin segmental hareketlerini kısıtladığı görülmüştür. Böylece rezinin sertliği ve kırılmalara karşı dayanıklılığının arttığını savunulmuştur. İki farklı boyutta metal oksitin kullanılması birim alandaki partikül miktarını arttırmakta ve partiküller arasındaki boşlukları azaltarak mekanik ve fiziksel özelliklerinde ilave gelişmeler sağlanmaktadır (Asar ve ark 2013).

Sodagar ve ark (2012), 21 nm boyutunda TiO_2 ve 20 nm boyutunda SiO_2 nanopartiküllerini % 0,5 ve 1 oranlarında akrilik rezin monomerinin içerisine karıştırarak eğilme dayanımındaki değişiklikleri araştırmışlardır. % 0,5 TiO_2 , % 1 TiO_2 , % 0,5 SiO_2 , % 1 SiO_2 , % 0,5 TiO_2+SiO_2 ve % 1 TiO_2+SiO_2 gruplarının kullanıldığı çalışmada en yüksek değerleri kontrol grubunda bulmuşlardır. En düşük değerleri de % 0,5 TiO_2+SiO_2 grubunda ölçmelerine rağmen kontrol gurubu ile % 0,5 ve % 1 oranında TiO_2 ve SiO_2 nanopartikülü ilave edilen gruplar arasında anlamlı

bir farklılık bulamamışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre akrilik rezin içerisine ağırlıkça % 0,5 ve 1 oranlarında TiO₂ ve SiO₂ nanopartikülü ilavesi eğilme dayanımı değerlerini düşürmektedir. Bu değerler nanopartikül konsantrasyonu arttıkça daha da azalmaktadır.

Ağız içinde kullanılan malzemelerin renklerinin estetik olarak kabul edilebilir düzeyde olması gerekmektedir. Nanopartikül ilave edilen akrilik rezinlerin de renk olarak kabul edilebilir düzeyde olması gerekmektedir (Ghaffari ve ark 2014). Acosta-Torre ve ark (2011), nano boyutlardaki metal oksitlerin polimerlere ilavesiyle yüzey ve renk değişiklikleri oluştuğunu bildirmiştir. Shirkavand ve Moslehifard (2014), TiO₂ nanopartikülünün akrilik rezini güçlendirdiğini ancak renk değişikliği meydana geldiğini görmüşlerdir. Ghahremani ve ark (2017), TiO₂ nanopartikülü ilavesinden sonra akrilik rezini renk pigmentleri ile modifiye etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da özellikle % 5 oranında TiO₂ nanopartikülü ilave edilen örneklerin renklerinde opaklaşma tespit edilmiştir. Bunun önüne geçmek için yeni yapılacak çalışmalarda renk pigmentlerinin kullanımı söz konusu olabilir.

Çalışmamızda kullanılan SEM cihazında organik ve inorganik numunelerin mikrometre ve nanometre seviyelerinde görüntüleri alınmaktadır. Wazzan ve ark (2006), SEM görüntülerinde % 4 oranında nanopartikül ilave yapıldığında epoksi matrisi içerisinde mikroçatlakların yer aldığını ve bunların stresi absorbe ederek materyalin deforme olmasını engellediğini göstermişlerdir. Ancak % 4'ten yüksek oranlarda mikroçatlakların birbirine yaklaşarak makroçatlakların oluştuğunu bununla mekanik özellikleri zayıflattığını söylemişlerdir. Bizim çalışmamızda da SEM görüntülerinde % 3 ve % 5 oranlarında mikroçatlakların ve yüzey pürüzlülüğünün arttığı görülmüştür. Bu da bu gruplarda mekanik özelliklerin zayıflamasıyla uyumludur.

Singha ve ark (2008), 50 nm boyutunda TiO₂, 45 nm boyutundaki Al₂O₃ ve 70 nm boyutundaki ZnO'yu mekanik karıştırıcı ile 700 devir ile 1 saat boyunca epoksi rezin içerisine karıştırmışlar (% 1, 5 ve 10) ve alınan SEM görüntülerinde partiküllerin bizim çalışmamızdan farklı olarak homojen bir şekilde karışıklarını görmüşlerdir. Benzer şekilde Al-Turaif ve ark (2010) da bizim çalışmamızdan farklı olarak 17 ve 50 nm boyutlarındaki TiO₂ nanopartikülünü % 1, 3, 5 ve 10 oranlarında epoksi rezin içerisine ilave ettikleri çalışmalarında, SEM görüntülerinde

aglomerasyon oluşmadığını belirtmişlerdir. Bunun sebebi kullanılan malzemenin farklı olması olabilir. Buna karşın Alharez ve Ahmad (2011), kırılma yüzeylerinden alınan SEM görüntülerinde Al_2O_3 ve ZrO_2 nanopartiküllerinin homojen dağıldığı ve bazı bölgelerde aglomerasyon oluştuğu 200 büyütme altında görülmüştür. Alhavaz ve ark (2017), SEM görüntüleri ile nanopartiküllerin dağılımını incelemişler ve SEM görüntülerinde % 2,5 grubunda nanopartikülün daha iyi dağılım gösterdiği daha yumuşak bir kırılma oluştuğu göreceli olarak pürüzlü bir yüzey ve belirgin çukurcuklar oluştuğu görmüşlerdir. Kontrol grubunda ise daha ince ve daha uzun bir kırık hattı görmüşlerdir. PMMA'ya kuvvet uygulandığında kırık oluşmaktadır ancak kırığın zirkonya gibi küçük ve sert nanopartikülden geçişi matriksten geçişinden daha zor olacağından matriks içerisindeki homojen dağılmış nanopartiküller kırığın ilerlemesini belli bir noktaya kadar engellemektedir. % 1'lik grupta kontrol grubu kadar olmasa da ince bir kırık hattı görmüşlerdir. Bizim çalışmamızda da, SEM görüntülerinde kırılmaların ince bir hat veya yarık tiplerinde olduğu görülmektedir. Kontrol grubundaki homojen çapraz bağlantılar, non-homojen gruplara göre daha yüksek 3-nokta eğilme testi değerlerini desteklemektedir. PMMA içindeki poroz alanlar düşük eğilme dayanımının sebebi olabilir. Ayrıca nanopartikül eklenen gruplarda SEM görüntülerinde partikülün bu poroz alanlara dolarak eğilme dayanımı değerlerinin artışına sebep olabileceği gösterilmiştir. Doldurucu partiküllerin düşük oranlarda (% 1) matriks içerisinde homojen bir şekilde dağıldığı görülmektedir. Daha yüksek oranlarda non-homojen dağılım ve aglomerasyonların arttığı görülmektedir. Kırılma yüzeylerindeki düzensizliklerin nanopartikül ilavesi ile arttığı ve çatlakların daha düzensiz ve rastlantısal ilerlediği görülmüştür. Ayrıca ısı ile polimerize olan örneklerde daha düzgün kırılma yüzeylerini görülüp, yüzeylerde nanopartikülün kopması (pull-out) ve porozitenin daha az olması diğer akrilik rezin tiplerine göre daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler göstermesi ile uyumludur.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezinlere (ısı ile polimerize olan, otopolimerizan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan) üç farklı nanopartikül sistemi (Al_2O_3 , SiO_2 , TiO_2) üç farklı oranda (% 1-3-5) ilave edilerek eğilme dayanımı, elastik modülüsü ve yüzey sertliği gibi mekanik özellikleri ve yüzey pürüzlülüğü gibi fiziksel özellikleri in vitro olarak incelenmiş ve limitasyonlar dahilinde elde edilen bulgular ışığında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1- Eğilme dayanımı değerleri açısından ısı ile polimerize olan akrilik rezin daha yüksek eğilme dayanımı değerleri göstermiştir. Al_2O_3 ve TiO_2 nanopartikülü ilave edilen gruplardaki eğilme dayanımı değerleri SiO_2 ilave edilen gruplardaki değerlerden daha yüksek bulunmuştur. Bu durumda SiO_2 nanopartikülünün ağırlıkça eşit miktardaki diğer partiküllere göre aglomerasyon eğiliminin daha fazla olduğu söylenebilir. Tüm akril tiplerinde % 1 oranında nanopartikül ilave edilen grupların eğilme dayanımı değerleri kontrol grubuna göre artarken, % 1'den yüksek oranlarda kontrol grubuna yakın veya daha az olmaktadır. Akrilik rezinler nanopartiküller ile güçlendirilmek istendiğinde Al_2O_3 ve TiO_2 nanopartikülleri düşük oranlarda kullanılabilir.

