



**FARKLI ÖZELLİKLERDE FİBER KATKILARININ PMMA (POLİMETİL
METAKRİLAT) ESASLI DİŞ PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNİN
MEKANİK DAYANIMINA ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI
İNCELENMESİ**

TAHA BUĞRA TAŞDELEN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BİYOMÜHENDİSLİK ANA BİLİM DALI

DOÇ. DR. SİNAN EĞRİ

DR. ÖĞR. ÜYESİ KAAAN YERLİYURT

2021

Her Hakkı Saklıdır

T.C

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

BİYOMÜHENDİSLİK ANA BİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**FARKLI ÖZELLİKLERDE FİBER KATKILARININ PMMA (POLİMETİL
METAKRİLAT) ESASLI DİŞ PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNİN
MEKANİK DAYANIMINA ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI
İNCELENMESİ**

TAHA BUĞRA TAŞDELEN

2021

Her hakkı saklıdır

TEZ BEYANI

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin içerdığı yenilik ve sonuçların başka bir yerden alınmadığını, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitede tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim

Taha Buğra Taşdelen

29.07.2021

ÖZET

FARKLI ÖZELLİKLERDE FİBER KATKILARININ PMMA (POLİMETİL METAKRİLAT) ESASLI DİŞ PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNİN MEKANİK DAYANIMINA ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI İNCELENMESİ

Taha Buğra Taşdelen

Yüksek Lisans, Biyomühendislik Ana Bilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Sinan Eğri

İkinci Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Kaan Yerliyurt

2021, 107 sayfa

Çeşitli ağız içi rahatsızlıklardan kaynaklanan nedenlerden dolayı kaybolan diş ve dokuların yerine hasta konforu ve sağlığını tekrar sağlamak adına diş protezleri kullanılmaktadır. Diş protezi üretimi için geçmişten günümüze çeşitli malzemeler kullanılmıştır. Dezavantajları, avantajlarının önüne geçtiği için bu malzemelerin kullanımı sınırlı kalmıştır. 20. yy'ın başlarından itibaren kullanılmaya başlanan PMMA (polimetil metakrilat) günümüzde en çok kullanılan diş protez kaide materyali olarak değerlendirilmektedir. PMMA, biyouyumlu, dokuyu tahriş etmeyen, toksisitesi olmayan, vücut sıvılarında çözünmeyen ve doku içerisinde stabil kalan yapısından dolayı diş protezi üretiminde ön plana çıkmaktadır. Ayrıca hafif olması da hastalarda ağız içi konforu sağlamaktadır. Ancak tüm bu avantajlı özelliklerine karşın PMMA'nın mekanik özelliklerinin düşük olması, gerek ağız içerisinde çevrimli yükler altında (çiğneme, ısırma kuvvetleri) gerek ağız dışı ortamda yanlışlıkla düşme vb. durumlarda kolay kırılmasına sebebiyet vermektedir.

PMMA'nın mekanik özelliklerini iyileştirmek adına çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Ancak en verimli yöntem olarak fiber takviyesi ile güçlendirme yöntemi değerlendirilmektedir. Literatürde çeşitli fiberler ile güçlendirme işlemlerinin yapıldığı görülmektedir. Ancak bu çalışmalar, tek fiber kullanıldığı durumda bu fiberin farklı ağırlık oranlarında kullanılması ya da birden fazla fiber kullanılsa dahi bunların farklı ağırlık oranlarında kullanılmasıyla sınırlı kalmıştır. Çalışmamızın amacı üç farklı malzemeden üretilmiş fiberlerin, üç farklı uzunlukta ve her uzunluk için üç farklı hacim/hacim (v/v) oranlarında kullanılması ile PMMA'nın mekanik özelliklerindeki değişimi gözlemlemektir.

Sunulan tez çalışmasında; cam fiber, karbon fiber ve polipropilen fiberlerin 3, 6, 12 mm formları ile her uzunluk için %1, %0,5, %0,25 hacim/hacim oranlarında karışımlar hazırlanarak PMMA'nın mekanik özelliklerindeki değişimler değerlendirilmiştir.

Numune hazırlama süreçlerinde çekme ve üç nokta eğme testli numunelerinin boyutunda boşluklar bulunduran krom kalıp kullanılmıştır. Polipropilen, cam ve karbon fiber gruplarının hacimce yüzdeleri hesaplanarak polimerizasyon işlemleri

gerçekleştirilmiştir. Polimerizasyon işlemi tamamlanan numunelere çekme ve üç nokta eğme testi uygulanarak bulunan sonuçların ortalama değerleri ve standart sapmaları hesaplanmıştır. Üç nokta eğme testinde esneme dayanımı ve maksimum şekil değiştirme değerleri, çekme testinde ise elastisite modülü, maksimum çekme gerilmesi ve maksimum şekil değişimi değerleri incelenmiştir. Bu sonuçlara göre tek yönlü varyans değerlendirmeleri yapılarak istatistiksel analizleri gerçekleştirilmiştir. Ardından üç nokta eğme testi örneklerinden, her gruptan bir örnek seçilerek kırık yönlerinden SEM görüntüleri alınarak gerekli incelemeler yapılmıştır.

Sonuçların genel değerlendirmesi yapıldığında fiber takviyeleri PMMA'nın mekanik dayanımını iyileştirici yönde etki etmiştir. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre gruplar arasındaki değerler de anlamlılık belirtmektedir. SEM görüntülerine göre ise fiberlerin dağılımı ve PMMA matriks içerisinde basma yükünün nasıl dağıldığı ile ilgili bilgi edinilmiştir. Polipropilen fiberlerin iyi dağıldığı ve yükün dağılması konusunda yardımcı olabildikleri gözlenmiştir. Karbon fiberlerin ise ara yüzey bağı ile bağlanarak esneme dayanımına iyi sayılabilecek seviyede katkıda bulunabildikleri izlenmiştir. Cam fiberlerin ise tam olarak dağılamasa da mekanik mukavemete katkıda bulunabildikleri görülmüştür.

ANAHTAR KELİMELER: Elastisite Modülü, Esneme Dayanımı, Fiber Güçlendirme, Maksimum Şekil Değişimi, Mekanik Dayanım, Polimetil Metakrilat

ABSTRACT

Dental prostheses are used to restore patient comfort and health to replace lost teeth and tissues because of various oral disorders. Various materials have been used from past to present for the production of dental prostheses. The use of these materials has been limited, as their disadvantages override their advantages. PMMA (poly methyl methacrylate), which has been used since the beginning of the 20th century, is considered the most used dental prosthetic base material today. PMMA stands out in the production of dental prostheses due to its biocompatible, non-irritating, non-toxic, insoluble structure in body fluids and remaining stable in tissue. In addition, its lightweight provides comfort in the mouth for patients. However, despite all these helpful features, the low mechanical properties of PMMA, both under cyclical loads (chewing, biting forces) in the mouth and accidentally falling outside the mouth, etc. in cases it causes easy breakage.

Various methods are used to increase the mechanical properties of PMMA. However, as the most efficient method, the method of strengthening with fiber reinforcement is evaluated. In the literature, reinforcement processes with various fibers are seen. However, these studies have been limited to the use of this fiber in different weight ratios due to the use of a single fiber or to use them in different weight ratios even if more than one fiber is used. The aim of our study is to observe the change in the mechanical properties of PMMA by using three different fibers in three different lengths and three different volume / volume (v / v) ratios for each length.

In our study; By preparing 1%, 0.5%, 0.25% volume / volume mixtures for each length with 3, 6, 12 mm forms of glass fiber, carbon fiber and polypropylene fiber, changes in the mechanical properties of PMMA will be observed.

In the sample preparation processes, a chrome mold with gaps in the size of the tensile and three-point bending test samples was used. Polypropylene, glass and carbon fiber groups were polymerized according to volume percentages. The mean and standard deviation values of the samples, which were subjected to tensile test and three-point bending test, were calculated. Flexural strength and maximum strain values were examined in the three-point bending test, and the modulus of elasticity, maximum tensile stress and maximum strain values were examined in the tensile test. According to these results, statistical analyzes were carried out by making one-way variance evaluations. Then, from the three-point bending test samples, one sample from each group was selected and SEM images were taken from the fracture directions and necessary examinations were made.

When the general evaluation of the results was made, fiber reinforcements had a positive effect on improving the mechanical strength of PMMA. According to the results of the statistical analysis, the values between the groups also show significance. According to the SEM images, information was obtained about the distribution of the fibers and how the compressive load is distributed in the PMMA matrix. We have observed that polypropylene fibers are well dispersed and can assist in dispersal of the load. It has been observed that carbon fibers can contribute to the flexural strength at a level that can be considered good by bonding with the interface bond.

We have observed that glass fibers can contribute to mechanical strength even though they cannot be completely dispersed.

Keywords: Poly methyl Methacrylate, Fiber, Reinforcement, Mechanical Strength, Modulus of Elasticity, Flexural Strength, Maximum Strain



ÖNSÖZ

Tüm eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen anneme, ablama, kardeşime, enişteme ve yeğenime;

Manevi destekleri ile her zaman yanımda olan dostlarıma;

Lisans eğitimimden gerekli donanımla çıkmamı sağlayan Prof. Dr. Mehmet Şimşir, Prof. Dr. Mehmet Kul ve Doç. Dr. Ali Özer hocalarıma,

Yüksek lisans eğitim sürem boyunca bilgi birikimi ve tecrübesiyle her zaman yanımda olan, pandemi ortamında bile bilim üretmekten geri kalmamamı sağlayan Doç. Dr. Sinan Eğri hocama;

Yüksek lisans eğitimimde ikinci danışmanlığımı yapan, Dr. Öğr. Üyesi Kaan Yerliyurt hocama teşekkürlerimi sunarım.

Taha Buğra Taşdelen

Temmuz,2021

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT.....	iii
ÖNSÖZ	v
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Protetik Diş Hekimliği ve Tarihçesi.....	3
2.2 Geçmişten Günümüze Diş Protezlerinde Kullanılan Malzemeler	3
2.3 Polimerler	3
2.3.1 Polimerlerin yapısı.....	4
2.3.2 Molekül ağırlığı	6
2.4 Polimer Çeşitleri.....	6
2.4.1 Doğal polimerler.....	6
2.4.2 Sentetik polimerler	7
2.5 Polimerizasyon.....	8
2.5.1 Katılma polimerizasyonu.....	9
2.5.2 Kondenzasyon polimerizasyonu.....	12
2.6 Protetik Diş Tedavisi ve Dental Protezler	13
2.7 Diş Hekimliğinde Polimerlerin Yeri	14
2.8 Diş Protez Kaide Materyali Olarak Kullanılacak Polimerlerin Sahip Olması Gereken Özellikler	14
2.8.1 Fiziksel özellikler	14
2.8.2 Mekanik özellikler.....	15
2.8.3 Kimyasal özellikler.....	16
2.8.4 Biyolojik özellikler.....	16
2.9 PMMA Diş Protez Kaide Materyali.....	17
2.9.1 PMMA protez kaide materyallerinin polimerizasyon metodlarına göre sınıflandırılması.....	18
2.9.2 PMMA'nın özellikleri	20
2.10 Kompozit Malzemeler.....	26
3.MATERYAL ve YÖNTEM	27
3.1 Kalıp Hazırlanması.....	27
3.2 Numune Üretimi.....	28
3.2.1 Kontrol grubu numunelerinin oluşturulması	32

3.2.2 Polipropilen fiber takviyeli grupların oluşturulması	32
3.2.3 Cam fiber takviyeli grupların oluşturulması.....	38
3.2.4 Karbon fiber takviyeli grupların oluşturulması	43
3.3 Karakterizasyon ve İstatistiksel Analiz	45
3.3.1 Üç nokta eğme ve çekme testleri.....	45
3.3.2 Taramalı elektron mikroskopisi (SEM) ile görüntüleme.....	48
3.3.3 İstatistiksel analiz	49
4. BULGULAR ve TARTIŞMA	50
4.1 Mekanik Testler	50
4.1.1 Üç nokta eğme testi	50
4.1.2 Çekme testleri.....	56
4.2. İstatistiksel Analiz	63
4.3 Taramalı Elektron Mikroskopisi (SEM) Analizleri	65
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	87
6.KAYNAKLAR	90

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2. 1. Polistiren polimerinin monomerden eldesi “Polymer Science and Technology” (Ebewe, R.O., 2000).....	4
Şekil 2. 2. Yapısına göre polimerler; a) Lineer, b) Dallanmış, c) Çapraz bağlı, d) Tarak yapılı, e) Yıldız yapılı, f) Merdiven yapılı (Tanzi, 2019).....	5
Şekil 2. 3. Düzenlenme şekline göre polimerler; A ve B monomer olmak üzere, polimer zincirlerini homopolimerler (sadece bir monomer polimerize edilir) veya kopolimerler oluşturabilirler (Tanzi, 2019).....	5
Şekil 2. 4. Katılma Polimerizasyonunun gösterimi (Shrivastava, 2018).....	9
Şekil 2. 5. Yayılma reaksiyonunun modları (Obi, 2018).....	11
Şekil 2. 6. Kondenzasyon polimerizasyonunun şematik gösterimi (Tanzi, 2019)	13
Şekil 2. 7. Bir üst protezin kırılmasına sebep veren esneme hareketlerinin gerçekleşme şeklinin diyagramı (McCabe, 2008)	15
Şekil 2. 8. PMMA’nın yapısal formülü (Deb, 1998).....	17
Şekil 2. 9. Protez kaide materyallerinde eğilme mukavemetinin ölçümü için üç nokta eğme cihazının şematik gösterimi (Hassan, 2019).	23
Şekil 3. 1. Akril hamurun yerleştirildiği ve polimerizasyonunun sağlandığı kalıp	27
Şekil 3. 2. Hassas terazide tartımı yapılan standart oranın 1,7 katı miktarda toz PMMA	28
Şekil 3. 3. Likitin cam pipet ile şişeden alınması	29
Şekil 3. 4. Hidrolik Presleme Cihazı	29
Şekil 3. 5. Kalıptaki fazla akrilik hamurun preslenerek dışarı alınması.....	30
Şekil 3. 6. Brit ve muflalarla sabitlenmiş kalıp	30
Şekil 3. 7. Tam otomatik polimerizasyon kazanı	31
Şekil 3. 8. Kalıbın polimerizasyon kazanına konumlandırılması.....	31
Şekil 3. 9. Kontrol grubu çekme ve üç nokta eğme test numuneleri.....	32
Şekil 3. 10. Hacimce %0,25 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında polipropilen fiber takviyeli çekme testi ile 3 nokta eğme testi numuneleri. (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm şeklinde sıralanmıştır. A: Çekme testi numuneleri, B: Üç nokta eğme testi numuneleri)	34
Şekil 3. 11. Hacimce %0,5 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında polipropilen fiber takviyeli çekme testi ile 3 nokta eğme testi numuneleri. (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm şeklinde sıralanmıştır. A: Çekme testi numuneleri, B: Üç nokta eğme testi numuneleri)	35
Şekil 3. 12. Hacimce %1 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında polipropilen fiber takviyeli çekme testi ile 3 nokta eğme testi numuneleri. (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm şeklinde sıralanmıştır. A: Çekme testi numuneleri, B: Üç nokta eğme testi numuneleri)	36

Şekil 3. 13. Hacimce %0,25, %0,5, %1 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında polipropilen fiber takviyeli çekme testi numuneleri (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm, soldan sağa %0,25, %0,5, %1 şeklinde sıralanmıştır.).....	37
Şekil 3. 14. Hacimce %0,25, %0,5, %1 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında polipropilen fiber takviyeli üç nokta eğme testi numuneleri (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm, soldan sağa %0,25, %0,5, %1 şeklinde sıralanmıştır.)	37
Şekil 3. 15. Hacimce %0,25 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında cam fiber takviyeli çekme testi ile 3 nokta eğme testi numuneleri. (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm şeklinde sıralanmıştır. A: Çekme testi numuneleri, B: Üç nokta eğme testi numuneleri)	39
Şekil 3. 16. Hacimce %0,5 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında cam fiber takviyeli çekme testi ile 3 nokta eğme testi numuneleri. (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm şeklinde sıralanmıştır. A: Çekme testi numuneleri, B: Üç nokta eğme testi numuneleri)	40
Şekil 3. 17. Hacimce %1 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında cam fiber takviyeli çekme testi ile 3 nokta eğme testi numuneleri. (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm şeklinde sıralanmıştır. A: Çekme testi numuneleri, B: Üç nokta eğme testi numuneleri)	41
Şekil 3. 18. Hacimce %0,25, %0,5, %1 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında cam fiber takviyeli çekme testi numuneleri (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm, soldan sağa %0,25, %0,5, %1 şeklinde sıralanmıştır.)	42
Şekil 3. 19. Hacimce %0,25, %0,5, %1 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında cam fiber takviyeli üç nokta eğme testi numuneleri (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm, soldan sağa %0,25, %0,5, %1 şeklinde sıralanmıştır.).....	42
Şekil 3. 20. Hacimce %0,5 karbon fiber – PMMA karışımı ile oluşturulmuş takviyeli grubun görüntüsü	43
Şekil 3. 21. Hacimce %0,5 karbon fiber – PMMA karışımı ile oluşturulmuş takviyeli grubun görüntüsü	43
Şekil 3. 22. Hacimce %0,25 karbon fiber takviyeli çekme ve üç nokta eğme test grubu (Yukarıdan aşağıya 3, 6, 12 mm şeklinde sıralanmıştır.)	45
Şekil 3. 23. Çekme ve üç nokta eğme test cihazı	46
Şekil 3. 24. Üç nokta eğme testi uygulaması.....	47
Şekil 3. 25. Çekme testi uygulaması.....	47
Şekil 3. 26. Vakum altında kaplama işlemi	48
Şekil 3. 27. Taramalı elektron mikroskobu	49
Şekil 4. 1. Kontrol grubu ve cam fiber takviyeli grupların esneme dayanımı karşılaştırması	51
Şekil 4. 2. Kontrol grubu ve cam fiber takviyeli grupların üç nokta eğme testi maksimum şekil değiştirme değerlerinin karşılaştırması.....	52
Şekil 4. 3. Kontrol grubu ve polipropilen takviyeli grupların esneme dayanımı değerlerinin karşılaştırılması.....	53
Şekil 4. 4. Kontrol grubu ve polipropilen fiber takviyeli grupların üç nokta eğme testi maksimum şekil değiştirme değerlerinin karşılaştırması.....	54
Şekil 4. 5. Kontrol grubu ve karbon fiber takviyeli grupların esneme dayanımı değerlerinin karşılaştırması.....	55
Şekil 4. 6. Kontrol grubu ve karbon fiber takviyeli grupların üç nokta eğme testi maksimum şekil değişimi değerlerinin karşılaştırması.....	56

Şekil 4. 7. Kontrol grubu ve cam fiber takviyeli grupların elastisite modülü değerlerinin karşılaştırması	57
Şekil 4. 8. Kontrol grubu ve cam fiber takviyeli grupların maksimum çekme gerilmesi değerlerinin karşılaştırması.....	58
Şekil 4. 9. Kontrol grubu ve cam fiber takviyeli grupların çekme testi maksimum şekil değiştirme değerlerinin karşılaştırması	58
Şekil 4. 10. Kontrol grubu ve polipropilen takviyeli grupların elastisite modülü değerlerinin karşılaştırması.....	60
Şekil 4. 11. Kontrol grubu ve polipropilen takviyeli grupların maksimum çekme gerilmesi değerlerinin karşılaştırması	60
Şekil 4. 12. Kontrol grubu ve polipropilen takviyeli grupların çekme testi maksimum şekil değiştirme değerlerinin karşılaştırması	61
Şekil 4. 13. Kontrol grubu ve karbon fiber takviyeli grupların elastisite modülü değerleri karşılaştırması	62
Şekil 4. 14. Kontrol grubu ve karbon fiber takviyeli grupların maksimum çekme gerilmesi değerlerinin karşılaştırması	62
Şekil 4. 15. Kontrol grubu ve karbon fiber takviyeli grupların çekme testi maksimum şekil değişimi değerlerinin karşılaştırması	63
Şekil 4. 16. Kontrol grubu SEM görüntüleri (A: 50x, B: 100x, C: 250x, D:500x büyütme oranlarında görüntüler)	65
Şekil 4. 17. Hacimce %0,25 3 mm cam fiber içeren takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)	66
Şekil 4. 18. Hacimce %0,25 6 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x).....	67
Şekil 4. 19. Hacimce %0,25 12 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)	68
Şekil 4. 20. Hacimce %0,50 3 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x).....	69
Şekil 4. 21. Hacimce %0,50 6 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x).....	70
Şekil 4. 22. Hacimce %0,50 12 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x).....	71
Şekil 4. 23. Hacimce %1 3 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x).....	72
Şekil 4. 24. Hacimce %1 6 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x).....	73
Şekil 4. 25. Hacimce %1 12 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x).....	74
Şekil 4. 26. Hacimce %0,25 3 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)	75
Şekil 4. 27. Hacimce %0,25 6 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)	76
Şekil 4. 28. Hacimce %0,25 12 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)	77
Şekil 4. 29. Hacimce %0,50 3 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)	78

Şekil 4. 30. Hacimce %0,50 6 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)	79
Şekil 4. 31. Hacimce %0,50 12 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)	80
Şekil 4. 32. Hacimce %1 3 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x).....	81
Şekil 4. 33. Hacimce %1 6 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x).....	82
Şekil 4. 34. Hacimce %1 12 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)	83
Şekil 4. 35. Hacimce %0,25 3 mm karbon fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x).....	84
Şekil 4. 36. Hacimce %0,25 6 mm karbon fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x).....	85
Şekil 4. 37. Hacimce %0,25 12 mm karbon fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x).....	86

ÇİZELGELER

Çizelge 2. 1. PMMA kaide materyali kompozisyonu (Deb, 1998)	18
Çizelge 2. 2. ISO 1567 standartlarına göre protez kaide materyali olarak kullanılacak polimerlerde belirlenen özellikler (McCabe, 2008).....	21
Çizelge 2. 3. PMMA Reçinelerinin ISO 20795-1 2013'e Göre Sınıflandırılması	21
Çizelge 2. 4. PMMA'nın özellikleri (Alla, 2015; Zafar, 2020).....	26
Çizelge 4. 1. Üç nokta eğme testine göre kontrol ve cam fiber gruplarının karşılaştırılması.....	50
Çizelge 4. 2. Üç nokta eğme testine göre kontrol ve polipropilen takviyeli fiber gruplarının karşılaştırılması	53
Çizelge 4. 3. Üç nokta eğme testine göre kontrol ve karbon fiber gruplarının karşılaştırılması.....	55
Çizelge 4. 4. Çekme testine göre kontrol ve cam fiber takviyeli grupların karşılaştırılması.....	57
Çizelge 4. 5. Çekme testine göre kontrol ve polipropilen fiber takviyeli grupların karşılaştırılması.....	59
Çizelge 4. 6. Çekme testine göre kontrol ve karbon fiber takviyeli grupların karşılaştırılması.....	61
Çizelge 4. 7. Üç nokta eğme testi sonuçlarına göre gruplar arasında yapılan tek yönlü varyans (One Way Anova) değerlendirme sonuçları.....	64
Çizelge 4. 8. Çekme testi sonuçlarına göre gruplar arasında yapılan tek yönlü varyans (One Way Anova) değerlendirme sonuçları	64

SİMGELER ve KISALTMALAR

Kısaltma	Açıklama
MMA	Metil Metakrilat
PMMA	Polimetil Metakrilat
Ra*	Serbest Radikaller
Tg	Camsı Geçiş Sıcaklığı
EGDMA	Etilen Glikol Dimetakrilat
BGDMA	1,4-Butilen Glikol Dimetakrilat
d	Yoğunluk
m	Kütle
v	Hacim
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu

1.GİRİŞ

1940'ların başından itibaren polimetil metakrilat (PMMA) en çok kullanılan diş protez kaide materyali haline gelmiştir (Uzun, 1999; Rasidi, 2016). Estetik görünüm, kolay işlenebilirlik ve düşük maliyeti ile PMMA diğer malzemelerden üstündür (Chen, 2001). Bunlara ek olarak PMMA, biyouyumlu, güvenli, boyutsal olarak stabil, tatsız ve kokusuz, dokuyu tahriş etmeme, toksik olmama, vücut sıvılarında çözünmeme ve renk stabilitesi özelliklerine sahiptir (Spasojevic, 2015).

PMMA tüm bu ideal özelliklerine karşılık, düşük darbe direnci ve yorulma kırılması özellikleri açısından dezavantajlıdır (Gad, 2019). Yapılan bir çalışmaya göre diş protezlerinin %63-68'lik oranı birkaç yıl içerisinde, ağız dışındayken yanlışlıkla sert bir yüzeye düşerek darbe kırılması sonucu, ağız içinde ise özellikle çiğneme kuvveti ile oluşan yorulma kırılması sonucu kullanılamaz hale gelmektedir (Salih, 2018). Bu durumu gidermek adına metal tel ile PMMA protez tabanını güçlendirmek gibi birçok takviye yaklaşımı kullanılmıştır ancak tel ile PMMA protez tabanının yapışmaması bu konudaki birincil problem olmuştur (Mowade, 2012). Bir diğer yaklaşımda ise PMMA ile bütadien stiren kauçuğun aşılama kopolimeri oluşturulmuş, yüksek darbe mukavemeti elde edilmiş ancak düşük eğilme mukavemetinden dolayı konvansiyonel akrilik reçine ile karşılaştırıldığında zayıf kalmıştır (Alla, 2013).

Son çalışmalara göre karbon fiber, aramid fiber, yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiber benzeri fiber türleri, protez takviye malzemeleri olarak incelenmiş ve protez kaide reçinesinin eğilme ile darbe dayanımını artırdıkları gözlenmiştir (Kanie, 2000). Buna binaen biyouyumlulukları ile estetik ve mekanik özelliklerinin iyi olması nedeniyle naylon, polietilen, poliamid fiber ve özellikle cam fiber gibi farklı fiber türleri kullanılarak çeşitli çalışmalar yapılmıştır (Gad, 2017). Çalışmamızda PMMA'nın mekanik özellikleri üzerindeki etkilerini gözlemlemek adına karbon fiber, cam fiber ve polipropilen fiber kullanılmıştır. Cam fiberin, PMMA'nın eğilme özellikleri ve yorulma direnci üzerindeki iyileştirici etkisi kanıtlanmıştır (Moreno-Maldonado, 2012; Kostoulas, 2008).

Polipropilen, iyi seviyede dirençlilik, elastikiyet ve çekme mukavemetine sahip olmakla birlikte asit benzeri ortamlarda dayanıklı olması, yoğunluk olarak hafif olması ($0,91 \text{ gr/cm}^3$), maliyet açısından uygun olması sonucu PMMA takviyesi için uygun bir fiber malzemedir (Mathew, 2014). Karbon fiberin ise PMMA protez kaide materyalinin

eğilme dayanımını önemli derecede artırdığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (Hamza).

Literatürde PMMA'nın çeşitli fiberler kullanılarak güçlendirme işleminin yapıldığı görülmektedir. Ancak bu çalışmalarda ya fiberler tek tek kullanılmış ya da birden fazla kullanıldığında sadece kütlece farklı oranlarda kullanılarak değişim izlenmiştir. Özellikle farklı malzeme türlerinden üretilen fiberlerin kullanıldığı durumda, kullanılan malzeme türüne göre yoğunluğun farklılık göstereceği düşünüldüğünde kütlece oranlayarak fiber kullanımının gerçekçi bir karşılaştırma olanağı sağlamayacağı savından hareketle sunulan tez çalışmasında bu çalışmalardan farklı olarak, üç farklı fiberi (cam, polipropilen ve karbon) 3, 6 ve 12 mm uzunluklarında kullanarak, her uzunluk için v/v (hacim/hacim) %0.25, %0.5, %1 oranlarına sahip olacak şekilde fiber katkılı diş akriliği hazırlanmış, ve bu malzemelerin mekanik özelliklerine olan etkilerini değerlendirmek üzere standart testlerden 3-nokta eğme testi ve çekme testleri uygulanmıştır. Ayrıca hazırlanan numunelerin kopma yüzeylerindeki morfolojik değerlendirmelerin yapılabilmesi için taramalı elektron mikroskopisi (SEM) ile görüntüler alınmıştır. Test sonuçlarının istatistiksel değerlendirmeler ile anlamlılığını sorgulamak üzere bilgisayar yazılımı kullanılarak tek yön varyans testi (One Way Anova) ve regresyon testleri uygulanmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Protetik Diş Hekimliği ve Tarihçesi

Diş hekimliğinin, uzmanlık alanı olarak ilk başlangıç tarihinin milattan önce 3000 yıllarına dayandığı düşünülmektedir. İlk diş protezinin ise milattan önce 2500'lü yıllarda Mısır'da üretildiğine inanılmaktadır. Bunun örneği, 1927 yılında Herman Junker tarafından El Gizeh'te bir mısırlının mezarında bulunmuştur. Profesyonel olarak hazırlanan ilk diş protezinin milattan önce 700'lü yılların başlarında üretilmiştir. Orta Çağ'da diş protezleri bir tedavi şekli olarak düşünülmesi nadir görülen bir durumdur. Bu dönemlerde diş protezleri el oyması olurdu ve ipek ipliklerle bağlanıp, çıkarılabilir kullanıma uygun olması sağlanırdı.

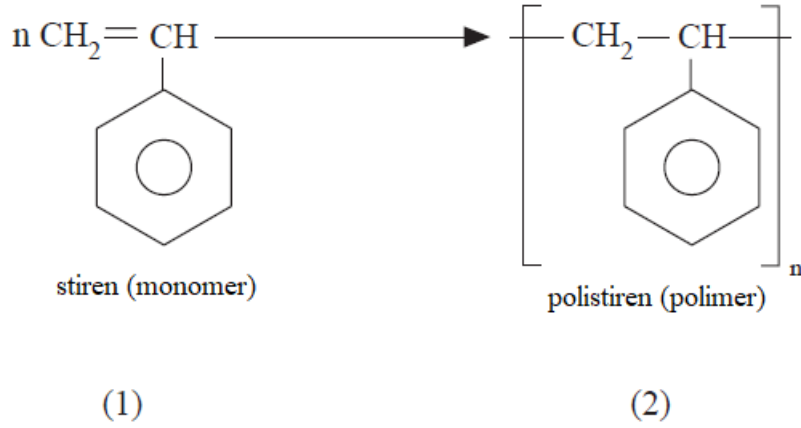
Protetik diş hekimliğinde, 18.yüzyılda “modern diş hekimliğinin” ve “modern dental protezlerin babası” olarak bilinen Pierre Fauchard'ın zamanına kadar fazla gelişme kaydedilememiştir. Fauchard'ın çalışması olan, 1723'te yazılan ve 1746 ile 1786'da revize edilen “*Le Chirurgien Dentiste*” dental protez alanında ilerleme kaydettiğini göstermektedir (Rasidi, 2016; Johnson, 1959; Tandon, 2010).

2.2 Geçmişten Günümüze Diş Protezlerinde Kullanılan Malzemeler

18. yüzyıldan önce diş protezi üretmek için, ahşap, fil dişi ve kemik malzemeler kullanılmıştır. 19. yüzyıl boyunca gutta percha, vulkanit, alüminyum ve selüloid kullanılmıştır. 20. yüzyıla gelindiğinde ise; akrilik reçine, epoksi reçine, polistiren naylon, vinil reçine tarzı polimerler ve karbonatlar gibi farklı malzemeler kullanılmıştır. Tüm bu malzemeler arasında PMMA en çok tercih edilen diş protez kaide materyali haline gelmiştir (Alhareb, 2011).

2.3 Polimerler

Polimerler, monomer adı verilen çok sayıda küçük molekül ya da tekrar edilen birimlerin kimsayal bağlar ile bağlanarak oluşturduğu yapılardır. Polimer kelimesi Yunanca birden çok anlamına gelen “poli” ve parça/kısım anlamına gelen “mer” kelimelerinden türetilmiştir. Buna istinaden polimerlerin, küçük kimyasal bölümlerin tekrar ederek oluşturduğu makro moleküller olduğu söylenebilir. Monomerler polimerizasyon tepkimeleri ile bağlanarak polimerleri oluştururlar (Ebewe, 2000; O'Brien, 2002; Gad, 2014).



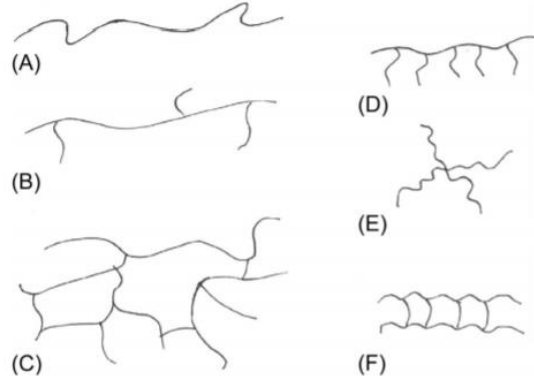
Şekil 2. 1. Polistiren polimerinin monomerden eldesi “Polymer Science and Technology” (Ebewele, R.O., 2000)

Şekil 2.1’ de stiren monomerinden, polistiren polimerinin elde edilişi gösterilmiştir. Polimer kompozisyon tanımları arasında oligomer terimi de yer almaktadır. Oligomer, iki, üç ya da dört monomerin birleşerek oluşturduğu, polimere göre daha kısa olan yapılardır (Ebewele, 2000; O’Brien, 2002).

2.3.1 Polimerlerin yapısı

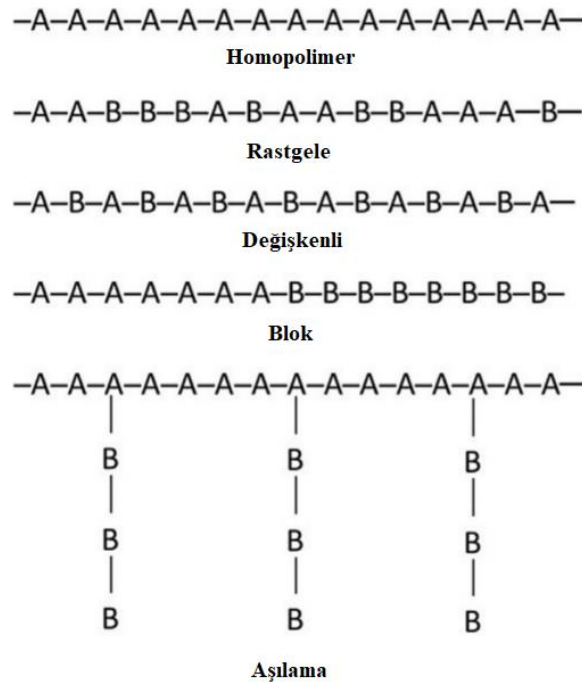
Daha önce bahsedildiği üzere polimerler tekrarlanan monomer birimlerinin kovalent bağlarla birleşmesinden oluşmaktadır. Ancak koşullar uygun olsa dahi tüm monomerler polimer oluşturma yeteneğine sahip olmayabilirler. Bir makromolekülün uçlarını sonlandıran yapısal birimler, sonlandırıcı gruplar olarak bilinirken, bir makromolekülün omurga zincirine bağlı atom grubu, yan gruplar veya asılı gruplar olarak adlandırılır. Makromolekülün omurgası güçlü kovalent bağlar ile oluşturulur, Van der Waals tipi moleküller arası elektrostatik kuvvetler ve dipol / dipol etkileşimleri ise bitişik polimer zincirlerini veya aynı zincirin farklı segmentlerini birbirine bağlar. Kovalent bağlar, polimerik malzemelerin mekanik, termal ve kimyasal özelliklerini belirlemektedir. İkincil bağlar ise, çözünürlük, erime, difüzyon ve akış özellikleri gibi malzemenin fiziksel özelliklerini belirlemektedir. Bir polimeri oluşturabilecek molekül türlerini betimlemek için fonksiyonelite (işlevsellik) terimi kullanılır. Bir molekülün işlevselliği kısaca; bağlanma kapasitesi ya da spesifik polimerizasyon şartlarında diğer moleküller ile bağlanmak için uygun bağlanma bölgelerinin sayısı şeklinde tanımlanabilir.

Polimer zincirleri teknik olarak lineer ve lineer olmayan şekillere sahip olabilirler. Lineer olmayan şekiller ise; dallanmış, ağ yapılı ve halka yapılı olarak sınıflandırılabilir (Young, 2011, Ebewe, 2000; Tanzi, 2019) .



Şekil 2. 2. Yapısına göre polimerler; a) Lineer, b) Dallanmış, c) Çapraz bağlı, d) Tarak yapılı, e) Yıldız yapılı, f) Merdiven yapılı (Tanzi, 2019)

Polimerler moleküler yapısına göre yukarıdaki gibi sınıflandırılabilir ayrıca bir sınıflandırma grubu olarak da tekrar eden birimlerin sayısı ve düzenlenme şekli belirtilebilir. Bu tip sınıflandırmada gruplar; homopolimer, kopolimer, rastgele, blok, değişkenli ve aşılama şeklinde belirtilir.



Şekil 2. 3. Düzenlenme şekline göre polimerler; A ve B monomer olmak üzere, polimer zincirlerini homopolimerler (sadece bir monomer polimerize edilir) veya kopolimerler oluşturabilirler (Tanzi, 2019).

Eğer polimer zinciri oluşturulurken tek monomer kullanılarak zincir aynı cins monomerden oluşturulursa homopolimer, polimer zinciri oluşturulurken iki farklı monomer kullanılırsa kopolimer tanımları meydana gelir (Tanzi, 2019).

2.3.2 Molekül ağırlığı

Polimerizasyon derecesi, bir polimer molekülünün uzunluğunu ya da büyüklüğünü ölçmenin temsil yolu şeklinde değerlendirilir. Bu ölçüm, molekül ağırlığı kullanılarak da yapılabilir. Bir polimer molekülünün molekül ağırlığı, onu oluşturan monomerlerin molekül ağırlıklarının toplamı kadardır (Ebewe, 2000; O'Brien, 2002; McKeen, 2013).

$$\text{Molekül Ağırlığı}_{\text{Polimer}} = \text{Polimerizasyon Derecesi} \times \text{Molekül Ağırlığı}_{\text{monomer}}$$

Eşitlik 2.1 Polimerizasyon derecesi ve monomer molekül ağırlığı ile polimer molekül ağırlığı arasındaki ilişkiyi gösteren eşitlik (Ebewe, 2000; O'Brien, 2002; McKeen, 2013).

2.4 Polimer Çeşitleri

Polimerler orjinleri bakımından doğal ve sentetik olmak üzere iki ana başlık altında incelenir (Ebewe, 2000);

2.4.1 Doğal polimerler

Bitki ve hayvan türlerinden elde edilen doğal polimerler, sentetik polimerlere göre ucuz, ulaşılabilir ve toksik özellik göstermeme avantajlarından dolayı biyomedikal uygulamalarda daha fazla kullanım alanına sahip olmuştur. Doğal polimerler, kimyasal modifikasyona uygun, biyobozunur ve birkaç polimer hariç genellikle biyoyumlulardır. Doğal polimerler; farmasötik ekşiyan, protez üretimi, ilaç taşınımı, ve görüntüleme gibi uygulamalarda kullanılmaktadır (Vishakha, 2012; Aravamudhan, 2014).

2.4.1.1 Doğal polimerlerin avantajları

1. Biyobozunurlardır ve yapıları gereği organizma içinde bozunduklarında yan etki göstermezler.
2. Biyoyumlulardır ve toksik etki göstermezler.
3. Sentetik polimerlere göre ekonomiktirler.
4. Organizmaya yan etkileri olmadığı için güvenlidirler.

5. Kolay bulunabilirler (Vishakha, 2012).

2.4.1.2 Doğal polimerlerin dezavantajları

1. Üretimleri boyunca çevreyle etkileşimde kalmaları durumunda mikrobiyal kontaminasyon oluşabilir.
2. Sentetik polimerlerin üretimi doğal polimerlerin üretimine göre daha kontrollüdür çünkü doğal polimerlerin üretiminde çevresel etmenler ve çeşitli fiziksel faktörlere bağlılık söz konusudur.
3. Doğal polimerlerde çevresel etmenlere bağlı olarak hidrasyon hızının kontrol edilememe durumu söz konusudur.
4. Doğal polimerlerin üretim süreçleri daha yavaş gerçekleşir (Vishakha, 2012).

2.4.2 Sentetik polimerler

Bir önceki başlıkta belirtildiği gibi doğal polimerler, canlı organizmalar tarafından sentezlenir. Ancak sentetik polimerler, çeşitli kimyasal reaksiyonlar ile yapay olarak sentezlenir. Sentetik polimerler, fosil yakıtlardan üretilirler. Doğal polimerlere göre daha stabil olmasına karşın yapısı gereği sterilize edilmeye daha uygundur. Çünkü doğal polimerler daha az toksik değerlere sahipken, yapay polimerlerde toksisite daha fazla olabilir (Bhatia, 2016; AlMaadeed, 2020)

Sentetik polimerler, doğal polimerlere göre termal açıdan stabil ve daha iyi mekanik özelliklere sahiptir ve daha uzun zincirlerde düzenlenirler. Doğal polimerlerin üretilmediği ya da şekillendirilemediği ortamlarda, sentetik polimerler üretilbilir/şekillendirilebilir (Sionkowska, 2011; AlMaadeed, 2020) (örneğin yüksek sıcaklıklarda).

Polimerler, termal davranışlarına göre termoplastik ve termoset olmak üzere iki ana başlık altında incelenebilir (AlMaadeed, 2020).

2.4.2.1 Termoset polimerler

Termosetler, ısınma ya da kürlleme ajanı eklenmesi ile oluşturulabilen, kürlleme prosesi boyunca üç boyutlu büyümeye yatkın, kimyasal yapıları arasında çapraz bağ oluşturan, geri döndürülemez, ağ şekilli polimerlerdir. Yani termoset polimerler, üretim aşamalarında belirli bir noktaya kadar plastik özellik gösterir ve belirli bir seviyede ısı ile şekillendikten sonra şekil değiştirmezler. Termoplastiklerin aksine termosetlerde fiziksel özellikler, kürlendikten sonra sabitlenir. Çapraz bağlanma sonucu oluşan yapı

rijit ve güçlü olduğu için diğerk malzemelere güçlendirici olarak katılabilirler. Termosetlerin diğerk uygulama alanları arasında kaplamalar ve epoksi yapıştırıcılar bulunmaktadır. Termosetler cam ve karbon fiber ile güçlendirilebilme dahil olmak üzere çoklu kompozit sistemlerinde bulunabilme yeteneği sebebi ile havacılık ve askeri sektörlerde de kullanılmaktadır. Termoset polimerlere örnek olarak; çapraz bağlı PE, CO-O bağlı polyesterler ve poliüretanlar verilebilir (AlMaadeed, 20201; Gad, 2014; Tanzi, 2019).

2.4.2.2 Termoplastikler

Termoplastikler kalıcı plastiklik özelliklerini koruyan polimer türleridir. Yapıları genellikle lineer ya da dallanmış şekildedir ve eritilebilir ya da çözülebilir özelliğe sahiptirler. Moleküller, yakın zincirler ile kovalent bağ oluşturmadiğından zincirler birbiri üzerinde akabilir ve polimer ısıtıldığında akışkan viskoz davranışı gösterebilir. Bu tip polimerler, eritilerek ya da yumuşatılarak yeniden şekillendirilebilir. Termoplastiklerin yeniden şekillendirilebilir olması, geri dönüşümlü malzeme özelliği vermektedir ve çevre dostu olarak tanımlamaktadır. Isıtılıp soğutulduğuunda yeniden şekillenebilme özelliğinden ötürü termoplastikler, enjeksiyon, ekstrüzyon ya da kalıplama gibi farklı tekniklerle üretilebilirler. Polietilen, polipropilen, pvc ve polistiren önemli termoplastik örneklerindendir. Termoplastik polimerler, doğal ve sentetik fiberler için matris olarak da kullanılmaktadır (McKeen, 2013; AlMaadeed, 2020; Tanzi, 2019; Asim, 2017).

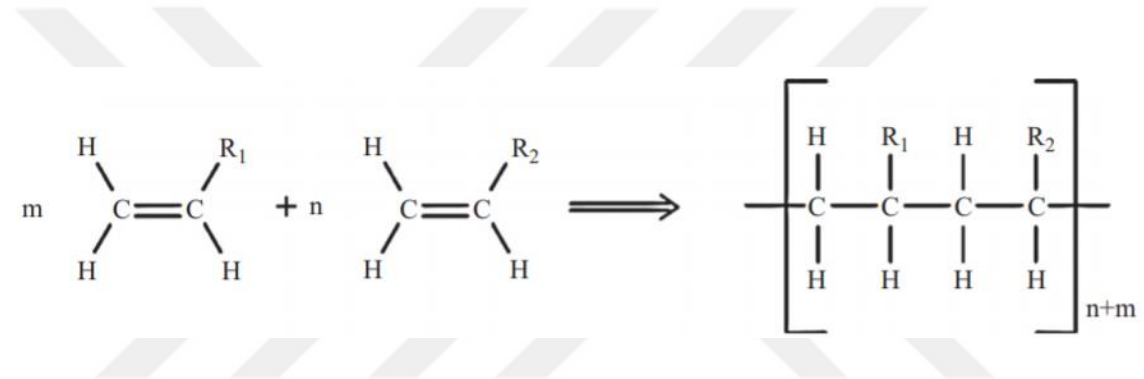
2.5 Polimerizasyon

Polimerizasyon, monomer adı verilen küçük moleküllerden polimer adı verilen daha büyük moleküllerin üretim sürecinin adlandırmasıdır. Polimerizasyon işlemi süresince monomerlerin bazı kimyasal özellikleri kaybolabilir ve oluşan polimer zinciri, bu monomer birimlerinin kimyasal özelliklerini ya da reaktivitesini göstermeyebilir. Monomerlerin bağlanması ve reaksiyona girmesini sağlamak için genellikle sıcaklık ya da basınç uygulanmaktadır. Bazen reaksiyonları hızlandırmak için katalizörler kullanılır. Katalizörler reaksiyonu başlatır ya da hızlandırır ancak hiçbir değişime uğramazlar (Speight, 2011; Shrivastava, 2018).

Polimerizasyon metodları temelde, katılma ve kondenzasyon polimerizasyonu şeklinde iki kısımda incelenmektedir (Ratner, 2013; McKeen, 2013).

2.5.1 Katılma polimerizasyonu

Katılma polimerizasyonunda; bir zincir reaksiyonu, büyüyen polimer molekülüne, monomerin sahip olduğu çiftli ya da üçlü bağlar yoluyla yeni monomer birimleri ekler. Büyüyen polimer molekülüne eklenen her monomer sonrasında yeniden reaksiyon bölgesi oluşur ve polimerizasyon tekrarlanan eklenme işlemleri ile ilerler. Zincirin uzaması için daha fazla bağlantı gerekmektedir. Katılma polimerizasyonu süresince tüm monomerler tüketilir ve hiç yan ürün oluşmaz. Katılma polimerizasyonu ile sentezlenen polimerlerin en çok kullanılan örnekleri polietilen, polivinil klorür (PVC), akrilikler, polistiren, politetrafloroetilen ve polioksimetilendir (asetal) şeklindedir (Shrivastava, 2018; McKeen, 2013).



Şekil 2. 4. Katılma Polimerizasyonunun gösterimi (Shrivastava, 2018)

Katılma polimerizasyonunun şematik gösterimi Şekil 2.4'te gösterilmiştir. Şekildeki ok simgesinin sağ tarafındaki polimerin, ok simgesinin sol tarafındaki tekrar eden birimlerin eklenmesi ile oluştuğu gözlemlenmektedir. Bu gösterimde R_1 ve R_2 , fonksiyonel grupları ya da diğer atom gruplarını temsil etmektedir (Shrivastava, 2018).

Katılma reaksiyonları, üç farklı adımda oluşmaktadır. Bunlar; başlatma; aktif merkezin oluşturulması, yayılma; monomer birimlerinin aktif merkeze hızlı bir şekilde eklenmesi ve makromolekülün büyümesi, son olarak ise sonlandırma; aktif merkezin doğrudan sönmülmesi veya aktarılması yoluyla aktif merkezin nötrleştirilmesi şeklinde sıralanabilir (Obi, 2018).

Katılma reaksiyonlarında kullanılan başlatıcılar; serbest radikal, iyonik ve katyonik olmak üzere üç ana başlık altında incelenmektedir. Bunlardan hangisinin kullanılacağı ise monomerin R_1 ve R_2 (Şekil 2.4) gruplarının çift bağ üzerindeki etkilerine bağlıdır. Bu farklılıklar, π -bağının heterolitik veya hemolitik fasyon üretmek için her başlatıcıyla farklı şekilde reaksiyona girme kabiliyetinden kaynaklanmaktadır. Elektron çeken

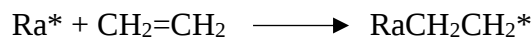
gruplar çift bağdaki elektron yoğunluğunu azaltır ve anyonik türler tarafından yayılmayı desteklerken, elektron veren türler çift bağ nükleofilisitesini artırarak katyonik başlatmayı teşvik eder. Elektriksel nötrlüğü sebebi ile serbest radikaller daha az seçicidir. Buna bağlı olarak pek çok süstitüent grup, çoğalan ve yayılan türler için bir miktar rezonans stabilizasyonu sağlayabilir. Bu yüzden serbest radikaller daha yararlı başlatma aracı olarak görülmektedir (Obi, 2018).

2.5.1.1 Serbest radikal polimerizasyonu

Serbest radikal, başka bir molekülden elektronla eşleştirilebilen, serbest elektronlu bir moleküldür. Serbest radikaller, eşleşmemiş elektronlara sahip, kısa ömürleri ile oldukça reaktif özellik gösteren ve bağımsız olarak var olan türlerdir. Serbest radikal polimerizasyonu, her bir polimer molekülünün, aktif merkez olarak değerlendirilen serbest radikal reaktif bölgesine bir monomer ilave edilerek büyüdüğü zincir polimerizasyonudur. Bir monomer eklendiğinde aktif merkez, yeni oluşturulan zincirin ucuna transfer edilir. Bu süreç çok hızlı gerçekleşir ve makromolekülü, aktif merkez bir sonlandırma reaksiyonu ile nötrale edilene kadar büyütür. Tüm zincir polimerizasyon reaksiyonlarında olduğu gibi, serbest radikal polimerizasyon reaksiyonları da başlatma, yayılma ve sonlandırma olmak üzere üç aşamaya ayrılmaktadır (Shrivastava, 2018; Obi, 2018).

Başlatma aşaması:

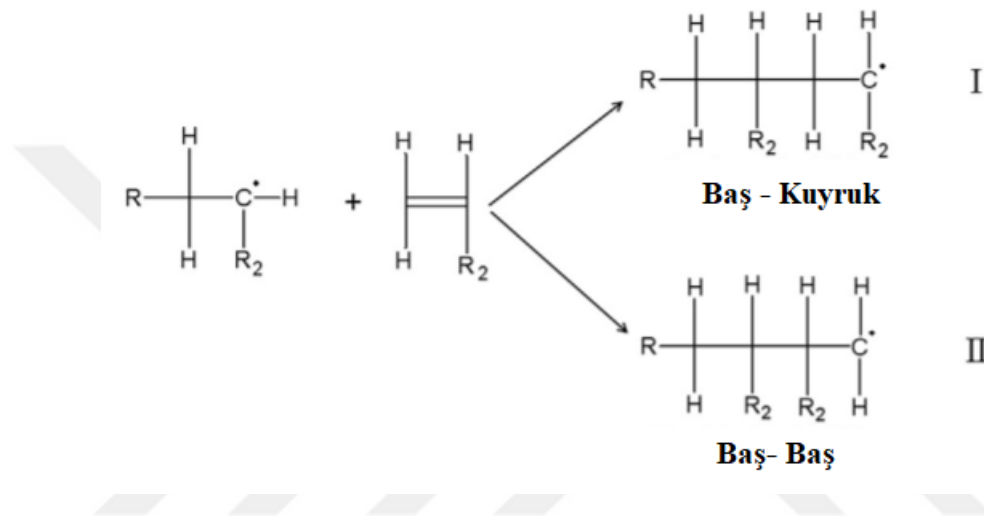
Bu aşamada zincir, serbest radikal yapı bloğu oluşturan bir serbest radikal Ra^* tarafından başlatılır. Başlatma aşaması genellikle çiftli ya da üçlü bağa sahip monomerleri içerir (Doymamış karbon-karbon). Zincir başlatma aşaması, harici bir başlatıcı, reaktif bir gruba (serbest radikaller Ra^*) ayrıldığında ve eşlenmemiş bir elektron veya aktif merkeze sahip bir molekül oluşturmak için etilen monomerinin çift bağını uyardığında başlar. “(*)” simgesi, Radikalden etilen monomerine aktarılan bir serbest elektrona sahip aktif merkezi temsil eder ve bu, etilen monomerini yeni radikal yapar. Başlatma aşaması;



şeklinde gösterilebilir (Shrivastava, 2018).

Yayılma:

Bu adımda, etilen monomerlerinden oluşmuş serbest radikal blokları, daha büyük serbest radikal blokları oluşturmak için diğer etilen monomerleri ile reaksiyona girerler. Aktif merkezleri stabilize etmek için, serbest radikal yapı bloğu, zincirin uzunluğunu uzatan komşu monomerlerle bağlanır. Reaktif grup, büyüyen zincirin her iki ucuna da bağlanabilir. Her yeni monomer katılması, sonraki bağlanma için aktif bölge yaratmaktadır (Shrivastava, 2018).



Şekil 2. 5. Yayılma reaksiyonunun modları (Obi, 2018)

Sonlandırma:

Serbest radikal katılma polimerizasyonunun bu aşamasında, zincir büyümesi sona ermektedir. Temel olarak katılma işlemi, sistemdeki tüm monomerler tüketilene kadar devam etmektedir. Ancak, zincir büyümesi genellikle doğrudan kombinasyon veya orantısızlık ile durur. Kombinasyon, tek bir polimer molekülü oluşturmak için iki büyüme zincirinin birleştirilmesini içermektedir. Orantısızlık teriminde ise, bir empüritenin aktif gruplarla reaksiyona girmesi ve zincir büyümesini sonlandırması durumu söz konusudur (Obi, 2018; Shrivastava, 2018).

2.5.1.2 İyonik polimerizasyon

Olefinik monomerlerin katılma polimerizasyonu, iyonik yüklere sahip aktif merkezler ile de gerçekleştirilebilir. Bu durum, zincir taşıyıcı iyonun tipine bağlı olarak katyonik veya anyonik polimerizasyon şeklinde oluşabilir. Aktif merkezin iyonik yükü, bu polimerizasyon türlerinin, serbest radikal polimerizasyonundan farklı olarak daha seçici

olmasına sebep olmaktadır. Bu işlemler, sadece aktif merkezi stabilize edebilen sübstitüent gruplarına sahip monomerlerle ilerleyebilmektedirler. İyonik polimerizasyonlar için gerekli aktivasyon enerjisi düşük seviyededir ve bu durum reaksiyonların çok düşük sıcaklıklarda gerçekleşmesine olanak sağlamaktadır. Bu durum iyonik polimerizasyonun karakteristik özelliğidir. Katyonik aktif merkezler için elektron veren sübstitüent gruplara ihtiyaç vardır. Yalnızca ikame edici grup zayıf bir indüktif etkiye sahip olduğunda ve hem pozitif hem de negatif yükleri delokalize edebildiğinde, katyonik ve anyonik polimerizasyonlar elde edilebilmektedir.

Serbest radikal polimerizasyonu ile iyonik polimerizasyon arasında farklardan biri olarak, iyonik bir aktif merkeze, zıt yüklü bir karşı iyonun eşlik etmesi durumu gösterilebilir. Yayılma oranı ve stereokimyası, karşı iyondan ve aktif merkez ile etkileşimin kuvvetinden etkilenmektedir. Son olarak, iki iyonik aktif merkez arasındaki bir reaksiyonla sonlandırma meydana gelmez, çünkü ikisinin de benzer yükleri bulunmaktadır (Hasırcı, 2017).

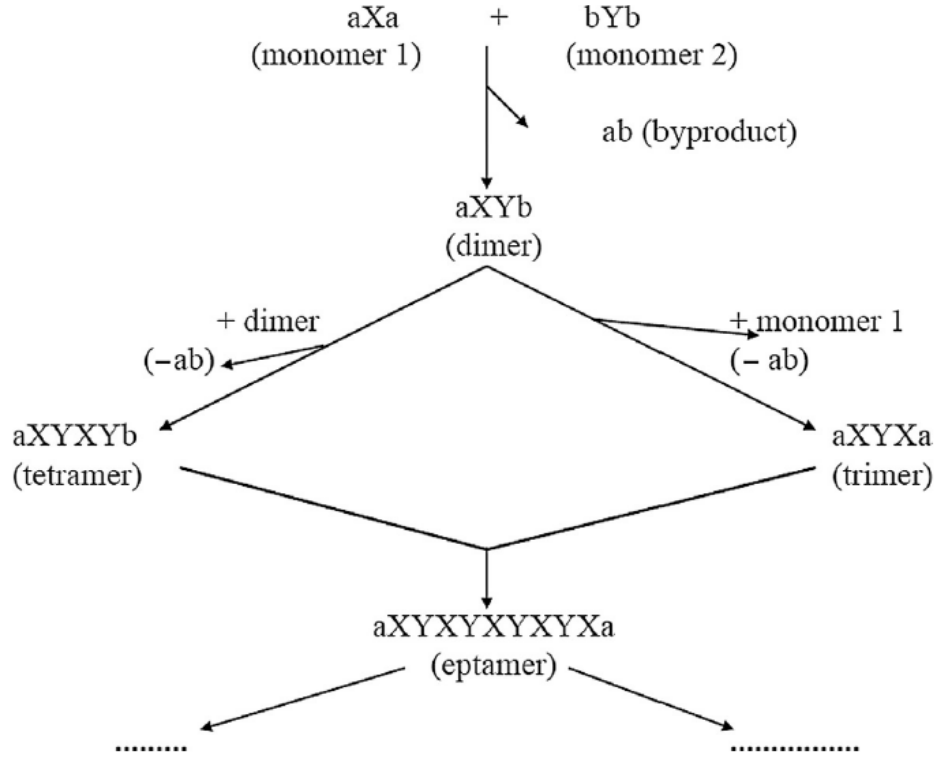
2.5.2 Kondenzasyon polimerizasyonu

Polikondenzasyonu gerçekleştirmek için, her bir monomer molekülünün proses esnasında reaksiyona girebilen en az iki fonksiyonel grup içermesi gerekmektedir. Polikondenzasyon sonucu oluşan polimerin yapısal birimlerinin kompozisyonu, başlangıç monomerlerinden farklı olmaktadır (Fakirov, 2017). Kondenzasyon polimerizasyonunda monomerler, dimerler, oligomerler reaksiyona katılabilir ve polimerize olabilirler. Bu yüzden birçok farklı bölgede reaksiyon gerçekleşmektedir. Buna bağlı olarak monomer tüketimi hızlı olmasına karşılık, molekül ağırlığı artış hızı yavaş olmaktadır. Reaksiyon süresine paralel olarak artan viskozite, moleküllerin hareketliliğini engellemekte ve reaksiyon hızını azaltmaktadır.

Kondenzasyon polimerizasyonunun genel karakteristiği olarak şu 5 madde sayılabilir;

1. Polimer zincirleri yavaş oluşur; gerekli süre bazen saatler, hatta bazen birkaç gün olmaktadır.
2. Tüm monomerler hızla oligomerlere dönüştürülmektedir, bu nedenle büyüyen zincirlerin konsantrasyonu yüksek olmaktadır.
3. Gerçekleşen kimyasal reaksiyonların aktivasyon enerjileri nispeten yüksek olduğundan dolayı, reaksiyonu tetiklemek için polimerizasyon karışımı genellikle ısıtılmaktadır.

4. Kondenzasyon polimerizasyonu genellikle orta derecede yüksek moleküler ağırlıklara (<100.000) sahip polimerlerle sonuçlanmaktadır.
5. İki'den fazla fonksiyonel gruba sahip bir monomer kullanılmadıkça hiçbir dallanma veya çapraz bağlantı oluşmamaktadır (Tanzi, 2019).



Şekil 2. 6. Kondenzasyon polimerizasyonunun şematik gösterimi (Tanzi, 2019)

2.6 Protetik Diş Tedavisi ve Dental Protezler

Protetik diş tedavisi alanı, eksik veya yetersiz dişler ve/veya çene-yüz dokuları ile ilişkili klinik durumları olan hastaların ağız fonksiyonunun, konforunun, görünümünün ve sağlığının biyouyumlu ikame maddeler kullanılarak teşhis, tedavi planlaması, rehabilitasyonu ve sürdürülmesi ile ilgili diş hekimliği dalıdır. Restorasyonun en önemli amacı oral fonksiyonları, özellikle çiğneme fonksiyonunu iyileştirmektir. Bu durum, diş protezlerinin geometrilerinin, oklüzal temasların doğru sağlanabilmesi için mevcut bölgeye uygun olması gerekliliğini belirtmektedir.

Diş protezlerinin uzun ömürlü iyi performans göstermesi için önemli faktörler; dayanım, ağız içi yaşlanma direnci ve yorulma direnci gibi parametreler ile sıralanabilir. Hasta konforu da diş protezlerinin başarısını değerlendirmek için kullanılan önemli bir parametredir. Oral fonksiyonu ve görünümü geri kazanmanın yanı sıra, diş protezleri

hastanın genel sağlığını korumalı ya da iyileştirici etki göstermelidir. Buna bağlı olarak, restoratif malzemelerin, iyi bir biyouyumluluğa sahip olması gerekir. Biyouyumluluk ise, protez malzemelerinin, hastaların biyolojik sistemleri üzerinde herhangi bir toksik veya zararlı etki bırakmadan kullanılabilmesi anlamına gelmektedir. Biyouyumluluk özelliğinin yanı sıra diş protezleri, kalan diş yapısını veya dişleri korumalıdır.

Temelde protetik diş tedavisi alanında; işlevsellik, uzun ömür, estetik, rahatlık, biyouyumluluk ve koruma gibi parametrelerin gelişimi sağlanmalıdır (Zhao, 2014).

2.7 Diş Hekimliğinde Polimerlerin Yeri

Sentetik polimerler hem restoratif hem de protetik diş hekimliğinde çok uzun süredir yaygın olarak kullanılmaktadır. Fonksiyonel metakrilat bazlı akrilik polimerler; protezler, restoratif materyaller, astarlama ve onarım materyalleri, yumuşak astarlar, bağ oluşturucu ajanlar, geçici kuronlar ve köprüler gibi uygulamalarda kullanılmaktadır. Sert ve yumuşak oral dokuların görünümünü kayıt altına almak için silikonlar, polisülfidler ve aljinatlar gibi elastomerik malzemeler kullanılmaktadır ve bunlar daha sonra ağız dışında kullanılan cihazların yapımında yer almaktadır. Suda çözünebilen polimerler adeziv dental simanlarda kullanılmaktadır.

Akrilik polimerler diş hekimliğinde kullanılan ana polimer sınıfını oluşturmaktadır. Metakrilat bazlı polimerler, oral boşluktaki işleyişin temel gereksinimlerini karşılayabildikleri için oldukça fazla önem arz etmektedir; ancak bu malzemelerin kullanımının da sınırlayıcı etkileri bulunmaktadır (Deb, 1998).

2.8 Diş Protez Kaide Materyali Olarak Kullanılacak Polimerlerin Sahip Olması Gereken Özellikler

Bir diş protez kaide malzemesinde olması gereken özellikler; fiziksel, mekanik, kimyasal, biyolojik ve çeşitli özellikler ana başlıkları altında sıralanabilir.

2.8.1 Fiziksel özellikler

Bir diş protez kaide materyali, yumuşak oral dokunun görünümü ile eşlenmiş görünüme sahip olabilmelidir. Bu parametrenin değeri, hastanın ağız açıp kapama durumlarında protez tabanının hangi ölçülerde görünebilir olduğuyla ilintilidir.

Protez tabanı oluşturmak için kullanılan polimer, kullanım sırasında yumuşamayı ve bozulmayı önlemek için yeterince yüksek bir cam geçiş sıcaklığı (T_g) değerine sahip

olmalıdır. Oral ortamdaki normal sıcaklık 32°C ile 37°C arasında değişse de hastaların 70°C'ye kadar sıcak içecekler içtikleri ve tavsiye edilmemesine rağmen bazen protezleri çok sıcak hatta kaynar suda temizledikleri gerçeği dikkate alınmalıdır.

Protezin şeklinin değişime uğramaması için protez tabanının iyi bir boyutsal stabiliteye sahip olması gerekmektedir. Termal yumuşamadan dolayı oluşabilecek bozulmalara ek olarak, iç gerilmelerin azalması, sürekli polimerizasyon ve su emilimi gibi diğer mekanizmalar boyutsal kararsızlığa sebep olabilmektedir.

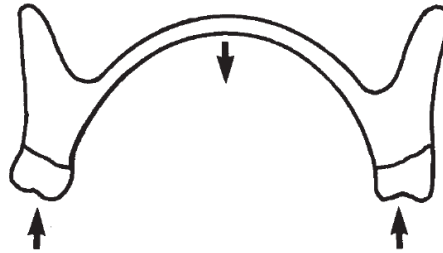
Protezlerin mümkün olduğunca "hafif" olması için malzemenin ideal olarak düşük bir özgül ağırlık değerine sahip olması gerekmektedir. Bu durum hasta konforu açısından önemlidir.

Yüksek bir termal iletkenlik değeri, protez takan kişinin oral mukoza sağlığını korumasını ve sıcak-soğuk uyarılara normal tepki vermeye devam etmesini sağlayacaktır (McCabe, 2008).

2.8.2 Mekanik özellikler

Herkes aynı görüşte olmasa da çoğu klinik tedavi uzmanı protez tabanının rijit olması gerektiğini düşünmektedir. Bu sebeple yüksek elastisite modülü avantaj olarak değerlendirilmektedir. Isırma ve çiğneme sırasında meydana gelen gerilmelerin kalıcı deformasyona neden olmasını engellemek için yüksek bir elastik sınır değeri gerekmektedir. Yüksek elastisite modülü ve yüksek elastik limit değeri kombinasyonu protez kaide materyalinin nispeten ince kesitte imal edilebilmesine olanak sağlayarak ek bir avantaj sağlayabilmektedir.

Üst protez kırıkları, esneme hareketleri nedeniyle, her zaman protezin orta hattında meydana gelir.



Şekil 2. 7. Bir üst protezin kırılmasına sebep veren esneme hareketlerinin gerçekleşme şeklinin diyagramı (McCabe, 2008)

Bu yüzden protez tabanı, kırılmaya direnç göstermek için yeterli eğilme gücüne sahip olmalıdır.

Protez tabanının oral ortamda kırılması genellikle, belirli bir süre boyunca nispeten küçük eğilme gerilmelerinin, sonunda protez boyunca yayılan ve kırılmaya neden olan küçük bir çatlak oluşumuna yol açtığı bir yorulma mekanizması ile meydana gelmektedir. Bu nedenle, seçilecek malzeme yeterli bir yorulma ömrüne ve yüksek bir yorulma sınır değerine sahip olmalıdır.

Temizlemek veya suya bırakmak için çıkarıldıklarında, yanlışlıkla sert bir yüzeye düşürülürse protezlerin kırılma tehlikeleri oluşmaktadır. Bir protez kaide malzemesinin bu tür bir kırılmaya direnme yeteneği, malzemenin darbe mukavemetinin bir fonksiyonudur.

Protez kaide malzemeleri, aşındırıcı protez temizleyicileri veya gıda maddeleri tarafından malzemenin aşırı aşınmasını önlemek için yeterli aşınma direncine sahip olmaları gerekmektedir. Aşınma, birçok malzeme özelliğine bağlı, karmaşık bir kavramdır. Ancak yüzey sertliği birincil öneme sahiptir (McCabe, 2008).

2.8.3 Kimyasal özellikler

Diş protez kaide materyali olarak kullanılacak malzemenin kimyasal olarak inert olması gerekmektedir. Malzemenin kullanılacağı ortam gereğince oral sıvılarda çözünmemeli, materyalin mekanik özelliklerini değiştirebileceği ve protezin hijyenik ortamını bozabileceğinden su veya tükürüğü absorbe etmemelidir (McCabe, 2008).

2.8.4 Biyolojik özellikler

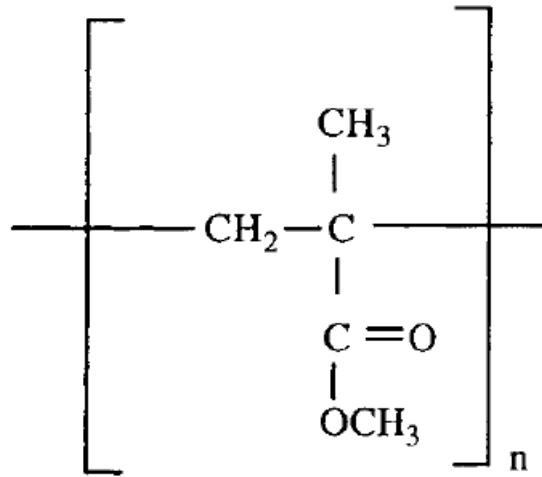
Bir diş kaide protez materyalinin, işlenmemiş ya da kürlenmemiş hali ile üretimi yapacak olan teknisyene zarar vermemesi gerekmektedir. Hasta açısından bakıldığında ise toksik olmamalı ve rahatsız edici özellikleri bulunmamalıdır. Biyoyumlu ve biyolojik açıdan güvenli olmalıdır. Antibakteriyel özellikler şu üç durumdan ötürü diş protez kaide materyallerinde oldukça önemlidir;

1. Oral kavite, mikroorganizmalar açısından zengin, karmaşık bir ortamdır,
2. Polimerler, karbon ve oksijen kaynağı sağlayabildikleri için mikroorganizmaları absorbe etme eğilimindedir,
3. Malzemelerin yüzeyine emilen mikroorganizmalar belirli hastalıklara yol açabilmektedir.

Antibakteriyel özelliği geliştirmek için iki yol izlenir. Bunların ilki yüzey modifikasyonu ve ikincisi de antibakteriyel ajanların karışıma eklenmesi şeklindedir (Xu, 2017; McCabe, 2008).

2.9 PMMA Diş Protez Kaide Materyali

Protez yapısını üretmek için kullanılan en yaygın malzeme, metilmetakrilat (MMA) ve poli(metil metakrilat) (PMMA) karışımından yapılan bir akrilik reçinedir. Bu malzeme, uygun çalışma özelliklerine, cilalanabilirliğe, oral ortamda stabiliteye ve mükemmel estetik görünümüne sahiptir. Bu materyalin sergilediği fiziksel özellikler, dönüştürme derecesine, işleme tekniğine ve oral ortamda sunulan koşullara duyarlıdır (Chauan, 2015).



Şekil 2. 8. PMMA'nın yapısal formülü (Deb, 1998)

Monomer-polimer karışımı protez yapımında çokça kullanılır, ancak tamamen ısıtmayla sertleşen jel tipi reçineler de mevcuttur. Sıvı faz, metil metakrilattan (yüzde 0,006 veya daha az hidrokinon veya bütillenmiş hidroksitoluen ile inhibe edilmiştir), küçük miktarlarda diğer akrilik monomerlerden, plastikleştiricilerden ve yüzde 5 ila 15 etilen dimetakrilat veya divinilbenzen benzeri çapraz bağlama maddelerinden oluşmaktadır. Toz halindeki polimer genellikle, biraz daha yumuşak bir ürün elde etmek için küçük miktarlarda etil, butil metakrilat veya etil akrilat ile modifiye edilmiş süspansiyon polimerize metil metakrilat içermektedir. Bir katalizör, (genellikle yüzde 0,5 ila 1

konsantrasyonda benzoil peroksit), pigmentler, boyalar ve opaklaştırıcılarla birlikte toza dahil edilmektedir (Brauer, 1966).

Çizelge 2. 1. PMMA kaide materyali kompozisyonu (Deb, 1998)

Toz Faz	Likit Faz
Toz PMMA	Monomer olarak Metil Metakrilat
Başlatıcı olarak benzoil peroksit	Çapraz bağlayıcılar
Organik boya benzeri pigmentler	İnhibitörler ve üçüncül amin aktivatörleri

2.9.1 PMMA protez kaide materyallerinin polimerizasyon metodlarına göre sınıflandırılması

Polimerizasyon yöntemlerine göre PMMA reçineleri; ısı, ışık, enjeksiyon kalıplama ve mikrodalgayla kürlenene polimerler olarak sınıflandırılabilir.

2.9.1.1 Isı ile kürlenene PMMA:

Isıyla kürlenene reçineler, termal enerji uygulamasıyla etkinleştirilen bir benzoil peroksit (BPO) başlatıcıdan oluşur. BPO başlatıcı, karbondioksit yapıya (CO₂) ayrışır ve sıcaklık yaklaşık 60°C'a ulaştığında serbest radikaller oluşur. Başlatıcı aktivasyonu için gereken termal enerji genellikle bir su banyosu kullanılarak sağlanır (Hassan, 2019).

Bu sistemin oluşması için gerekli malzemeler, toz ve sıvı formda temin edilmektedir. Toz form, küçük taneli ön polimerizasyondan geçirilmiş PMMA, sıvı form ise metil metakrilat (MMA) içermektedir (Alla, 2015).

Isı ile kürlenene PMMA'nın polimerizasyon aşamaları

PMMA oluşumu, çoklu metil metakrilat (MMA) moleküllerinin katılma polimerizasyonunu içermektedir. Polimerizasyon reaksiyonları, MMA moleküllerinin büyüyen bir zincirin sonuna sırayla eklendiği aktif bir merkezden başlamaktadır.

PMMA protez kaide reçinelerinin katılma polimerizasyonunda yer alan adımlar şunlardır:

- **Başlatma ve aktivasyon:** Katılma polimerizasyonu reaksiyonunu başlatmak için, bir başlatıcı tarafından sağlanan serbest radikal kaynağı gerekmektedir. Başlatıcı, genellikle BPO; termal, kimyasal veya ışık enerjisinin sağlanmasıyla ayrışır ve aktivasyon adı verilen bir süreçte serbest radikaller üretir. Bu serbest radikaller, metil metakrilat monomerinin $C=C'$ u ile reaksiyona girerek tek bir C-C bağının oluşmasına neden olur ve zincirin ilerleyen ucunda başka bir serbest radikal oluşmasını sağlar. Bu aşama fiziksel olarak PMMA tanelerinin MMA monomeri ile karıştırılmasıyla karakterize edilir ve karıştırılmış polimer, taneli ya da kum yığını benzeri görüntü verir.
- **Yayılma:** Bu aşamada, polimer zincirinin büyüyen ucunda oluşan serbest radikal, başka bir monomer molekülü ile reaksiyona girerek, polimer zincirinin genişlemesine ve başka bir MMA molekülü ile reaksiyona giren başka bir serbest radikalın oluşmasına neden olur. Bu zincir reaksiyonu, monomer molekülleri, polimer zincirinin büyüyen tarafındaki serbest radikallerle reaksiyona girmeye hazır olduğu sürece devam eder. Polimer zincirleri bu aşamada aktif olarak büyüdüğünden, polimer bu aşamada fiziksel olarak yapışkan veya lifli hale gelir. Bazı durumlarda, serbest radikallerin büyüme zincirinden ölü bir polimere transferi de meydana gelebilmektedir. Bu durum, büyüyen zincirin sona ermesine ve zincirin ortalarında, polimer yakınlarında serbest radikallerin oluşmasına neden olur. Yeni bir polimer zincirinin büyümesi, serbest radikalın bağlandığı yerde başlar ve polimer molekülünün dallanmasına neden olur (Hassan, 2019).
- **Bitiş:** Polimerizasyon reaksiyonunun yayılması, MMA moleküllerinin tedariki bitene kadar devam eder. Polimerizasyonunun sona ermesi, aşağıdakilerden dolayı ortaya çıkabilecek ölü bir zincirin sonucu olarak daha sık meydana gelir:

- 1) Büyüyen bir zincirin ölü bir zincire aktarılması;
- 2) İki serbest radikal polimer zinciri arasında doğrudan bağlantı;
- 3) Bir zincirden diğerine hidrojen (H) atomlarının değişimi;
- 4) Büyüyen bir polimer zincirinin başlatıcı veya empürite ile reaksiyonu (Hassan,2019).

2.9.1.2 Enjeksiyon kalıplama

Enjeksiyon kalıplama tekniği 1942'de tanıtılmıştır. Bu teknikte protez kaide materyali özel bir kaptan imal edilmiştir. İlk olarak kabın yarısı diş taşı ile doldurulur ve içine alçı yerleştirilir, ardından balmumu protez kaidesine, döküm boşluğu tutturulur. Bu boşluktan şişe, taze diş taşı ile doldurulur. Balmumu sistemden uzaklaştırıldıktan sonra reçine, kalıp boşluğuna doldurulur. Şişe, protez kaide materyalinin polimerizasyonunu sağlamak için sıcak su banyosuna yerleştirilir (Allahyari, 2018; Hassan, 2019).

2.9.1.3 Işık ile kürlenme

Işık ile sertleşen PMMA reçinelerin polimerizasyonu, görünür bir ışık kaynağına maruz kaldığında serbest radikaller oluşturan kamforkinon benzeri ışığa duyarlı bir ajan yardımıyla başlatılır. Işıkla sertleşen PMMA reçinelerinin bileşimi diğer reçine türlerinden farklıdır. Işık ile kürlenene PMMA reçinelerin bileşiminde; üretilen dimetakrilat matris, mikro taneli silika, yüksek molekül ağırlığına sahip akrilik reçine monomeri bulunmaktadır.

Bu işlemde öncelikle reçine, yaklaşık 10 dakika boyunca 400 ila 500 nm görünür ışığa sahip bir ışık bölmesinde ana kalıba konulur. Reçinenin kürlenmesinden sonra, dişler ışıkla sertleşen bir şablon kullanılarak reçine üzerinde yeniden konumlandırılır ve ardından ışık bölmesinde son bir sertleştirme yapılır (Allahyari, 2018; Hassan, 2019).

2.9.1.4 Mikrodalga ile kürlenme

Mikrodalga enerjisi, PMMA'yı polimerleştirmek ve kürlenmek için kullanılabilen başka bir ısı enerjisi kaynağıdır. Geleneksel su banyosu kullanmak yerine, protez kaide materyalini polimerleştirmek için mikrodalga enerjisi kaynağı ve metal olmayan bir protez kabı kullanılır. Mikrodalga ile kürlenme, saatlerce ısıtma ve ardından soğutma gerektiren geleneksel ısıyla kürlenme döngüsüne kıyasla, 500 W'lık mikrodalga ile kısa kürlenme süresi (üç dakika) sayesinde zaman verimliliği sağlamaktadır (Zafar, 2020).