2- Isı ile polimerize olan akrilik rezin daha yüksek elastik modülüs değerleri göstermiştir. Al_2O_3 , SiO_2 ve TiO_2 nanopartikül tipinin elastik modülüs değerleri üzerine anlamlı bir etkisi bulunamamıştır. % 1 oranında nanopartikül ilave edilen grupların elastik modülüs değerleri ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken, en yüksek elastik modülüs değerleri % 5 oranında ilave yapılan gruplarda görülmüştür. Nanopartikül içeriği arttıkça elastik modülüs değerleri artmıştır.

3- Yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından otopolimerizan akrilik rezin diğer akrilik rezin gruplarına göre daha yüksek pürüzlülük değerleri göstermiştir. Nanopartiküllerin büyüklükleri aynı olduğundan nanopartikül tipinin yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir etkisi bulunamamıştır. Nanopartikül yüzdesi arttıkça pürüzlülük değerleri artmıştır. % 3 ve % 5 oranında ilave yapılan grupların pürüzlülük değerleri mikroorganizma tutulumu için kritik değerden ($0,2 \mu m$) çok yüksek iken ($0,46-0,84 \mu m$), % 1 oranında nanopartikül ilave edilen grupların

pürüzlülük değerleri kritik değere oldukça yakındır (0,28-0,4 μm). Yüzey pürüzlülüğü ve mikroorganizma tutulumu açısından ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlerin düşük oranlarda nanopartikül ilavesi ile kullanımı önerilebilir.

4- Yüzey sertliği değerleri açısından en yüksek değerler % 5 oranında ilave yapılan gruplarda görülürken en düşük değerler kontrol gruplarında görülmüştür. Nanopartikül içeriği arttıkça yüzey sertlik değerleri artmıştır.

5- SEM görüntüleri eğilme dayanımı değerlerinin yüksek olduğu gruplarda partiküllerin daha homojen dağıldığını ve akrilik rezin tozları arasındaki boşlukları daha iyi kapattığını göstermektedir. % 1'den yüksek oranlarda partiküllerin homojen dağılımının zorlaştığı ve aglomerasyon eğiliminin arttığı söylenebilir. SiO_2 nanopartiküllerinin aglomerasyon eğiliminin diğer nanopartiküllere oranla daha fazla olduğu görülmektedir.

6- Isı ile polimerize olan akrilik rezin örnekler, daha düzgün kırık yüzeylerine sahiptir ve otopolimerizan ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin yüzeylerindeki porozite ve nanopartikülün kopması (pull-out), ısı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerle göre daha fazladır. Bu durum ısı ile polimerize olan akrilik rezinin polimerizasyon süresinin fazla olması ile açıklanabilir. Yeni yapılacak çalışmalarda mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon süresinin veya enerjisinin arttırılması ile bunun önüne geçilebilir.

7- Akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla, mekanik yöntemlerle akrilik rezinlere ilave edilen ve herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan nanopartiküller için en uygun yüzdenin % 1 olduğu söylenebilir. Nanopartikülün büyüklüğü, karıştırma yöntemi ve partikül-matriks arayüzündeki bağlantı da malzemenin özelliklerini etkileyen diğer faktörlerdir.

8- Daha yüksek oranlarda doldurucu ilavesi için bağlantı ajanlarının kullanımı ve farklı karıştırma yöntemleri ile ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

9- Kliniği daha iyi taklit etmesi açısından in vivo çalışmaların sonuçlarının da değerlendirilmesi gerekmektedir.

6. KAYNAKLAR

- Abamor EŞ, 2010. Gümüş (Ag) ve titanyum dioksit (TiO₂) nanopartiküllerinin kütanöz leshmaniasis etkeni *L. Tropica* parazitleri üzerindeki antileishmanial etkilerinin incelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul.
- Abdelkader D, Abdecharif B, 2012. Peculiarity of the Cathodoluminescence of lpha-Alumina Prepared by Calcination of Gibbsite Powder or Generated by Oxidation of a Metallic FeCrAl Alloy. In: Cathodoluminescence. Eds: InTech, p. 123-145.
- Abdulhamed A, Mohammed A, 2010. Evaluation of thermal conductivity of alumina reinforced heat cure acrylic resin and some other properties. *J Bagh Coll Dent*, 22, 1-7.
- Abou El-Nour KMM, Eftaiha Aa, Al-Warthan A, Ammar RAA, 2010. Synthesis and applications of silver nanoparticles. *Arabian Journal of Chemistry*, 3, 3, 135-40.
- Agha H, Flinton R, Vaidyanathan T, 2016. Optimization of Fracture Resistance and Stiffness of Heat-Polymerized High Impact Acrylic Resin with Localized E-Glass FiBER FORCE® Reinforcement at Different Stress Points. *Journal of Prosthodontics*, 25, 8, 647-55.
- Ahmed MA, El-Shennawy M, Althomali YM, Omar AA, 2016. Effect of titanium dioxide nano particles incorporation on mechanical and physical properties on two different types of acrylic resin denture base. *World Journal of Nano Science and Engineering*, 6, 03, 111.
- Akkuş B, Ozturk AN, Yazman S, Akdemir A, 2015. Effects of Al₂O₃ and SiO₂ Nanoparticles on Flexural Strength of Heat Cured Acrylic Resin. *International Journal of Enhanced Research in Science Technology&Engineering*, 4, 6, 158-63.
- Akkuş B, Yazman S, Ozturk AN, Akdemir A, 2015. Mechanical and Thermal Properties of Al₂O₃ and SiO₂ Nanoparticles Addition Heat Cured Acrylic Resin, 4, 7, 219-26.
- Aktas C, Lee J, Miro MM, Barnoush A, Veith M, 2013. Alpha alumina synthesis by laser treatment of bi-phasic nanowires. *Applied Surface Science*, 278, 82-5.
- Al-Turaif HA, 2010. Effect of nano TiO₂ particle size on mechanical properties of cured epoxy resin. *Progress in Organic Coatings*, 69, 3, 241-6.
- al Doori D, Huggett R, Bates JF, Brooks SC, 1988. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 4, 1, 25-32.
- Alharez A, Akil H, Ahmad Z, 2016. Influence of Al₂O₃/Y-TSZ mixture as filler loading on the radiopacity of PMMA denture base composites. *Procedia Chemistry*, 19, 646-50.
- Alharez AO, Akil H, Ahmad Z, 2015. Mechanical Properties of PMMA Denture Base Reinforced by Nitrile Rubber Particles with Al₂O₃/YSZ Fillers. *Procedia Manufacturing*, 2, 301-6.
- Alla R, Raghavendra K, Vyas R, Konakanchi A, 2015. Conventional and contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I—overview, composition and properties. *Int J Appl Dent Sci*, 1, 82-9.
- Alla RK, Sajjan S, Alluri VR, Ginjupalli K, Upadhya N, 2013. Influence of fiber reinforcement on the properties of denture base resins. *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology*, 4, 1, 91.
- Allaker R, 2010. The use of nanoparticles to control oral biofilm formation. *Journal of dental research*, 89, 11, 1175-86.
- Alnamel HA, Mudhaffer M, 2014. The effect of Silicon di oxide Nano-Fillers reinforcement on some properties of heat cure polymethyl methacrylate denture base material. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 26, 1, 32-6.
- Anil N, Keyf F, Mutlu M, 1996. The effect of organic layer formation on the wettability of various prosthetic materials in vitro. *HÜ Diş Hek Fak Derg*, 20, 2, 52-5.
- Anusavice KJ, 2003. *Dental Polymers*. In: Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier, p. 75-98.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, 2013. *Dental Polymers*. In: Phillips' science of dental materials. 12th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences, p. 92-111.