2.9.2 PMMA'nın özellikleri

PMMA esaslı malzemeler, kullanılacağı biyolojik uygulamalara bağlı olarak belirli özelliklere sahip olmalıdır. Buna göre, PMMA malzemeler, çeşitli kimyasal, biyolojik, fiziksel ve mekanik özelliklerle ilişkili olarak kapsamlı bir şekilde modifiye edilmiş ve araştırılmıştır. Diş protezi kaide uygulamaları için öncelikle PMMA materyallerinin ideal veya istenen özelliklerinin anlaşılması önemlidir (Zafar, 2020). Protez kaide polimerleri

için minimum gerekliliklerden bazıları ISO 1567 standartlarında belirtilmiştir ve Çizelge 2.2’de gösterilmiştir (McCabe, 2008). PMMA’nın genel özellikleri Çizelge 2.4’te verilmiştir.

Çizelge 2. 2. ISO 1567 standartlarına göre protez kaide materyali olarak kullanılacak polimerlerde belirlenen özellikler (McCabe, 2008)

Tip (Çeşit)	Esneme Dayanımı (MPa) minimum	Esneme Modülü (GPa) minimum	Kalıntı Monomer (% wt) maximum	Su Emme (µg/mm ³) maximum	Çözünübilirlik (µg/mm ³) maximum
1, 3, 4, 5	65	2.0	2.2	32	1.6
2	60	1.5	4.5	32	8.0

Çizelge 2. 3. PMMA Reçinelerinin ISO 20795-1 2013'e Göre Sınıflandırılması

Açıklama	Tip	Sınıf
Isı ile Hazırlanan (Toz ve Likit)	1	1
Isı İle Hazırlanan (Plastik Kek)	1	2
Otopolimerizasyon (Toz ve Likit)	2	1
Otopolimerizasyon (Toz ve Likit, Döküm versiyonu)	2	2
Termoplastik	3	-
Işık ile aktif edilen	4	-
Mikro dalga ile aktif edilen	5	-

2.9.2.1 Fiziksel özellikler

PMMA, akrilat ailesine ait amorf polimerlerden biridir. Şeffaf, renksiz bir polimerdir. Camsı geçiş sıcaklığı 100°C ila 130°C arasındadır (kaynaklar arası farklılıklar bulunmakla birlikte genellikle 125°C şeklinde belirtilmiştir) ve oda sıcaklığında yaklaşık 1.20 g/cm³ yoğunluğa sahiptir (Ali, 2015; McCabe, 2008).

PMMA, UV radyasyonunun etkisi altında fazla değişime uğramadığı için güneş ışığına karşı yüksek dirence sahip polimerler arasındadır. Çok iyi termal stabiliteye sahiptir ve 100°C ve -70°C sıcaklıkları arasında bozunmadan durumunu koruduğu bilinmektedir (Ali, 2015).

Sorpsiyon; malzemelerin, su veya içine daldırıldıkları herhangi bir sıvıyı emme sürecini ifade etmektedir. PMMA reçinelerin, reçine moleküllerinin polaritesine bağlı olarak suyu emdiği gözlemlenmiştir. PMMA malzemenin sıvı ortama daldırılmasının ardından, su molekülleri, polimer zincirleri arasındaki boşluklara nüfuz etme yoluna gider ve sonuç olarak, polimer zincirleri arasındaki mevcut boşluğu genişletir. Bu durum boyutsal kararlılığı etkilemektedir (Takahashi, 2012). Çeşitli çalışmalar, halihazırda mevcut olan PMMA protez kaide materyallerinin sorpsiyon ve çözünürlüğünün, ISO 20795-1'in gerektirdiği gerekli değerlerin çok altında olduğunu bildirmiştir. DBM (2013) için ISO 20795-1 yönergelerine göre, ısıyla sertleşen protez kaide reçineleri için sorpsiyon değerleri $32 \mu\text{g mm}^{-3}$ 'ü geçmemeli, çözünürlük $1,6 \mu\text{g mm}^{-3}$ 'den büyük olmamalıdır (Hassan, 2019; Zafar, 2020).

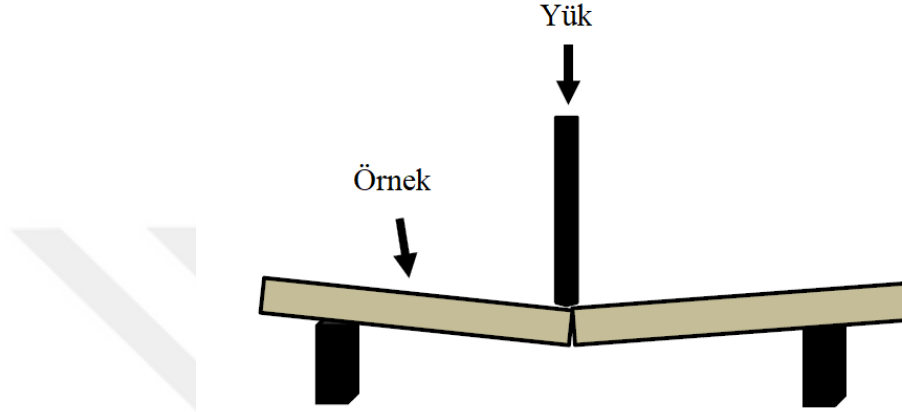
Akrilik reçineler, karbon, oksijen ve hidrojen gibi "hafif" atom gruplarından oluştukları için nispeten düşük özgül ağırlık değerlerine (yaklaşık $1,2 \text{ g cm}^{-3}$) sahiptirler. Protez üretiminde hafif malzeme kullanmak, bir üst protez açısından bakıldığında, yer çekimine karşı yerinden çıkmamak için daha az kuvvet harcanması açısından avantajlıdır (McCabe, 2008).

Tüm bunlara ek olarak protez kaide materyallerinin yüksek renk stabilitesine sahip olması ve oral ortamda estetik açıdan renginin değişmemesi gerekmektedir (Sağsöz, 2014). PMMA esaslı malzemeler zayıf renk kararlılığı sergilemiştir ve çeşitli faktörlerden dolayı işlev görürken değişme eğiliminde bulunmuşlardır. Artık monomerlerin serbest kalması, su emilimini ve çeşitli moleküllerin içeri girmesine bağlı olarak renk değişikliğini arttırır. PMMA'nın lekelenmesi ve renk değişiklikleri ile ilişkili diğer faktörler, üretim gözenekliliği ve kahve, çay, gazlı içecekler, alkol gibi çeşitli içeceklerin periyodik tüketimi şeklinde belirtilebilir (Alp, 2019; Scotti, 1997).

2.9.2.2 Mekanik özellikler

Protez kaide materyalleri, ağız boşluğunda karmaşık çiğneme gerilimlerine maruz kalmaktadır. Bu nedenle, protez kaide materyallerinin işlevsel performansını iyi seviyede tutmak için iyi mekanik özellikler gereklidir. Mekanik özelliklerin önemi göz önüne alındığında, eğilme mukavemeti, darbe mukavemeti kırılma tokluğu ve yüzey sertliği dahil olmak üzere PMMA'nın çeşitli mekanik özellikleri için modifikasyonlar bildirilmiştir (Al-Thobity, 2020; Gad, 2020; Hussain, 2020; Faot, 2006; Mousavi, 2020; Zafar, 2014; Vojdani, 2012). Eğilme mukavemeti ve eğilme modülünü tespit etmek için

ISO-20795-1 standartlarına göre üç nokta eğme testi uygulanmaktadır (ISO-20795, 2013). Enine mukavemet olarak da bilinen eğilme dayanımı, her iki ucunda daha düşük desteklerle desteklenen bir statik yük altındaki bir çubuğun mukavemetinin ölçüsüdür. İdeal bir protez kaide materyali, kalıcı deformasyon veya kırılma olmaksızın kompleks çığneme kuvvetlerini taşımak için yüksek bir eğilme mukavemetine sahip olmalıdır (Hassan, 2019).



Şekil 2. 9. Protez kaide materyallerinde eğilme mukavemetinin ölçümü için üç nokta eğme cihazının şematik gösterimi (Hassan, 2019).

Araştırmacılar tarafından farklı metodlarla yapılan çalışmalarda farklı verilere ulaşılmıştır (Zafar, 2020; Hassan, 2019).

Machado ve ark. (2007), Dixon ve ark. (1991), Alkhatib ve ark. (1989), Pfeiffer ve ark. (2015), Barbosa ve ark. (2007) ve Ali ve ark. (2008) çalışmalarının ışığında; diş protez kaide materyali olarak kullanılan PMMA'nın eğilme mukavemetinin, kimyasal bileşim, polimerizasyon metodu, süre ve polimerizasyon sıcaklığı gibi bir çok parametreyle değişebildiği gözlenmiş, ek olarak da ısı ile kürlen PMMA reçinelerin eğilme mukavemetinin kimsayal kürlen PMMA reçinelere kıyasla daha yüksek olduğu belirlenmiştir (Hassan, 2019).

Kırılma tokluğu, bir malzemenin yüzeyde bulunan çentikler veya kusurlar nedeniyle çatlak yayılmasına direnme kabiliyetini tanımlamaktadır (Zappini, 2003). Kırılma tokluğu ile ilgili diğer bir özellik, herhangi bir çarpma kuvvetinin etkisi altında protez kaide reçinesini kırmak için gereken enerji olarak tanımlanan darbe dayanımıdır. PMMA protez kaide materyali için test etme kolaylığı nedeniyle bu özellik sık kullanılmaktadır ancak protez örneğinin boyutları, çentik derinliği, çarpma hızı vb.

diğer durumlar bu özellik üzerinde etki ettiğinden, darbe dayanımı malzemenin doğasında bulunan bir özellik değildir (Hassan, 2019). Akrilik reçinelerin darbe dayanımı zayıftır ve protez sert bir yüzeye düşürülürse, kırılma olasılığı yüksektir (McCabe, 2008).

2.9.2.3 Kimyasal özellikler

İdeal bir protez kaide materyali inert yapıya sahip olmalı ve oral sıvılar ve besinler ile kimyasal olarak reaksiyona girmemelidir. Kullanım esnasında, protez kaide materyallerinin, kimyasal yapıları, pH ve sıcaklıkları dahil olmak üzere birçok faktör açısından büyük ölçüde değişebilen çeşitli besin maddelerine maruz kalma durumu söz konusudur. PMMA, suda ihmal edilebilir derecede çözünmektedir. Ancak organik çözücülerde (ketonlar ve esterler gibi) çözünürlükleri yüksektir. Benzer şekilde, alkollü çözeltiler plastikleştirici görevi görmekte ve camsı geçiş sıcaklığını düşürebilmektedir. Bu nedenle PMMA esaslı diş protezlerinin alkollü solüsyonlarda saklanması veya temizlenmesinden kaçınılmalıdır (Zafar, 2020).

PMMA organik bir polimerdir ve çözünürlüğünün, polaritenin önemli bir rol oynamasıyla birlikte "benzer çözücü" tarafından yönetilmesi beklenmektedir. Çözücü içinde şişme ile başlayarak, ardından yüzeyde yumuşak bir tabakanın oluşmasıyla devam eden çözünme işlemi sebebi ile PMMA'nın çözünürlüğü daha kompleks ve diğerlerinden farklıdır. Bu süreci, çözücü ile PMMA'nın homojen bir çözelti vermeden önce çözücünün tüm polimere difüzyonu takip etmektedir. En iyi çözücüde dahi olsa PMMA'nın çözünmesinin zaman almasının asıl sebebi de bu durumdur. Evchuk ve ark. (2005) organik çözücülerin fiziko-kimyasal özellikleri ile sistemlerindeki polimer çözünme hızı arasındaki olası ilişkiyi ortaya çıkarmak için 12 organik çözücüde PMMA'nın çözünürlüğünü inceledi. Bu çalışmada 30-70°C sıcaklık aralığında, şu çözücüler kullanıldı: benzen, toluen, o-ksilen, m-ksilen, triklorometan, trikloroetilen, 1,4-dioksan, sikloheksanon, asetofenon, etil asetat, pentil asetat ve dimetil formamid. Sonuçlara göre, trikloroetilenin PMMA için en iyi, triklorometanın ise en kötü çözücü olduğu gözlemlenmiştir (Ali, 2015).

Çapraz bağlayıcı ajanlar, PMMA diş protez kaide materyallerinin özelliklerini iyileştirmek için sisteme eklenmektedir. Çapraz bağlayıcı ajanların akrilik reçineler üzerinde üç yararlı etkisi bulunmaktadır. Çapraz bağlayıcılar, PMMA reçinelerin organik çözücülerde çözünme duyarlılığını azaltmaktadır. İkincil olarak PMMA

reçinelerin stres altında çizilmeye karşı direncini arttırmaktadırlar. Son olarak ise, akrilik protezlerin kullanım özelliklerinin ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesine yardımcı olmaktadır.

Çapraz bağlayıcı ajanlar, polimerlerin moleküler ağırlığını artırır ve oksijen inhibitör tabaka oluşumunu önler, böylece polimerde minimum kalıntı monomer konsantrasyonu sağlar. Diş hekimliği malzemelerinde en yaygın kullanılan çapraz bağlayıcı ajanlar; etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) ve 1,4-Butilen glikol dimetakrilat (BGDMA) şeklindedir (Hassan, 2019).

2.9.2.4 Biyolojik özellikler

Biyouyumluluk, bir malzemenin biyolojik ortamda konak ile uyumlu performans gösterme yeteneği olarak tanımlanmaktadır (Gautam, 2012). Üretimi düzgün yapılan, ısıyla kürlen PMMA için biyolojik uyumluluk sorunları minimum seviyede olmasına rağmen, bazı protez yapılarında tam olarak kürlenmemiş veya kalıntı monomerlerin varlığının, mukozal tahriş, doku iltihabı ve sitotoksositeye sebebiyet verdiği bazı çalışmalarda yer almaktadır. Karışım hazırlanırken büyük miktarda monomer çözeltisi eklemek, kalıntı monomer bırakmakta ve bu sebeple sitotoksositeye neden olmaktadır (Zafar, 2020). Düşük monomer-polimer oranına ek olarak, uzatılmış bir polimerizasyon döngüsü, kısa kürlenme döngülerine kıyasla artık monomer miktarını ve sitotoksositeyi de azaltır (Zafar, 2020; Doğan, 1995). Ayrıca yüksek seviyelerde kalıntı monomer içeren numuneler için su emme yüzdesi daha yüksek olmaktadır (Doğan, 1995).

Çizelge 2. 4. PMMA'nın özellikleri (Alla, 2015; Zafar, 2020)

PMMA ÖZELLİKLERİ	DEĞER
ÇÖZÜNÜRLÜK	Suda: 0,02 mg/cm ² , Hidrokarbonda: 0,04 mg/ cm ²
SU EMİLİMİ	0,69 mg/cm ²
ELASTİK MODÜL	2,6 – 3,8 GPa
ESNEME DAYANIMI	90 MPa
KIRILMA TOKLUĞU	1,86 MPa.m ^{1/2}
BASMA DAYANIMI	76 MPa
ÇEKME DAYANIMI	48-62 MPA
DARBE DAYANIMI	0,98 – 1,27 J
YORULMA DAYANIMI	17,2 MPa 'da 1,5x10 ⁶ çevrim
CAMSI GEÇİŞ SICAKLIĞI	125 °C
YOĞUNLUK	1,18 – 1,2 g/cm ³
TERMAL İLETKENLİK	5,7x10 ⁻⁴ °C/cm
UZAMA YÜZDESİ	%1 - %2
ERİME NOKTASI	-48 °C
KAYNAMA NOKTASI	100,8 °C

2.10 Kompozit Malzemeler

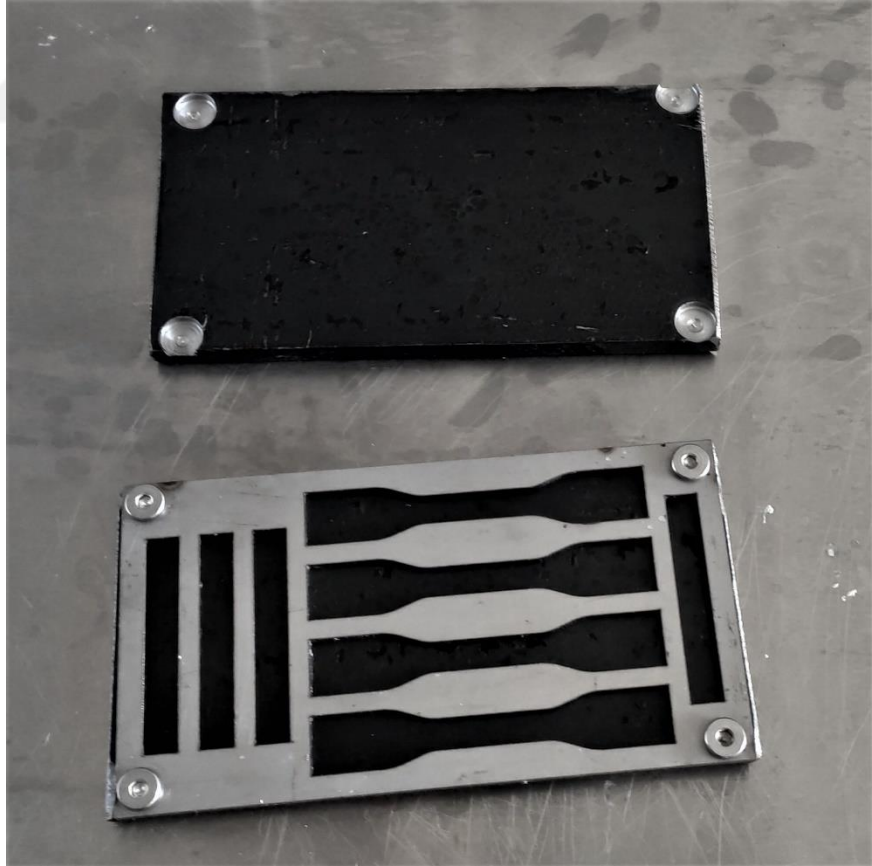
Kompozit malzemeler, tek başına özelliği yeterli olmayan malzemelerin birbirinin optimum özelliklerinden yararlanılması adına iki ya da daha fazla farklı materyal olacak şekilde birleştirilmesi ile oluşturulur. Modern malzeme mühendisliğinde kompozit malzeme terimi genellikle fiberler ile güçlendirilmiş bir "matris" malzemeye atıfta bulunmaktadır. Örneğin, "FRP" terimi (Fiber Takviyeli Plastik için) genellikle cam elyaf içeren ısıyla sertleşen bir polyester matrisi belirtir ve bu özel kompozit, günümüzün ticari pazarında aslan payına sahiptir (Harris, 1999; Roylance, 2000)

3.MATERYAL ve YÖNTEM

Sunulan tez çalışmasında yer alan çalışmalar; kalıp hazırlanması, PMMA polimerin fiberler ile birleştirilerek polimerizasyonunun sağlanarak numunelerin oluşturulması ve numunelerin karakterize edilmesi şeklinde üç ana başlık altında incelenebilir.

3.1 Kalıp Hazırlanması

Konvansiyonel diş protezi üretim proseslerinde mum model oluşturulduktan sonra modeller muflaya yerleştirilir ve alçı kalıp oluşturularak PMMA likit-toz karışımının bu kalıp boşluklarına yerleştirilmesi ile işlem sürdürülmektedir. Ancak tez çalışması kapsamında hem numune sayısının fazla olması hem de boyut ve yüzey hassasiyeti sağlamak üzere krom kalıp imalatı gerçekleştirilmiştir ve PMMA likit-toz ve fiber karışımı bu kalıp boşluklarına yerleştirilerek numuneler hazırlanmıştır. Kalıpta 4 adet ASTM D638-14 standartlarında çekme numunesi üretme boşluğu ve 4 adet 65x10x3 mm boyutlarında üç nokta eğme testinde kullanmak için oluşturulan numune boşluğu bulunmaktadır (Şekil 3.1).



Şekil 3. 1. Akrilik hamurun yerleştirildiği ve polimerizasyonunun sağlandığı kalıp

3.2 Numune Üretimi

Deney sonunda mekanik özelliklerin değişiminin değerlendirilmesi için her gruptan “n=8” olacak şekilde 176 adet çekme testi, 176 adet ise üç nokta eğme testi numunesi hazırlanmıştır. Numune üretiminde ısı ile kürlenlen standart PMMA toz ve likit (Akrodent, Koca Kimya ve Dental Ltd. Şti. Ankara, Türkiye) kullanılmıştır. Kırpılmış polipropilen fiberler, Polyfibers (İstanbul, Türkiye), kırpılmış cam ve karbon fiberler ise Dost Kimya (İstanbul, Türkiye) firmalarından tedarik edilmiştir. İdeal PMMA toz-likit karışım oranı (sağlayıcıdan alınan bilgiye göre) 23,4 g toza karşılık 10 ml likit şeklindedir. Bu oranlarda tam ıslatma sağlandığı gözlemlenmiştir. Üretim esnasında kalıba alınan karışım hamurunun fazlasının preste dışarı akıtılması sonucu görülen uygun karışım oranı sabit oranın 1,7 katı şeklinde belirlenmiştir.

Eşitlik 3.1 $23,4 \text{ g} \times 1,7 = 39,78 \text{ g}$ Toz, $10 \text{ ml} \times 1,7 = 17 \text{ ml}$ likit

Eşitlik 3.1’de sunulan toz/likit miktarları ile PMMA karışımı tüm formlar için hazırlanmıştır. Tartım hassas terazide yapılmış olup, tartımın yapılacağı kabın darası alındıktan sonra toz form kaba eklenerek doğru tartımın yapılması sağlanmıştır. Her grup için 8 üç nokta eğme, 8 çekme testi numunesi hazırlanmıştır.



Şekil 3. 2. Hassas terazide tartımı yapılan standart oranın 1,7 katı miktarda toz PMMA



Şekil 3. 3. Likitin cam pipet ile şişeden alınması

Toz ve likit karışımı cam bardakta yapışkan olmayan hamur haline gelene kadar ışıktan ve havadan korunarak beklenmiştir. İdeal özelliğe gelen hamur, Şekil 3.1'deki kalıp boşluklarına yerleştirilerek kalıp kapatılarak Şekil 3.4'de sunulan prese alınır.



Şekil 3. 4. Hidrolik Presleme Cihazı

Presleme aşamasında, kalıptaki fazla akrilik hamurun kalıp dışına çıkarılması sağlanmaktadır (Şekil 3.5). Akrilik hamurun fazlası kalıp dışına alındıktan sonra kalıp, britler ile sabitlenerek tam otomatik polimerizasyon cihazına alınır.



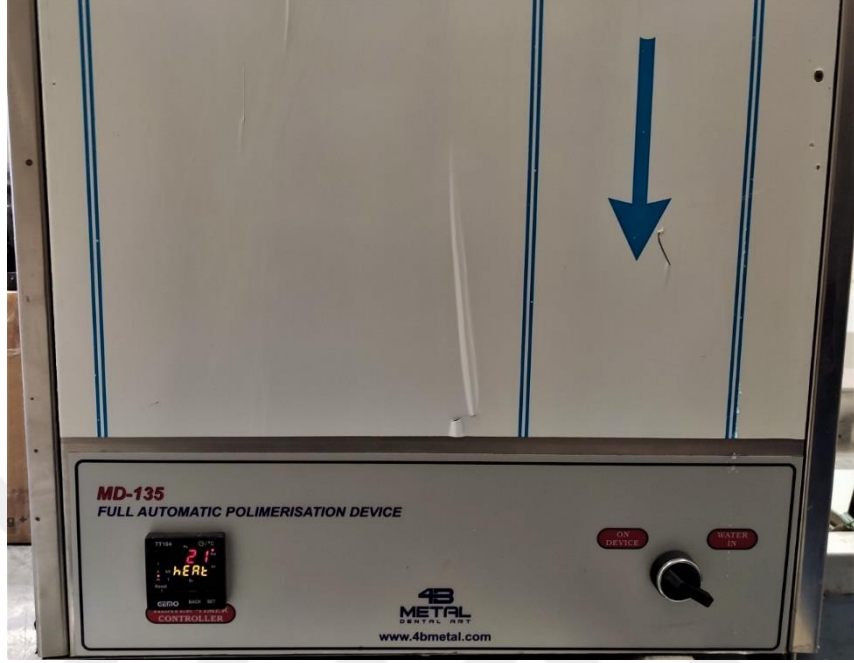
Şekil 3. 5. Kalıptaki fazla akrilik hamurun preslenerek dışarı alınması



Şekil 3. 6. Brit ve muflalarla sabitlenmiş kalıp

Kalıp, brit ve muflalarla sabitlendikten sonra kalıbın üst ve alt tablaları arasında boşluk kalmadığı fotoğraflarda görülmektedir. Bu durum boyut ve yüzey hassasiyeti açısından önem kazanmaktadır. Bu aşamadan sonra vakit kaybı olmadan tam otomatik

polimerizasyon kazanına geçilir. Polimerizasyon kazanı, içinde bulunan suyu rezistansı vasıtasıyla oda sıcaklığından 90 °C'e kadar çıkarabilmektedir.



Şekil 3. 7. Tam otomatik polimerizasyon kazanı



Şekil 3. 8. Kalıbın polimerizasyon kazanına konumlandırılması

Kalıp, polimerizasyon kazanına bırakıldıktan sonra, kazanın kapağı kapatılarak polimerizasyon süresinin tamamlanması beklenmiş ve süre dolduktan sonra kalıp

kazandan alınmıştır. Kazandan çıkarılan kalıp soğuyana kadar beklenmiş, oda sıcaklığına ulaştığında açılarak numuneler içerisinden alınmıştır.

3.2.1 Kontrol grubu numunelerinin oluşturulması

Kontrol grubu için takviye bulunmadığından Eşitlik 3.1'deki karışım cam bardakta hazırlanarak üzeri ve etrafı hava ve ışıktan korumak üzere kapatılmıştır. Karışım yapışkanlık özelliği göstermeyen hamur haline gelene kadar beklenmiştir. Hazır hale gelen hamur, krom kalıptaki boşluklara yerleştirilmiştir. Kalıp, iki taraftan açıklık kalmayacak şekilde dökme demir ile sabitlenerek prese alınmıştır. Prete hamurun fazlalığı dışarı alınmıştır. Fazlalık alındıktan sonra kalıp, iki britin arasına orantılı olarak sabitlenerek tam otomatik polimerizasyon kazanına alınmıştır. Polimerizasyon süresi sonunda kalıp kazandan çıkarılarak oda sıcaklığına dönmesi beklenmiştir. Soğuyan kalıptan numuneler alınarak kontrol grubu oluşturulmuştur.



Şekil 3. 9. Kontrol grubu çekme ve üç nokta eğme test numuneleri

3.2.2 Polipropilen fiber takviyeli grupların oluşturulması

Polipropilen fiber takviyeli gruplar oluşturmak için 3, 6, 12 mm olmak üzere üç farklı boyutta fiber kullanılmıştır. Her uzunluk grubu için ise hacim/hacim oranında %1, %0,5 ve %0,25 karışım grupları hazırlanmıştır.

PMMA toz ve likit karışımı, Eşitlik 3.1'e göre ayarlanmıştır. PMMA toz-likit karışımının hacmini bulmak için likitin yoğunluğu ile karışıma eklenen hacmi çarpılarak kütlesi bulunmuştur. Daha sonra tozun kütlesi ve likitin kütlesi toplanarak, PMMA hamurun özkütlesi de bilindiğinden " $d = \frac{m}{v}$ " eşitliğinden yola çıkarak PMMA'nın hacmi bulunmuştur. Ardından bu hacme oranlı %1, %0,5 ve %0,25 hacimli

polipropilen hesabı yine “ $d = \frac{m}{v}$ ” eşitliği kullanılarak hacim/hacim hesabı tamamlanmıştır. Sayısal olarak yapılan hesaplamalar şu şekildedir;

Polipropilen fiber için PMMA hesabı:

Toz: $23,4 \times 1,7 = 39,78 \text{ g}$

Likit: $10 \text{ mL} \times 1,7 = 17 \text{ ml}$

Likitin özkütlesi $0,94 \text{ g/cm}^3$; Likit: $17 \text{ cm}^3 \times 0,94 \text{ g/cm}^3 = 15,98 \text{ g}$

Toplam kütle = $39,78 \text{ g} + 15,98 \text{ g} = 55,76 \text{ g}$

Akrilik hacmi buradan;

$d = \frac{m}{v}$ eşitliğinden $1,19 = \frac{55,76 \text{ g}}{v \text{ cm}^3}$ şeklinde yazılarak, $v = 46,857 \text{ cm}^3$ bulunmuştur.

Buradan takviye edilecek fiber kütesine geçmek için aşağıdaki yol izlenmiştir. Hacim oranları yukarıda bulunan $46,857 \text{ cm}^3$ değerinin %1, %0,5 ve %0,25 i olacak şekilde;

$V_{\%1} = 0,4686 \text{ cm}^3$, $V_{\%0,5} = 0,2343 \text{ cm}^3$, $V_{\%0,25} = 0,11715 \text{ cm}^3$ bulunmuştur. Polipropilenin özkütlesi, $0,91 \text{ g/cm}^3$ ’tür. Yine “ $d = \frac{m}{v}$ ” eşitliğinden yola çıkarak sisteme ilave edilecek polipropilen fiber kütleleri;

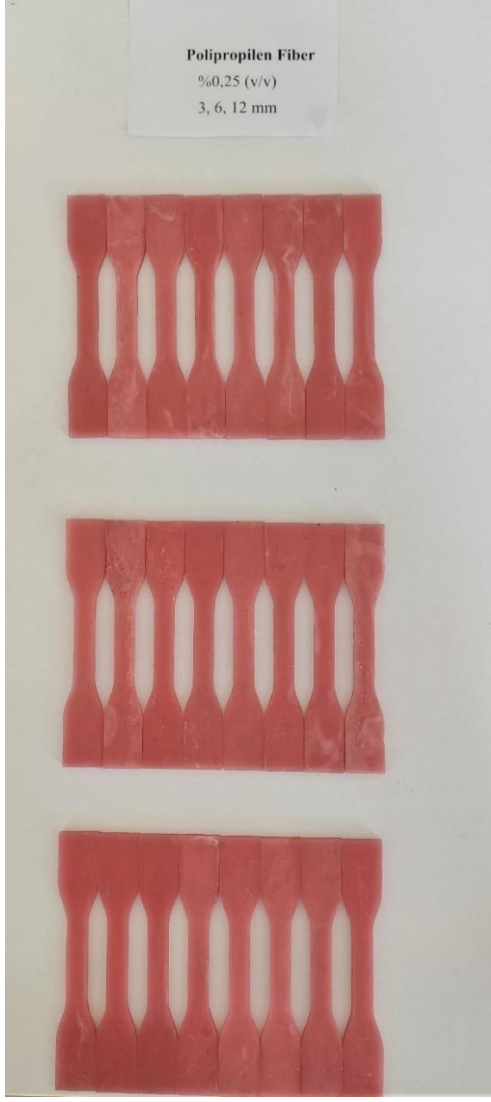
Hacimce %1 için: $0,91 = \frac{m_1}{0,4686} = m_1 = 0,426 \text{ g}$,

Hacimce %0,5 için: $0,91 = \frac{m_{0,5}}{0,2343} = m_{0,5} = 0,213 \text{ g}$,

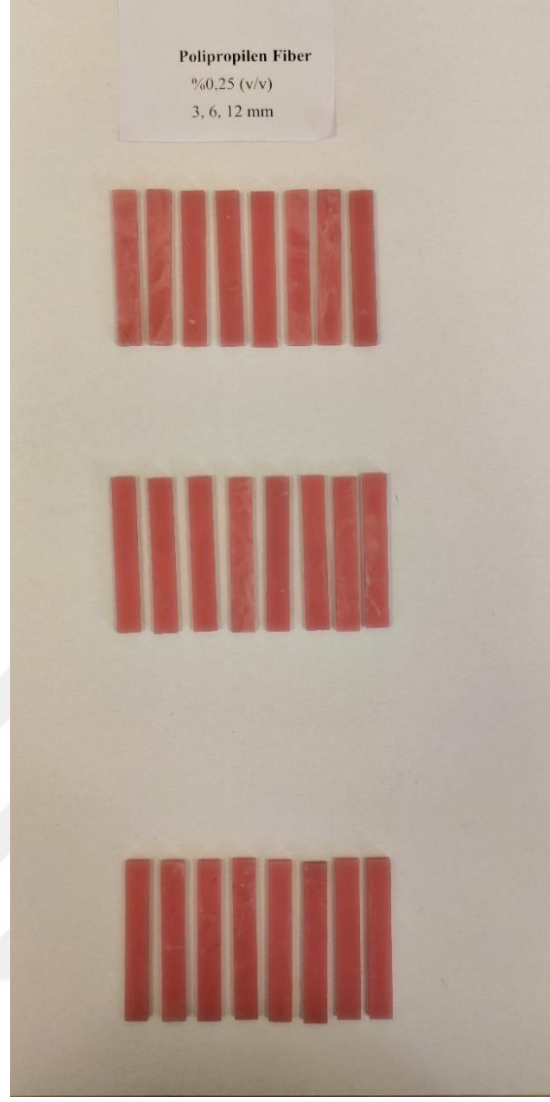
Hacimce %0,25 için: $0,91 = \frac{m_{0,25}}{0,117} = m_{0,25} = 0,107 \text{ g}$ şeklinde bulunmuştur.

Bulunan bu kütleler, 3, 6 ve 12 mm uzunluklarındaki tüm fiberlerde aynı şekilde uygulanmıştır.

Polipropilen takviyeli PMMA hamuru hazırlandıktan sonra kalıba alınmıştır. Kalıba yerleştirildikten sonra preste fazla hamur dışarı alınmış ve polimerizasyon kazanına Şekil 3.8’de gösteildiği şekilde bırakılarak polimerizasyonun tamamlanması beklenmiştir. Polimerizasyon işleminin tamamlanmasının ardından soğumuş kalıptan numuneler alınmıştır.

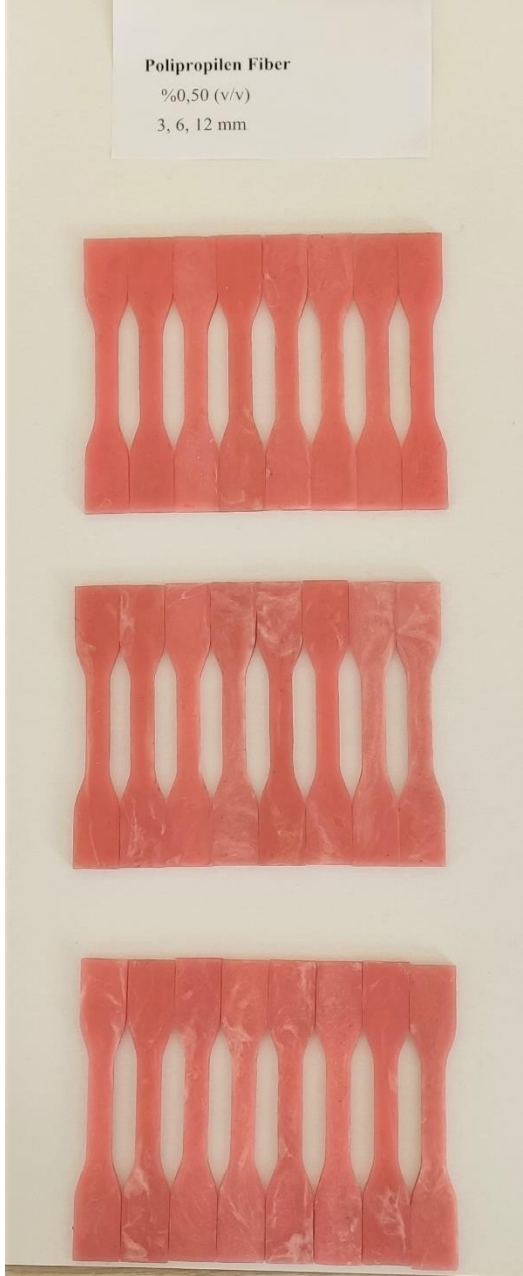


A

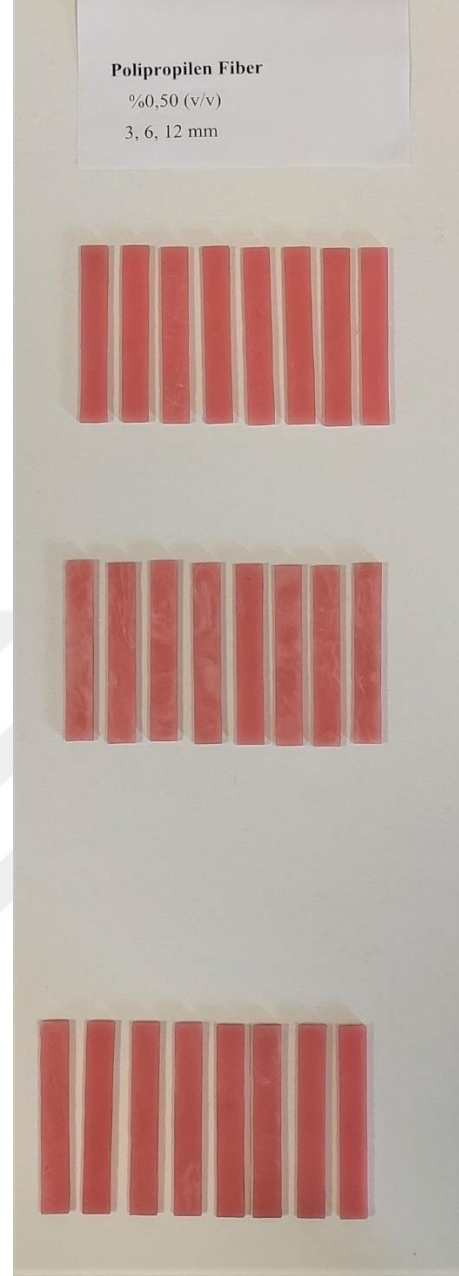


B

Şekil 3. 10. Hacimce %0,25 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında polipropilen fiber takviyeli çekme testi ile 3 nokta eğme testi numuneleri. (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm şeklinde sıralanmıştır. A: Çekme testi numuneleri, B: Üç nokta eğme testi numuneleri)

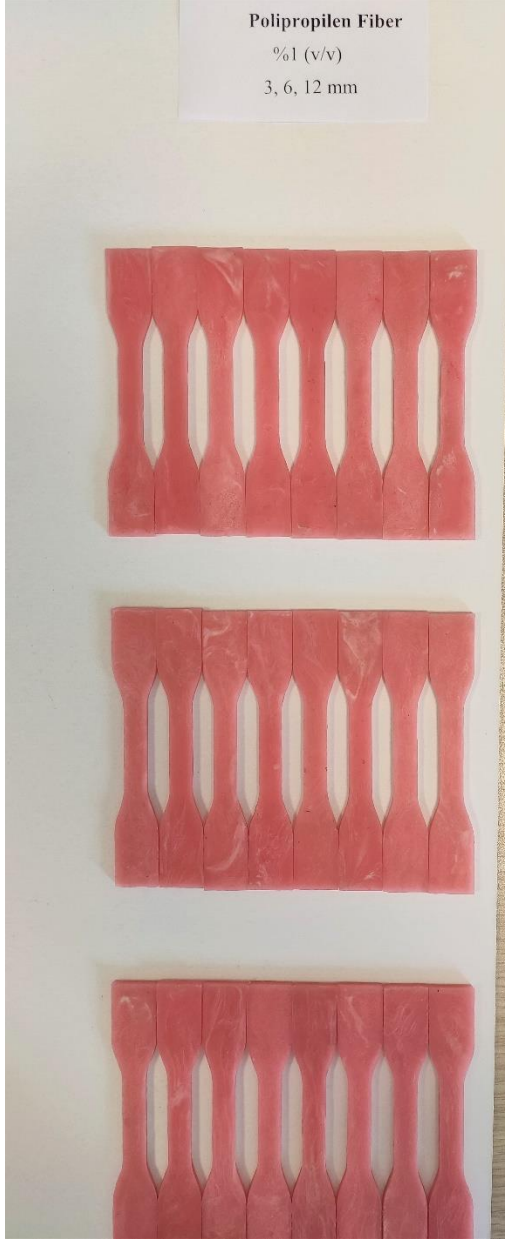


A

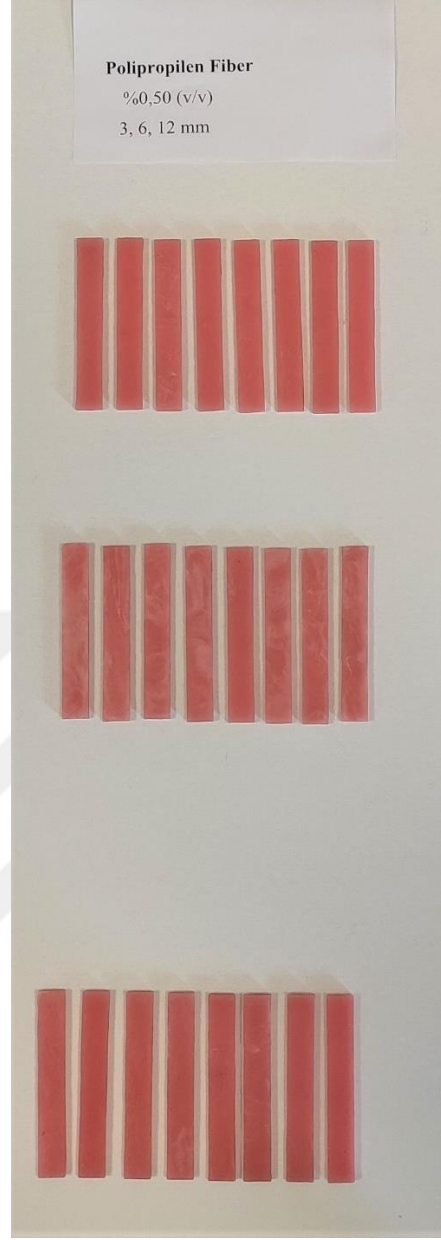


B

Şekil 3. 11. Hacimce %0,5 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında polipropilen fiber takviyeli çekme testi ile 3 nokta eğme testi numuneleri. (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm şeklinde sıralanmıştır. A: Çekme testi numuneleri, B: Üç nokta eğme testi numuneleri)



A

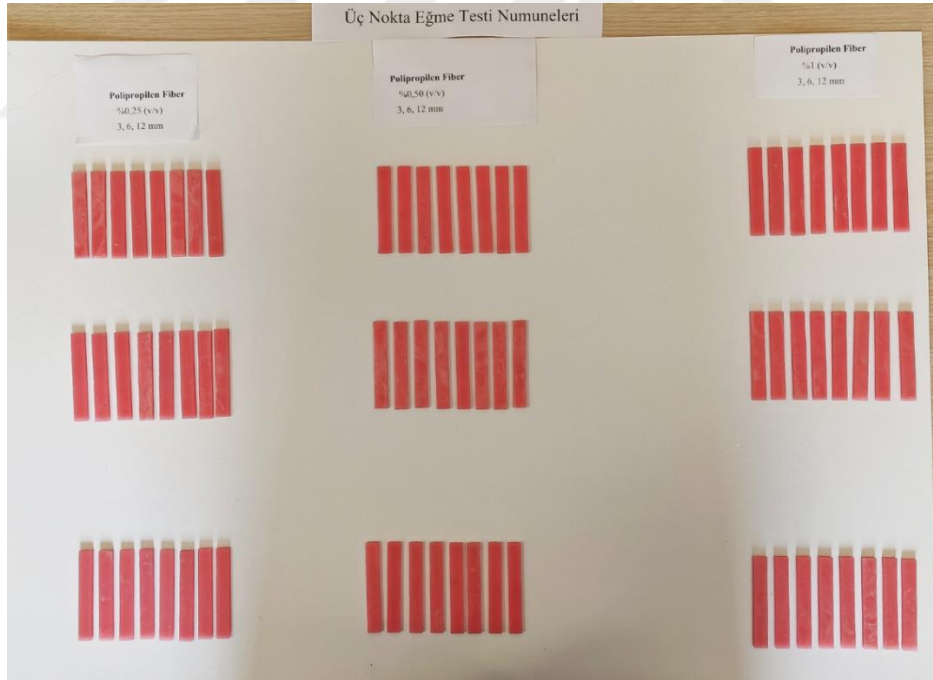


B

Şekil 3. 12. Hacimce %1 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında polipropilen fiber takviyeli çekme testi ile 3 nokta eğme testi numuneleri. (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm şeklinde sıralanmıştır. A: Çekme testi numuneleri, B: Üç nokta eğme testi numuneleri)



Şekil 3. 13. Hacimce %0,25, %0,5, %1 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında polipropilen fiber takviyeli çekme testi numuneleri (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm, soldan sağa %0,25, %0,5, %1 şeklinde sıralanmıştır.)