- Arora N, Jain V, Chawla A, Mathur V, 2011. Effect of addition of sapphire (Aluminum oxide) or silver fillers on the flexural strength, thermal diffusivity and water sorption of heat-polymerized acrylic resins. *Int J Prosthodont Restorat Dent*, 1, 21-7.
- Asar NV, Albayrak H, Korkmaz T, Turkyilmaz I, 2013. Influence of various metal oxides on mechanical and physical properties of heat-cured polymethyl methacrylate denture base resins. *The journal of advanced prosthodontics*, 5, 3, 241-7.
- Austin AT, Basker RM, 1980. The level of residual monomer in acrylic denture base materials with particular reference to a modified method of analysis. *British dental journal*, 149, 10, 281-6.
- Austin AT, Basker RM, 1982. Residual monomer levels in denture bases. The effects of varying short curing cycles. *British dental journal*, 153, 12, 424-6.
- Ayad NM, Badawi MF, Fatah AA, 2008. Effect of reinforcement of high-impact acrylic resin with zirconia on some physical and mechanical properties. *Rev Clin Pesq Odontol*, 4, 3, 145-51.
- Aydin AK, Terzioglu H, Ulubayram K, Hasirci N, 1997. Wetting properties of saliva substitutes on acrylic resin. *The International journal of prosthodontics*, 10, 5, 473-7.
- Azevedo A, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Magnani R, 2006. Effect of disinfectants on the hardness and roughness of reline acrylic resins. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 15, 4, 235-42.
- Bal BS, Rahaman MN, 2012. Orthopedic applications of silicon nitride ceramics. *Acta biomaterialia*, 8, 8, 2889-98.
- Balos S, Pilic B, Markovic D, Pavlicevic J, Luzanin O, 2014. Poly (methyl-methacrylate) nanocomposites with low silica addition. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111, 4, 327-34.
- Ban S, Anusavice KJ, 1990. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of dental research*, 69, 12, 1791-9.
- Bancroft JD, Stevens A, 1996. *Electron Microscopy*. In: *Theory and Practice of Histological Techniques*, 4th ed. Churchill Livingstone, p. 601-41.
- Bartoloni J, Murchison D, Wofford D, Sarkar N, 2000. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. *Journal of oral rehabilitation*, 27, 6, 488-93.
- Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar NK, 2000. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. *Journal of oral rehabilitation*, 27, 6, 488-93.
- Bates JF, Stafford GD, Huggett R, Handley RW, 1977. Current status of pour type denture base resins. *Journal of dentistry*, 5, 3, 177-89.
- Baudin C, 2014. Processing of alumina and corresponding composites. *Comprehensive Hard Materials*, 2, 1, 31-72.
- Bayındır F, Akyıl Ş, Kavrut R, 2005. Farklı Zaman Aralıklarında Suda Bekletmenin Protez Kaide Materyallerinin Transvers Bükülme ve Transvers Dayanıklılık Özellikleri Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 2, 29, 16-23.
- Baysal B, 1994. *Polimer Kimyası*. 3. Baskı. Ankara, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Yayınları, p. 24-57.
- Berge M, 1983. Bending strength of intact and repaired denture base resins. *Acta odontologica Scandinavica*, 41, 3, 187-91.
- Beyli MS, von Fraunhofer JA, 1981. An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 46, 3, 238-41.
- Blagojevic V, Murphy VM, 1999. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *Journal of oral rehabilitation*, 26, 10, 804-8.
- Botsalı MS, 2008. Rezin esaslı fissür örtücülerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının, yüzey sertliğinin ve bağlanma dayanımının araştırılması, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya.
- Braden M, Clarke R, Nicholson J, Parker S, 1997. *Polymers*. In: *Polymeric Dental Materials*. 1st ed. Heidelberg, Germany, Springer-Verlag p. 22-25.

- Cappi B, Neuss S, Salber J, Telle R, Knuchel R, Fischer H, 2010. Cytocompatibility of high strength non-oxide ceramics. *Journal of biomedical materials research. Part A*, 93, 1, 67-76.
- Carlsson GE, Omar R, 2010. The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *Journal of oral rehabilitation*, 37, 2, 143-56.
- Carotenuto G, Her Y-S, Matijević E, 1996. Preparation and characterization of nanocomposite thin films for optical devices. *Industrial & engineering chemistry research*, 35, 9, 2929-32.
- Cava S, Tebcherani S, Souza I, Pianaro S, Paskocimas C, Longo E, Varela JA, 2007. Structural characterization of phase transition of Al₂O₃ nanopowders obtained by polymeric precursor method. *Materials Chemistry and Physics*, 103, 2, 394-9.
- Cevik P, Yildirim-Bicer AZ, 2016. The effect of silica and prepolymer nanoparticles on the mechanical properties of denture base acrylic resin. *Journal of Prosthodontics*. Doi: 10.1111/jopr.12573.
- Chan C-M, Wu J, Li J-X, Cheung Y-K, 2002. Polypropylene/calcium carbonate nanocomposites. *Polymer*, 43, 10, 2981-92.
- Chapman SK, 1986. *Working with a scanning electron microscope*, 1st ed. Lodgemark Press, p. 54-86.
- Chatterjee A, Islam MS, 2008. Fabrication and characterization of TiO₂-epoxy nanocomposite. *Materials Science and Engineering: A*, 487, 1, 574-85.
- Chaudhary S, Parthasarathy S, Kumar D, Rajagopal C, Roy P, 2014. Simple toughening of epoxy thermosets by preformed thermoplastics. *SPE plastic research online*.
- Chung KH, 1990. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *Journal of dental research*, 69, 3, 852-6.
- Chung SM, Yap AU, Chandra SP, Lim CT, 2004. Flexural strength of dental composite restoratives: comparison of biaxial and three-point bending test. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 71, 2, 278-83.
- Cimpan MR, Matre R, Cressey LI, Tysnes B, Lie SA, Gjertsen BT, Skaug N, 2000. The effect of heat- and auto-polymerized denture base polymers on clonogenicity, apoptosis, and necrosis in fibroblasts: denture base polymers induce apoptosis and necrosis. *Acta odontologica Scandinavica*, 58, 5, 217-28.
- Clarke RL, 1989. Dynamic mechanical thermal analysis of dental polymers. I. Heat-cured poly(methyl methacrylate)-based materials. *Biomaterials*, 10, 7, 494-8.
- Coelho MJ, 2011. Nanocompósitos de epóxi reforçados com nanopartículas de óxido de alumínio (Alfa Alumina) ou óxido de titânio (Titânia).
- Cohen BI, Deutsch AS, Condos S, Musikant BL, Scherer W, 1992. Compressive and Diametral Tensile Strength of Titanium-Reinforced Composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 4, s1, 50-5.
- Combe EC, 1986. *Dental Materials*. In: *Notes on dental materials*, 4th ed. Churchill Livingstone, p. 214-76.
- Cornell JA, Tucker JL, Powers CM, 1960. Physical properties of denture-base materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 10, 3, 516-24.
- Craig RG, 1989. *Dental Polymers*. In: *Restorative Dental Materials*. 8th ed. Missouri: The C.V. Mosby Company, p. 123-45.
- Craig RG, 1997. *Dental Polymers*. In: *Restorative Dental Materials*. 10th ed. St Louis, Mosby-Yearbook Inc, p. 191.
- Craig RG, Gibbons P, 1961. Properties of resilient denture liners. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 63, 382-90.
- Craig RG, Peyton FA, 1993. *Dental Polymers*. In: *Restorative dental materials*. 9th ed. Mosby-Yearbook Inc, p. 135-76.