Şekil 3. 14. Hacimce %0,25, %0,5, %1 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında polipropilen fiber takviyeli üç nokta eğme testi numuneleri (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm, soldan sağa %0,25, %0,5, %1 şeklinde sıralanmıştır.)

3.2.3 Cam fiber takviyeli grupların oluşturulması

Cam fiber takviyeli grupların oluşturulması için polipropilen takviyeli grupta olduğu gibi 3, 6, 12 mm olmak üzere üç farklı uzunlukta fiber kullanılmıştır. Bu grupta da her uzunluk için hacimce %1, %0,5 ve %0,25 cam fiber takviyesi kullanılmıştır.

PMMA toz ve likit karışımı, Eşitlik 3.1' e göre ayarlanarak toplam PMMA hacmi bulunması vasıtasıyla sisteme eklenecek fiber takviyesinin hacmi hesaplanmıştır. PMMA'nın hacminin bulunması için, likitin özkütlesinden, kütlesi bulunmuş ve toz form ile toplanarak toplam kütle hesaplanmış, PMMA'nın özkütlesinden de hacim elde edilmiştir.

Cam Fiber için PMMA hesabı:

Toz: $23,4 \times 1,7 = 39,78 \text{ g}$

Likit: $10 \text{ mL} \times 1,7 = 17 \text{ ml}$

Likitin özkütlesi $0,94 \text{ g/cm}^3$; Likit: $17 \text{ cm}^3 \times 0,94 \text{ g/cm}^3 = 15,98 \text{ g}$

Toplam kütle = $39,78 \text{ g} + 15,98 \text{ g} = 55,76 \text{ g}$

Akrilik hacmi buradan;

$d = \frac{m}{v}$ eşitliğinden $1,19 = \frac{55,76 \text{ g}}{v \text{ cm}^3}$ şeklinde yazılarak, $v = 46,857 \text{ cm}^3$ şeklinde hesaplanmıştır.

Buradan takviye edilecek fiber kütesine geçmek için aşağıdaki yol izlenmiştir. Hacim oranları yukarıda bulunan $46,857 \text{ cm}^3$ değerinin %1, %0,5 ve %0,25 i olacak şekilde;

$V_{\%1} = 0,4686 \text{ cm}^3$, $V_{\%0,5} = 0,2343 \text{ cm}^3$, $V_{\%0,25} = 0,11715 \text{ cm}^3$ bulunmuştur. Cam fiberin özkütlesi, $2,60 \text{ g/cm}^3$ 'tür. Tekrar " $d = \frac{m}{v}$ " eşitliğinden yola çıkarak sisteme ilave edilecek cam fiber kütleleri;

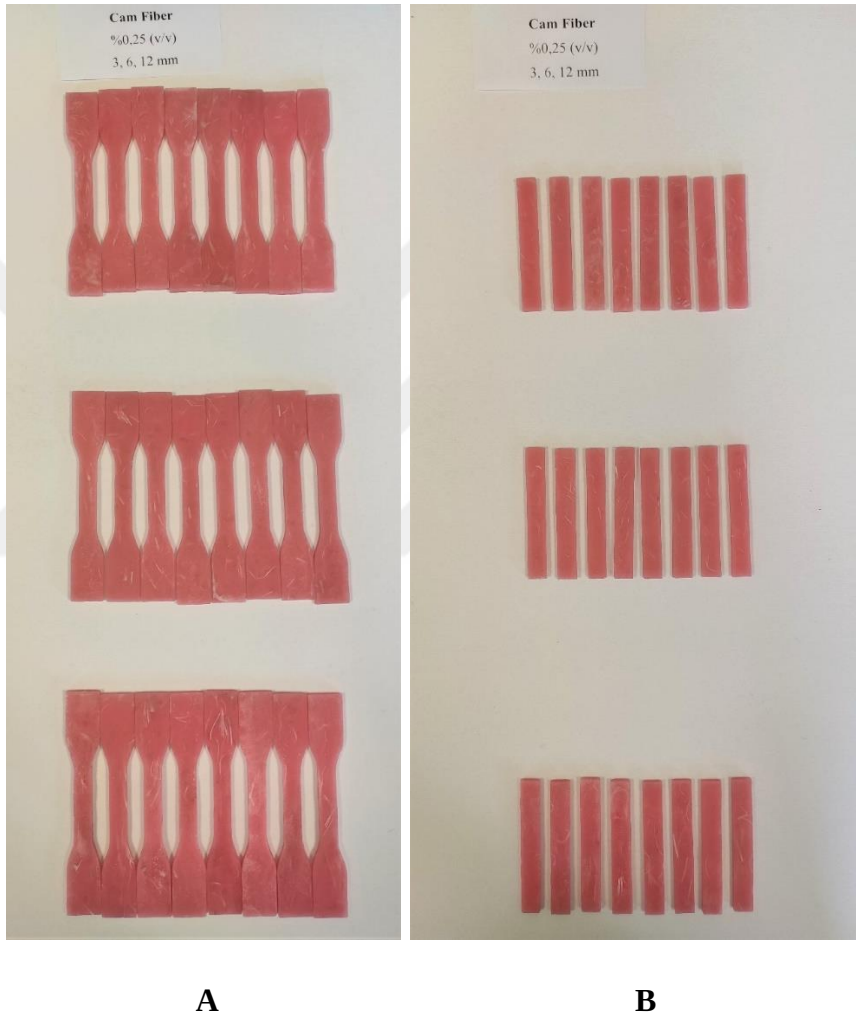
Hacimce %1 için: $2,60 = \frac{m_1}{0,4686} = m_1 = 1,218 \text{ g}$,

Hacimce %0,5 için: $2,60 = \frac{m_{0,5}}{0,2343} = m_{0,5} = 0,61 \text{ g}$,

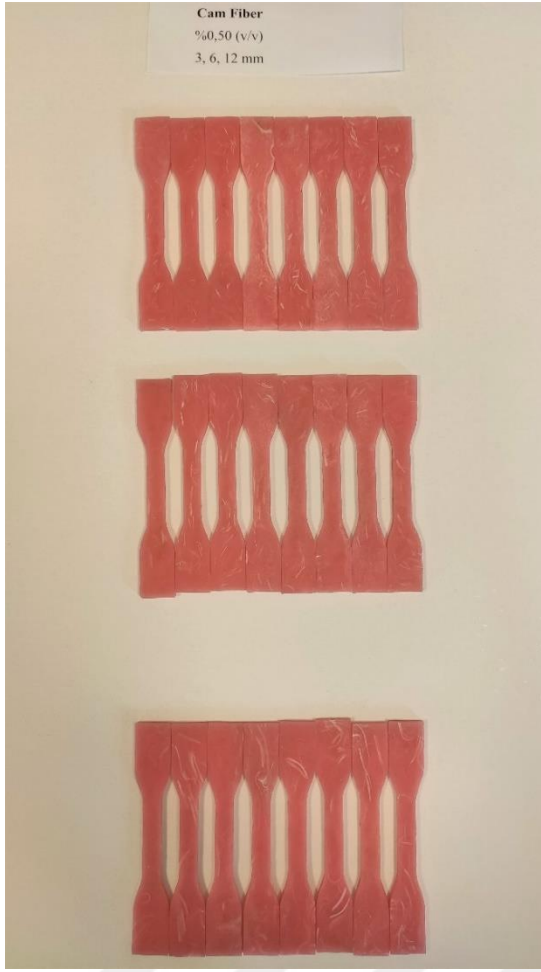
Hacimce %0,25 için: $2,60 = \frac{m_{0,25}}{0,117} = m_{0,25} = 0,30 \text{ g}$ şeklinde bulunmuştur.

Bulunan bu kütleler, 3, 6 ve 12 mm uzunluklarındaki tüm fiberlerde aynı şekilde uygulanmıştır.

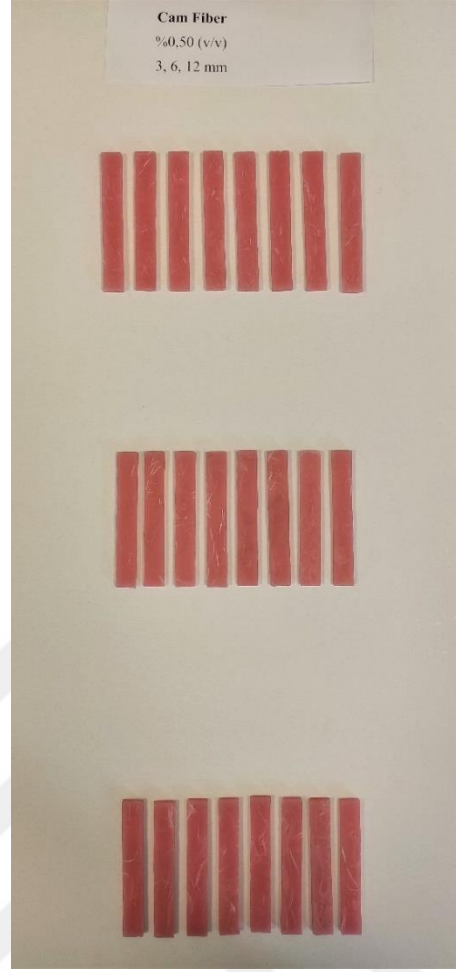
Cam fiber takviyeli PMMA hamuru hazırlandıktan sonra kalıba alınmıştır. Kalıba yerleştirildikten sonra preste fazla hamur dışarı alınmış ve polimerizasyon kazanına Şekil 3.8’de gösteildiği şekilde bırakılarak polimerizasyonun tamamlanması beklenmiştir. Polimerizasyon işleminin tamamlanmasının ardından soğumuş kalıptan numuneler alınmıştır.



Şekil 3. 15. Hacimce %0,25 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında cam fiber takviyeli çekme testi ile 3 nokta eğme testi numuneleri. (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm şeklinde sıralanmıştır. A: Çekme testi numuneleri, B: Üç nokta eğme testi numuneleri)

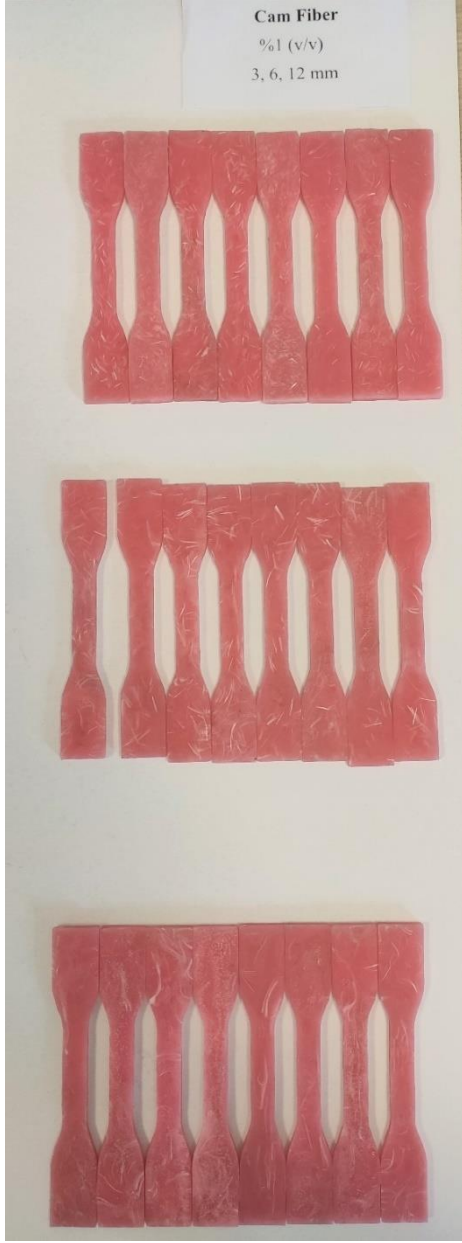


A

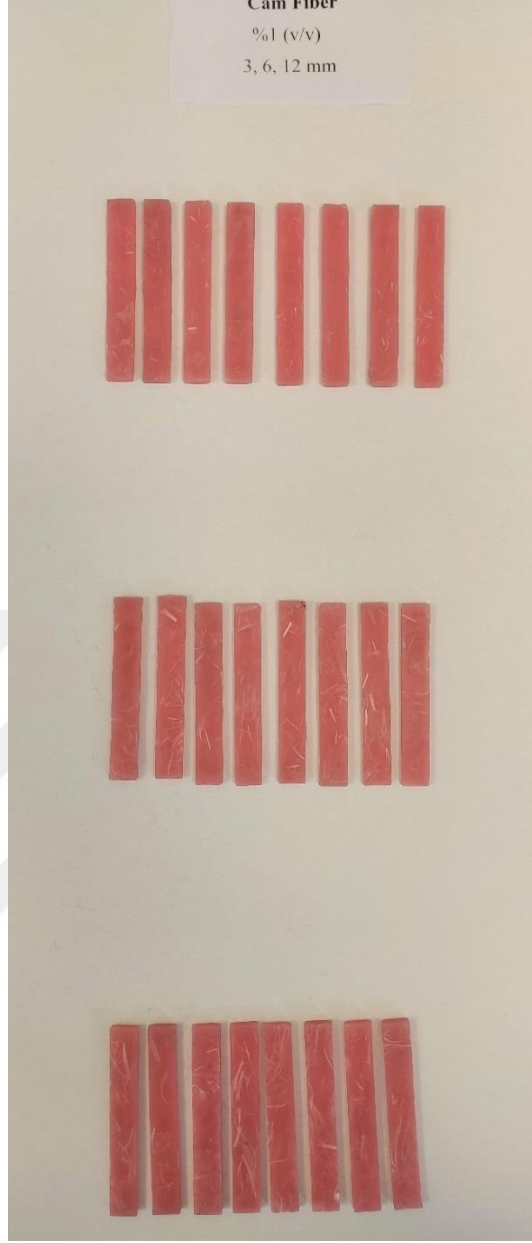


B

Şekil 3. 16. Hacimce %0,5 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında cam fiber takviyeli çekme testi ile 3 nokta eğme testi numuneleri. (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm şeklinde sıralanmıştır. A: Çekme testi numuneleri, B: Üç nokta eğme testi numuneleri)



A

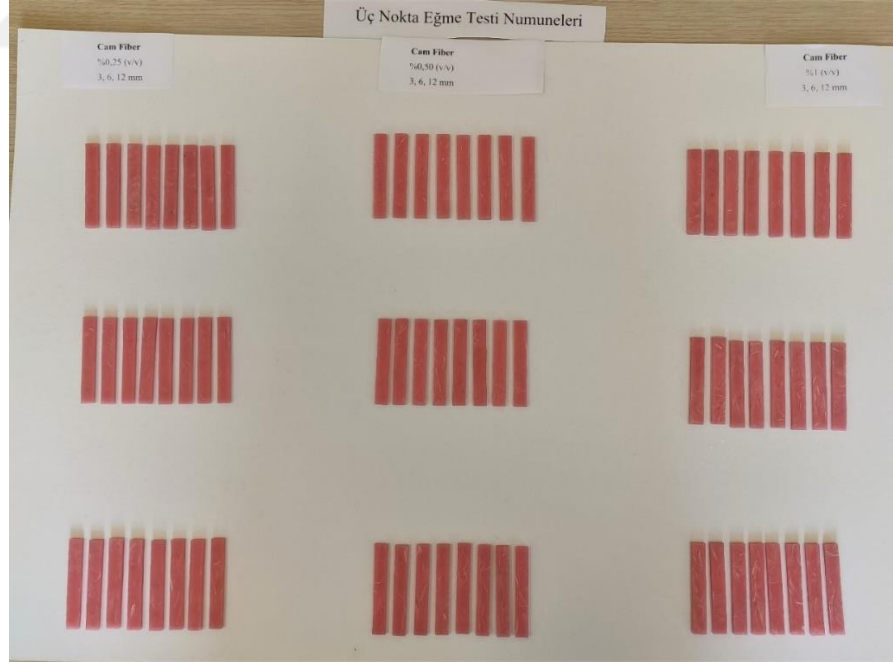


B

Şekil 3. 17. Hacimce %1 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında cam fiber takviyeli çekme testi ile 3 nokta eğme testi numuneleri. (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm şeklinde sıralanmıştır. A: Çekme testi numuneleri, B: Üç nokta eğme testi numuneleri)



Şekil 3. 18. Hacimce %0,25, %0,5, %1 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında cam fiber takviyeli çekme testi numuneleri (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm, soldan sağa %0,25, %0,5, %1 şeklinde sıralanmıştır.)



Şekil 3. 19. Hacimce %0,25, %0,5, %1 ve 3, 6, 12 mm boyutlarında cam fiber takviyeli üç nokta eğme testi numuneleri (Yukarıdan aşağıya 3 mm, 6 mm, 12 mm, soldan sağa %0,25, %0,5, %1 şeklinde sıralanmıştır.)

3.2.4 Karbon fiber takviyeli grupların oluşturulması

Karbon fiber takviyeli gruplar oluşturulurken diğer gruplarda izlenen prosesler ve hesaplama yöntemleri izlemiştir. Ancak bu grupta, hacimce %0,25'in üzerindeki oranlar olan %0,5 ve %1'lik miktarlara denk gelen takviyeli gruplar oluşturulamamıştır. Hacimce %0,5 oranındaki takviyeli grup için PMMA–karbon fiber karışımı oluşturulduğunda tam ıslatma oluşamamıştır. Oluşturulan karışımın fotoğrafları aşağıda olmakla beraber bu durumdan yola çıkarak %0,25 oranının üzerindeki karışımın bilimsel inceleme için yeterli olmayacağı kanısına varılmıştır.



Şekil 3. 20. Hacimce %0,5 karbon fiber – PMMA karışımı ile oluşturulmuş takviyeli grubun görüntüsü



Şekil 3. 21. Hacimce %0,5 karbon fiber – PMMA karışımı ile oluşturulmuş takviyeli grubun görüntüsü

Hacimce %0,25 karbon fiber takviyeli grup için karbon fiber miktarı şu şekilde hesaplanmıştır;

$$\text{Toz: } 23,4 \times 1,7 = 39,78 \text{ g}$$

$$\text{Likit: } 10 \text{ mL} \times 1,7 = 17 \text{ ml}$$

$$\text{Likitin özkütlesi } 0,94 \text{ g/cm}^3; \text{ Likit: } 17 \text{ cm}^3 \times 0,94 \text{ g/cm}^3 = 15,98 \text{ g}$$

$$\text{Toplam kütle} = 39,78 \text{ g} + 15,98 \text{ g} = 55,76 \text{ g}$$

Akrilik hacmi burdan;

$$d = \frac{m}{v} \text{ eşitliğinde } 1,19 = \frac{55,76 \text{ g}}{v \text{ cm}^3} \text{ şeklinde yazılarak, } v = 46,857 \text{ cm}^3 \text{ bulunmuştur.}$$

Buradan takviye edilecek fiber kütesine geçmek için aşağıdaki yol izlenmiştir. Hacim oranları yukarıda bulunan 46,857 cm³ değerinin %1, %0,5 ve %0,25 i olacak şekilde;

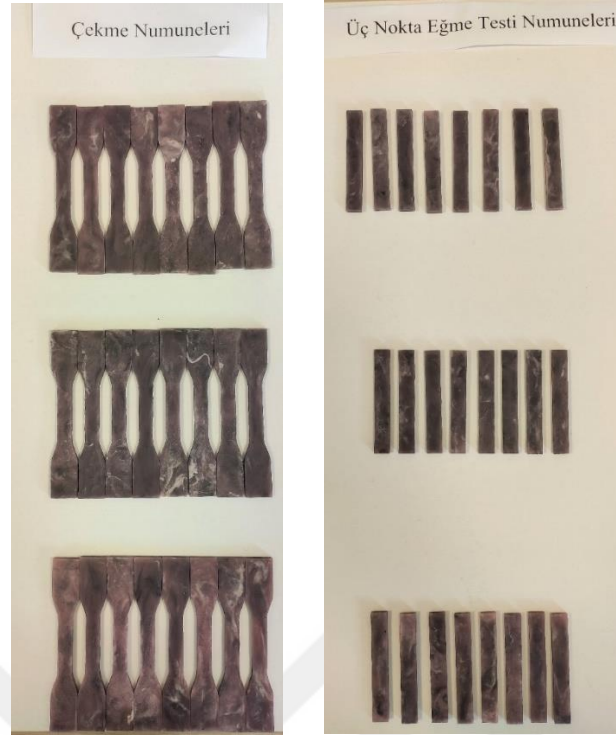
$V_{\%1} = 0,4686 \text{ cm}^3$, $V_{\%0,5} = 0,2343 \text{ cm}^3$, $V_{\%0,25} = 0,11715 \text{ cm}^3$ bulunmuştur. Karbon fiberin özkütlesi, 1,81 g/cm³'tür. Tekrar " $d = \frac{m}{v}$ " eşitliğinden yola çıkarak sisteme ilave edilecek cam fiber kütleleri;

$$\text{Hacimce \%1 için: } 1,81 = \frac{m_1}{0,4686} = m_1 = 0,848 \text{ g} ,$$

$$\text{Hacimce \%0,5 için: } 1,81 = \frac{m_{0,5}}{0,2343} = m_{0,5} = 0,424 \text{ g} ,$$

$$\text{Hacimce \%0,25 için: } 1,81 = \frac{m_{0,25}}{0,117} = m_{0,25} = 0,211 \text{ g} \text{ şeklinde bulunmuştur.}$$

Bulunan bu kütleler, 3, 6 ve 12 mm uzunluklarındaki tüm fiberlerde aynı şekilde uygulanmıştır.



Şekil 3. 22. Hacimce %0,25 karbon fiber takviyeli çekme ve üç nokta eğme test grubu (Yukarıdan aşağıya 3, 6, 12 mm şeklinde sıralanmıştır.)

3.3 Karakterizasyon ve İstatistiksel Analiz

Oluşturulan numunelerin mekanik özelliklerinin karşılaştırılabilmesi için üç nokta eğme ve çekme testleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar, kontrol grubu ile karşılaştırmalı olarak her fiber çeşidi için, kompozisyon ve kompozisyona göre boyut sıralaması ile çizelge ve grafik haline getirilmiştir. Üç nokta eğme ve çekme testleri yapıldıktan sonra seçilen numunelerin kırılma yüzeylerinden SEM görüntüleri alınarak incelenmiştir. SEM görüntüleri ile PMMA matriks ve fiberlerin etkileşimleri ile, yüzey ve kırık morfolojisi kontrol edilmiştir. Ardından tek yön varyans (One Way Anova) ve regresyon analizleri gerçekleştirilmiştir.

3.3.1 Üç nokta eğme ve çekme testleri

Deneylerin sonunda 176 adet çekme testi numunesi, 176 adet üç nokta eğme testi numunesi oluşturulmuştur. Oluşturulan gruplar belirli bir sıraya göre test edilmiştir. Bu sıra kontrol grubu, kompozisyon küçükten büyüğe olacak şekilde her kompozisyon grubu kendi içerisinde boyut olarak küçükten büyüğe sıralanacak biçimde numaralandırılmıştır. Her gruptaki 8 numune, öncelikli olarak grup numarası sonrasında grup içerisindeki kendi sırasına göre numara almıştır. Örneğin, kontrol grubu 1 numarayı almış, kontrol grubunun numuneleri “1-1, 1-2 ..., 1-8” şeklinde sıralanmıştır.

Oluşturulan numunelerin üç nokta eğme ve çekme testleri universal test cihazında (Shimadzu Autograph AGS-X serisi, Japonya) gerçekleştirilmiştir.

Üç nokta eğme testi için numuneler 45 mm açıklığa sahip desteklerin arasına yerleştirilerek 10 mm/dak basma hızında testler gerçekleştirilmiştir. Esneme dayanımı (Flexural Strength (σ)) şu şekilde hesaplanmıştır (Uçar, 2012);

$$\sigma = 3PL/2bd^2$$

Burada “P” numuneye uygulanan maksimum yük, “L” destek açıklığı mesafesi, “b” genişlik ve “d” kalınlık olarak değerlendirilmektedir.

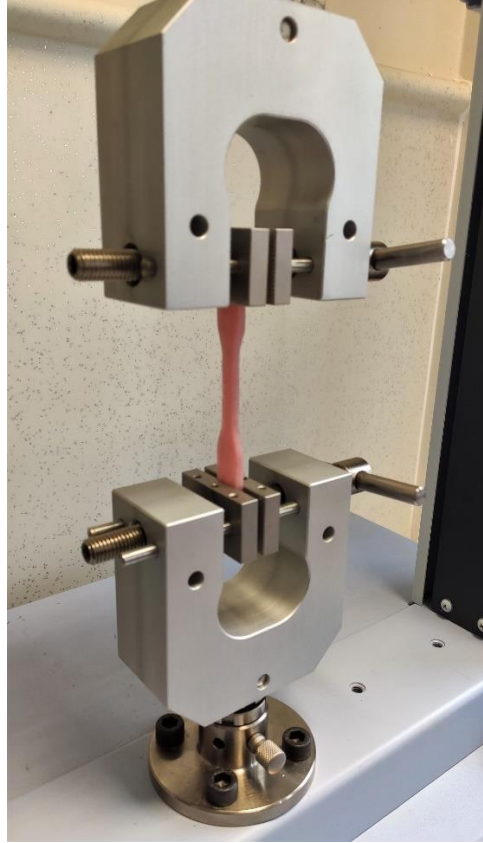
Çekme testi, 5 mm/dak hızında yapılarak numunelerin elastisite modülleri (E), maksimum çekme gerilmeleri ve maksimum şekil değiştirme değerleri karşılaştırılmıştır.



Şekil 3. 23. Çekme ve üç nokta eğme testlerinin gerçekleştirildiği universal test cihazı



Şekil 3. 24. Üç nokta eğme testi uygulaması



Şekil 3. 25. Çekme testi uygulaması

3.3.2 Taramalı elektron mikroskopisi (SEM) ile görüntüleme

Üç nokta eğme ve çekme testi uygulanan numunelerin kırılan yüzeylerinden SEM görüntüleri alınarak, kırık yüzeylerin morfolojisi incelenmiştir. Kırık yüzeyler incelenirken, fiber çeşitlerinin ve kompozisyon ile boyut faktörlerinin PMMA matrikste oluşturduğu etkileşim ve PMMA matriks içindeki dağılımları da gözlemlenmiştir.

SEM görüntüleme örnekleri; üç nokta eğme testinde kırılan numuneler her gruptan bir örnek olmak üzere 5mm boyutlarında kesilerek, görüntüleme tablasına kırık yüzeyi dik gelecek şekilde bırakılmıştır. Taramalı elektron mikroskopunda numunelerin iletken olması gerektiğinden numuneler vakum altında altın (Au) iyonları ile kaplanmıştır. Kaplama işlemi kaplama cihazı (Quorum K150RS, İngiltere) içerisinde gerçekleştirilmiştir. Numunelerin 50x, 100x, 250x ve 500x büyütmelerdeki SEM (Tescan Mira3 XMU, Çekya) görüntüleri 10 kV hızlandırma voltajı altında alınarak gerekli incelemeler yapılmıştır.



Şekil 3. 26. Vakum altında kaplama işlemi



Şekil 3. 27. Taramalı elektron mikroskobu

3.3.3 İstatistiksel analiz

Tüm veriler toplandıktan sonra istatistiksel analizler için SPSS 26 (IBM, Chicago, IL, USA) kullanılarak, değerlerin anlamlılığını sorgulamak için tek yön varyans testi (One Way Anova) ve regresyon testi uygulanmıştır. Anova testinde anlamlılık değeri olarak “ $p \leq 0,05$ ” kullanılarak sonuçların değerlendirilmesi yapılmıştır.

Bu testler yapılırken kontrol grubu ve takviyeli grupların; üç nokta eğme testi için esneme dayanımları ve maksimum şekil değiştirme değerleri ile çekme testi için; elastisite modülleri, maksimum çekme gerilmeleri ve maksimum şekil değiştirme değerleri karşılaştırılarak anlamlılık sonuçları belirlenmiştir.

4. BULGULAR ve TARTIŞMA

4.1 Mekanik Testler

Sırasıyla kontrol grubu, cam fiber hacimce %0,25 (3, 6, 12mm), %0,50 (3, 6, 12mm), %1 (3, 6, 12mm), polipropilen fiber hacimce %0,25 (3, 6, 12mm), %0,50 (3, 6, 12 mm), %1 (3, 6, 12 mm) ve karbon fiber hacimce %0,25 (3, 6, 12 mm) şeklinde oluşturulan numunelerin üç nokta eğme testi ve çekme testi sonuçları, sırasıyla Çizelge 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5 ve 4.6’da verilmiştir.

4.1.1 Üç nokta eğme testi

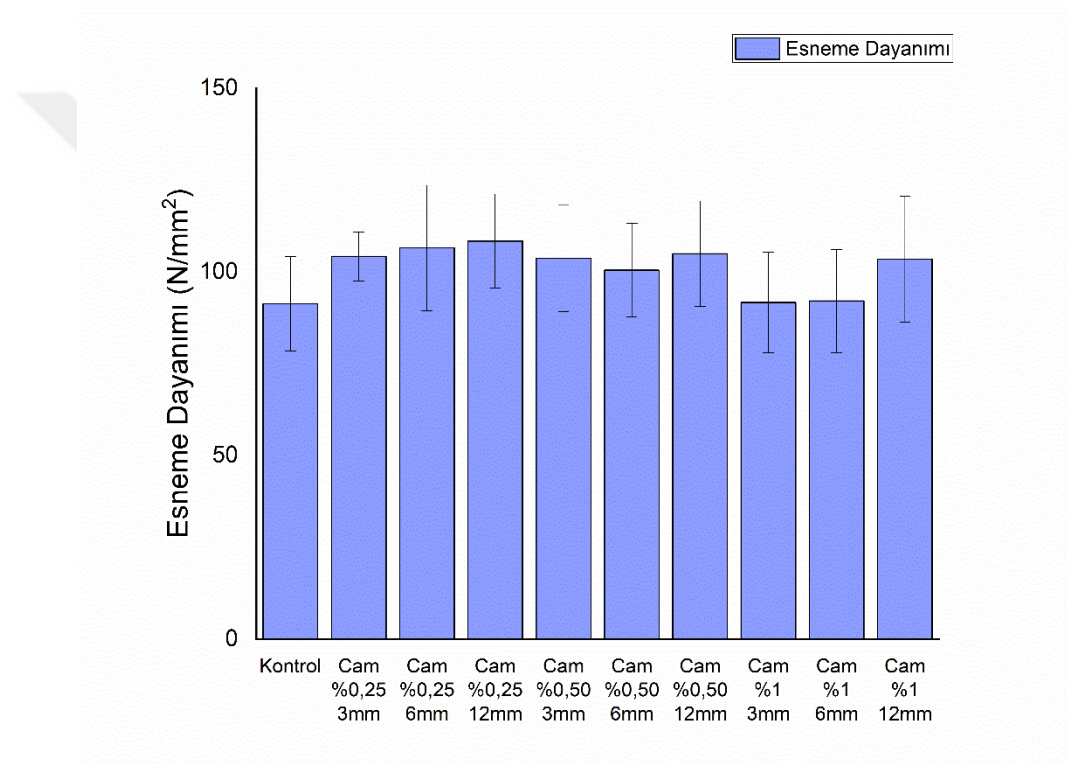
Bu çalışmaya göre hacimce eklenen fiber çeşitlerinin üç nokta eğme test sonuçlarına göre tüm gruplar PMMA’nın esneme dayanımı değerini artırmıştır. Ancak maksimum şekil değişimi değerinin azaldığı durumlar görülmüştür.

Çizelge 4. 1. Üç nokta eğme testine göre kontrol ve cam fiber gruplarının karşılaştırılması

Grup Adı	Max. Gerilme (MPa)	Max. Şekil Değişimi (mm)
Kontrol	91,29 ±12,80	4,78 ±0,35
Cam F. %0,25 3mm	104,20 ±6,66	4,60 ±0,62
Cam F. %0,25 6mm	106,47 ±17,04	4,92 ±0,98
Cam F. %0,25 12mm	108,33 ±12,81	4,00 ±1,04
Cam F. %0,5 3mm	103,69 ±14,57	4,70 ±0,69
Cam F. %0,5 6mm	100,41 ±7,14	5,00 ±1,09
Cam F. %0,5 12mm	104,92 ±14,31	4,86 ±0,93
Cam F. %1 3mm	91,65 ±13,67	3,85 ±0,63
Cam F. %1 6mm	92,05 ±14,02	3,95 ±0,83
Cam F. %1 12mm	103,42 ±17,09	3,72 ±0,67

Kontrol ve cam fiber grupları arasındaki maksimum gerilme değerleri karşılaştırıldığında fiber boyu uzadıkça maksimum gerilme değerinin artış yönünde işlerlediği gözlemlenmiştir. Bu durum Al-Thobity ve ark. (2020) çalışmasında su banyosunda polimerize edilen kütleye cam fiber güçlendirilmiş PMMA gruplarının

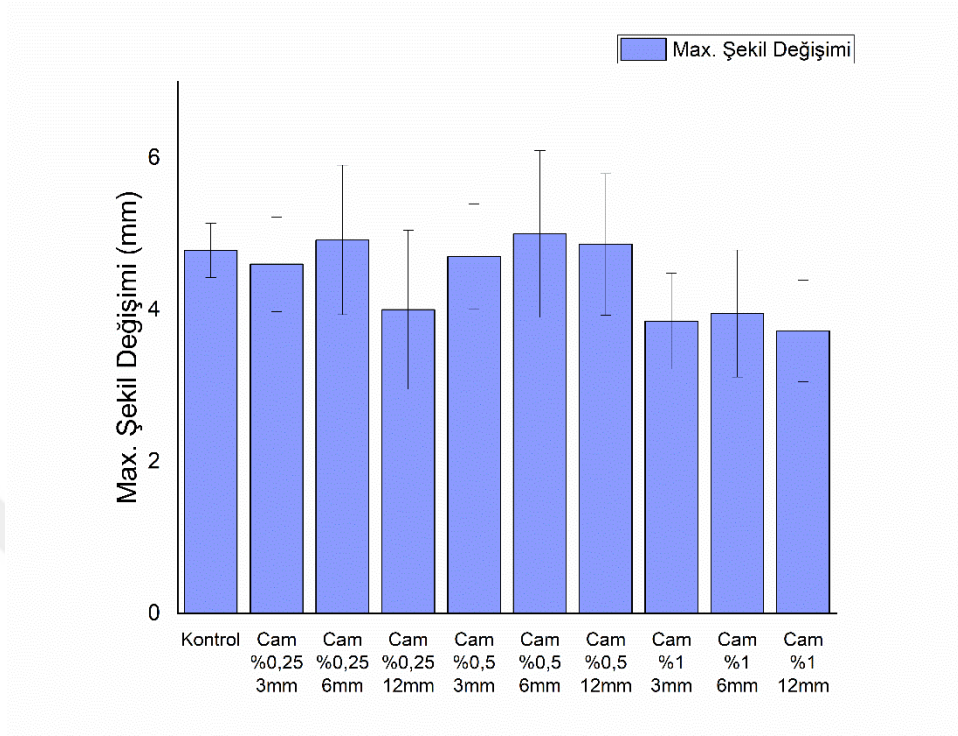
esneme dayanımının artmasıyla paralellik içermektedir. Singh ve ark. (2016) kütlece cam fiber takviye ettikleri çalışmalarında da benzer şekilde esneme dayanımının arttığı belirtilmiştir. Benzer bir çalışma olan cam fiber takviyesinin hacimce yapıldığı Yu ve ark. (2012) çalışmada da bu duruma benzer şekilde esneme dayanımının arttığı raporlanmıştır. Buna karşın her hacim için fiber boyutu arttığında maksimum gerilme değerinin artması ile beraber maksimum şekil değiştirme değerinin azaldığı gözlemlenmiştir. Cam fiber takviyeli grupların arasında en yüksek maksimum gerilme değerleri hacimce %0,25 cam fiber içeren grupta gözlenmiştir. En yüksek maksimum gerilme değeri ise hacimce %0,25 12 mm'lik cam fiber içeren grupta görülmüştür.