- Craig RG, Powers JM, Wataha JC, 2000. Dental Polymers. In: Dental Materials, Properties and Manipulation. 12th ed. St. Louis: Mosby, p. 145-76.
- Craig RG, Ward ML, 1996. Restorative Dental Materials, St. Louis, Baltimore, Boston, Mosby-Year Book, p. 115-34.
- Çalikkocaoğlu S, 1998. Tam Protezler. 3. Baskı. İstanbul: Teknografik, p. 45-76.
- Çalikkocaoğlu S, 2000. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler), İstanbul, Yeditepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, p. 76-98.
- Çıracı S, Özbay E, Gülseren O, Demir H, Bayındır M, Oral A, Senger T, Aydınlı A, Dana A, 2005. Türkiye’de Nanoteknoloji. TÜBİTAK Bilim ve Teknik Dergisi.
- da Silva LH, Feitosa SA, Valera MC, de Araujo MA, Tango RN, 2012. Effect of the addition of silanated silica on the mechanical properties of microwave heat-cured acrylic resin. Gerodontology, 29, 2.
- Dalkiz M, Arslan D, Tuncdemir AR, Bilgin MS, Aykul H, 2012. Effect of different palatal vault shapes on the dimensional stability of glass fiber-reinforced heat-polymerized acrylic resin denture base material. European journal of dentistry, 6, 1, 70.
- De Clerck JP, 1987. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. The Journal of prosthetic dentistry, 57, 5, 650-8.
- Demirci MT, 2015. SiO₂ nanopartikül katkısının yüzey çatlaklı ve çatlaksız bazalt elyaf takviyeli kompozit boruların yorulma davranışına etkisi, Selçuk Üniversitesi.
- Deng S, Ye L, Friedrich K, 2007. Fracture behaviours of epoxy nanocomposites with nano-silica at low and elevated temperatures. Journal of materials science, 42, 8, 2766-74.
- Dhole RI, Srivatsa G, Shetty R, Huddar D, Sankeshwari B, Chopade S, 2017. Reinforcement of Aluminum Oxide Filler on the Flexural Strength of Different Types of Denture Base Resins: An In vitro Study. Journal of clinical and diagnostic research: JCDR, 11, 4, ZC101.
- Ellakwa AE, Morsy MA, El-Sheikh AM, 2008. Effect of aluminum oxide addition on the flexural strength and thermal diffusivity of heat-polymerized acrylic resin. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists, 17, 6, 439-44.
- Elsaka SE, Hamouda IM, Swain MV, 2011. Titanium dioxide nanoparticles addition to a conventional glass-ionomer restorative: influence on physical and antibacterial properties. Journal of dentistry, 39, 9, 589-98.
- Gad MM, Fouda SM, Al-Harbi FA, Napankangas R, Raustia A, 2017. PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition. International journal of nanomedicine, 12, 3801-12.
- Gad MM, Rahoma A, Al-Thobity AM, ArRejaie AS, 2016. Influence of incorporation of ZrO₂ nanoparticles on the repair strength of polymethyl methacrylate denture bases. International journal of nanomedicine, 11, 5633-43.
- Galan D, Lynch E, 1989. The effect of reinforcing fibres in denture acrylics. Journal of the Irish Dental Association, 35, 3, 109-13.
- Gegauff AG, Pryor HG, 1987. Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics. The Journal of prosthetic dentistry, 58, 1, 23-9.
- Ghaffari T, Hamedirad F, Ezzati B, 2014. In Vitro Comparison of Compressive and Tensile Strengths of Acrylic Resins Reinforced by Silver Nanoparticles at 2% and 0.2% Concentrations. Journal of dental research, dental clinics, dental prospects, 8, 4, 204-9.
- Ghahremani L, Shirkavand S, Akbari F, Sabzikari N, 2017. Tensile strength and impact strength of color modified acrylic resin reinforced with titanium dioxide nanoparticles. Journal of clinical and experimental dentistry, 9, 5, e661-e5.
- Goyat M, Suresh S, Bahl S, Halder S, Ghosh P, 2015. Thermomechanical response and toughening mechanisms of a carbon nano bead reinforced epoxy composite. Materials Chemistry and Physics, 166, 144-52.

- Grant A, Greener E, 1967. Whisker reinforcement of polymethyl methacrylate denture base resins. *Australian Dental Journal*, 12, 1, 29-33.
- Gupta K, Singh RP, Pandey A, Pandey A, 2013. Photocatalytic antibacterial performance of TiO₂ and Ag-doped TiO₂ against *S. aureus*, *P. aeruginosa* and *E. coli*. *Beilstein journal of nanotechnology*, 4, 345-51.
- Gutsch A, Krämer M, Michael G, Mühlenweg H, Pridöhl M, Zimmermann G, 2002. Gas-phase production of nanoparticles. *KONA Powder and Particle Journal*, 20, 0, 24-37.
- Gürmen S, Ebin B, İTÜ M, 2008. Nanopartiküller ve üretim yöntemleri-1. *Metaller Dergisi*, 150, 31-8.
- Hajipour MJ, Fromm KM, Ashkarran AA, Jimenez de Aberasturi D, de Larramendi IR, Rojo T, Serpooshan V, Parak WJ, Mahmoudi M, 2012. Antibacterial properties of nanoparticles. *Trends in biotechnology*, 30, 10, 499-511.
- Hamed-Rad F, Ghaffari T, Rezaii F, Ramazani A, 2014. Effect of nanosilver on thermal and mechanical properties of acrylic base complete dentures. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 11, 5, 495-505.
- Hamouda IM, Beyari MM, 2014. Addition of glass fibers and titanium dioxide nanoparticles to the acrylic resin denture base material: comparative study with the conventional and high impact types. *Oral health and dental management*, 13, 1, 107-12.
- Han Y, Kiat-amnuay S, Powers JM, Zhao Y, 2008. Effect of nano-oxide concentration on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *The Journal of prosthetic dentistry*, 100, 6, 465-73.
- Hansen D, Tomkiewicz R, 1975. Heat conduction in metal-filled polymers: The role of particle size, shape, and orientation. *Polymer Engineering & Science*, 15, 5, 353-6.
- Hargreaves AS, 1969. The prevalence of fractured dentures. A survey. *British dental journal*, 126, 10, 451-5.
- Harini P, Mohamed K, Padmanabhan TV, 2014. Effect of Titanium dioxide nanoparticles on the flexural strength of polymethylmethacrylate: an in vitro study. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, 25, 4, 459-63.
- Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA, 2002. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87, 2, 225-8.
- Hayes M, Edwards D, Shah A, 2015. *Fractography in Failure Analysis of Polymers*, William Andrew, p. 139-45.
- Hu S, Xu S, Li C, 1998. Ultramicro rigid inorganic particles and the filled plastic. *Modern Plastics Processing and Applications*, 10, 1, 61-3.
- Hull D, 1999. *Fractography: observing, measuring and interpreting fracture surface topography*, Cambridge University Press, p. 156-78.
- Ihab N, Hassanen K, Ali N, 2012. Assessment of zirconium oxide nano-fillers incorporation and silanation on impact, tensile strength and color alteration of heat polymerized acrylic resin. *J Bagh Coll Dentistry*, 24, 4, 36-42.
- Ihab N, Moudhaffar M, 2011. Evaluation the effect of modified nano-fillers addition on some properties of heat cured acrylic denture base material. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 23, 3, 23-9.
- İlbay SG, Guvener S, Alkumru HN, 1994. Processing dentures using a microwave technique. *Journal of oral rehabilitation*, 21, 1, 103-9.
- Ireland MF, Dixon DL, Breeding LC, Ramp MH, 1998. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80, 2, 158-62.
- Ismail IJ, Jasim BS, 2014. The effect of silanized alumina nano-fillers addition on some physical and mechanical properties of heat cured polymethyl methacrylate denture base material. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 26, 2, 18-23.

- Ismail IJ, Muklif OR, 2015. Studying the effect of addition a composite of silanized Nano-Al₂O₃ and plasma treated polypropylene fibers on some physical and mechanical properties of heat cured PMMA denture base material. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 27, 3, 22-7.
- Jagger DC, Harrison A, 1998. The fractured denture-solving the problem. An update for general dental practice. *Prim Dent Care* 5, 159-62.
- Jagger DC, Harrison A, Jandt KD, 1999. The reinforcement of dentures. *Journal of oral rehabilitation*, 26, 3, 185-94.
- Jagger DC, Jagger RG, Allen SM, Harrison A, 2002. An investigation into the transverse and impact strength of "high strength" denture base acrylic resins. *Journal of oral rehabilitation*, 29, 3, 263-7.
- Jassim R, Radhi A, 2011. Evaluation the biological effect of two types of denture base materials reinforced with silanated glass fiber. *J Bagh Coll Dent*, 23, 26-30.
- Jin J, Takahashi H, Iwasaki N, 2004. Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dental materials journal*, 23, 4, 490-6.
- John J, Gangadhar SA, Shah I, 2001. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86, 4, 424-7.
- Joniot S, Salomon JP, Dejoui J, Gregoire G, 2006. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative dentistry*, 31, 1, 39-46.
- Jordan JW. Roof Drainage Design and Analysis: Structural Collapses, Responsibility Matrix, and Recommendations. *Structures Congress 2005: Metropolis and Beyond*, 1-12.
- Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE, 2003. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90, 2, 190-3.
- Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N, 2007. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 18, 1, 155-63.
- Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S, 2004. Flexural properties of denture base polymers reinforced with a glass cloth-urethane polymer composite. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 20, 8, 709-16.
- Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Inoue K, 2004. Physical and mechanical properties of PMMA resins containing γ -methacryloxypropyltrimethoxysilane. *Journal of oral rehabilitation*, 31, 2, 166-71.
- Kantar K, 2005. Kopolimer yapıda hazırlanan akrilik rezinlerin termal ve reolojik özelliklerinin dinamik mekanik analiz (DMA) ile incelenmesi, Doktora, Ankara Üniversitesi.
- Kaplan R, 2002. Isı ve Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Kaide Rezinlerine Dental Fiber Sistemlerinin Etkilerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi, Doktora, Ankara Üniversitesi, Ankara.
- Karacaer Ö, Doğan A, Gürbüz R, 1995. Polietilen ve Karbon Fiber ile Desteklenmiş Akrilik Resinlerin Kırılmaya Karşı Dirençleri. *Acta Odontologica Turcica*, 12, 1, 69.
- Karayazgan B, 2010. Silika ile güçlendirilmiş maksillofasiyal silikon elastomerlerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi. *CÜ Diş Hek. Fak. Derg.*, 13, 1, 34-9.
- Kartal L, 2013. İndüktif Enerji Kaynaklı Ultrasonik Sprey Piroliz Sisteminde Nano-metal, Nano-metal Oksit Ve Nano-metal/metal Oksit Karışık Tozları Üretimi, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Kazanji MN, Watkinson AC, 1988. Influence of thickness, boxing, and storage on the softness of resilient denture lining materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 59, 6, 677-80.
- Kesercioğlu A, Öztürk B, Artunç C, 1991. SR-İvocap sistemi ile protez akrilik kaide plaklarının yapım tekniği. *Ege üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 12, 42.
- Khan Z, von Fraunhofer JA, Razavi R, 1987. The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material. *The Journal of prosthetic dentistry*, 57, 3, 384-6.