Şekil 4. 1. Kontrol grubu ve cam fiber takviyeli grupların esneme dayanımı karşılaştırması

Üç nokta eğme testine göre en yüksek şekil değiştirebilme kapasitesine sahip cam fiber takviyeli grup %0,5 hacim oranında ve 6 mm fiber boyu olarak belirlenmiştir. Maksimum şekil değiştirebilme yeteneğine genel çerçeveden bakıldığında, 6 mm boyutlu cam fiber takviyeli gruplar, kendi kompozisyon gruplarında optimum değeri vermiştir. 12 mm boyutlu cam fiber grupları, 3 mm boyutlu gruba göre daha düşük şekil değiştirme kapasitesine sahip olmuştur. Şekil değiştirme kapasitesi en yüksek grup hacimce %0,50 cam fiber içeren takviye grubu olmuştur. Cam fiber takviyeli hacimce

%1 grubun şekil değiştirme kapasitesi diğer gruplara ve kontrol grubuna göre daha düşüktür.



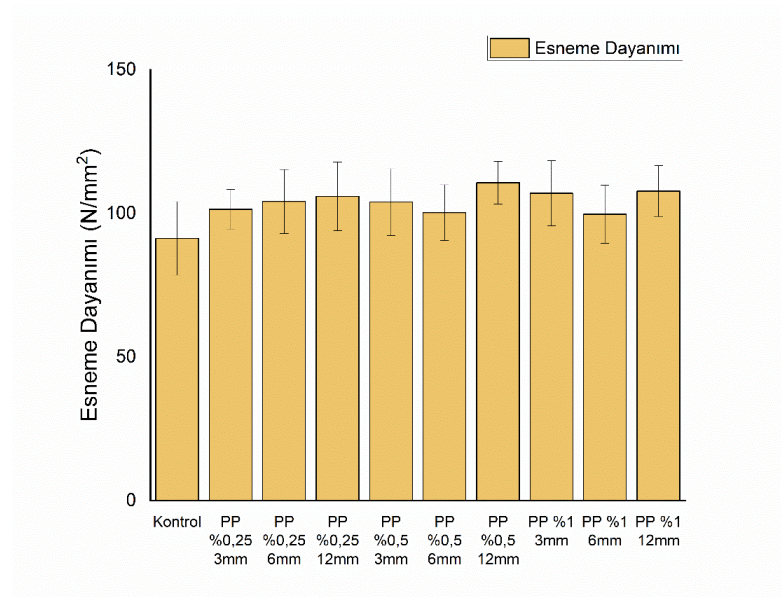
Şekil 4. 2. Kontrol grubu ve cam fiber takviyeli grupların üç nokta eğme testi maksimum şekil değiştirme değerlerinin karşılaştırması

Kontrol ve polipropilen takviyeli fiber grupları arasındaki esneme dayanımı değerleri (Çizelge 4.2) karşılaştırıldığında fiber boyutu ve kompozisyonu arttıkça yukarı yönlü ilerleme kaydedilmektedir. Kütlece polipropilen takviyesi yapılarak esneme dayanımının izlendiği benzer bir çalışma olan Mathew ve ark. (2017) deki çalışmalarında da benzer artışlar gözlemlenmiştir. Ancak tüm grupların kütlece takviye edilerek izlenmesi fiber çeşitlerinin yoğunluk farklarından doğacak hacim farklarının birbirleri ile karşılaştırılabilirliğini önemli ölçüde etkileyeceği ve farklı fiber türlerinin yoğunluk farklarının homojeniteyi tam olarak sağlayamayacağı düşünülerek sunulan tez çalışmasında fiber takviyelerinde kullanılacak oranların hacimce belirlenmesi üzerine kurgulanmıştır. Cam fiberde kompozisyon arttıkça görece olarak, kontrole göre artış olsa da daha düşük kompozisyona göre maksimum gerilme değerinde azalma gözlemlenmektedir. Bu durum cam ve polipropilen fiber arasında fark oluşturmuştur. Ayrıca kompozisyon ve boy değerleri eşdeğer olarak maksimum gerilme değerleri karşılaştırıldığında cam fiber takviyeli grup %0,25 kompozisyona sahip gruplarda

üstünlük sağlasa da %0,50 ve %1'lik kompozisyona sahip polipropilen takviyeli gruplarda maksimum gerilme değeri daha yüksektir. En yüksek maksimum gerilme değeri ise %0,5 12 mm polipropilen fiber takviyeli grupta görülmüştür.

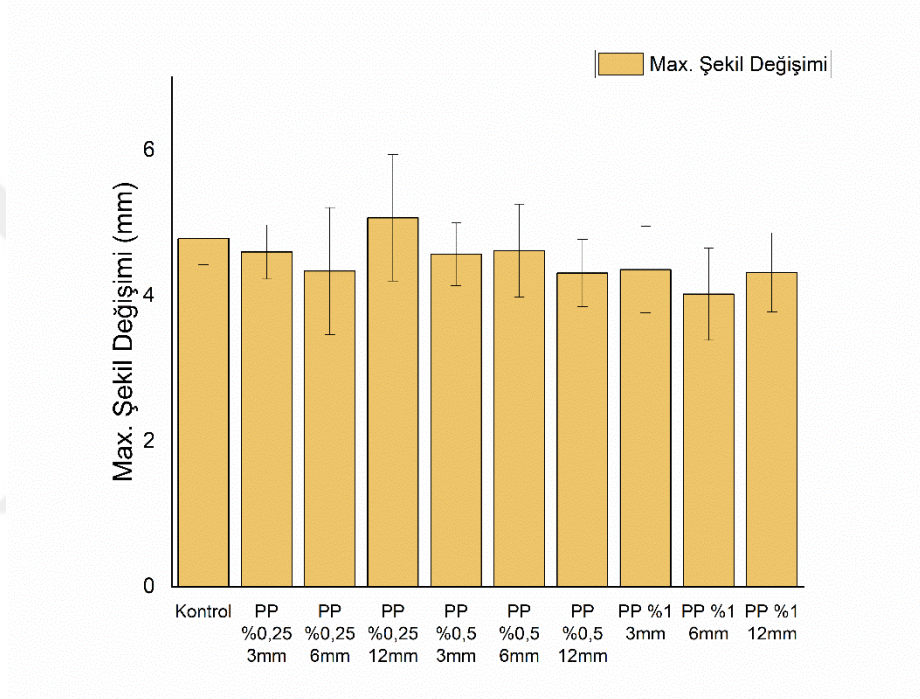
Çizelge 4. 2. Üç nokta eğme testine göre kontrol ve polipropilen takviyeli fiber gruplarının karşılaştırılması

Grup Adı	Max. Gerilme(MPa)	Max. Şekil Değişimi(mm)
Kontrol	91,29 ±12,80	4,78 ±0,35
PP. F. %0,25 3mm	101,43 ±6,86	4,60 ±0,37
PP. F. %0,25 6mm	104,12 ±11,13	4,33 ±0,87
PP. F. %0,25 12mm	105,92 ±11,97	5,07 ±0,86
PP. F. %0,5 3mm	103,91 ±6,84	4,56 ±0,43
PP. F. %0,5 6mm	100,25 ±9,70	4,62 ±0,63
PP. F. %0,5 12mm	110,67 ±7,42	4,31 ±0,46
PP. F. %1 3mm	107,00 ±11,40	4,35 ±0,59
PP. F. %1 6mm	99,70 ±10,04	4,02 ±0,63
PP. F. %1 12mm	107,75 ±8,82	4,32 ±0,54



Şekil 4. 3. Kontrol grubu ve polipropilen takviyeli grupların esneme dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

Maksimum şekil değişimi ise genel olarak kontrol grubu değerinin altında kalırsa da %0,25 12mm polipropilen takviye grubunun, basma yükü altında kontrol grubundan daha fazla şekil değiştirebildiği gözlemlenmiştir. Şekil 4.4'te sunulan grafikte görüleceği gibi göreceli olarak kontrol grubuna takviye edilen hacimce yüzde polipropilen kompozisyonu arttıkça aynı fiber boyutuna sahip gruplar arasında şekil değiştirebilme kabiliyetinin düştüğü görülebilir. Bu durumun tek istisnası 6 mm boyutundaki polipropilen takviyeli gruplar olmak üzere özellikle hacimce %0,5 6 mm takviyeli grubun şekil değiştirme kapasitesi diğer 6 mm gruplarına göre daha fazladır.

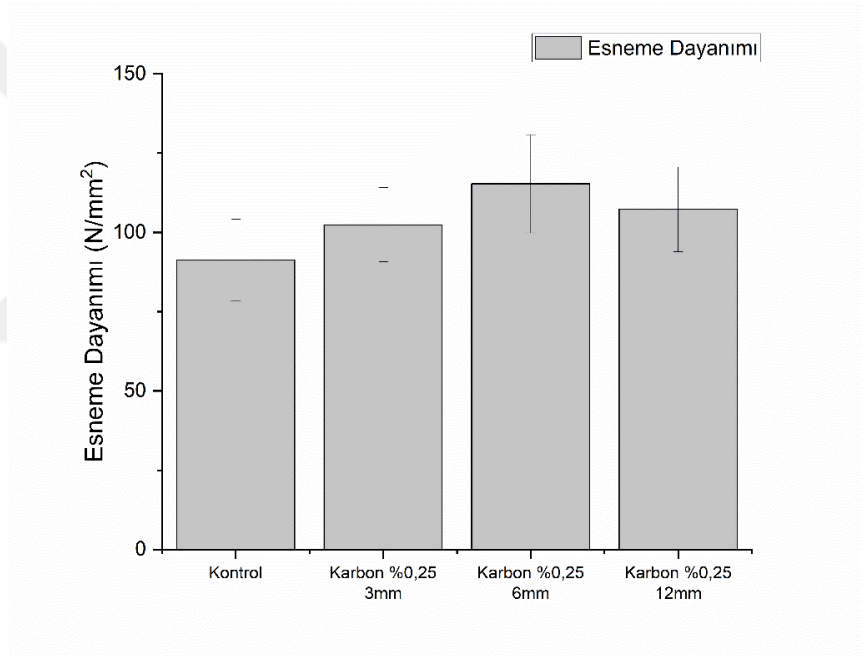


Şekil 4. 4. Kontrol grubu ve polipropilen fiber takviyeli grupların üç nokta eğme testi maksimum şekil değiştirme değerlerinin karşılaştırması

Kontrol grubunun üç nokta eğme testi sonuçları, hacimce takviye edilmiş karbon fiber grubu ile karşılaştırıldığında ise %0,25 6mm'lik takviye grubunda diğer gruplar da dahil olmak üzere en yüksek esneme dayanımı değerine ulaşılmıştır. Ma ve Chen'in (1991) çalışmalarında da benzer şekilde kontrol grubuna göre basma yükü altında daha yüksek esneme dayanımı sonuçları elde edilmiştir.

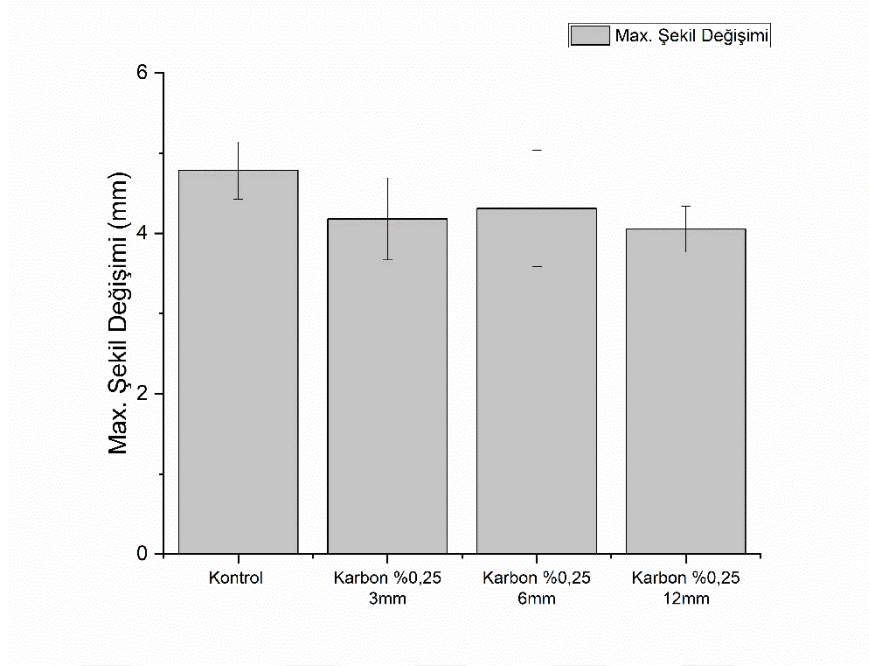
Çizelge 4. 3. Üç nokta eğme testine göre kontrol ve karbon fiber gruplarının karşılaştırılması

Grup Adı	Max. Gerilme(MPa)	Max. Şekil Değişimi(mm)
Kontrol	91,29 ±12,80	4,78 ±0,35
Karbon F. %0,25 3mm	102,40 ±11,72	4,18 ±0,51
Karbon F. %0,25 6mm	115,32 ±15,48	4,31 ±0,72
Karbon F. %0,25 12mm	107,28 ±13,30	4,05 ±0,28



Şekil 4. 5. Kontrol grubu ve karbon fiber takviyeli grupların esneme dayanımı değerlerinin karşılaştırması

Maksimum şekil değişimi değerleri kontrol grubunun altında kalsa da burada da en yüksek değeri %0,25 6mm 'lik grup vermiştir.



Şekil 4. 6. Kontrol grubu ve karbon fiber takviyeli grupların üç nokta eğme testi maksimum şekil değişimi değerlerinin karşılaştırması

4.1.2 Çekme testleri

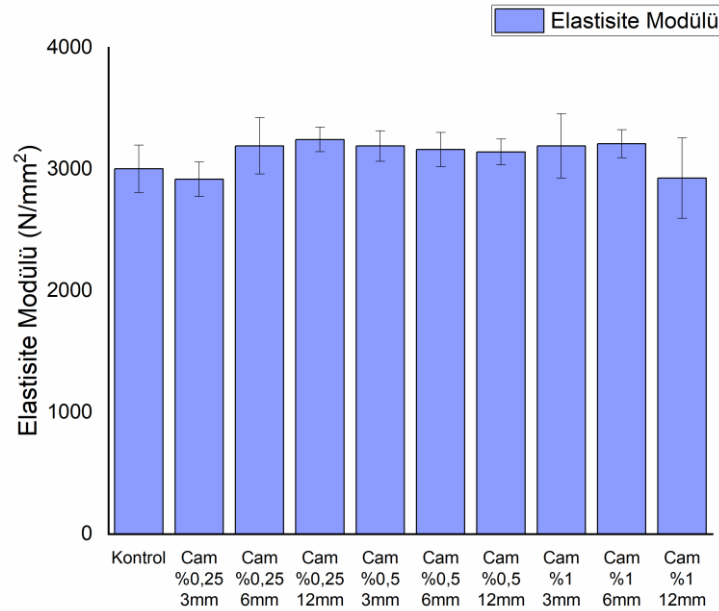
Çekme testi uygulaması esnasında tüm grupların gevrek kırılma ile fazla plastik deformasyona uğramadan kırıldıkları izlenmiştir.

Çekme testi sonuçlarına göre cam fiber takviyeli grupların %0,25 3mm ve %1 12 mm'lik fiber takviyeli gruplar hariç elastisite modülünü yükselttikleri görülmüştür. Bahsi geçen iki grup dışında elastisite modülü artan grupların değerleri birbirine yakın oluşmuştur. En yüksek elastisite modülü değerini %0,25 12mm takviyeli grup vermiştir. Diğer gruplarla karşılaştırıldığında -ekseriyetle- elastisite modülü değerini en çok artıran grup cam fiber takviyeli gruplar olmuştur.

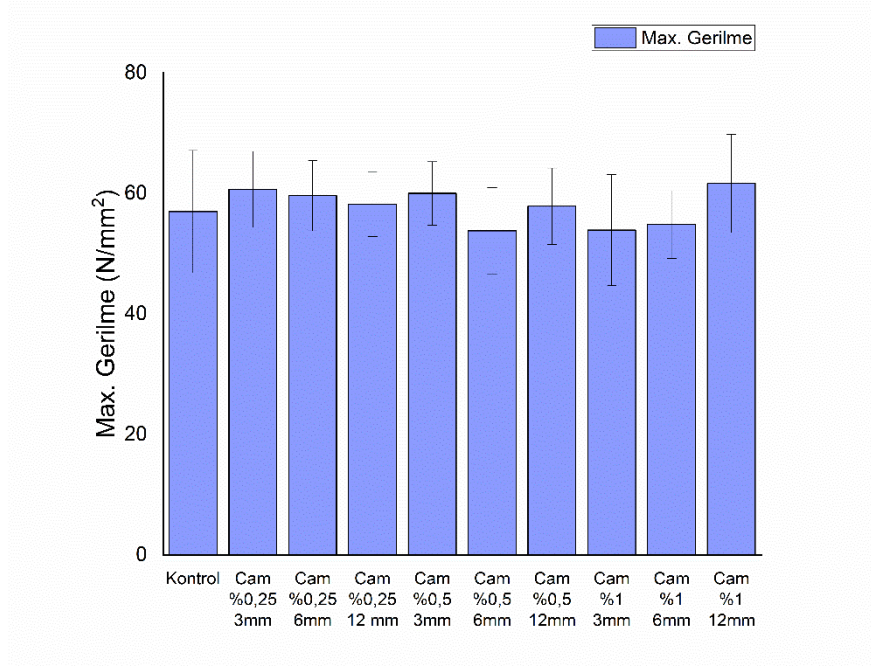
Maksimum gerilme değerleri ise %0,25 ve %0,50 takviyeli gruplarda fiber boyutu arttıkça azalırken, %1'lik kompozisyona sahip takviyeli grupta fiber boyutu arttıkça artmıştır.

Çizelge 4. 4. Çekme testine göre kontrol ve cam fiber takviyeli grupların karşılaştırılması

Grup Adı	Elastisite Modülü (MPa)	Max. Gerilme (MPa)	Max. Şekil Değişimi (mm)
Kontrol	3003,48 ±194,19	56,98 ±10,17	2,12 ±0,38
Cam F. %0,25 3mm	2917,48 ±142,59	60,67 ±6,30	2,24 ±0,24
Cam F. %0,25 6mm	3192,74 ±232,33	59,62 ±5,81	1,98 ±0,17
Cam F. %0,25 12mm	3244,72 ±100,87	58,19 ±5,32	1,90 ±0,25
Cam F. %0,5 3mm	3190,76 ±125,14	60,01 ±5,25	1,99 ±0,22
Cam F. %0,5 6mm	3162,16 ±140,30	53,80 ±7,14	1,80 ±0,34
Cam F. %0,5 12mm	3141,35 ±106,67	57,87 ±6,33	2,02 ±0,30
Cam F. %1 3mm	3191,91 ±265,05	53,91 ±9,22	1,71 ±0,28
Cam F. %1 6mm	3210,55 ±115,11	54,84 ±5,61	1,82 ±0,25
Cam F. %1 12mm	2927,13 ±330,80	61,65 ±8,13	2,07 ±0,26

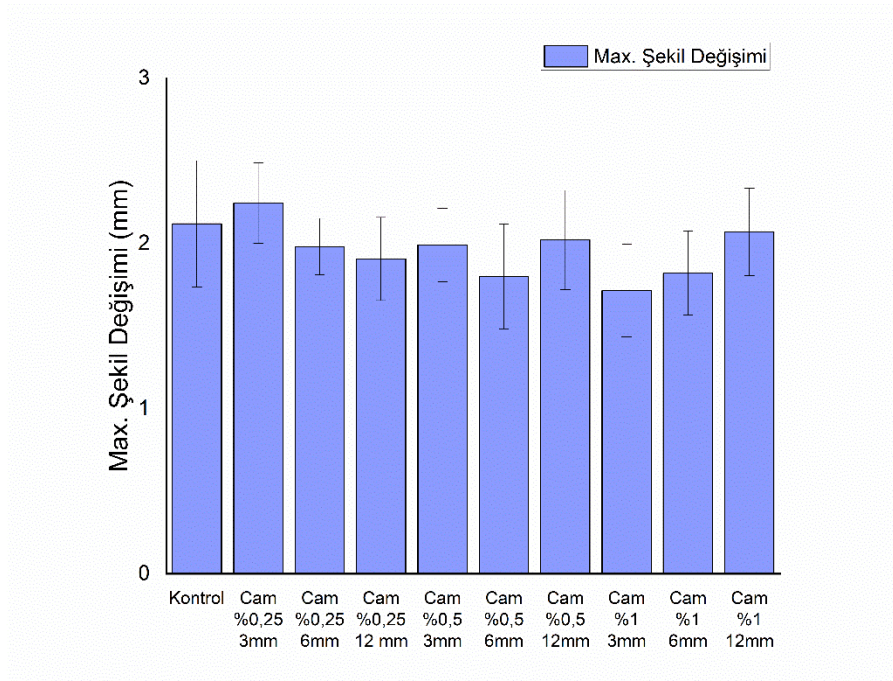


Şekil 4. 7. Kontrol grubu ve cam fiber takviyeli grupların elastisite modülü değerlerinin karşılaştırması



Şekil 4. 8. Kontrol grubu ve cam fiber takviyeli grupların maksimum çekme gerilmesi değerlerinin karşılaştırması

Maksimum şekil değiştirme değerleri ise %0,25 3mm takviye grubu harici azalmıştır. Tüm bunlara ek olarak diğer gruplarla karşılaştırıldığında görece olarak maksimum şekil değiştirme değerleri cam fiber takviyeli gruplarda daha düşüktür.

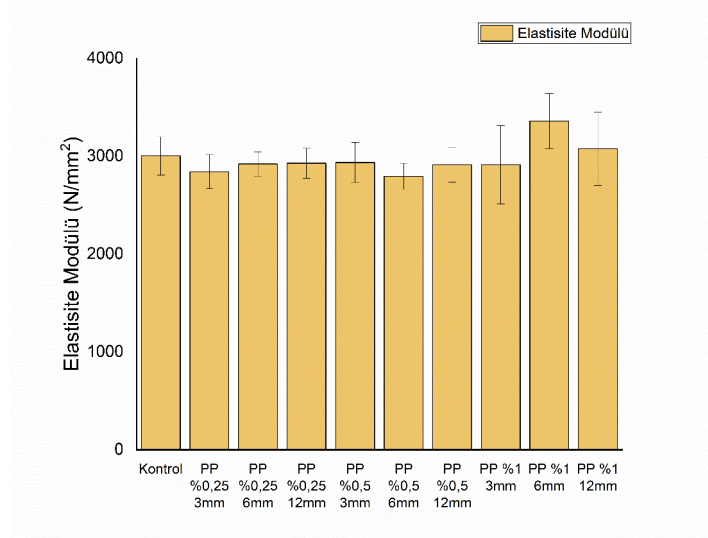


Şekil 4. 9. Kontrol grubu ve cam fiber takviyeli grupların çekme testi maksimum şekil değiştirme değerlerinin karşılaştırması

Çizelge 4. 5. Çekme testine göre kontrol ve polipropilen fiber takviyeli grupların karşılaştırılması

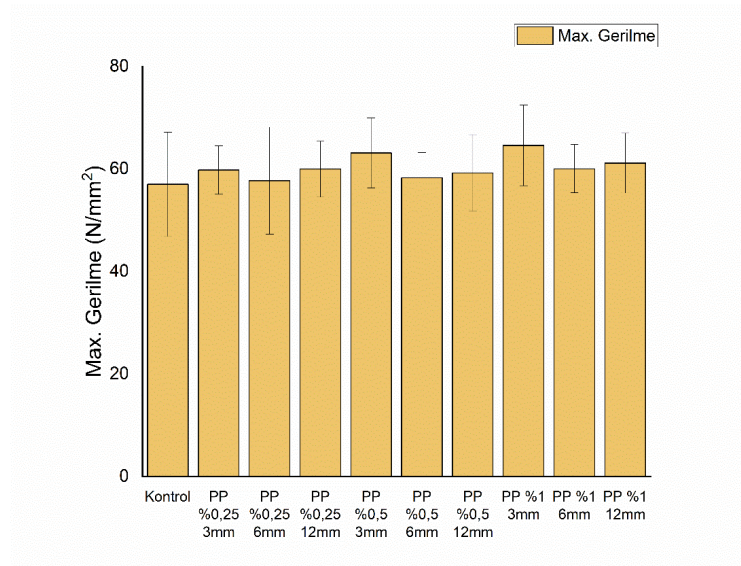
Grup Adı	Elastisite Modülü (MPa)	Max. Gerilme (MPa)	Max. Şekil Değişimi (mm)
Kontrol	3003,48 ±194,19	56,98 ±10,17	2,12 ±0,38
Polip. F. %0,25 3mm	2841,05 ±173,46	59,77 ±4,71	2,46 ±0,28
Polip. F. %0,25 6mm	2921,15 ±124,61	57,77 ±10,44	2,12 ±0,50
Polip. F. %0,25 12mm	2927,25 ±152,70	59,94 ±5,44	2,40 ±0,32
Polip. F. %0,5 3mm	2935,34 ±205,00	63,01 ±6,84	2,58 ±0,45
Polip. F. %0,5 6mm	2793,78 ±134,21	58,24 ±4,93	2,26 ±0,17
Polip. F. %0,5 12mm	2913,45 ±178,51	59,19 ±7,46	2,10 ±0,31
Polip. F. %1 3mm	2913,34 ±265,05	64,58 ±7,85	2,34 ±0,45
Polip. F. %1 6mm	3359,73 ±281,64	60,03 ±4,70	1,92 ±0,16
Polip. F. %1 12mm	3074,43 ±373,16	61,13 ±5,84	2,11 ±0,24

Sunulan çalışma kapsamında ilgili literatür değerlendirildiğinde, yüzey işlenmiş polipropilen ile yapılmış çalışma mevcut olup (Ismaeel ve ark. (2015)), direkt olarak polipropilen fiberlerin farklı oranlarda ve boylarda kullanılarak çekme dayanımı, şekil değişimi ve max gerilme değerlerinin incelendiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Polipropilen takviyeli grupların çekme testi sonuçları kontrol grubu ile karşılaştırıldığında ise %1 6 ve %1 12 mm takviyeli gruplar hariç elastisite modülünün daha düşük olduğu gözlenmiştir. %1 12 mm takviyeli grubun elastisite modülü, kontrol grubuna göre ciddi bir artış göstermese de daha yüksektir. Ancak %1 6mm takviyeli grubun artışı kayda değerdir. Polipropilen takviyeli grubun en yüksek elastisite modülü değerini de %1 6mm takviyeli grup vermiştir. Aynı zamanda bu grup, polipropilen fiber takviyeli grupların tamamının, cam fiber takviyeli gruplarla kıyaslanması (her kompozisyon ve boy kendi arasında) sonucu cam fiber gruplarına elastisite modülü değeri açısından üstünlük sağlayabilen tek gruptur.



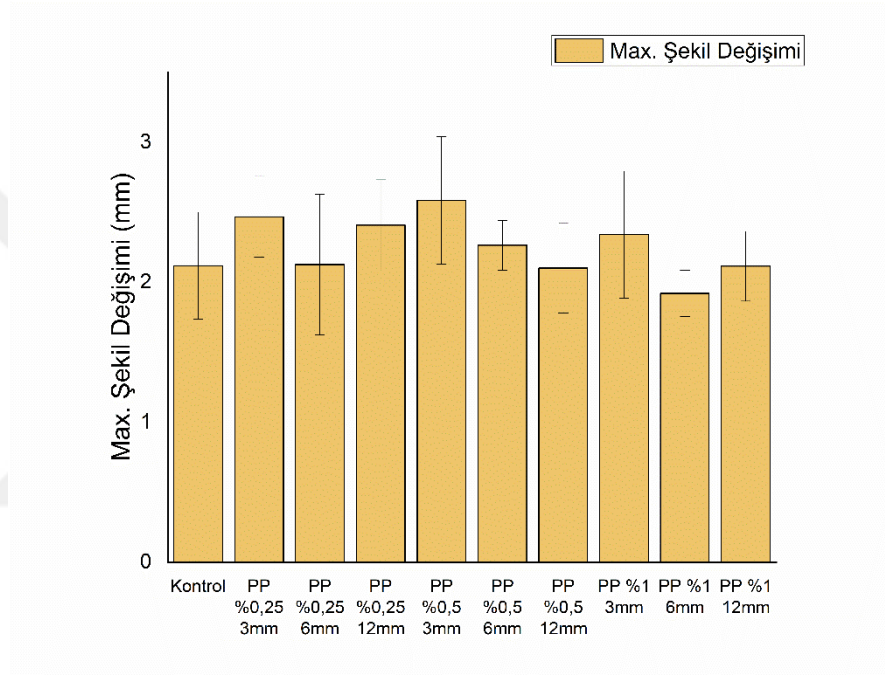
Şekil 4. 10. Kontrol grubu ve polipropilen takviyeli grupların elastisite modülü değerlerinin karşılaştırması

Maksimum gerilme değerleri karşılaştırıldığında daha kısa polipropilen fiber boyuna sahip grupların, daha yüksek maksimum gerilme değerini vermeye eğilimli oldukları görülmüştür. Bu durumun istisnası %0,25 3mm ve 12 mm değerlerinin birbirine yakın olmasıdır. En yüksek maksimum gerilme değeri %1 3mm takviyeli grupta gözlemlenmiştir. Polipropilen fiber takviyeli grupların maksimum gerilme değerleri, cam fiber takviyeli gruplar ile karşılaştırıldığında %0,25 kompozisyona sahip cam fiber grupları daha yüksek sonuç verirken, %0,50 ve %1 kompozisyona sahip polipropilen fiber gruplarında daha yüksek değerler gözlemlenmiştir.



Şekil 4. 11. Kontrol grubu ve polipropilen takviyeli grupların maksimum çekme gerilmesi değerlerinin karşılaştırması

Polipropilen takviyeli gruplarda maksimum şekil değiştirme kapasitesi, her kompozisyon için kendi içerisinde fiber boyu arttıkça azalmaktadır. %0,25 ve %1 kompozisyona sahip 6mm boyutlu polipropilen takviyeli gruplar diğer boylara göre daha az şekil değiştirme kapasitesine sahiptir. Hatta %1 6mm takviyeli grubun şekil değiştirme kapasitesi, kontrol grubuna göre daha düşüktür. Yinede her kompozisyon ve boy kendi içerisinde karşılaştırıldığında polipropilen fiber gruplarının maksimum şekil değiştirebilme değerleri, cam fiber takviyeli gruplara göre daha iyidir.

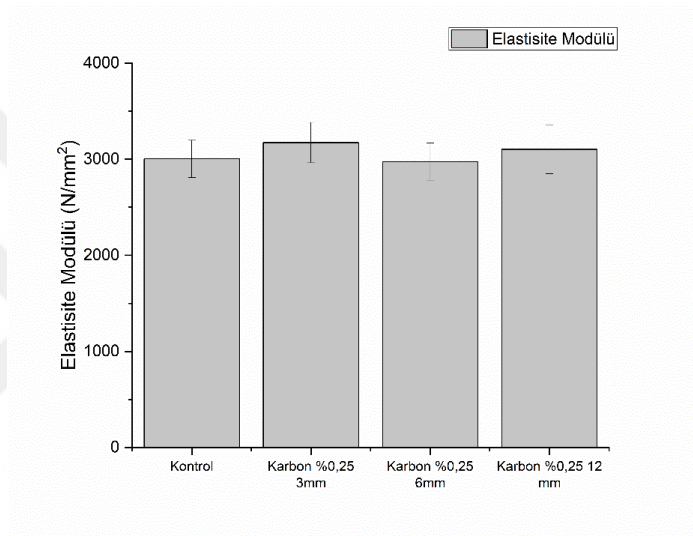


Şekil 4. 12. Kontrol grubu ve polipropilen takviyeli grupların çekme testi maksimum şekil değiştirme değerlerinin karşılaştırması

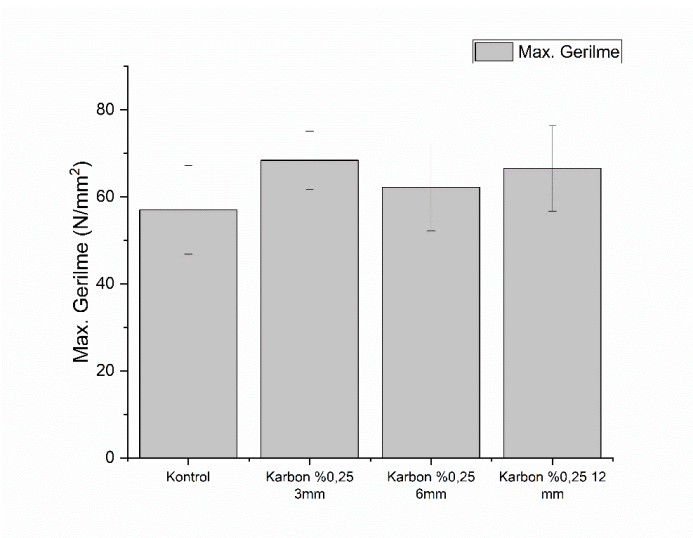
Çizelge 4. 6. Çekme testine göre kontrol ve karbon fiber takviyeli grupların karşılaştırılması

Grup Adı	Elastisite Modülü (MPa)	Max. Gerilme (MPa)	Max. Şekil Değişimi (mm)
Kontrol	3003,48 ±194,19	56,98 ±10,17	2,12 ±0,38
Karbon F. %0,25 3mm	3172,80 ±209,19	68,38 ±6,72	2,30 ±0,30
Karbon F. %0,25 6mm	2976,27 ±194,32	62,16 ±9,94	2,02 ±0,39
Karbon F. %0,25 12mm	3103,36 ±254,91	66,50 ±9,82	2,16 ±0,35

Kontrol grubu ve karbon fiber gruplarının çekme testi sonuçları karşılaştırıldığında, %0,25 6mm takviyeli karbon fiber grubu hariç diğer iki grupta elastisite modülünün arttığı gözlemlenmiştir. %0,25 kompozisyona sahip polipropilen ve karbon fiber grupları karşılaştırıldığında elastisite modülü değerlerinin karbon fiber gruplarında daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Aynı gruplar cam fiber ile karşılaştırıldığında %0,25 3mm grubunda karbon fiber daha yüksek elastisite modülüne sahip olsa da 6 ve 12 mm'lik gruplarda cam fiberin elastisite modülü daha yüksek çıkmıştır. Karbon fiber grupları kendi içerisinde değerlendirildiğinde en iyi elastisite modülü değeri %0,25 3mm grubunda belirlenmiştir.



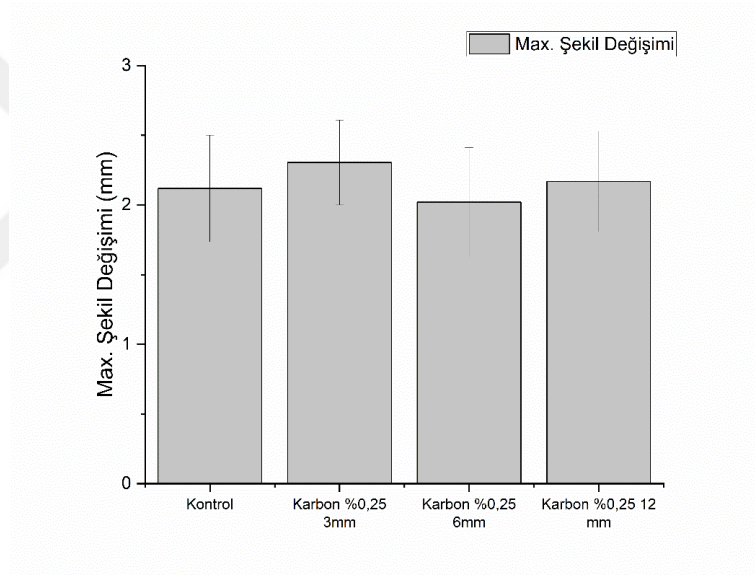
Şekil 4. 13. Kontrol grubu ve karbon fiber takviyeli grupların elastisite modülü değerleri karşılaştırması



Şekil 4. 14. Kontrol grubu ve karbon fiber takviyeli grupların maksimum çekme gerilmesi değerlerinin karşılaştırması

Maksimum gerilme değeri gözetilerek kontrol ve diğer fiber takviyeli gruplar ile karşılaştırma yapıldığında karbon fiber takviyeli grupların özellikle %0,25 3mm ve 12 mm değerlerinin oldukça iyi olduğu söylenebilmektedir. Hatta %0,25 3mm karbon fiber takviyeli grubun maksimum gerilme değeri tüm gruplar arasında en yüksek değere sahiptir. Ma ve Chen'in (1991) çalışmalarında da bu sonuçlara paralel olarak çekme dayanımında artışlar belirlenmiştir.

Maksimum şekil değiştirme değerleri kontrol grubuna göre 3 ve 12mm %0,25 gruplarında artış gösterse de 6mm grubunda kontrol grubuna göre daha az şekil değiştirme değeri saptanmıştır. 12mm %0,25 grubundaki şekil değişimi artışı 0,04 mm değerinde gerçekleşmiştir.



Şekil 4. 15. Kontrol grubu ve karbon fiber takviyeli grupların çekme testi maksimum şekil değişimi değerlerinin karşılaştırması

4.2. İstatistiksel Analiz

$P \leq 0,05$ anlamlılık değeri seçilerek fiber takviyeli grupların, kontrol grubu ile karşılaştırıldığı tek yönlü varyans değerlendirme testi sonuçları, üç nokta eğme ve çekme testleri için sırasıyla Çizelge 4.7 ve Çizelge 4.8'de sunulmuştur.

İstatistiksel analiz yöntemi olarak one way anova testi gerçekleştirilmiş olup, üç nokta eğme testi için, tüm grupların kontrol grubu değerleri ile karşılaştırılması sonucu maksimum gerilme ve maksimum şekil değişimi değerleri $p \leq 0,05$ şartını sağladıkları için anlamlı olarak değerlendirilebilirler.