- Kiat-amnuay S, Mekayarajjanononth T, Cron CC, Khan Z, Gettleman L, 1999. Simplified methods for fabricating tissue-supported implant-retained overdentures with retention from a resilient liner. *The Journal of prosthetic dentistry*, 82, 2, 242-5.
- Kickelbick G, 2003. Concepts for the incorporation of inorganic building blocks into organic polymers on a nanoscale. *Progress in polymer science*, 28, 1, 83-114.
- Kilani BH, Retief DH, Guldag MV, Castleberry DJ, Fischer TE, 1984. Wettability of selected denture base materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 52, 2, 288-91.
- Kim SH, Watts DC, 2004. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91, 3, 274-80.
- Kimura H, Teraoka F, 1984. On the microwave polymerization method by the developed flask. *Quintessence Dent Techno*, 9, 729-37.
- Korkmaz T, Dogan A, Usanmaz A, 2005. Dynamic mechanical analysis of provisional resin materials reinforced by metal oxides. *Bio-medical materials and engineering*, 15, 3, 179-88.
- Köroğlu A, 2007. Farklı yöntemlerle polimerize edilen fiberle güçlendirilmiş akrilik rezinlerin artık monomer miktarının ve bazı fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi. Ankara..
- Kuhar M, Funduk N, 2005. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93, 1, 76-85.
- Ladizesky NH, Ho CF, Chow TW, 1992. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68, 6, 934-9.
- Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH, 2004. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 20, 2, 133-41.
- Lainović T, Blažić L, Potran M, 2012. Nanotechnology in dentistry: current state and future perspectives. *Stomatološki glasnik Srbije*, 59, 1, 44-50.
- Lansdown AB, 2002. Silver. 2: Toxicity in mammals and how its products aid wound repair. *Journal of wound care*, 11, 5, 173-7.
- Leinfelder KF, Lemons JE, 1988. *Clinical restorative materials and techniques*, Lea & Febiger, p. 135-76.
- Levent H, 2002. Farklı materyallerle güçlendirilen akrilik rezinlerin yaşlandırma işlemi sonrası fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi, Doktora, Ankara Üniversitesi.
- Levin B, Sanders JL, Reitz PV, 1989. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 61, 3, 381-3.
- Liang Z-M, Wan C-Y, Zhang Y, Wei P, Yin J, 2004. PVC/montmorillonite nanocomposites based on a thermally stable, rigid-rod aromatic amine modifier. *Journal of Applied Polymer Science*, 92, 1, 567-75.
- Lin J, Chen H, Yuan Y, Ji Y, 2011. Mechanochemically conjugated PMHS/nano-SiO₂ hybrid and subsequent optimum grafting density study. *Applied Surface Science*, 257, 21, 9024-32.
- Liu X-l, Han Y, Gao G, Li Z-y, Liu F-q, 2008. Effect of silane coupling agent on the mechanical, thermal properties and morphology of tremolite/PA1010 composites. *Chinese Journal of Polymer Science*, 26, 03, 255-62.
- Ma J, Wu B, 2013. Effect of surfactants on preparation of nanoscale α -Al₂O₃ powders by oil-in-water microemulsion. *Advanced powder technology*, 24, 1, 354-8.
- Machado C, Sanchez E, Azer SS, Uribe JM, 2007. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. *Journal of dentistry*, 35, 12, 930-3.
- Manchado ML, Valentini L, Biagiotti J, Kenny J, 2005. Thermal and mechanical properties of single-walled carbon nanotubes-polypropylene composites prepared by melt processing. *Carbon*, 43, 7, 1499-505.

- Mc Nally L, O'sullivan D, Jagger D, 2006. An in vitro investigation of the effect of the addition of untreated and surface treated silica on the transverse and impact strength of poly (methyl methacrylate) acrylic resin. *Bio-medical materials and engineering*, 16, 2, 93-100.
- McCabe JF, 1990. *Applied Dental Materials*. 7th ed. Blackwell Scientific, p. 123-45.
- McCabe JF, Walls AWG, 1998. *Applied Dental Materials*. 8th ed. Wiley, p. 145-65.
- McKinstry RE, Zini I, 1990. How to make microwavable denture flasks. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63, 1, 104-10.
- Memon MS, Yunus N, Razak AA, 2001. Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave-polymerized, injection-molded denture base polymer. *The International journal of prosthodontics*, 14, 3, 214-8.
- Meng TR, Latta MA, 2005. Physical properties of four acrylic denture base resins. *J Contemp Dent Pract*, 6, 4, 93-100.
- Mohammed D, Mudhaffar M, 2012. Effect of modified zirconium oxide nano-fillers addition on some properties of heat cure acrylic denture base material. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 24, 4, 1-7.
- Moreno-Maldonado V, Acosta-Torres L, H Barcel F, Santana, D Vanegas-Lanc R, On, E Plata-Rodríguez M, M Casta V, 2012. Fiber-Reinforced Nanopigmented Poly(methyl methacrylate) as Improved Denture Base, p. 201-43.
- Mowade TK, Dange SP, Thakre MB, Kamble VD, 2012. Effect of fiber reinforcement on impact strength of heat polymerized polymethyl methacrylate denture base resin: in vitro study and SEM analysis. *The journal of advanced prosthodontics*, 4, 1, 30-6.
- Namitha L, Chameswary J, Ananthakumar S, Sebastian M, 2013. Effect of micro-and nano-fillers on the properties of silicone rubber-alumina flexible microwave substrate. *Ceramics international*, 39, 6, 7077-87.
- Nazirkar G, Bhanushali S, Singh S, Pattanaik B, Raj N, 2014. Effect of Anatase Titanium Dioxide Nanoparticles on the Flexural Strength of Heat Cured Poly Methyl Methacrylate Resins: An In-Vitro Study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14, Suppl 1, 144-9.
- Nikawa H, Chen J, Hamada T, Nishimura M, Polyzois G, 2001. Candida albicans colonization on thermal cycled maxillofacial polymeric materials in vitro. *Journal of oral rehabilitation*, 28, 6, 526-33.
- O'Brien WJ, 1997. *Dental Materials and Their Selection*. 2nd ed. Chicago. Quintessence Publishing Company, p. 79-95, 259-72.
- O'Brien WJ, 2002. *Dental Materials and Their Selection*. 3th ed. Canada. Quintessence Publishing Company, p. 145-67.
- Oku J, 1989. Impact properties of acrylic denture base resin. 2. Effect of temperature and residual monomer on impact characteristics. *Dental materials journal*, 8, 2, 186-93.
- Ozden N, Akaltan F, Suzer S, Akovali G, 1999. Time-related wettability characteristic of acrylic resin surfaces treated by glow discharge. *The Journal of prosthetic dentistry*, 82, 6, 680-4.
- Özdemir AK, 2002. Hareketli Protezler Kliniğe Hazırlık. 1. Baskı. Sivas, Cumhuriyet Üniversitesi Yayınları, p. 64-86.
- Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC, 2003. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. *Journal of dentistry*, 31, 8, 549-57.
- Penn E, Renner R, 1993. A comprehensive review of VLC resin in removable prosthodontics. *Quintessence Dent Tech* 16, 107-18.
- Phillips RW, Skinner EW, 1991. *Skinner's science of dental materials*, Saunders, p. 167-98.
- Phoenix RD, 1996. Denture base materials. *Dental clinics of North America*, 40, 1, 113-20.
- Pick B, Meira JB, Driemeier L, Braga RR, 2010. A critical view on biaxial and short-beam uniaxial flexural strength tests applied to resin composites using Weibull, fractographic and finite element analyses. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 26, 1, 83-90.

- Polyzois GL, Andreopoulos AG, Lagouvardos PE, 1996. Acrylic resin denture repair with adhesive resin and metal wires: effects on strength parameters. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75, 4, 381-7.
- Prasad AH, Mohammed H, 2011. Effect of Glass Fiber And Silane Treated Glass Fiber Reinforcement On Impact Strength Of Maxillary Complete Denture. *Animals and Essences of Dentistry*, 3, 4, 7-12.
- Prolongo SG, Gude MR, Ureña A, 2010. Nanoreinforced Adhesives. In: *Nanofibers*. Eds: Kumar A. Rijeka: InTech, p. Ch. 03.
- Protopapa P, Kontonasaki E, Bikiaris D, Paraskevopoulos KM, Koidis P, 2011. Reinforcement of a PMMA resin for fixed interim prostheses with nanodiamonds. *Dental materials journal*, 30, 2, 222-31.
- Rahn AO, Heartwel Jr CM, 1993. Immediate Complete Denture Construction Procedures. *Textbook of Complete Dentures*, 452-79.
- Ravve A, 1967. *Organic Chemistry of Macromolecules: An Introductory Textbook*, M. Dekker, p. 57-78.
- Reitz PV, Sanders JL, Levin B, 1985. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985), 16, 8, 547-51.
- Rodford RA, Braden M, Clarke RL, 1993. Variation of Young's modulus with the test specimen's aspect ratio. *Biomaterials*, 14, 10, 781-6.
- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, 2015. *Contemporary fixed prosthodontics*, Elsevier Health Sciences, p. 142-78.
- Safarabadi M, Khansari N, Rezaei A, 2014. An experimental investigation of HA/AL2O3 nanoparticles on mechanical properties of restoration materials. *Engineering Solid Mechanics*, 2, 3, 173-82.
- Safi IN, 2014. Evaluation the effect of nano-fillers (TiO₂, AL₂O₃, SiO₂) addition on glass transition temperature, E-Modulus and coefficient of thermal expansion of acrylic denture base material. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 26, 1, 37-41.
- Sakaguchi RL, Powers JM, 2012. *Craig's restorative dental materials*. 13th ed. Mosby: Elsevier Health Sciences, p. 112-34.
- Salman TA, Khalaf HA, 2015. The influence of adding of modified ZrO₂-TiO₂ nanoparticles on certain physical and mechanical properties of heat polymerized acrylic resin. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 3, 33-9%V 27.
- Sanders JL, Levin B, Reitz PV, 1991. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintessence International*, 22, 3.
- Sehajpal SB, Sood VK, 1989. Effect of metal fillers on some physical properties of acrylic resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 61, 6, 746-51.
- Shibata T, Hamada N, Kimoto K, Sawada T, Sawada T, Kumada H, Umemoto T, Toyoda M, 2007. Antifungal effect of acrylic resin containing apatite-coated TiO₂ photocatalyst. *Dental materials journal*, 26, 3, 437-44.
- Shintani H, Tsuchiya T, Hata Y, Nakamura A, 1993. Solid phase extraction and HPLC analysis of toxic components eluted from methyl methacrylate dental materials. *Journal of analytical toxicology*, 17, 2, 73-8.
- Shirai T, Watanabe H, Fuji M, Takahashi M, 2010. Structural properties and surface characteristics on aluminum oxide powders, 9, 23-31.
- Shirkavand S, Moslehifard E, 2014. Effect of TiO₂ Nanoparticles on Tensile Strength of Dental Acrylic Resins. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 8, 4, 197-203.
- Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK, Schnell RJ, 1989. Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. *The International journal of prosthodontics*, 2, 5, 453-8.

- Shrivastava S, Bera T, Roy A, Singh G, Ramachandrarao P, Dash D, 2007. Characterization of enhanced antibacterial effects of novel silver nanoparticles. *Nanotechnology*, 18, 22, 225103.
- Singh RK, Pandey HP, Sundar S, 2006. Visceral leishmaniasis (kala-azar): challenges ahead. *The Indian journal of medical research*, 123, 3, 331-44.
- Singha S, Thomas MJ, 2008. Dielectric properties of epoxy nanocomposites. *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation*, 15, 1.
- Sipahi C, Anil N, Bayramli E, 2001. The effect of acquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. *Journal of dentistry*, 29, 3, 197-204.
- Sodagar A, Kassae MZ, Akhavan A, Javadi N, Arab S, Kharazifard MJ, 2012. Effect of silver nano particles on flexural strength of acrylic resins. *Journal of prosthodontic research*, 56, 2, 120-4.
- Solomon EG, Udani TM, 1973. A quantitative estimation of residual monomer in heat cure methyl methacrylate denture base resins processed under varying conditions of time and temperature. *Journal of the Indian Dental Association*, 45, 6, 147-53.
- Stafford GD, Brooks SC, 1985. The loss of residual monomer from acrylic orthodontic resins. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 1, 4, 135-8.
- Stea S, Granchi D, Zolezzi C, Ciapetti G, Visentin M, Cavedagna D, Pizzoferrato A, 1997. High-performance liquid chromatography assay of N,N-dimethyl-p-toluidine released from bone cements: evidence for toxicity. *Biomaterials*, 18, 3, 243-6.
- Stipho HD, 1998. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *The Journal of prosthetic dentistry*, 79, 5, 580-4.
- Suri SS, Fenniri H, Singh B, 2007. Nanotechnology-based drug delivery systems. *Journal of occupational medicine and toxicology (London, England)*, 2, 16.
- Tacir I, Kama J, Zortuk M, Eskimez S, 2006. Flexural properties of glass fibre reinforced acrylic resin polymers. *Australian Dental Journal*, 51, 1, 52-6.
- Taşyürek M, 2014. Yüzey çatlaklı ve çatlaksız ±550 filaman sarım CNT takviyeli CTP kompozit boruların mekanik özelliklerinin ve iç basınç etkisi altındaki yorulma davranışlarının araştırılması, Selçuk Üniversitesi.
- Taylor R, Maryan C, Verran J, 1998. Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80, 5, 592-7.
- Tjan AH, Chan CA, 1989. The polishability of posterior composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 61, 2, 138-46.
- Uctasli S, 1991. Some mechanical properties of resin-based dental materials. Doktora tezi, University of Birmingham, Birmingham.
- Ulusoy M, Ulusoy N, Aydin AK, 1986. An evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 56, 1, 107-12.
- Unal H, Mimaroglu A, 2004. Influence of filler addition on the mechanical properties of nylon-6 polymer. *Journal of reinforced plastics and composites*, 23, 5, 461-9.
- Uzun G, Hersek N, Tincer T, 1999. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81, 5, 616-20.
- Vallittu PK, 1995. A review of methods used to reinforce polymethyl methacrylate resin. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 4, 3, 183-7.
- Vallittu PK, 1999. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81, 3, 318-26.
- Vallittu PK, Narva K, 1997. Impact strength of a modified continuous glass fiber--poly (methyl methacrylate). *International Journal of Prosthodontics*, 10, 2.
- Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S, 1998. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *European journal of oral sciences*, 106, 1, 588-93.