Çizelge 4. 7. Üç nokta eğme testi sonuçlarına göre gruplar arasında yapılan tek yönlü varyans (One Way Anova) değerlendirme sonuçları

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Max. Gerilme	Between Groups	6579,780	21	313,323	1,785	,024
	Within Groups	27025,896	154	175,493		
	Total	33605,676	175			
Max. Şekil	Between Groups	25,392	21	1,209	2,106	,005
Değişimi	Within Groups	88,428	154	,574		
	Total	113,820	175			

Çizelge 4. 8. Çekme testi sonuçlarına göre gruplar arasında yapılan tek yönlü varyans (One Way Anova) değerlendirme sonuçları

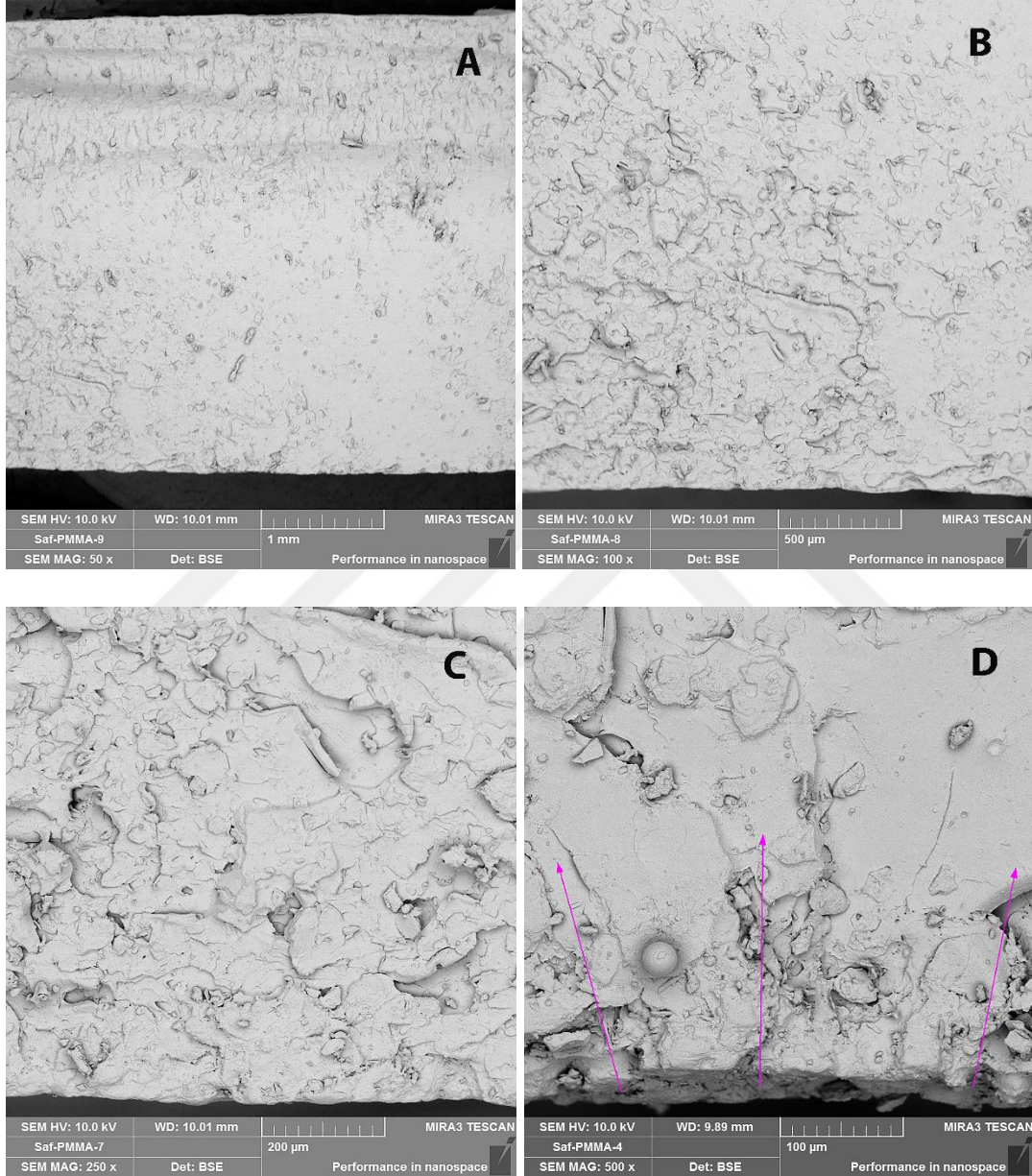
		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Elastisite Modülü	Between Groups	3866632,906	21	184125,376	3,400	,000
	Within Groups	8177662,094	151	54156,703		
	Total	12044295,000	172			
Max. Gerilme	Between Groups	2052,796	21	97,752	1,680	,040
	Within Groups	8785,006	151	58,179		
	Total	10837,802	172			
Max. Şekil Değişimi	Between Groups	7,922	21	,377	3,432	,000
	Within Groups	16,595	151	,110		
	Total	24,517	172			

Aynı şekilde, çekme testi değerlerine göre kontrol grubu ve diğer grupların değerleri one way anova ile değerlendirildiğinde de elastisite modülü, maksimum gerilme ve maksimum şekil değiştirme değerleri $p \leq 0,05$ şartını sağladıkları için anlamlı olarak değerlendirilebilmektedirler.

4.3 Taramalı Elektron Mikroskopisi (SEM) Analizleri

Numunelerin kırılma yüzeylerinden elde edilen SEM görüntüleri herbir grup için farklı büyütmelerde sunulmuştur.

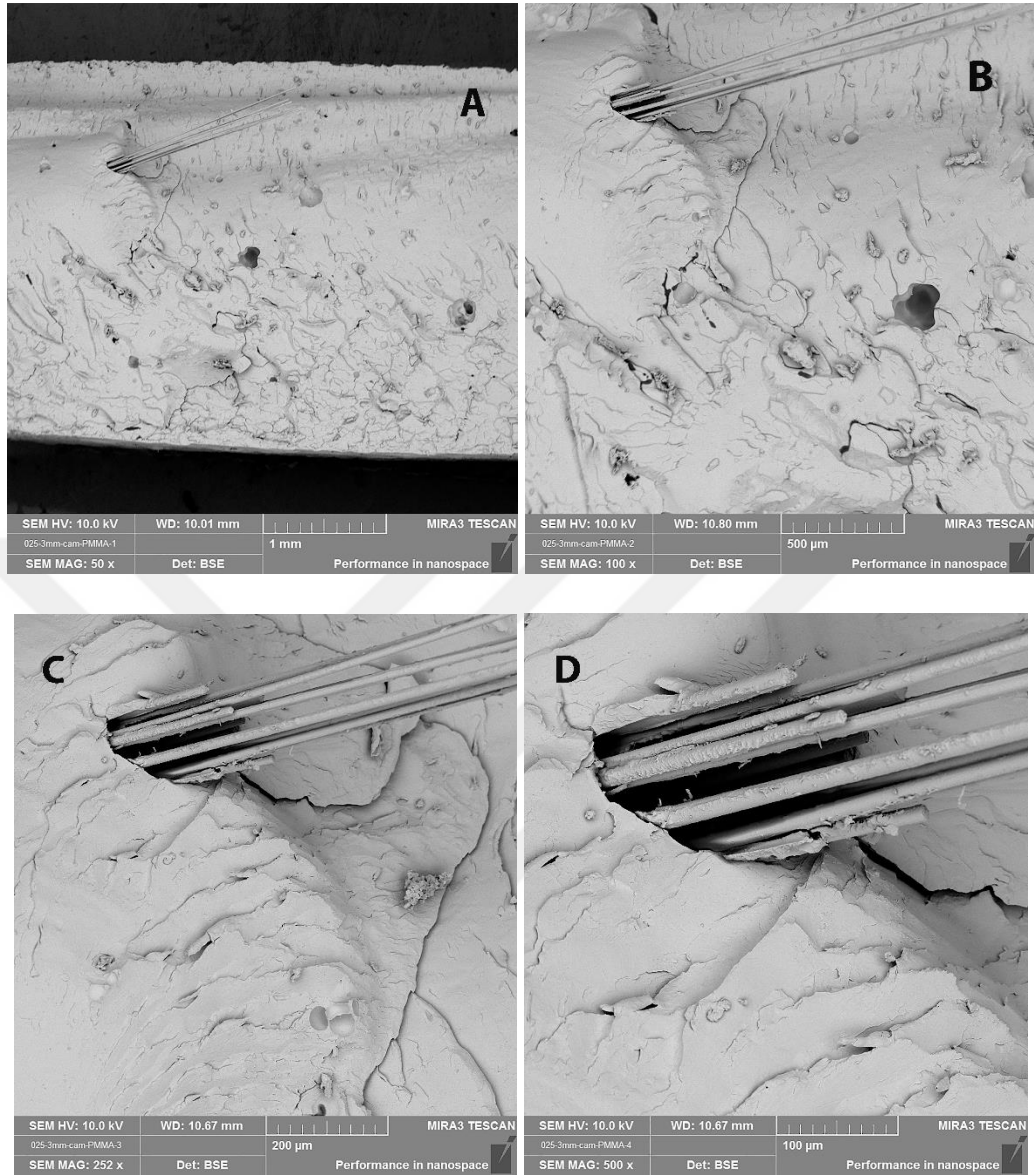
Kontrol grubu



Şekil 4. 16. Kontrol grubu SEM görüntüleri (A: 50x, B: 100x, C: 250x, D:500x)

Kontrol grubunun SEM görüntülerinden (Şekil 4.16) de anlaşılabacağı üzere malzeme, üç nokta eğme testinde gevrek kırılma davranışı göstermiştir. Özellikle 500x büyütme ile elde edilen görüntüde çatlakların başlangıç ve ilerleyiş noktaları oklarla belirtilmiştir.

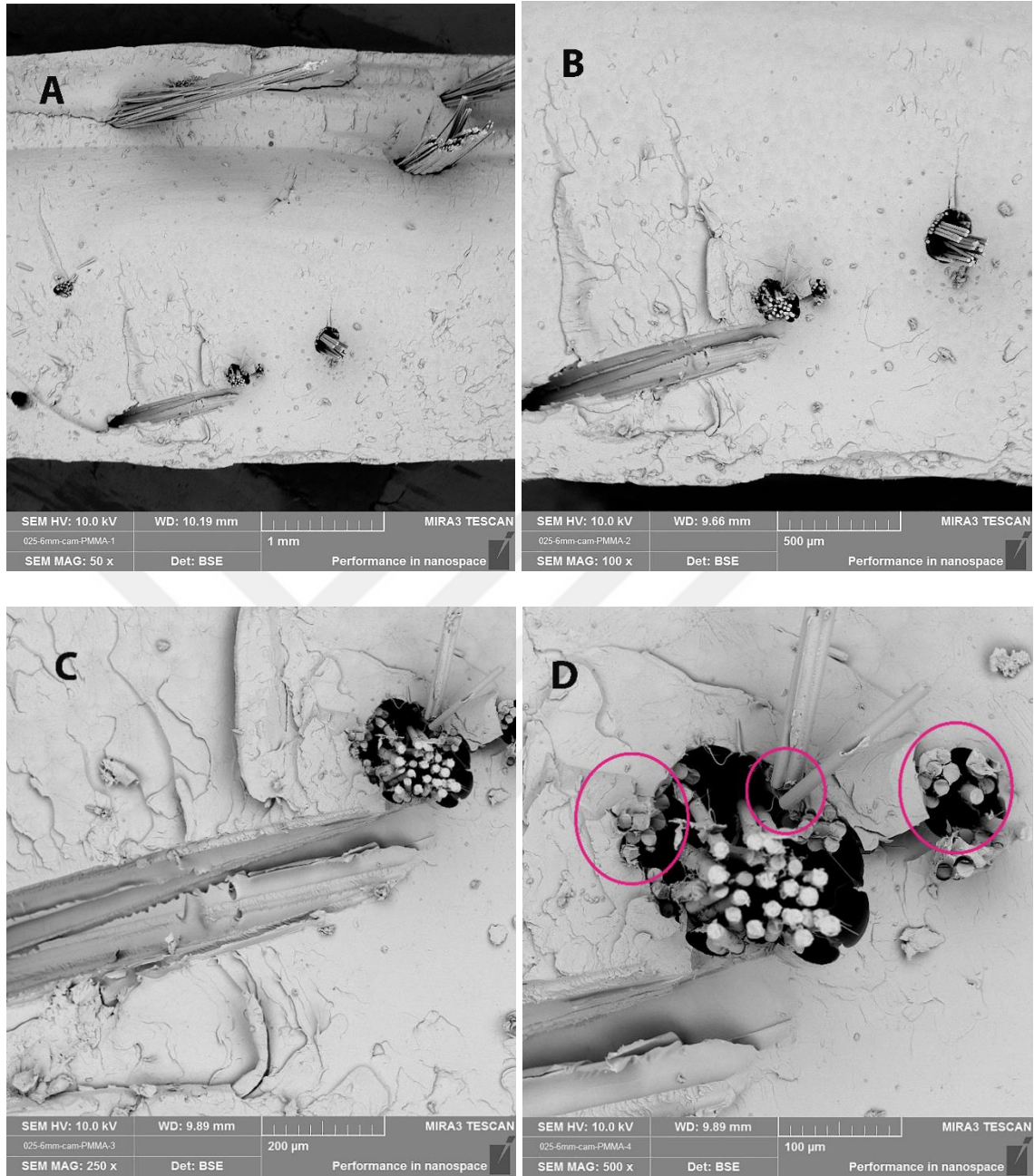
Hacimce %0,25, 3 mm cam fiber takviyeli grup



Şekil 4. 17. Hacimce %0,25 3 mm cam fiber içeren takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %0,25, 3 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (Şekil 4.17) incelendiğinde cam fiberin, PMMA içerisinde çok iyi dağılmadığı görülmektedir. Ancak, özellikle 250x ve 500x büyütme ile elde edilen görüntülerde cam fiberin üzerinde PMMA matriks kalıntılarının olması, cam fiberin adeziv yolla PMMA matriksine entegre olup basma yükü altında dayanımı artırabildiğini göstermektedir.

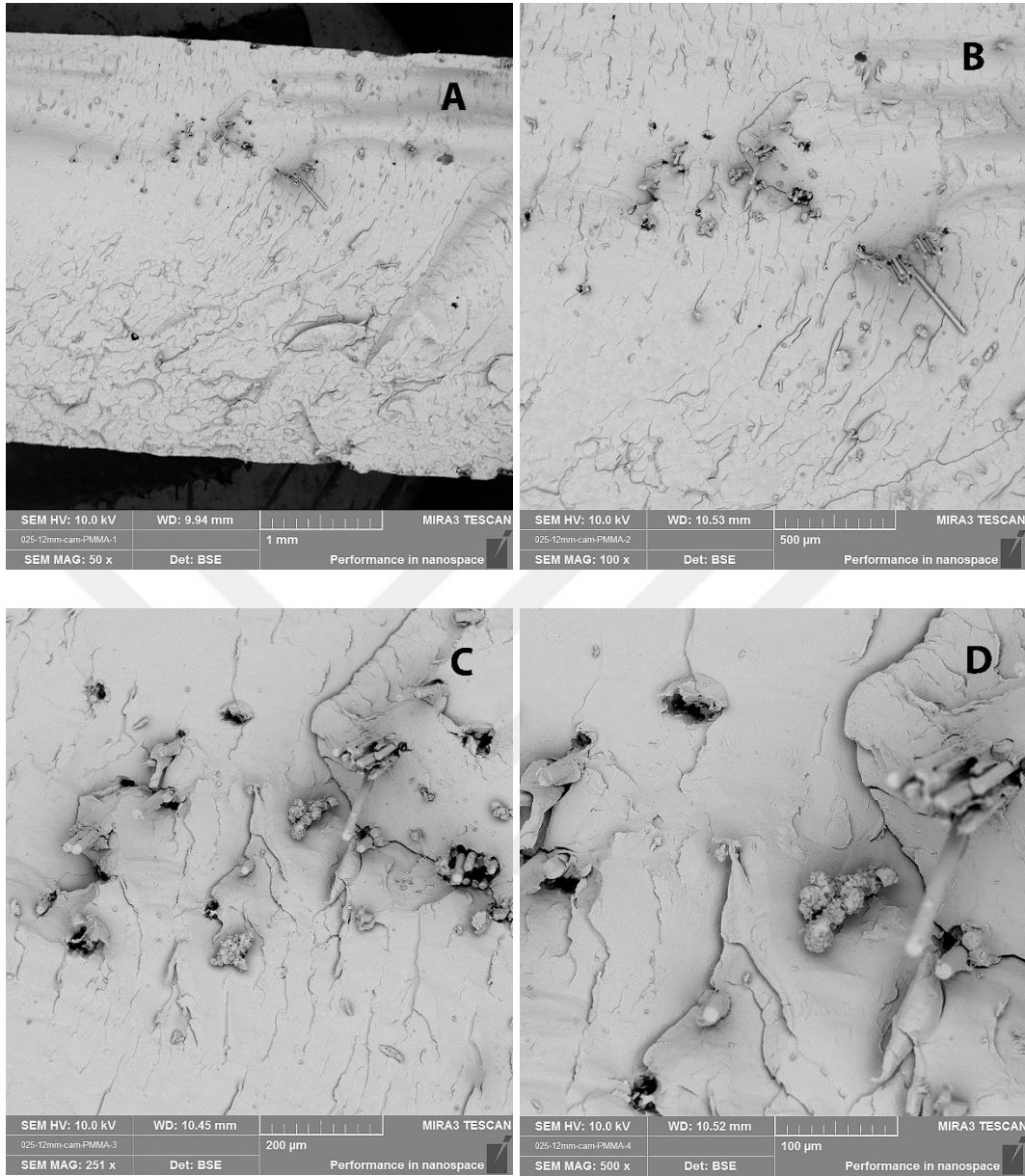
Hacimce %0,25, 6 mm cam fiber takviyeli grup



Şekil 4. 18. Hacimce %0,25 6 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %0,25, 6 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (Şekil 4.18) incelendiğinde kümeleşmenin daha bölgesel hale geldiği görülebilmektedir. 500X büyütme ile elde edilen görüntüdeki cam fiberleri basma yükü altında fiberlerin koptuğu yerden malzemenin kırıldığı görülmektedir. Bu da cam fiberlerin basma yükünü dağıtabildiğini göstermektedir.

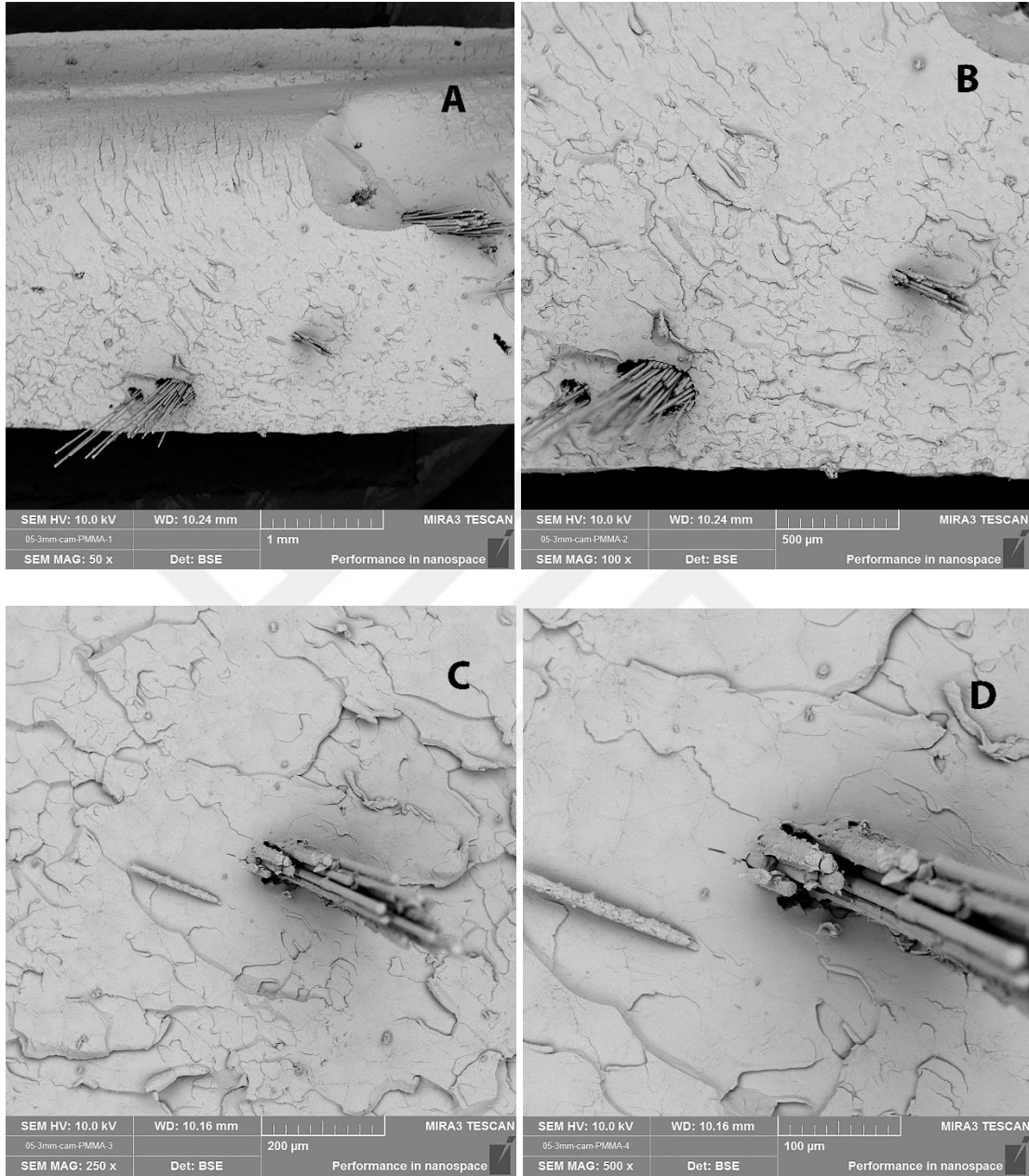
Hacimce %0,25, 12 mm cam fiber takviyeli grup



Şekil 4. 19. Hacimce %0,25 12 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %0,25 cam fiber içeren grupların SEM görüntüleri (Şekil 4.17, 4.18 ve 4.19) incelendiğinde, fiber boyu arttıkça lokal kümeleşmenin azalıp dağılımın arttığı söylenebilir. Özellikle 3 ve 6 mm boylarında fiberler görece daha fazla kümeleşmişken 12 mm boyda daha iyi bir dağılım gözükmemektedir. Ayrıca görüntülerdeki fiber boşluklarından, cam fiberlerin yük taşıma esnasında fiberlerin kırılması sonucu bazılarının karşı kırık yüzeye geçerek boşluk oluşturdukları gözlemlenmiştir.

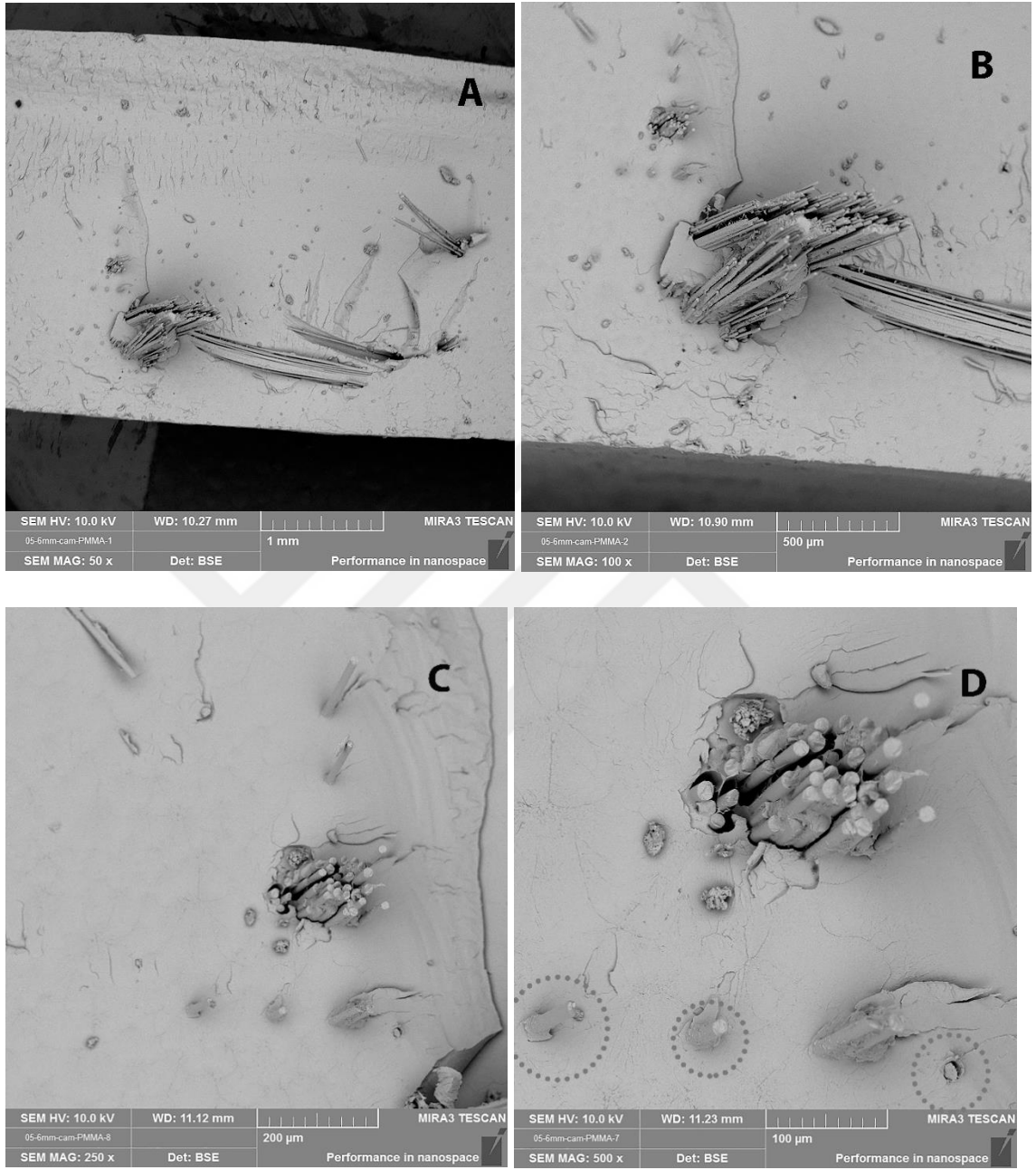
Hacimce %0,50, 3 mm cam fiber takviyeli grup



Şekil 4. 20. Hacimce %0,50 3 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %0,50 3 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (Şekil 4.20) incelendiğinde, %0,25 takviyeli gruba benzer şekilde kümelerin bulunduğu, cam fiberin tam olarak dağılamadığı ve yine bir önceki gruba (%0,25 3 mm) benzer şekilde adeziv bir yapı oluşturarak esneme dayanımına katkıda bulunduğu anlaşılmaktadır.

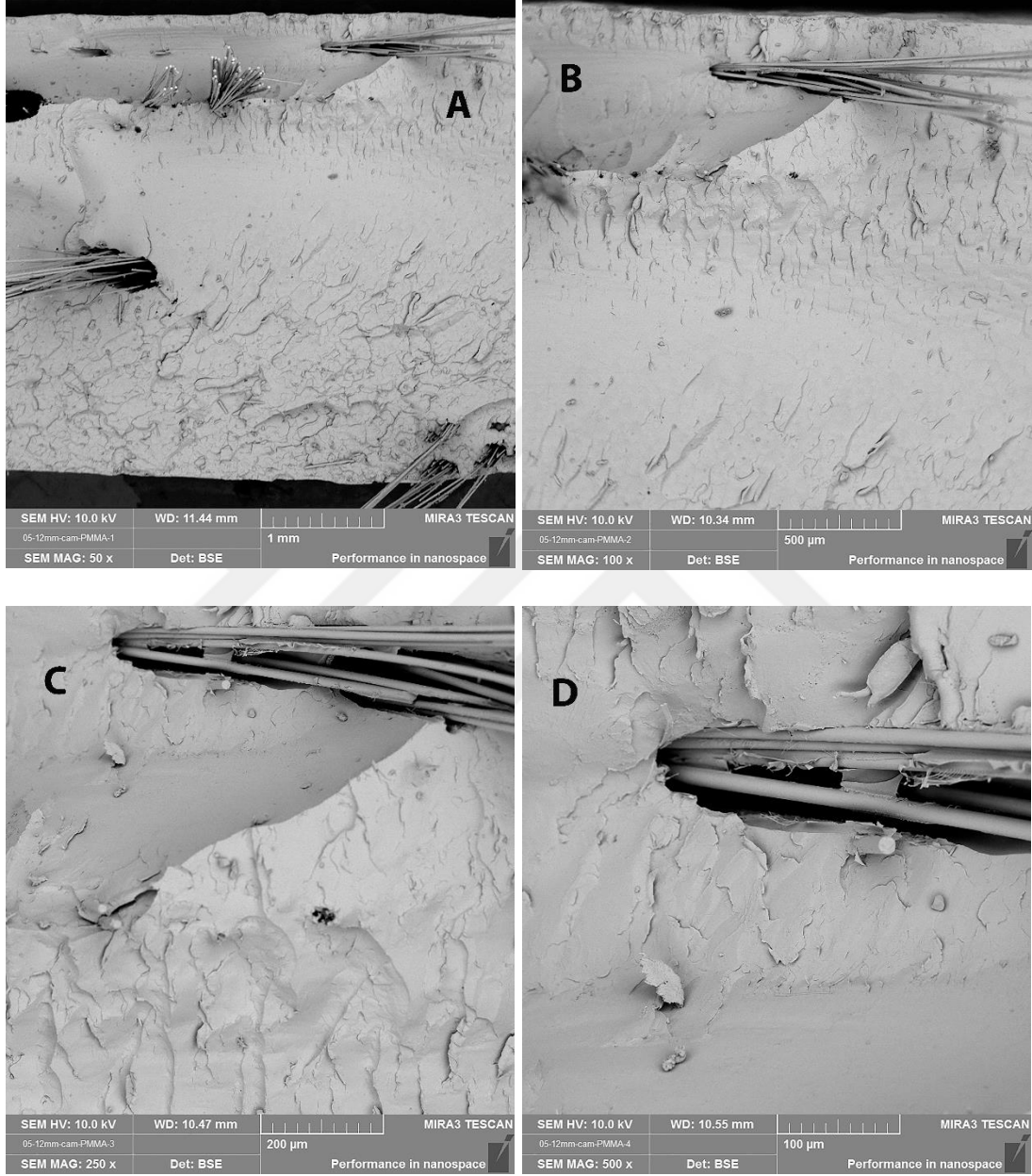
Hacimce %0,50, 6 mm cam fiber takviyeli grup



Şekil 4. 21. Hacimce %0,50 6 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %0,50, 6 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (Şekil 4.21) incelendiğinde (500x büyütme ile elde edilen görüntüde kesikli çizgi ile daire içine alınanlar ile birlikte) fiberlerin yük taşıma esnasında malzemenin kırılması ile kopma yüzeyleri görülmektedir.

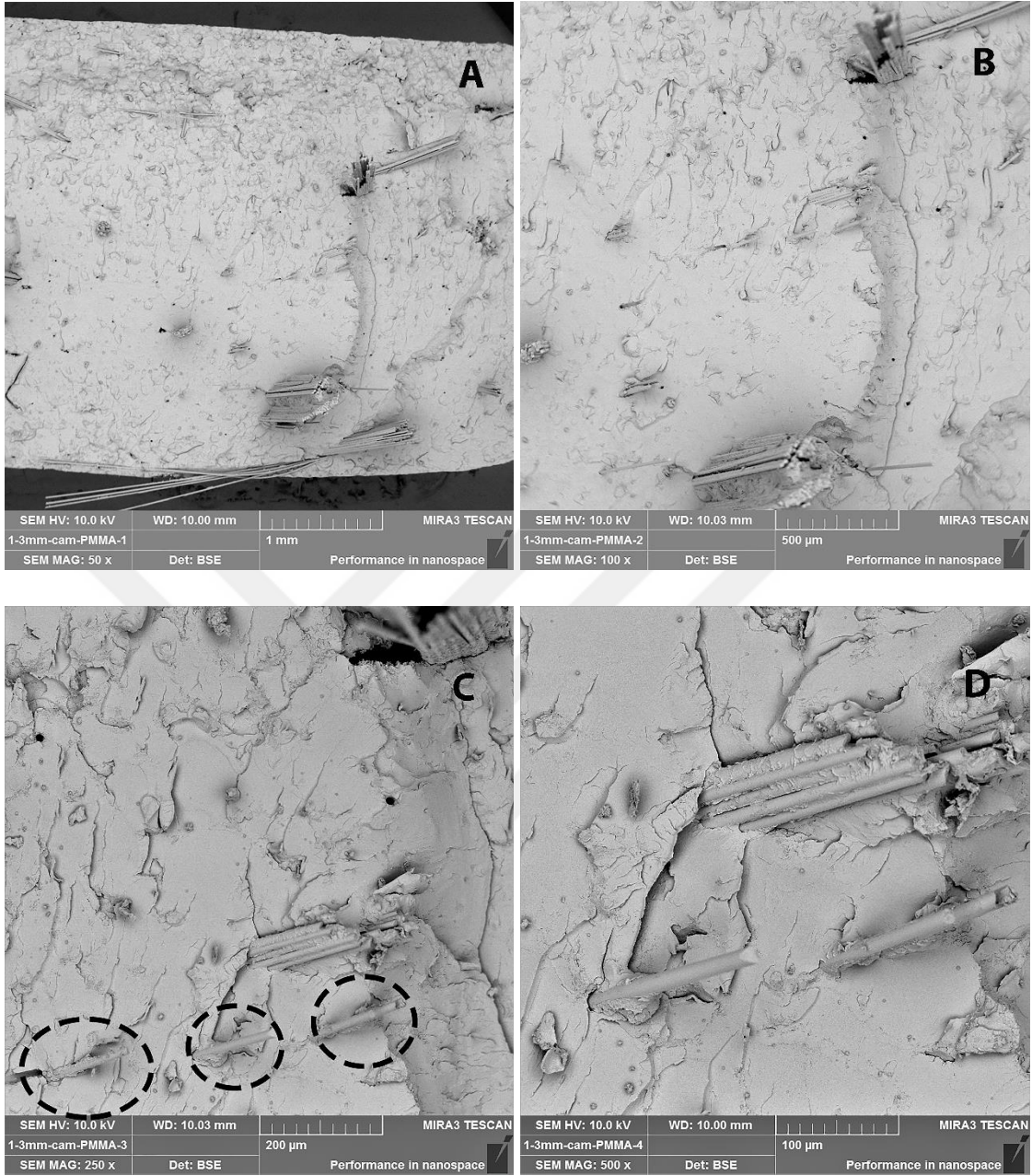
Hacimce %0,50, 12 mm cam fiber takviyeli grup



Şekil 4. 22. Hacimce %0,50 12 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Şekil 4.22’de görüleceği gibi fiber üstündeki kırık yüzeyi ve fiber toplulukları farklı bölgelerde kendini göstermektedir. Hacimce %0,50 12 mm cam fiber takviyeli grupta da diğer cam fiber gruplarında olduğu gibi cam fiberlerin tam olarak dağılamadığı gözlemlenmiştir.

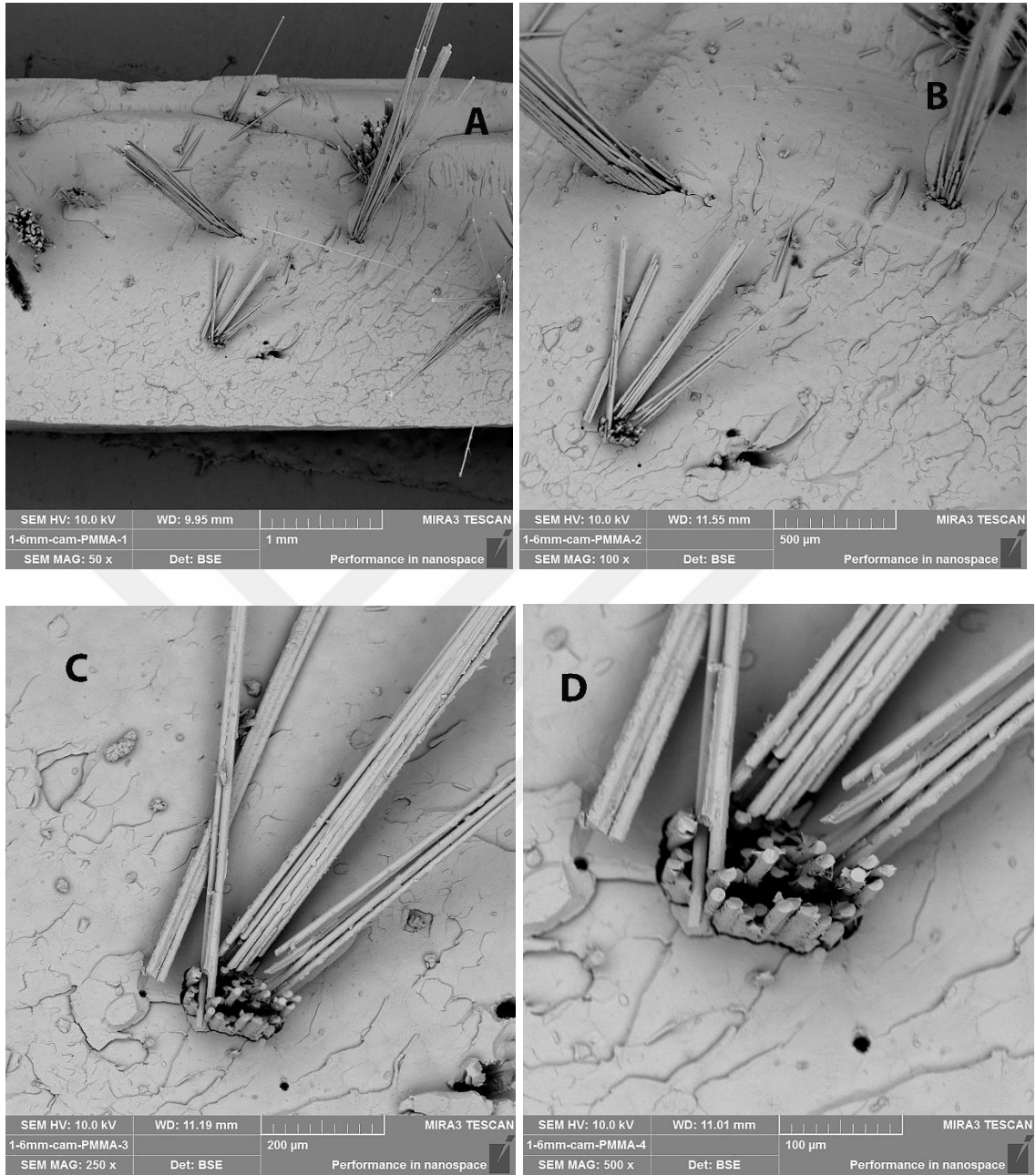
Hacimce %1, 3 mm cam fiber takviyeli grup



Şekil 4. 23. Hacimce %1 3 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %1, 3 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntülerinde (Şekil 4.23) cam fiberlerin yönlenmeleri ve kırılma yüzeyleri görülmektedir. Diğer cam fiber gruplarının kopma yüzeyleri ile karşılaştırıldığında bu gruptaki fiberlerin de kümeleşme gerçekleştirdiği ancak yüzeyde daha fazla miktarda dağılmış fiber olduğu görülmektedir. Ayrıca bu gruptaki cam fiberler dırılma düzlemine paralel olarak da yönelmiştir. Bu konumda yönelen fiberlerin esneme dayanımına katkılarının çok fazla olmayacağı söylenebilir.