- Van Noort R, 2002. Introduction to Dental Materials. 4th ed. Philadelphia, Mosby, p. 23-31.
- Verran J, L. Rowe D, D. Boyd R, 2003. Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy. *International Biodeterioration & Biodegradation*, 51, 3, 221-8.
- Verran J, Maryan CJ, 1997. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77, 5, 535-9.
- Vojdani M, Bagheri R, Khaledi AAR, 2012. Effects of aluminum oxide addition on the flexural strength, surface hardness, and roughness of heat-polymerized acrylic resin. *Journal of Dental Sciences*, 7, 3, 238-44.
- Vorburger TV, Rhee H-G, Renegar TB, Song J-F, Zheng A, 2007. Comparison of optical and stylus methods for measurement of surface texture. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 33, 1-2, 110-8.
- Waters MG, Jagger RG, Polyzois GL, 1999. Wettability of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81, 4, 439-43.
- Wazzan A, Al-Turaif H, Abdelkader A, 2006. Influence of submicron TiO₂ particles on the mechanical properties and fracture characteristics of cured epoxy resin. *Polymer-Plastics Technology and Engineering*, 45, 10, 1155-61.
- Wei JB, Shidaker T, Hawley MC, 1996. Recent progress in microwave processing of polymers and composites. *Trends in Polymer Science*, 1, 4, 18-24.
- Welch K, Cai Y, Engqvist H, Stromme M, 2010. Dental adhesives with bioactive and on-demand bactericidal properties. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 26, 5, 491-9.
- Wetzel B, Hauptert F, Zhang MQ, 2003. Epoxy nanocomposites with high mechanical and tribological performance. *Composites Science and Technology*, 63, 14, 2055-67.
- Wetzel B, Rosso P, Hauptert F, Friedrich K, 2006. Epoxy nanocomposites–fracture and toughening mechanisms. *Engineering fracture mechanics*, 73, 16, 2375-98.
- Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH, 1995. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of oral rehabilitation*, 22, 6, 421-7.
- Wong DM, Cheng LY, Chow TW, Clark RK, 1999. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81, 3, 300-4.
- Xia H, Wang Q, 2003. Preparation of conductive polyaniline/nanosilica particle composites through ultrasonic irradiation. *Journal of Applied Polymer Science*, 87, 11, 1811-7.
- Xie R-C, Shang JK, 2007. Morphological control in solvothermal synthesis of titanium oxide. *Journal of materials science*, 42, 16, 6583-9.
- Yadav NS, Elkawash H, 2011. Flexural strength of denture base resin reinforced with aluminum oxide and processed by different processing techniques. *Journal of Advanced Oral Research*, 2, 1, 33-6.
- Yalçın KA, 2010. Nanoteknoloji ve gıda sanayinde uygulama alanları, Yüksek Lisans Tezi, Namık Kemal Üniversitesi, Tekirdağ.
- Yang J, Mei S, Ferreira JMF, 2001. Hydrothermal Synthesis of Nanosized Titania Powders: Influence of Tetraalkyl Ammonium Hydroxides on Particle Characteristics. *Journal of the American Ceramic Society*, 84, 8, 1696-702.
- Yazdanie N, Mahood M, 1985. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *The Journal of prosthetic dentistry*, 54, 4, 543-7.
- Yıldırım S, 2000. Akrilik kaide plağının tutuculuğunun artırılmasında glow discharge yönteminin etkinliğinin in vitro olarak araştırılması, Doktora, Ankara Üniversitesi.
- Yu S-H, Ahn D-H, Park J-S, Chung YS, Han I-S, Lim J-S, Oh S, Oda Y, Bae J-M, 2013. Comparison of denture base resin reinforced with polyaromatic polyamide fibers of different orientations. *Dental materials journal*, 32, 2, 332-40.

- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L, 1993. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi, Ankara, A.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları, p. 56-89.
- Zappini G, Kammann A, Wachter W, 2003. Comparison of fracture tests of denture base materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90, 6, 578-85.
- Zhang R, Gao L, 2001. Effect of peptization on phase transformation of TiO₂ nanoparticles. *Materials research bulletin*, 36, 11, 1957-65.
- Zhang S, 2011. The effects of particle size and content on the thermal conductivity and mechanical properties of Al₂O₃/high density polyethylene (HDPE) composites. *Express Polymer Letters*, 5, 7, 581-90.
- Zhang W, Zheng Y, 2005. Effect of 3 nano particles on the mechanical property of high-strength glass fiber reinforced EAM resin compound material dowel pin base resin. *Oral Medicine*, 2, 1, 9-11.
- Zhang X-Y, Zhang X-J, Huang Z-L, Zhu B-S, Chen R-R, 2014. Hybrid effects of zirconia nanoparticles with aluminum borate whiskers on mechanical properties of denture base resin PMMA. *Dental materials journal*, 33, 1, 141-6.
- Zhang X, Xu W, Xia X, Zhang Z, Yu R, 2006. Toughening of cycloaliphatic epoxy resin by nanosize silicon dioxide. *Materials Letters*, 60, 28, 3319-23.
- Zissis A, Huggett R, Harrison A, 1991. Measurement methods used for the determination of dimensional accuracy and stability of denture base materials. *Journal of dentistry*, 19, 4, 199-206.
- Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A, 2000. Roughness of denture materials: a comparative study. *The International journal of prosthodontics*, 13, 2, 136-40.
- Zuccari AG, Oshida Y, Moore BK, 1997. Reinforcement of acrylic resins for provisional fixed restorations. Part I: Mechanical properties. *Bio-medical materials and engineering*, 7, 5, 327-43.

8. EKLER



GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Sayı: 03


17.03.2016

Konu: 2016/03 sayılı komisyon kararları

Sayın, Prof.Dr.Nilgün ÖZTÜRK

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 10.03.2016 tarihinde yapılan 2016/03 sayılı toplantısında yürütücüsü olduğunuz "**Farklı Yöntemlerle Polimerize Olan Akrilik Rezin Sistemlerinin Nanopartikül İlavesi Sonucu Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi**" konu başlıklı projenin, bilimsel etik açısından uygun olduğuna oy birliği ile karar verildi.

Gereğini bilgilerinize saygılarımla rica ederim.


Prof.Dr.Bora ÖZTÜRK
Komisyon Başkanı V.



**GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU**

Toplantı Sayısı : 03	Toplantı Tarihi : 10.03.2016
----------------------	------------------------------

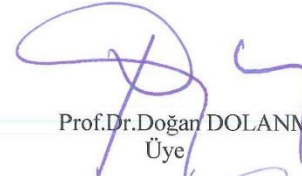
Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalından Prof.Dr.Nilgün ÖZTÜRK'ün ve aynı Anabilim Dalından Dt.Muhammet KARCI tarafından sunulan **“Farklı Yöntemlerle Polimerize Olan Akrilik Rezın Sistemlerinin Nanopartikül İlavesi Sonucu Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi”** araştırma projesi 10 üyenin katılımı ile değerlendirildi.

Değerlendirme sonucunda, Projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **“kabulüne”** oybirliği ile karar verildi.

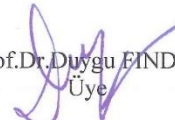

Prof.Dr.Bora ÖZTÜRK
Üye

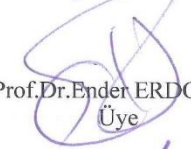
Prof.Dr.Nilgün ÖZTÜRK
Katılmadı



Doç.Dr.Esra ÜLKER
Üye


Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ
Üye

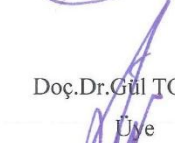
Prof.Dr.Sema S.HAKKI
Katılmadı


Prof.Dr.Duygu FİNDİK
Üye



Prof.Dr.Ender ERDOĞAN
Üye


Doç.Dr.Erhan ÖZCAN
Üye

Prof.Dr.Faruk AKGÜNLÜ
Katılmadı


Doç.Dr.Gül TOSUN
Üye


Yrd.Doç.Dr.Mehmet AKIN
Üye


Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV
Üye


Doç.Dr.K.Hakan DOĞAN
Üye

8. ÖZGEÇMİŞ

1990'da Muğla'nın Milas ilçesinde doğdu. İlkokulu Milas Fatih İlköğretim Okulu'nda, ortaokulu Milas Merkez İlköğretim Okulu'nda ve liseyi Milas Anadolu Lisesi'de tamamladıktan sonra 2008 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde okumaya hak kazandı. 2013 yılında mezun olup Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başlamıştır. Halen uzmanlık eğitimine devam etmektedir. Yabancı dili İngilizce'dir. Evli ve 1 çocuk babasıdır.