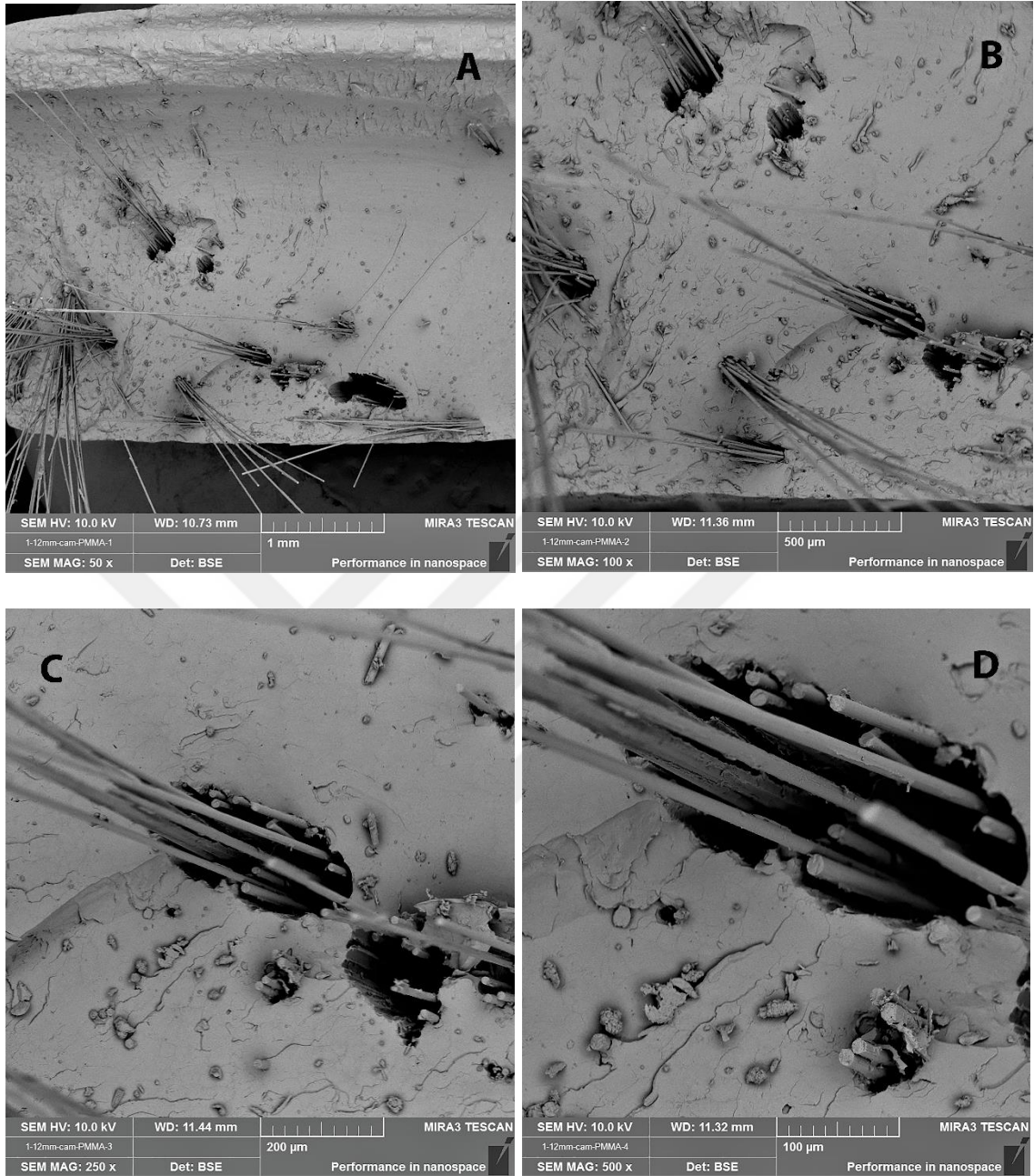
Hacimce %1, 6 mm cam fiber takviyeli grup



Şekil 4. 24. Hacimce %1 6 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %1, 6 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntülerinde (Şekil 4.24) fiberlerin malzeme koparken basma yükünü çok fazla üstlenemediğinden kırıldıkları görülmektedir. Bu durum esneme dayanımına bu grubun çok iyi katkıda bulunamadığının göstergesi olabileceği değerlendirilmiştir.

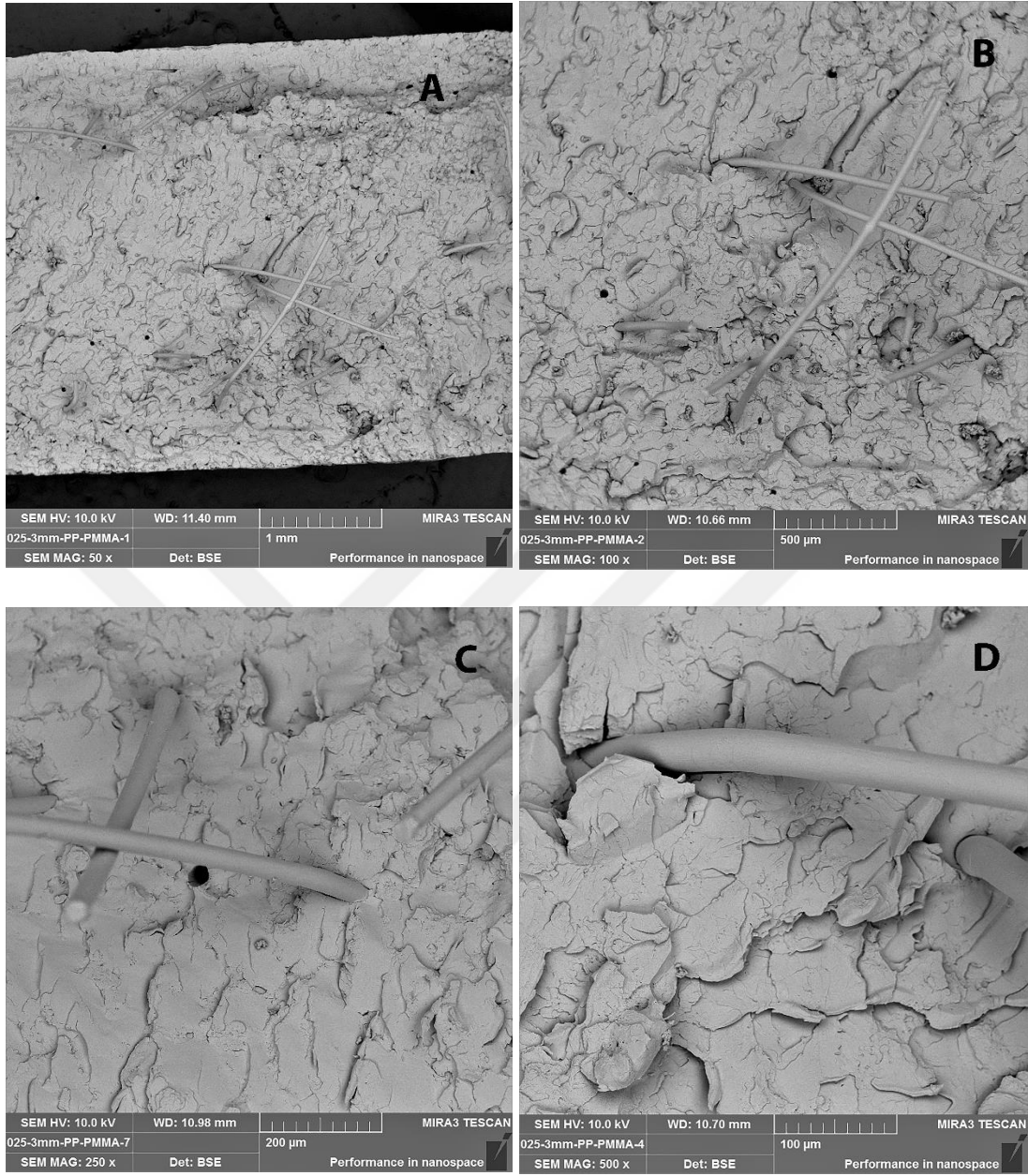
Hacimce %1, 12 mm cam fiber takviyeli grup



Şekil 4. 25. Hacimce %1 12 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %1, 12 mm cam fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (Şekil 4.25) incelendiğinde fiberlerin kümeleşmesi sonucu oluşan boşluklar gözükmemektedir. Bu boşluklar basma yükü altında dayanımı düşürse de diğer taraflarda yükün dağılımını sağlayan kırılmış cam fiberler görülmektedir. Bu iki durumun birleşimi olarak esneme dayanımı görece artmaktadır.

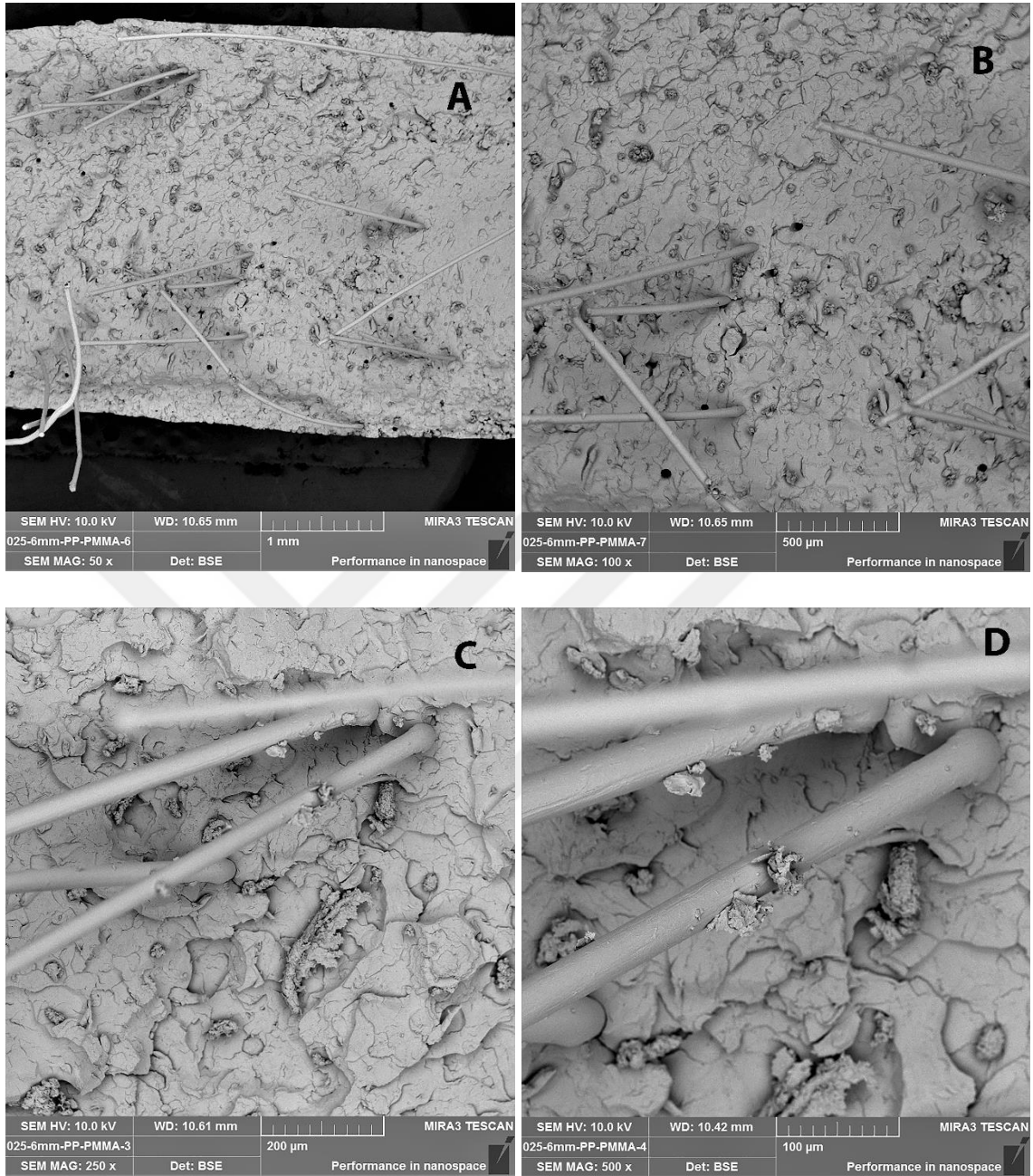
Hacimce %0,25, 3 mm polipropilen fiber takviyeli grup



Şekil 4. 26. Hacimce %0,25 3 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %0,25, 3 mm polipropilen fiber takviyeli gruba ait SEM görüntüleri (Şekil 4.26) incelendiğinde, cam fibere kıyasla dağılımın daha iyi olduğu görülmektedir. Polipropilen fiberlerin ara yüzey uyumu daha iyi gibi gözükse de PMMA matriksin kırılması sırasında matriksten sıyrılan ve karşı kırık parça içerisinde kalan fiberlere ait boşluklar görülmektedir. Bu da matriks-fiber arası etkileşimlerin zayıf kaldığını göstermektedir.

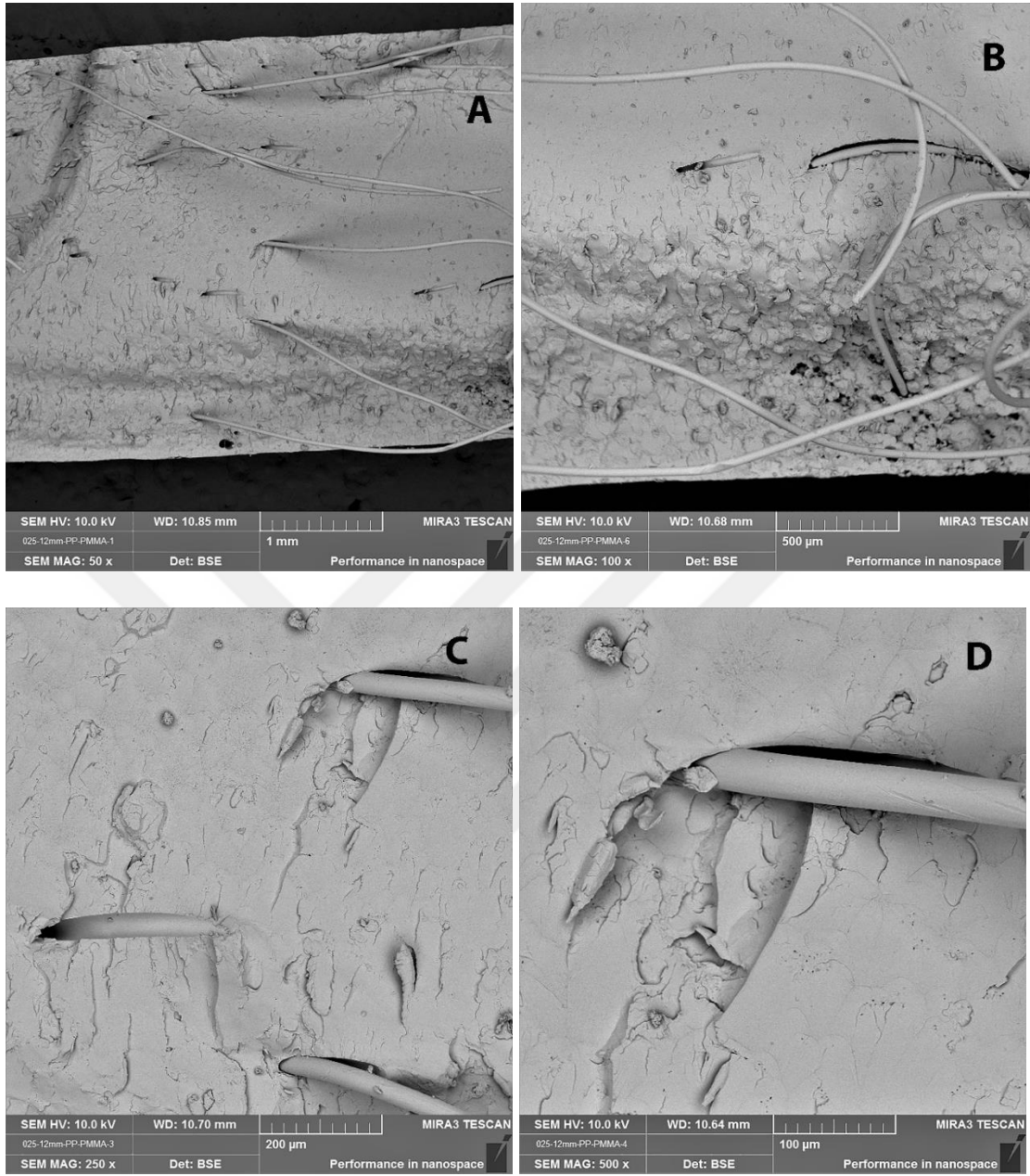
Hacimce %0,25, 6 mm polipropilen fiber takviyeli grup



Şekil 4. 27. Hacimce %0,25 6 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Fiber boyu uzadıkça PMMA matriks ile etkileşim arttığından (Şekil 4.27; 250x ve 500x) esneme dayanımının bir önceki boya göre artması beklenmiştir. Karşı tarafta kalan fiberlerin oluşturduğu boşluklar bu grupta da bulunmaktadır.

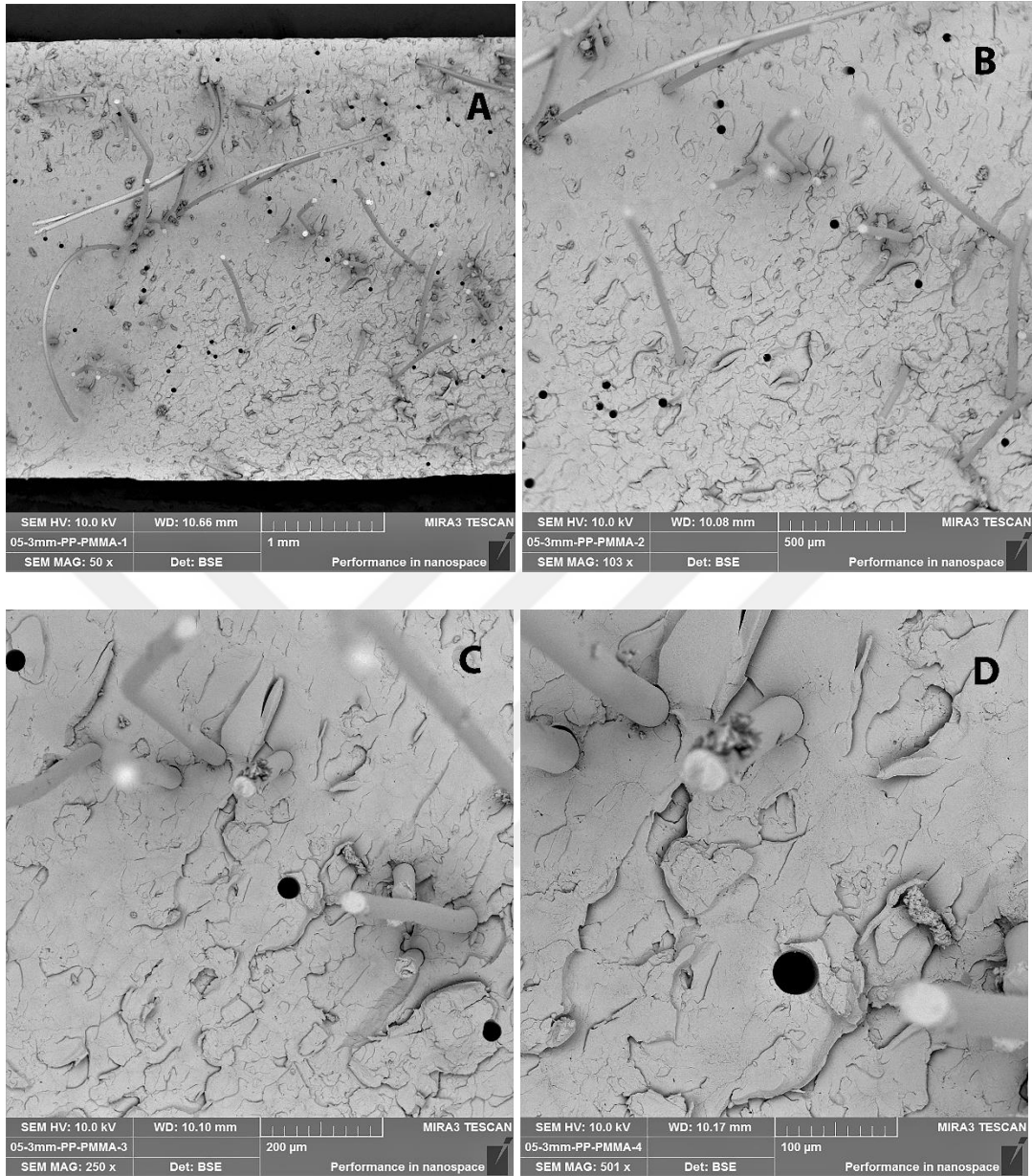
Hacimce %0,25, 12 mm polipropilen fiber takviyeli grup



Şekil 4. 28. Hacimce %0,25 12 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %0,25, 12 mm polipropilen fiber takviyeli grubuna ait SEM görüntülerinde kırılma yüzeyi incelendiğinde diğerlerine göre daha sünek kırılmaya uğradığı görülmektedir. Kırılma yüzeylerinin, fiberlerin altında kalması da basma yükünün fiberler üzerinde dağıldığını göstermektedir.

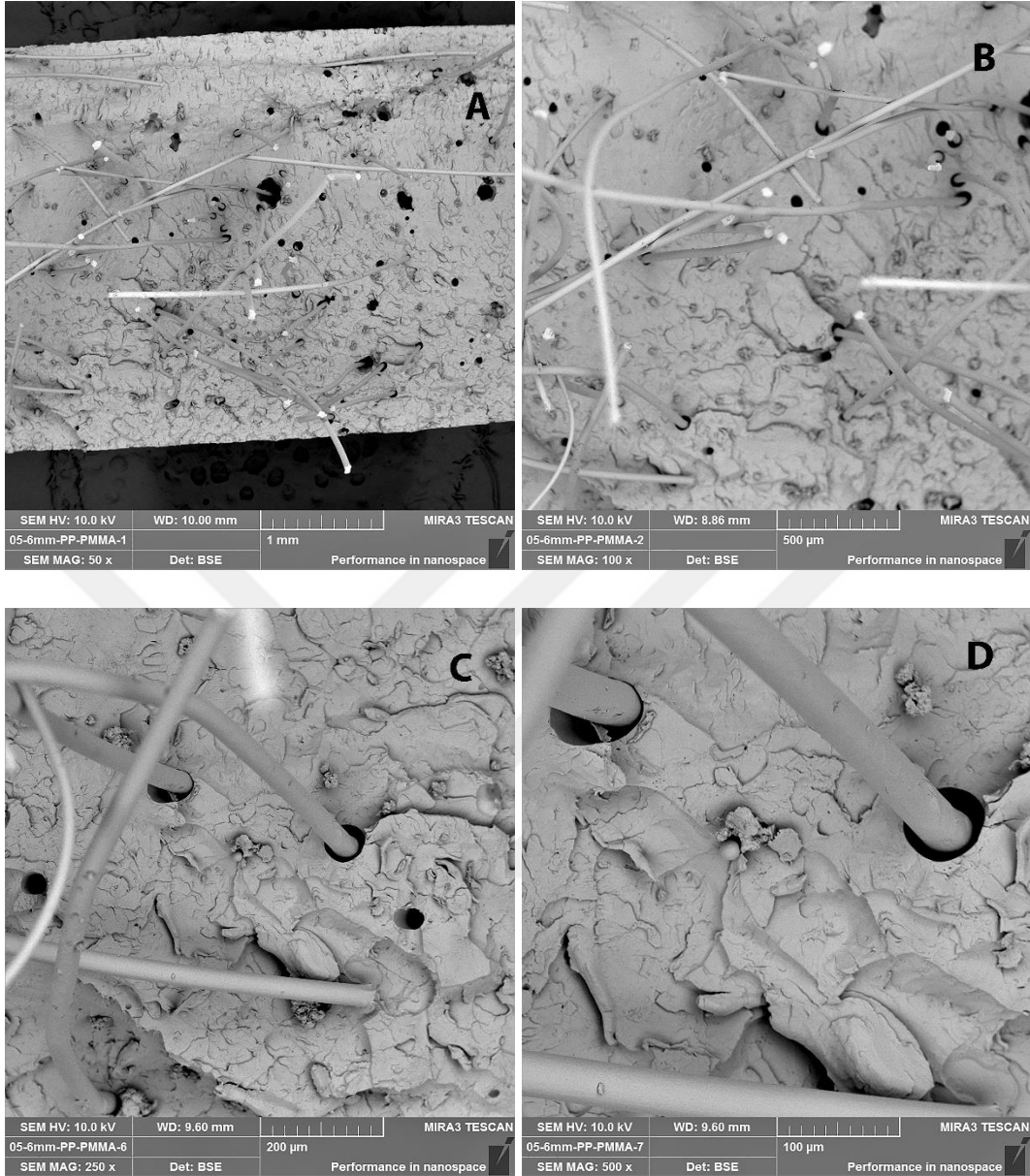
Hacimce %0,50, 3 mm polipropilen fiber takviyeli grup



Şekil 4. 29. Hacimce %0,50 3 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Şekil 4.29 incelendiğinde pek çok fiber boşluğu görülmektedir. Bu fiber boşlukları, basma yükünün fiberler üzerinde dağılarak malzeme kırılırken fiberlerin matriksden sıyrılarak karşı yüzeyde kalması sonucu oluşmuştur.

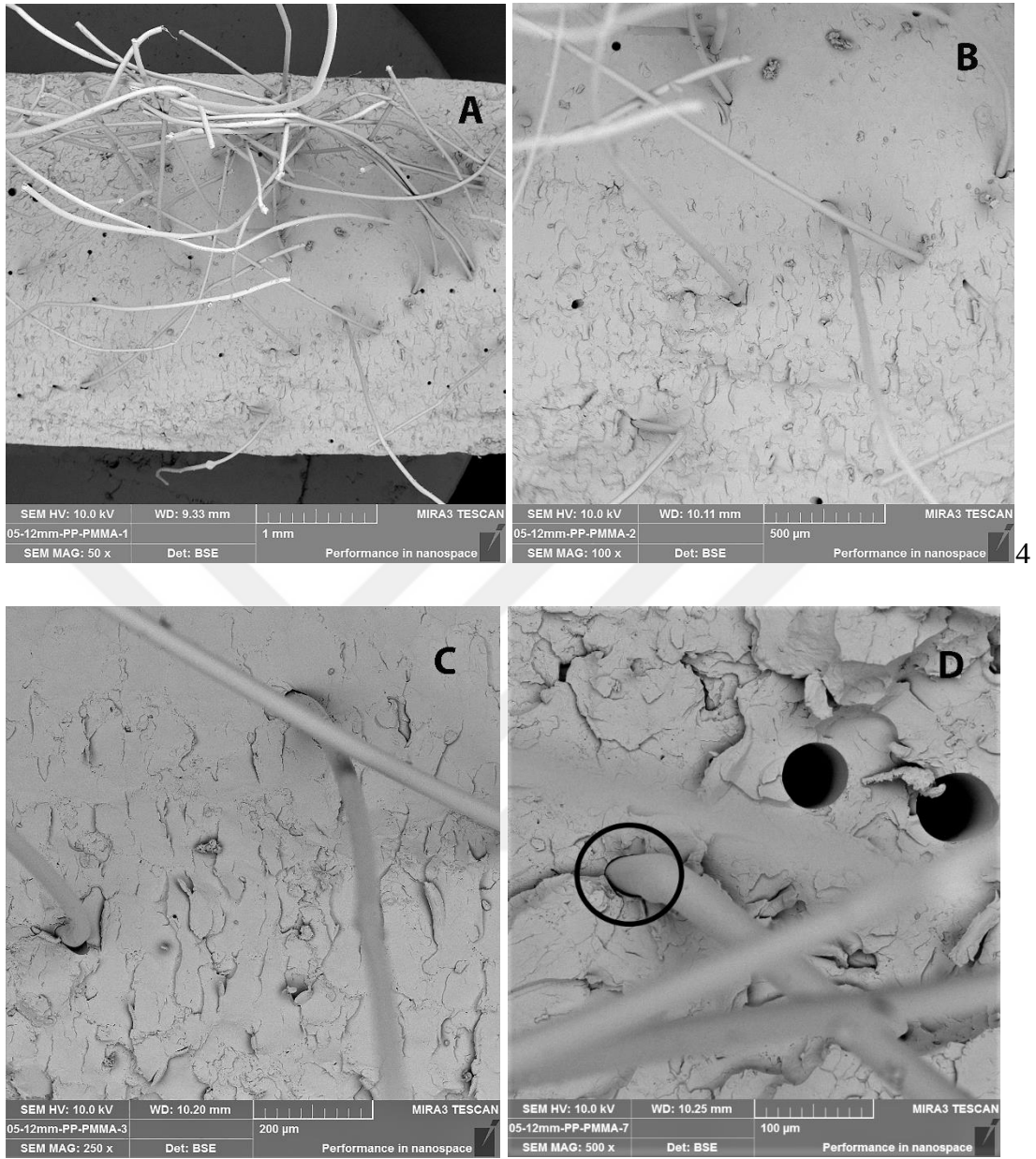
Hacimce %0,50, 6 mm polipropilen fiber takviyeli grup



Şekil 4. 30. Hacimce %0,50 6 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %0,50, 6 mm polipropilen fiber takviyeli grup için alınan görüntülerde (Şekil 4.30) görüleceği gibi polipropilen fiberler malzeme geneline dağılım gerçekleştirmiştir. Ancak, özellikle 50x büyütmede alınan görüntüde fark edileceği gibi malzeme içindeki boşluklarda farklı büyüklükler söz konusudur. Ayrıca daha yüksek büyütme ile alınan görüntülerde, fiberlerin etrafında fiberden daha büyük çapa sahip başlukların olduğu görülmektedir. Fiberlerin etrafındaki bu boluşğun çekme sırasında polipropilen fiberin uğradığı plastik deformasyona bağlı olabileceği değerlendirilmiştir.

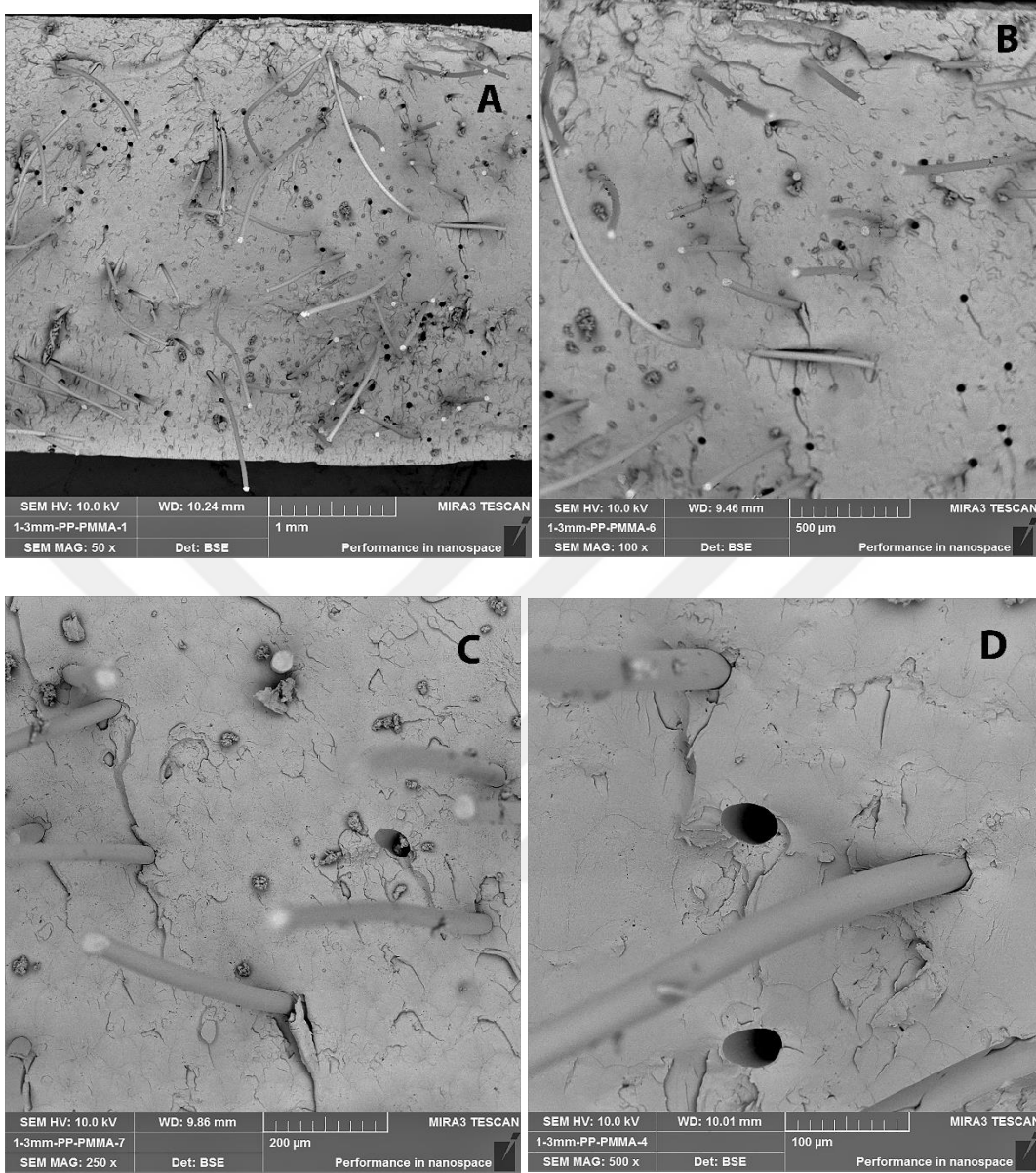
Hacimce %0,50, 12 mm polipropilen fiber takviyeli grup



Şekil 4. 31. Hacimce %0,50 12 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %0,50 polipropilen takviyeli diğer gruplara göre bu grubun gerek dağılım gerek kusur açısından üstünlüğü söz konusudur. 500x büyütmede alınan görüntüde siyah daire içinde bulunan fiber düşünüldüğünde basma yükü elastik bölgeden geri çekildiğinde söz konusu fiberin akma bölgesinden plastik deformasyona uğramadan geri dönme ihtimali düşünülebilir.

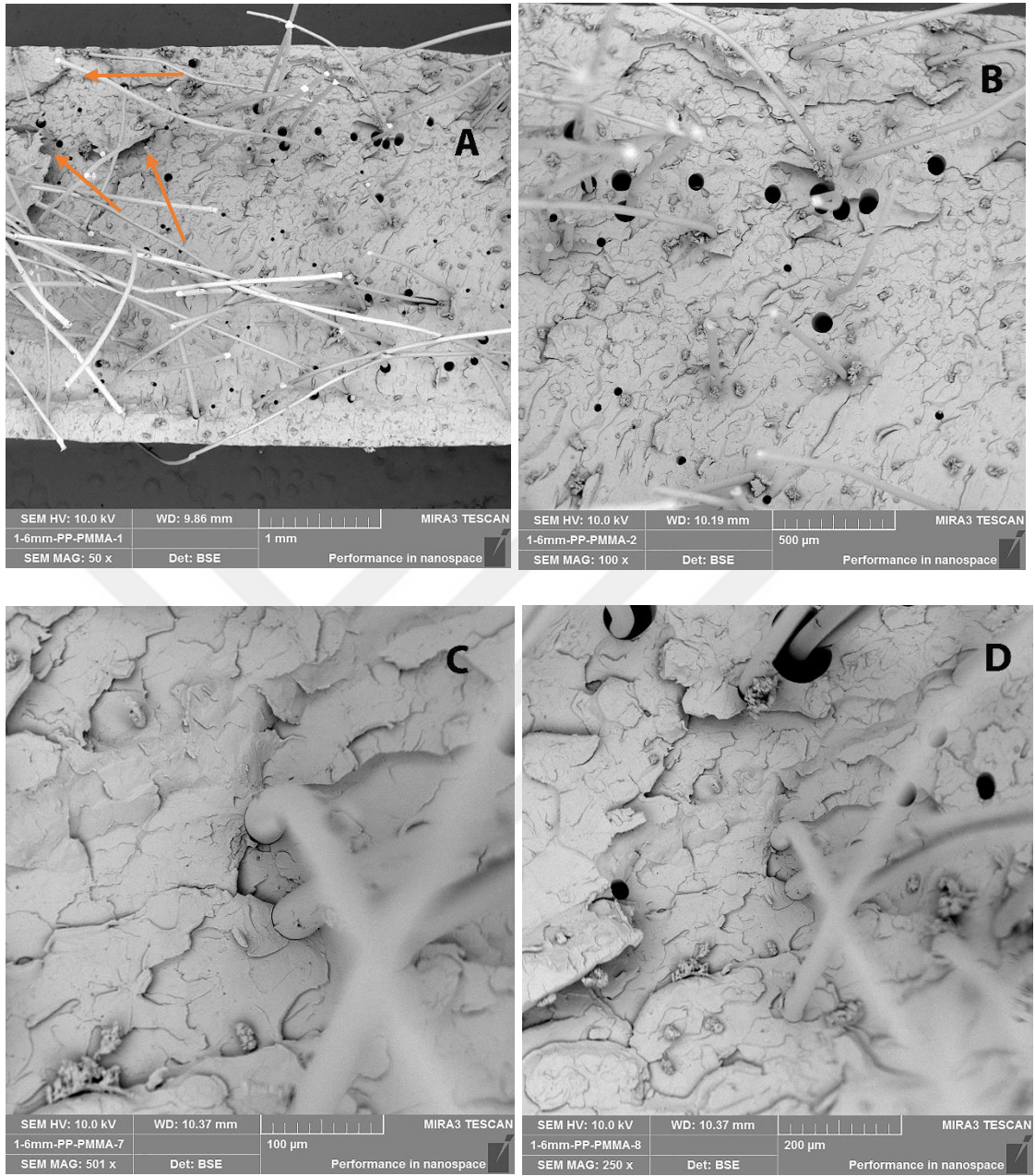
Hacimce %1, 3 mm polipropilen fiber takviyeli grup



Şekil 4. 32. Hacimce %1 3 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Polipropilen fiberlerin kullanıldığı diğer gruplara kıyasla hacimce %1 3 mm polipropilen fiber takviyeli grubun (Şekil 4.32) hacimce daha fazla olması sebebiyle daha fazla fiberin PMMA içerisinde etkin dağılması, karşıda kalan fiber boşluklarının nispeten daha fazla olduğunu düşündülebilir. Ancak basma yükü altında yükü dağıtan fiberlerin varlığı SEM fotoğraflarında görülmektedir. Basma yükü altında kırılan fiberlerin görüntüleri özellikle 250x büyütmede alınan görüntüde daha açık şekilde yakından görülebilmektedir.

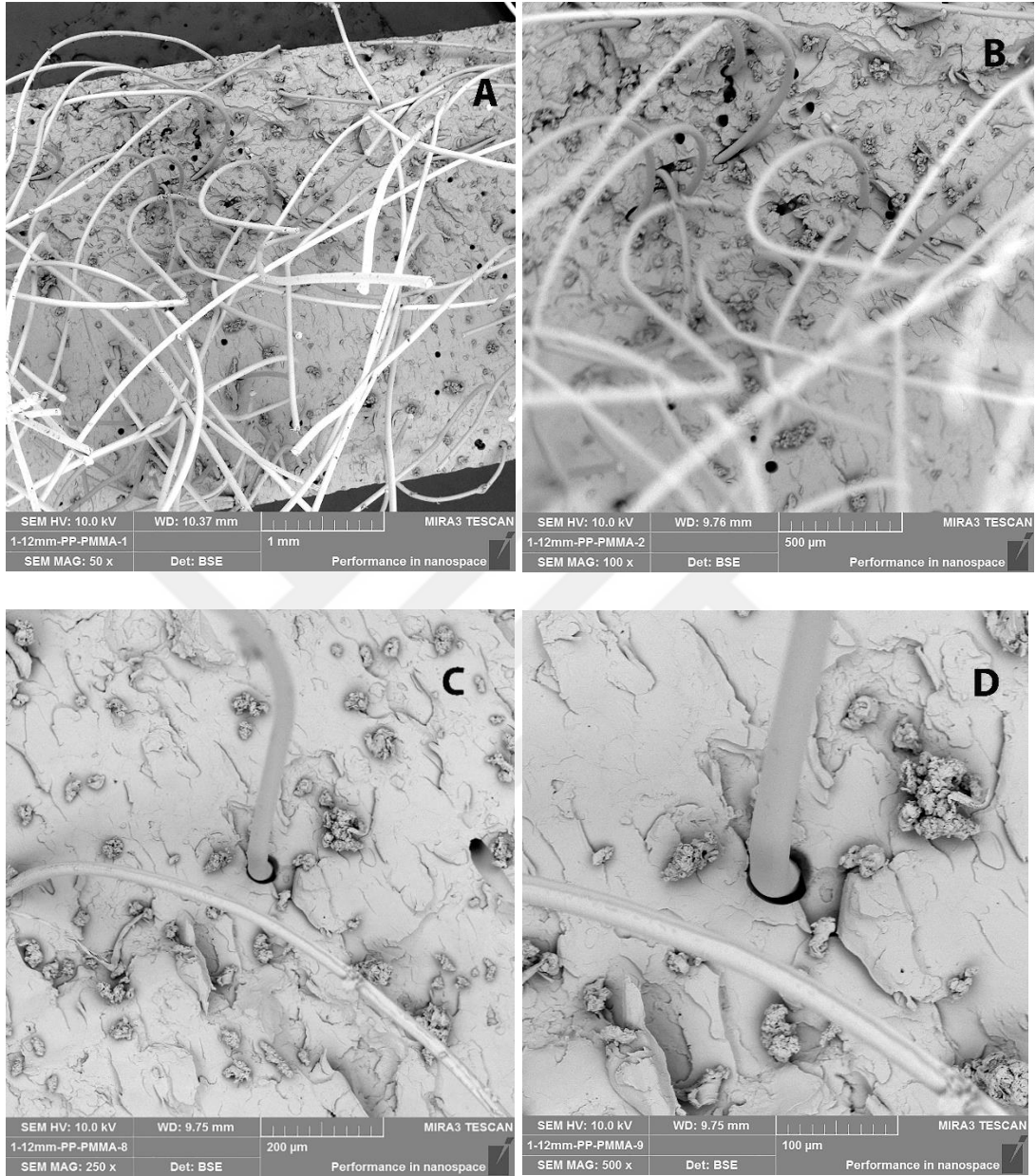
Hacimce %1, 6 mm polipropilen fiber takviyeli grup



Şekil 4. 33. Hacimce %1 6 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %1 6 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (Şekil 4.33) incelendiğinde 50x büyütmede alınan görüntüde turuncu oklarla kırılmanın başlangıç ve ilerleme noktaları belirtilmiştir. Ayrıca yine aynı görüntüde görüldüğü üzere fiber boşluklarının olduğu kısım daha zayıf kaldığı için malzeme oradan kopmuş izlenimi vermektedir. Fiberlerin yükü dağıtabilmesi esneme dayanımını artırsa da belirtilen durum da azaltmaktadır. Bu yüzden 3 mm boylu fibere göre daha düşük esneme dayanımı beklenebilir.

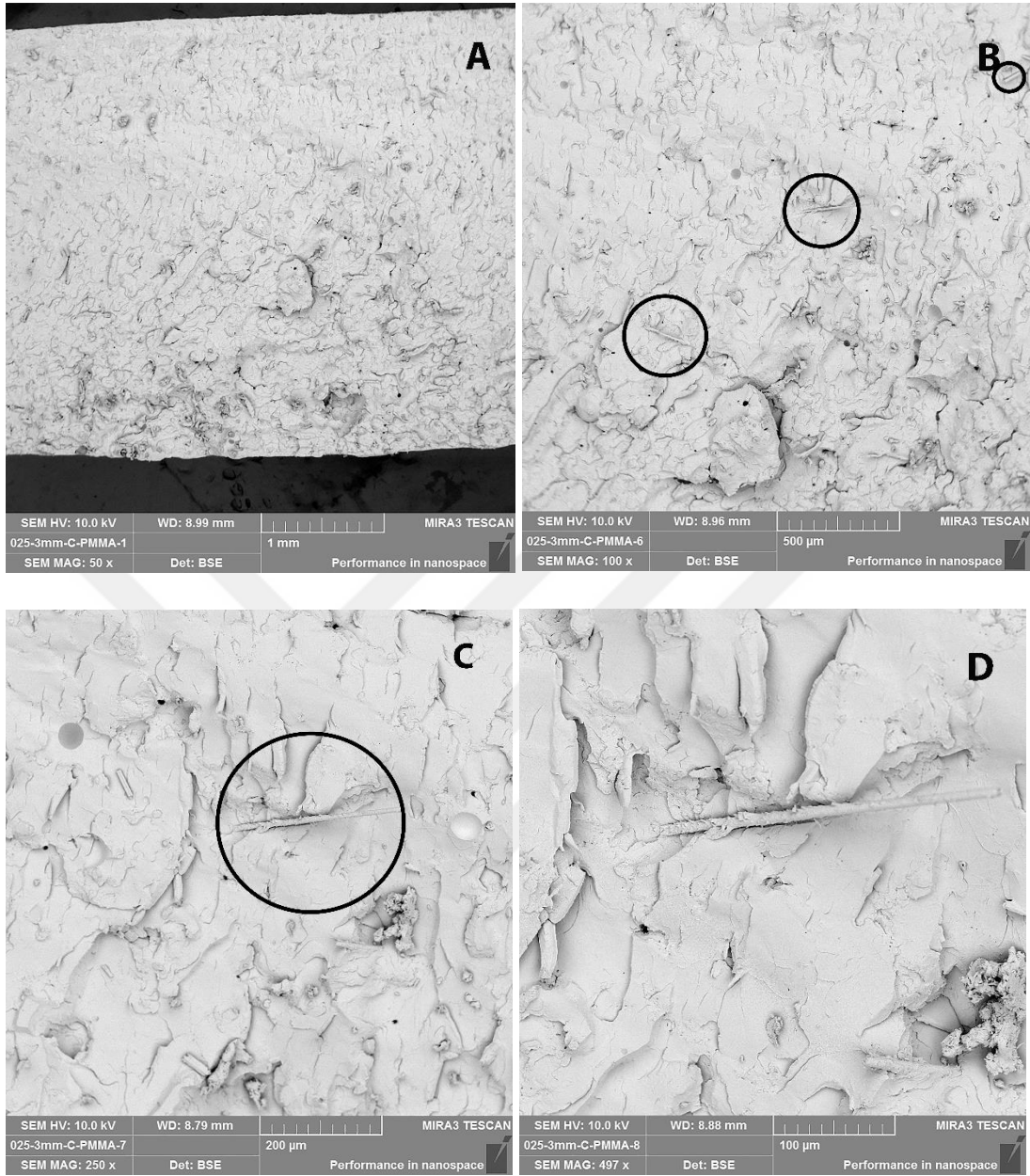
Hacimce %1, 12 mm polipropilen fiber takviyeli grup



Şekil 4. 34. Hacimce %1 12 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %1 12 mm polipropilen fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri Şekil 4.34’de sunulmuştur. Özellikle 50x büyütme ile alınan görüntüde fiberlerin malzeme geneline iyi dağıldığı anlaşılmaktadır. Daha uzun fiberler ile takviye edilmesi ile bu fiberlerin gelişigüzel yönelimi sonucunda esneme dayanımına katkıda bulundukları değerlendirilmiştir.

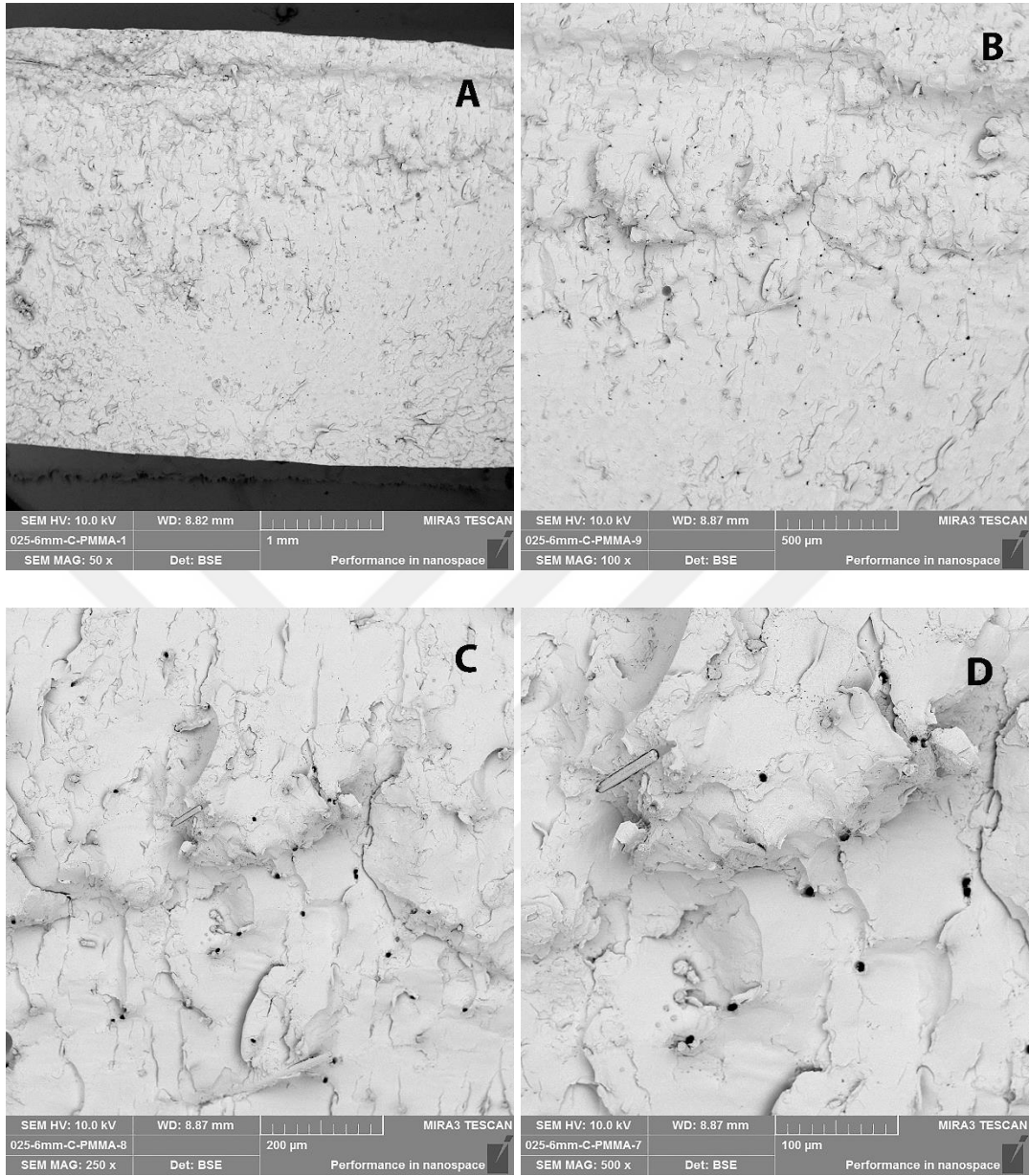
Hacimce %0,25, 3 mm karbon fiber takviyeli grup



Şekil 4. 35. Hacimce %0,25 3 mm karbon fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %0,25 3 mm karbon fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri Şekil 4.35'te sunulmuştur. Bu görüntülerden de anlaşılaçağı gibi karbon fiberler malzeme geneline mükemmel denecek kadar iyi dağılım göstermiştir. Mükemmel yakın bir kırılma arayüzeyi oluşturması karbon fiberler ile PMMA matrisi ile ara yüzey bağlarının güçlü olduğunu düşündürmektedir. Elde edilen sonuçlara göre esneme dayanımının artırması da bu düşüncüyü destekler niteliktedir.

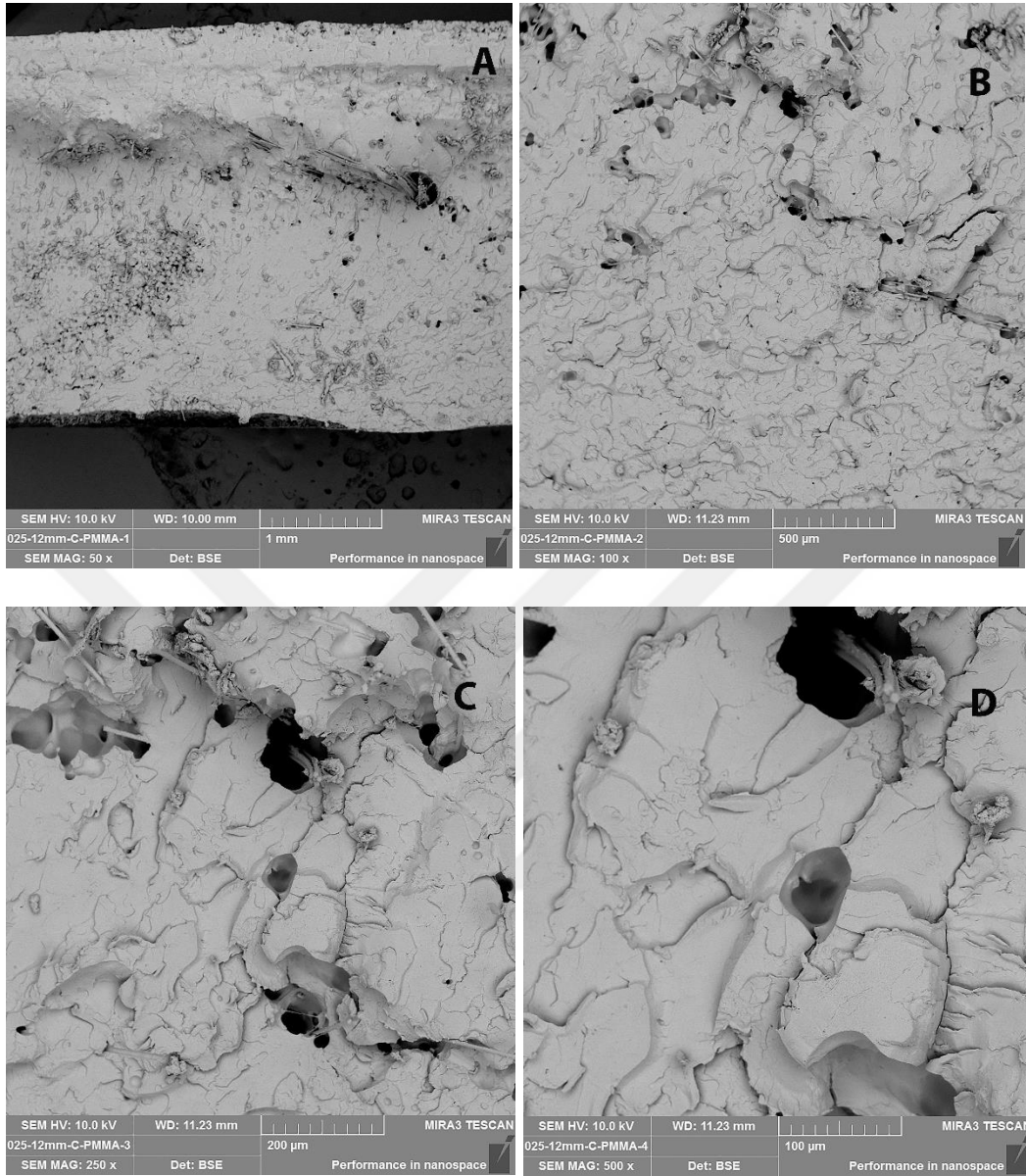
Hacimce %0,25, 6 mm karbon fiber takviyeli grup



Şekil 4. 36. Hacimce %0,25 6 mm karbon fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %0,25 6 mm karbon fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (Şekil 4.36) incelendiğinde çatlak başlangıç ve ilerleme noktalarında polipropilen fiber takviyeli gruplarda gözlemlendiği gibi fiber boşluklarının olduğu görülmektedir. 6 mm uzunluktaki fiberlerin 3 mm uzunlukta kullanılan gruba göre daha görülebilir olmasına karşın yine de cam ve polipropilen fiber gruplarına oranla PMMA matrisi içerisinde daha verimli dağıldığı ve çok daha iyi bir arayüzey etkileşimi olduğu değerlendirilmiştir.

Hacimce %0,25, 12 mm karbon fiber takviyeli grup



Şekil 4. 37. Hacimce %0,25 12 mm karbon fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (A: 50x, B:100x, C:250, D:500x)

Hacimce %0,25 12 mm karbon fiber takviyeli grubun SEM görüntüleri (Şekil 4.37) bu grupta oluşan malzeme boşluklarının 3 ve 6 mm'lik gruplara göre daha fazla olduğunu gösterse de karbon fiberlerin stabil kalması ve ara yüzey uyumu ile esneme dayanımına katkıda bulunduğunu düşündürmektedir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Sunulan tez çalışması kapsamında kontrol ve farklı hacimsel oranlarda ve uzunluklara sahip cam fiber, polipropilen fiber ve karbon fiberlerin PMMA dental baz malzemesi ile karışımından elde edilen test numunelerinin üç nokta eğme testi, çekme testi, SEM analizleri ve one way anova istatistiksel değerlendirmeleri yapılarak ulaşılan sonuçlar şu şekilde özetlenebilir;

Üç nokta eğme testine göre cam fiber takviyeli gruplar, kontrol grubunun eğilme dayanımını artırmıştır ancak hacimce oranı arttıkça dayanım değeri azalmıştır. Hacimce oran arttıkça esneme dayanımının düşmesine rağmen her hacim içinde fiber boyu arttıkça dayanım değerinin arttığı da izlenmiştir. Cam fiber takviyeli grupları için maksimum şekil değişimi değerleri en yüksek hacimce %0,5 kompozisyona sahip gruplarda görülmüştür. Maksimum şekil değişimi değerlerini yüksek tutmak için en uygun fiber boyutu ise cam fiber gruplarında 6 mm olarak belirlenmiştir. Polipropilen takviyeli grupların üç nokta eğme testi sonuçlarına göre esneme dayanımının tüm gruplarda arttığı görülsede, maksimum şekil değişimi değerleri %0,25 12mm grubu dışında azalma eğilimi göstermiştir. Maksimum şekil değişimi değerleri -her hacim kendi içinde- fiber boyu arttıkça azalmaktadır. Burdan yola çıkarak PMMA matrixin, takviye malzemesi olarak kullanılan uzun boylu polipropilen fiberler ile doğru yüzey uyumunu sağlayamaması sebebiyle basma yükünü fiberler üzerine düzgün yayamadığından daha az şekil değiştirerek kırıldığı sonucu çıkarılabilir. Bu durum basma gerilmelerine karşı polipropilen takviyeli PMMA'nın sünekliğini kaybederek daha gevrek hale geldiğini gösterebilir. Benzer durum karbon fiber takviyeli gruplarda da görülmüştür. Esneme dayanımı artmasına karşın maksimum şekil değişimin azalması PMMA'nın basma yüklerine karşı sünekliğini kaybederek daha gevrek hale geldiğini gösterebilir.

Çekme testi sonuçlarına göre cam fiber takviyeli grupların %0,25 3mm ve %1 12mm grupları hariç hepsinde elastisite modülü artışı görülmüştür. Ayrıca gruplar hacimce yüzdelere göre kendi içlerinde değerlendirildiğinde %0,25 grubunda boyut arttıkça elastisite modülü arttıkça diğer gruplarda fiber boyu ile elastisite modülü arasında göreceli olarak ters ilişki oluşmuştur. Ancak elastisite modülünün azalması ile bahsi geçen grupların maksimum gerilme değerleri diğer grupların üzerine çıkmıştır. Maksimum gerilme değerleri de takviyeli gruplarda %0,5 6, 12mm ve %1 3, 6mm

grupları hariç artış göstermiştir. Karbon fiber takviyeli gruplarda ise %0,25 6mm dışındaki diğer iki grupta elastisite modülü artarken, maksimum gerilme değerinin yükselişi diğer gruplardaki artışa göre daha gözle görülür biçimde olmuştur. Bu durum karbon fiber ve PMMA matrix arasındaki yüzey uyumunun daha iyi olduğunu ve çekme yükünün karbon fiber lifler üzerinde daha iyi yayılarak kırılmadan önce daha yüksek kuvvetlere dayanabildiğini göstermektedir. Çekme testi sonuçlarına göre tüm güçlendirilmiş grupların, kontrol grubu ile karşılaştırılması sonucu; cam fiber gruplarında maksimum şekil değişimi değeri sadece %0,25 3mm takviyeli grupta artmıştır. Diğer cam fiber takviyeli grupların hepsinde maksimum şekil değişimi değeri azalmıştır. Elastisite modülünün artmasına karşın maksimum şekil değiştirme değerinin azalması malzemenin daha gevrek bir özelliğe geçtiğini gösterebilir. Polipropilen takviyeli grupların maksimum şekil değişimi değerleri ise neredeyse tüm gruplarda artmıştır. Hatta tüm gruplar arasında en yüksek maksimum şekil değişimi değerleri bu gruplar arasında görülmektedir. Karbon fiber takviyeli gruplarda ise en iyi şekil değişimi değerini %0,25 3mm takviyeli grup vermiştir.

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre kontrol ve fiber takviyeli gruplar arasındaki mekanik özelliklerin değerleri anlamlı sonuçlar vermiştir. Değerlendirmeler üç nokta eğme testi sonuçları için esneme dayanımı ve maksimum şekil değiştirme, çekme testi için ise elastisite modülü, maksimum çekme gerilmesi ve maksimum şekil değişimi değerleri ayrı ayrı karşılaştırılarak yapılmıştır. Karşılaştırmalar sonucu anlamlılık değerleri 0,05'ten küçük çıkmıştır.

SEM görüntüleri analizleri yapıldığında cam fiber takviyeli grupların genel oranda esneme dayanımına katkıda bulundukları görülse de PMMA matriks içine dağılımın çok da iyi olmadığı görülmüştür. Bu durum cam fiberin efektif olarak kullanılmasına engel olmaktadır. Cam fiberin daha verimli kullanılabilmesi için ara yüzey uyumu artırılması adına çeşitli işlemlerden geçirilerek takviye elemanı olarak kullanıldığında daha iyi sonuçlar alınabileceği düşünülmektedir. Polipropilen fiberlerin PMMA matriks içinde daha iyi yayılabildiği görülmüştür. Ayrıca basma yükünü düzgün dağıtabildiği ve esneme dayanımını artırıcı özellik gösterdiği belirlenmiştir. Ancak fiber boşluklarını yoğun oluşturduğu düşünüldüğünde bu boşluklar giderilerek daha fazla esneme dayanımı sağlayabilmesi adına yüzey uyumluluğunu artırmak için çeşitli yüzey işlemlerinden geçirilmesi polipropilen adına uygun olabilir. Esneme dayanımını artırmasına ek olarak Tugut ve ark. (2020) çalışmasında belirtildiği üzere sitotoksik etki

göstermemesi, diş protezi kaide materyali olan PMMA'yı güçlendirmede kullanılması için polipropileni ön plana çıkarmaktadır.

Karbon fiber takviyeli grupların görüntülerine bakıldığında ara yüzey bağlarının, cam ve polipropilen takviyeli gruplara göre çok daha iyi olduğu görülebilmektedir. Bu uyum sayesinde karbon fiberin özellikle 6 mm formu en yüksek esneme dayanımı değerini vermiştir. Ancak karbon fiber takviyeli grupların özellikle estetik açıdan yoksun olduğu görülmüştür. Bu yüzden karbon fiber her ne kadar esneme dayanımını artırsa da diş protez kaide materyali olarak kullanımı pek mümkün değildir.

Yapılan mekanik testler, istatistiksel analiz ve SEM görüntüleri ışığında, ortaya çıkan değerlerin birbirleri arasında anlamlı olması ile birlikte cam fiberlerin, PMMA yapıyı daha fazla gevreklettiği ve ağız içi ortamdaki çevrimli basma yükleri (çiğneme vb.) karşısında çok fazla şekil değiştirmeden kırılmaya uğrattığı, buna rağmen polipropilen fiber takviyeli gruplarda PMMA yapının daha sünek hale gelerek basma yükü altında daha fazla şekil değiştirerek kırıldığı söylenebilir. Karbon fiber takviyeli gruplarda esneme dayanımının diğerlerine göre daha stabil arttığı izlense de estetik açıdan yoksun olması karbon fiberin kullanımına engel olmaktadır.

Tüm bu verilere bağlı olarak polipropilen fiberin, PMMA yapının esneme dayanımını artırması ve basma yükü altında daha fazla esneyerek daha geç kırılması açısından en uygun takviye grubunu oluşturduğu söylenebilir. Ancak SEM görüntülerinde de görüleceği üzere polipropilen fiberin ara yüzey uyumu diğer fiber türlerine göre aşağıda kaldığı için yüzey işlemi uygulayarak ara yüzey uyumunun artırılması ile birlikte çok daha uygun bir takviye materyali olarak değerlendirilebilmesi söz konusudur.

6.KAYNAKLAR

- 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), 616-620.
- Chen, S. Y., Liang, W. M., & Yen, P. S. (2001). Reinforcement of acrylic denture base resin by incorporation of various fibers. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 58(2), 203-208.
- Spasojevic, P., Zrilic, M., Panic, V., Stamenkovic, D., Seslija, S., & Velickovic, S. (2015). The mechanical properties of a poly (methyl methacrylate) denture base material modified with dimethyl itaconate and di-n-butyl itaconate. *International Journal of Polymer Science*, 2015.
- Gad, M. M., Al-Thobity, A. M., Rahoma, A., Abualsaud, R., Al-Harbi, F. A., & Akhtar, S. (2019). Reinforcement of PMMA denture base material with a mixture of ZrO₂ nanoparticles and glass fibers. *International journal of dentistry*, 2019.
- Salih, S. I., Oleiwi, J. K., & Mohamed, A. S. (2018). Investigation of mechanical properties of PMMA composite reinforced with different types of natural powders. *ARPJ Journal of Engineering and Applied Sciences*, 13(22), 8889-8900.
- Mowade, T. K., Dange, S. P., Thakre, M. B., & Kamble, V. D. (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.
- Alla, R. K., Sajjan, S., Alluri, V. R., Ginjaipalli, K., & Upadhya, N. (2013). Influence of fiber reinforcement on the properties of denture base resins.
- Kanie, T., Fujii, K., Arikawa, H., & Inoue, K. (2000). Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dental Materials*, 16(2), 150-158.
- Gad, M. M., Fouda, S. M., Al-Harbi, F. A., Näpänkangas, R., & Raustia, A. (2017). PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition. *International journal of nanomedicine*, 12, 3801.
- Moreno-Maldonado, V., Acosta-Torres, L. S., Barceló-Santana, F. H., Vanegas-Lancón, R. D., Plata-Rodríguez, M. E., & Castano, V. M. (2012). Fiber-reinforced nanopigmented poly (methyl methacrylate) as improved denture base. *Journal of Applied Polymer Science*, 126(1), 289-296.
- Kostoulas, I., Kavoura, V. T., Frangou, M. J., & Polyzois, G. L. (2008). Fracture force, deflection, and toughness of acrylic denture repairs involving glass fiber reinforcement. *Journal of Prosthodontics*, 17(4), 257-261.
- Rasidi, M. Q. Z. B. M. (2016). Review on History of Complete Denture. *Research Journal of Pharmacy and Technology*, 9(8), 1069-1072.
- Johnson, W. W. (1959). The history of prosthetic dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 9(5), 841-846.

- Tandon, R., Gupta, S., & Agarwal, S. K. (2010). Denture base materials: From past to future. *Indian J Dent Sci*, 2(2), 33-9.
- Alhareb, A. O., & Ahmad, Z. A. (2011). Effect of Al₂O₃/ZrO₂ reinforcement on the mechanical properties of PMMA denture base. *Journal of Reinforced Plastics and Composites*, 30(1), 86-93.
- Ebewele, R. O. (2000). *Polymer Science and Technology*, CRC Press LLC, 2000
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection* 3rd Edition, Quintessence Publishing Co, Inc
- Kulkarni Vishakha, S., Butte Kishor, D., & Rathod Sudha, S. (2012). Natural polymers—A comprehensive review. *International journal of research in pharmaceutical and biomedical sciences*, 3(4), 1597-1613.
- Aravamudhan, A., Ramos, D. M., Nada, A. A., & Kumbar, S. G. (2014). Natural polymers: polysaccharides and their derivatives for biomedical applications. In *Natural and synthetic biomedical polymers* (pp. 67-89). Elsevier.
- Young, R.J., (2011) *Introduction to Polymers* (Third Edition)
- Bhatia, S. (2016). Natural polymers vs synthetic polymer. In *Natural Polymer Drug Delivery Systems* (pp. 95-118). Springer, Cham.
- Sionkowska, A. (2011). Current research on the blends of natural and synthetic polymers as new biomaterials. *Progress in polymer science*, 36(9), 1254-1276.
- AlMaadeed, M. A. A., Ponnamm, D., & El-Samak, A. A. (2020). Polymers to improve the world and lifestyle: physical, mechanical, and chemical needs. In *Polymer Science and Innovative Applications* (pp. 1-19). Elsevier.
- Gad, S.E. (2014). Polymers. *Encyclopedia of Toxicology* (Third Edition) (pp.1045-1050).
- Tanzi, M. C., Farè, S., & Candiani, G. (2019). Organization, Structure, and Properties of Materials. *Foundations of Biomaterials Engineering*, 3–103.
- McKeen, L. W. (2013). *Introduction to Plastics and Polymers Compositions. The Effect of UV Light and Weather on Plastics and Elastomers*, 1–16.
- Asim, M., Jawaid, M., Saba, N., Nasir, M., & Sultan, M. T. H. (2017). Processing of hybrid polymer composites—a review. *Hybrid polymer composite materials*, 1-22.
- Shrivastava, A. (2018). 2-Polymerization. *Introduction to plastics engineering*, 17-48.
- Speight, J. G. (2011). Chapter 14-Monomers, Polymers, and Plastics. *Handbook of Industrial Hydrocarbon Processes*, 499-537.
- Ratner, D. B., Hoffman, A. S., Schoen, F. J., Lemons, J. E., (Editörler). (2013), *Biomaterials Science; An Introduction to Materials in Medicine* Third Edition, s.74, Elsevier
- Obi, B. E. (2018). *Polymer Chemistry and Synthesis. Polymeric Foams Structure-Property-Performance*, 17–40.
- Hasırcı, V., Huri, P. Y., Tanır, T. E., Eke, G., & Hasırcı, N. (2017). 1.22 Polymer Fundamentals: Polymer Synthesis. *Comprehensive Biomaterials II*, 478–506.

- Fakirov, S. (2017) Polycondensation (Condensation Polymerization). *Fundamentals of Polymer Science for Engineers*, 221–240.
- Zhao, J., & Wang, X. (2014). Dental prostheses. In *Advanced ceramics for dentistry* (pp. 23-49). Butterworth-Heinemann.
- Deb, S. (1998). Polymers in dentistry. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 212(6), 453–464.
- McCabe J. F., Walls A. W. G. (2008). 13.2 Requirements of denture base polymers, *Applied Dental Materials Ninth Edition*, , 110-112
- Xu, X., He, L., Zhu, B., Li, J., & Li, J. (2017). Advances in polymeric materials for dental applications. *Polymer Chemistry*, 8(5), 807–823.
- Chauhan, N. S., Meghwal, K., Punjabi, P. B., Chaudhary, J., & Kataria, P. (2015). Dental Polymers: Applications. *Encyclopedia of Biomedical Polymers and Polymeric Biomaterials*, Taylor and Francis: New York, 2501-2522.
- Brauer, G. M. (1966). Dental applications of polymers: a review. *The Journal of the American Dental Association*, 72(5), 1151–1158.
- Alla, R., Raghavendra, K. N., 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(4), 82-89.
- Hassan, M., Asghar, M., Din, S. U., & Zafar, M. S. (2019). Thermoset polymethacrylate-based materials for dental applications. *Materials for Biomedical Engineering*, 273–308.
- Allahyari, S., & Niakan, S. (2018). Processing techniques of acrylic resin in removable and maxillofacial prosthesis: A review. *Journal of Craniomaxillofacial Research*, 99-104.
- Zafar, M. S. (2020). Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers*, 12(10), 2299.
- McCabe J. F., Walls A. W. G. (2008). 13.3 Acrylic denture base materials, *Applied Dental Materials Ninth Edition*, , 112-123
- Ali, U., Karim, K. J. B. A., & Buang, N. A. (2015). A review of the properties and applications of poly (methyl methacrylate)(PMMA). *Polymer Reviews*, 55(4), 678-705.
- Takahashi, Y., Hamanaka, I., & Shimizu, H. (2012). Flexural properties of denture base resins subjected to long-term water immersion. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 716–720.
- Sagsoz, N. P., Yanikoglu, N., Ulu, H., & Bayındır, F. (2014). Color changes of polyamid and polymethyl methacrylate denture base materials. *Open Journal of Stomatology*, 4(10), 489.
- Alp, G., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2019). Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly (methyl methacrylate) denture base materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(2), 347-352.
- Scotti, R., Mascellani, S. C., & Forniti, F. (1997). The in vitro color stability of acrylic resins for provisional restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 10(2).

- Al-Thobity, A. M. (2020). The impact of polymerization technique and glass-fiber reinforcement on the flexural properties of denture base resin material. *European journal of dentistry*, 14(1), 92.
- Gad, M. M. A., Abualsaud, R., Al-Thobity, A. M., Almaskin, D. F., AlZaher, Z. A., Abushowmi, T. H., ... & Al-Harbi, F. A. (2020). Effect of SiO₂ nanoparticles addition on the flexural strength of repaired acrylic denture base. *European journal of dentistry*, 14(1), 19.
- Hussain, W. A., & Hussain, S. M. (2020). Studying the impact strength of layered denture base resin. *Iraqi Journal of Physics (IJP)*, 18(44), 25-32.
- Faot, F., Costa, M. A., Cury, A. A. D. B., & Garcia, R. C. R. (2006). Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(5), 367-373.
- Mousavi, A., Aliha, M. R. M., & Imani, D. M. (2020). Effects of biocompatible Nanofillers on mixed-mode I and II fracture toughness of PMMA base dentures. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 103, 103566.
- Zafar, M. S., & Ahmed, N. (2014). Nanoindentation and surface roughness profilometry of poly methyl methacrylate denture base materials. *Technology and Health Care*, 22(4), 573-581.
- Vojdani, M., Bagheri, R., & Khaledi, A. A. R. (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), 238-244.
- ISO 20795-1 and 20795-2 Flexure Test of Base Polymers, (2013). ISO 20795 Dentistry – Base Polymers Part 1, <https://www.instron.us/en-us/testing-solutions/by-standard/iso/iso-20795-1> adresinden alınmıştır.
- Machado, C., Sanchez, E., Azer, S.S., Uribe, J.M., (2007). Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. *J. Dent.* 35, 930-933.
- Dixon, D.L., Ekstrand, K.G., Breeding, L.C., (1991). The transverse strengths of three denture base resins. *J. Prosthet. Dent.* 66, 510-513.
- Alkhatib, M.B., Goodacre, C.J., Swartz, M.L., Munoz-Viveros, C.A., Andres, C.J., (1989). Comparison of microwave-polymerized denture base resins. *Int. J. Prosthodont.* 3, 249-255.
- Pfeiffer, P., Rolleke, C., Sherif, L., (2005). Flexural strength and moduli of hypoallergenic denture base materials. *J. Prosthet. Dent.* 93, 372-377.
- Barbosa, D.B., de Souza, R.F., Pero, A.C., Marra, J., Compagnoni, M.A., 2007. Flexural strength of acrylic resins polymerized by different cycles. *J. Appl. Oral Sci.* 15, 424-428.
- Ali, I.L., Yunus, N., Abu-Hassan, M.I., 2008. Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *J. Prosthodont.* 17, 545-549.
- Zappini, G., Kammann, A., & Wachter, W. (2003). Comparison of fracture tests of denture base materials. *The journal of prosthetic dentistry*, 90(6), 578-585.

- Evchuk, I. Y., Musii, R. I., Makitra, R. G., & Pristanskii, R. E. (2005). Solubility of polymethyl methacrylate in organic solvents. *Russian journal of applied chemistry*, 78(10), 1576-1580.
- Gautam, R., Singh, R. D., Sharma, V. P., Siddhartha, R., Chand, P., & Kumar, R. (2012). Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(5), 1444-1450.
- Doğan, A., Bek, B., Cevik, N. N., & Usanmaz, A. (1995). The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *Journal of dentistry*, 23(5), 313-318.
- Ucar, Y., Akova, T., & Aysan, I. (2012). Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(3), 173-176.
- Yu, S. H., Lee, Y., Oh, S., Cho, H. W., Oda, Y., & Bae, J. M. (2012). Reinforcing effects of different fibers on denture base resin based on the fiber type, concentration, and combination. *Dental materials journal*, 31(6), 1039-1046.
- Mathew, M., Shenoy, K., & Ravishankar, K. S. (2017). Flexural strength of polypropylene fiber reinforced PMMA. *Int J Pharm Sci Invent*, 6, 21-5.
- Singh, K., Sharma, S. K., Negi, P., Kumar, M., Rajpurohit, D., & Khobre, P. (2016). Comparative evaluation of flexural strength of heat polymerised denture base resins after reinforcement with glass fibres and nylon fibres: An in vitro study. *Advances in Human Biology*, 6(2), 91
- Ma, C. C. M., & Chen, C. H. (1991). Pultruded fiber reinforced thermoplastic poly (methyl methacrylate) composites. Part II: Mechanical and thermal properties. *Polymer Engineering & Science*, 31(15), 1094-1100.
- Ismaeel, I. J., Alalwan, H. K., & Mustafa, M. J. (2015). The effect of the addition of silanated poly propylene fiber to polymethylmethacrylate denture base material on some of its mechanical properties. *Journal of Baghdad college of dentistry*, 27(1), 40-47.
- Tugut, F., Coskun, M. E., Akin, H., & Dogan, D. O. (2020). Investigation of Impact Strength, Water Sorption and Cytotoxicity of Denture Base Resin Reinforced with Polypropylene Fiber: In Vitro Study. *Journal of Advanced Oral Research*, 11(2), 208-214.
- Harris, B. (1999). Engineering composite materials.
- Roylance, D. (2000). Introduction to composite materials. Department of material science and engineering, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge.