

**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**KAİDE MATERYALLERİ OLARAK KULLANILAN
FİBERLE KUVVETLENDİRİLMİŞ POLİMERLERİN FARKLI
MATRİKS YAPILARI İLE OLAN İLİŞKİLERİNDE BAZI FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Faik TUĞUT

Danışman

Yrd. Doç. Dr. Mehmet TURGUT

SİVAS-2008

SINAV TUTANAĞI

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun 13/05/2008 tarih ve 2008/6 sayılı karar ile oluşturulan jürimiz, Protetik Diş Tedavisi programı doktora öğrencisi Dt. Faik TUĞUT'un tez savunma sınavını yapmak üzere Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında toplanılmıştır.

Jüri tez savunma sınavı sonucunda adayın tezinin**BAŞARILI**..... karar verilmiştir.

Karar oybirliği / oy çokluğu ile alınmıştır. 04/06/2008



Prof. Dr. A. Kemal ÖZDEMİR



Prof. Dr. O. Murat DOĞAN



Prof. Dr. Bülent BEK



Prof. Dr. Dursun SARAYDIN



Yrd. Doç. Dr. Mehmet TURGUT

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	i
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	v
1. GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Protez Kaide Materyalleri ve Tarihsel Gelişimleri.....	2
2.2. Protez Kaide Materyali Olan Akrilik Rezinlerin Fiziksel Yapısı.....	3
2.3. Protez Kaide Materyali Olan Akrilik Rezinlerin Kimyasal Yapısı.....	4
2.4. Polimerizasyon ve Tipleri.....	7
2.4.1. Katılma (Zincir) Polimerizasyonu.....	7
2.4.2. Kondensasyon (Basamaklı) Polimerizasyonu.....	7
2.5. Polimerizasyon Aşamaları.....	8
2.6. Polimer Terimleri.....	8
2.6.1. Homopolimer.....	8
2.6.2. Kopolimer.....	9
2.6.3. Çarpaz Bağlanma.....	9
2.7. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kaide Materyalleri.....	9
2.7.1. Isı ile Polimerize Olan Rezinler.....	10
2.7.1.1. Geleneksel Muflada Kalıplama Tekniği.....	10
2.7.1.2. Enjeksiyonla Kalıplama Tekniği.....	10
2.7.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezinler.....	11
2.7.2.1. Otopolimerizan Akrilik Rezinler.....	11
2.7.3. Görünür Işınla Polimerize Olan Rezinler.....	11
2.7.4. Mikrodalga ile Polimerize Olan Rezinler.....	11
2.8. İdeal Protez Kaide Materyalinin Özellikleri.....	12
2.9. Akrilik Rezin Kaide Materyalinin Bazı Fiziksel Özellikleri.....	13
2.9.1. Su Emilim Özelliği.....	13
2.9.2. Dayanıklılık (Strength).....	13
2.9.2.1. Yatay Dayanıklılık (Transvers Strength).....	14
2.9.2.2. Darbe Dayanıklılığı (Impact Strength).....	15
2.10. Akrilik Rezinlerin Direncini Artırmaya Yönelik Yaklaşımlar.....	16
2.10.1. Karbon Fiberler.....	17
2.10.2. Aramid Fiberler.....	18
2.10.3. Polietilen Fiberler.....	18
2.10.4. Cam Fiberler.....	19
2.11. Poli(Metil Metakrilat)'ın Kimyasal Olarak Modifikasyonu.....	21

3. MATERYAL VE METOD	24
3.1. Mum Örneklerin Hazırlanması.....	26
3.1.1. Cam Fiberlerin Hazırlanması.....	26
3.1.2. Monomerlerin Hazırlanması.....	27
3.2. Akrlil Tepimi ve Polimerizasyon.....	28
3.3. Su Emilimi.....	30
3.4. Yatay Dayanıklılık (Transverse Strength).....	31
3.5. Darbe Dayanıklılığı.....	33
3.6. SEM (Scanning Electron Microscope) Değerlendirmesi.....	34
3.7. İstatistiksel Değerlendirme.....	34
4. BULGULAR	35
4.1. Transvers Dayanıklılık Testi Sonuçları.....	35
4.2. Elastikiyet Modülü Testi Sonuçları.....	41
4.3. Maksimum Bükülme (Defleksiyon) Testi Sonuçları.....	47
4.4. Darbe Dayanıklılığı Testi Sonuçları.....	53
4.5. Su Emilimi Testi Sonuçları.....	57
4.6. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Bulguları.....	61
5. TARTIŞMA	65
6. SONUÇ	76
ÖZET	78
ABSTRACT	80
KAYNAKLAR	82
ÖZGEÇMİŞ	90
TEŞEKKÜR	91

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. PMMA'nın çeşitli fiziksel özellikleri	4
Çizelge 2.2. Monomerlerin Kimyasal Yapıları	23
Çizelge 3.1. Örneklerin Gruplara Göre Dağılımı	24
Çizelge 3.2. Çalışmada Kullanılan Materyallere Ait Bilgiler.....	25
Çizelge 4.1. PMMA İçerisinde %2'lik Konsantrasyondaki Monomerlerin Transvers Dayanıklılık Testi Sonuçları.....	35
Çizelge 4.2. PMMA İçerisinde %5'lik Konsantrasyondaki Monomerlerin Transvers Dayanıklılık Testi Sonuçları.....	36
Çizelge 4.3. PMMA İçerisinde %10'luk Konsantrasyondaki Monomerlerin Transvers Dayanıklılık Testi Sonuçları.....	37
Çizelge 4.4. PMMA İçerisinde %20'lik Konsantrasyondaki Monomerlerin Transvers Dayanıklılık Testi Sonuçları.....	38
Çizelge 4.5. Her bir Grubun Kendi İçinde Dört Farklı Derişimdeki Transvers Dayanıklılık Testi Sonuçları.....	39
Çizelge 4.6. PMMA İçerisinde %2'lik Konsantrasyondaki Monomerlerin Elastikiyet Modülü Testi Sonuçları.....	41
Çizelge 4.7. PMMA İçerisinde %5'lik Konsantrasyondaki Monomerlerin Elastikiyet Modülü Testi Sonuçları.....	42
Çizelge 4.8. PMMA İçerisinde %10'luk Konsantrasyondaki Monomerlerin Elastikiyet Modülü Testi Sonuçları.....	43
Çizelge 4.9. PMMA İçerisinde %20'lik Konsantrasyondaki Monomerlerin Elastikiyet Modülü Testi Sonuçları.....	44
Çizelge 4.10. Her Bir Grubun Kendi İçinde Dört Farklı Derişimdeki Elastikiyet Modülü Testi Sonuçları.....	45
Çizelge 4.11. PMMA İçerisinde %2'lik Konsantrasyondaki Monomerlerin Maksimum Bükülme Testi Sonuçları.....	47
Çizelge 4.12. PMMA İçerisinde %5'lik Konsantrasyondaki Monomerlerin Maksimum Bükülme Testi Sonuçları.....	48
Çizelge 4.13. PMMA İçerisinde %10'luk Konsantrasyondaki Monomerlerin Maksimum Bükülme Testi Sonuçları.....	49
Çizelge 4.14. PMMA İçerisinde %20'lik Konsantrasyondaki Monomerlerin Maksimum Bükülme Testi Sonuçları.....	50
Çizelge 4.15. Her bir Grubun Kendi İçinde Dört Farklı Derişimdeki Maksimum Bükülme Testi Sonuçları.....	51
Çizelge 4.16. Gruplara Ait %2, %5, %10 Ve %20'lik Konsantrasyonlarda Darbe Dayanıklılığı Testi Sonuçları.....	53
Çizelge 4.17. Her bir Grubun Kendi İçinde Dört Farklı Derişimdeki Darbe Dayanıklılığı Testi Sonuçları.....	54
Çizelge 4.18. Gruplara Ait %2, %5, %10 Ve %20'lik Konsantrasyonlarda Su Emilimi Testi Sonuçları.....	57
Çizelge 4.19. Her bir Grubun Kendi İçinde Dört Farklı Derişimdeki Su Emilimi Testi Sonuçları.....	59

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Örnek hazırlamada kullanılan metal kalıplar.....	26
Şekil 3.2. Cam fiber.....	27
Şekil 3.3. Kırpılmış fiber.....	27
Şekil 3.4. Hassas terazi.....	27
Şekil 3.5. Dijital mikrometre.....	27
Şekil 3.6. Mililitrelik şırınga ve ölçüm kabı.....	28
Şekil 3.7. MMA içerisine farklı derişimlerde ilave edilen monomerler	28
Şekil 3.8. Muflaya alınmış mum örnekler.....	29
Şekil 3.9. Muflada mum eritilerek oluşturulan örnekler.....	29
Şekil 3.10. Su emiliminde kullanılan örnekler.....	30
Şekil 3.11. Desikatör.....	31
Şekil 3.12. Su banyosu cihazı.....	31
Şekil 3.13. Transverse dayanıklılık testi için hazırlanan örnek.....	31
Şekil 3.14. Eğme testi cihazı (Lloyd instruments).....	32
Şekil 3.15. Transverse direnç testi.....	32
Şekil 3.16. Darbe dayanıklılık testi için hazırlanan örnek.....	33
Şekil 3.17. Coesfeld darbe test cihazı	33
Şekil 3.18. Darbe testi.....	33
Şekil 4.1. Grup içi transvers dayanıklılık değerleri.....	40
Şekil 4.2. Gruplar arası transvers dayanıklılık değerleri.....	40
Şekil 4.3. Grup içi elastikiyet modülü değerleri.....	46
Şekil 4.4. Gruplar arası elastikiyet modülü.....	46
Şekil 4.5. Grup içi maksimum bükülme değerleri.....	52
Şekil 4.6. Gruplar arası maksimum bükülme değerleri.....	52
Şekil 4.7. Grup içi darbe dayanıklılığı değerleri.....	56
Şekil 4.8. Gruplar arası darbe dayanıklılığı değerleri.....	56
Şekil 4.9. Grup içi su emilimi değerleri.....	60
Şekil 4.10. Gruplar arası su emilimi değerleri.....	60
Şekil 4.11. Akrilik rezinin kırık yüzeyinin X500 büyütmede görüntüsü.....	61
Şekil 4.12. Akrilik rezinin kırık yüzeyinin X500 büyütmede görüntüsü.....	62
Şekil 4.13. Cam fiber içeren akriliğin X1000 büyütmede görüntüsü.....	62
Şekil 4.14. Fiber+IBM içerikli akriliğin X1000 büyütmede görüntüsü.....	63
Şekil 4.15. Fiber+HEMA içerikli akriliğin X1000 büyütmede görüntüsü.....	63
Şekil 4.16. Fiber+HEA içerikli akriliğin X500 büyütmede görüntüsü.....	64
Şekil 4.17. Fiber+EM içerikli akriliğin X1000 büyütmede görüntüsü.....	64

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ADA	American Dental Association (Amerikan Diş Hekimliği Birliği)
Au	Altın
Bis-GMA	Bis glisidil metakrilat
⁰ C	Santigrad derece
EM	Etil Metakrilat
HEA	2 Hidroksietil Akrilat
HEMA	2 Hidroksietil Metakrilat
ISO	International Standard of Organization (Uluslararası Standartlar Örgütü)
IBM	İzobutil Metakrilat
J	Joule
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
g	Gram
mg	miligram
MMA	Metil metakrilat
MPa	Mega Paskal
N	Newton
Pd	Palladyum
PEG-DMA	Polietilenglikol dimetakrilat
PMMA	Poli(metil metakrilat)
SEM	Scanning electron microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
TEGDMA	Trietilenglikol dimetakrilat

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüz klinik uygulamalarında kaide materyali olarak akrilik rezin kullanılmaktadır. Bir çok üretici tarafından üretilen akrilik rezinlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin bilinmesi, bir protezden istenen estetik ve fonksiyonel özelliklerin sağlanması için önemlidir.

Geniş kullanım alanına sahip akrilik rezinlerin estetik, uygulama kolaylığı ve ekonomik olarak uygun olmasına karşın bazı fiziksel özelliklerinin zayıflığı dezavantaj oluşturmaktadır. Protez kaide plaklarında çarpma ve yorulma dirençlerine karşı düşüklüğü ve su emmesine bağlı olarak boyutsal değişikliğe uğraması dezavantajlarıdır.

Son yıllarda akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesinde çeşitli yöntemler uygulanmaktadır. Bunlardan birincisi kaide olarak kullanılan poli(metil metakrilat) (PMMA)a alternatif farklı materyaller geliştirilmeye çalışılmaktadır. İkincisi akrilik rezinlerin monomer ve polimerlerine farklı materyaller eklenip farklı matriks yapılar oluşturarak modifiye edilmesidir. Üçüncü olarak da akrilik rezinlere farklı tipte fiberlerin eklenmesidir. Polietilen, karbon, aramid ve cam fiber eklenerek akrilik rezinlerin güçlendirilmesi sağlanmaya çalışılmıştır. Bu fiberler arasında cam fiberler, estetik, tepim kolaylığı ve daha yüksek direnç sağlama gibi avantajlarından dolayı daha çok seçilmektedir.

PMMA esaslı kaide materyallerinin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amacı ile farklı yöntemlerin (cam küreler, metal kafesler-plakalar ve farklı doldurucular) etkinliğinin incelendiği önceki çalışmalardan yola çıkarak en etkili yöntemlerden birinin polimer matriks yapısı içine doldurucu olarak fiber katılımı ile yapıyı güçlendirme olduğu düşünülmektedir. Bu çalışmada, fiber ilaveli poli(metil metakrilat)ın oluşturduğu matriks yapıyı bozmadan kopolimer yapılar oluşturmayı; böylece aynı molekül içinde hem sert hem de yumuşak segmentlere sahip bir yapı oluşturarak yüksek dayanıklılık özelliklerine sahip bir materyal elde etmeyi planladık. Bu amaçla, çalışmada akrilik tozuna cam fiber eklenerek oluşturulan yapıya dört farklı monomer (2 hidroksietil metakrilat, etil metakrilat, 2 hidroksietil akrilat, izobutil metakrilat) eklenerek PMMA'nın çarpma, transvers dayanıklılık ve su emme oranlarını nasıl etkilediği araştırıldı.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Protez Kaide Materyalleri ve Tarihsel Gelişimleri

Laboratuvarlarda organik tepkimeler sonucu ortaya çıkan mumsu, yapışkan artıklar olarak değerlendirilen protez kaide materyali son yüzyıl içerisinde plastik biliminin doğmasına sebep olmuştur (1). Tahta, altın, fil dişi gibi maddelerin geçmişte protez malzemesi olarak kullanımı düşünüldüğünde plastik materyallerin bulunmasıyla diş hekimliğinde önemli bir gelişme sağlanmıştır (2).

Goodyear'ın 1851'de kauçuğu sülfür ile vulkanize etmesi ve daha sonra Vulkanitin üretilmesi ile materyalin dayanıklılığı, ucuzluğu ve yoğunluğunun az olması, uzun süre kullanılması önemli bir gelişme olarak kabul edilmiştir (2,3). Vulkanit, 1858'den 1891'e kadar protez kaide materyal olarak yaygın bir şekilde kullanılmıştır. Alexander Parkes tarafından 1870 yılında protez kaide materyali olarak selülozun asetatlanması ile ilk plastik olan selluloid, ilk sentetik plastik olan ve Bayer tarafından 1906'da bulunan Bakalit kullanılmıştır (4-8).

20. yüzyılın ilk otuz yılında birbirini izleyen yeni materyaller geliştirilmiş olup, bu materyaller günümüzde de çeşitli alanlarda hala kullanılmaktadır. Akrilik kimyasının gelişimi diş hekimliği alanında en önemli gelişmelerden biridir. Bu gelişmelerin sonucunda ortaya çıkan sentetik rezinler şunlardır;

- Vinil rezinleri
- Polistren
- Akrilik rezinler
- Metil metakrilat
- Poli(metil metakrilat)
- Epoksi rezinler
- Diğer rezin sistemleri (polikarbonat, poliüretan, siyano akrilat) (2,6,8).

Imperia Kimya Sanayi tarafından 1935 yılında diş plastiği Kolladent üretilmesinden sonra 1937 yılında Walter H.Wright tarafından geliştirilen ısı ile polimerize olan akrilik rezin, protez kaide plağı yapımında, yapay dişlerde, protez beslemesi ve tamirinde ölçü

kaşıklarında etkin rol üstlenmiştir (8). 1946'da protez kaide materyallerinin % 98 gibi büyük bir oranını metil metakrilat polimerleri veya kopolimerlerinden yapıldığı kaydedilmiştir ve Vulkanit, Celluloit, Bakalit ile diğer ürünlerin kullanımı hızla diş hekimliği alanından kalkmıştır (1,2).

2.2. Protez Kaide Materyali Olan Akrilik Rezinlerin Fiziksel Yapısı

Çağdaş yaşamda geniş bir kullanım alanı bulan sentetik rezinler, organik bileşiklerden elde edilen ve günlük kullanıma uygun hale getirilen maddelerdir. Rezinler normal sıcaklıkta katı halde bulunan, basınç ve sıcaklıkta, mekanik ve kimyasal yolla şekillendirilebilen, kalıplanabilen ve polimerik maddeler olarak tanımlanabilen kompleks yapılardır (4,7).

Sentetik rezinler iki ana sınıfa ayrılırlar:

1- Termoplastik Rezinler: Isısal davranışlarına göre herhangi bir kimyasal değişime uğramadan ısı ve basınçla yumuşatılıp, kalıplandıktan sonra soğutulan rezinlerdir. Uygun çözücülerde kolaylıkla çözünebilen plastiklerdir. Protez kaide materyali olarak kullandığımız akrilik rezinler bu gruba örnek verilebilir (7,8).

2- Termoset Rezinler: Yoğun çapraz bağ içeren üç boyutlu sert polimer yapılardır. Şekillendirilmeden önce viskoz sıvı halde iken akma özelliklerini koruyarak ön polimerlerle birlikte kısmen polimerize edilirler. Bu rezinler genellikle suda çözünmez ve erimezler. Polimerleşince çok sertleşir ve kolay kırılırlar. Toz ve likit halindeki akrilik rezin polimerleşerek çapraz bağlandıktan sonra termoset yapı oluşur (4,6,8).

Sentetik bir rezinin diş hekimliğinde kullanılabilmesi için kimyasal ve fiziksel kararlılık açısından olağanüstü özellikler göstermesi, kolaylıkla işlenebilmesi, dayanıklı ve sert olup, kırılma olmaması gerekir (1,6).

Akrilik rezinler toz-likit veya pat formunda maddelerdir. Toz ve likit karıştırılarak paketlenmiş yumuşak, lastik kıvamında, tek üniteli pat şeklinde olan rezinlerde toz-likit oranı tam olarak ayarlanmasına karşın raf ömrünün kısa olması nedeniyle +4°C'de korunması zorunluluğundan dolayı kullanımı yaygınlaşmamıştır (6).

2.3. Protez Kaide Materyali Olan Akrilik Rezinlerin Kimyasal Yapısı

Akrilik rezinler genel olarak etilen türevi maddeler olup, yapısal formüllerinde vinil grubu içerirler. Protetik restorasyonlarda iki değişik akrilik rezin kullanılmaktadır. Bunlar akrilik asit ($\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$) ve metakrilik asit ($\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$) türevleridir. Her iki tür bileşik de zincir polimerasyonu ile elde edilir. Protez kaide rezinleri; metakrilik asitin metil esteri olan metil metakrilatın polimerleşmesi ile elde edilen poli(metil metakrilat) polimeridir (1,9).

Diş hekimliğinde en çok kullanılan akrilik rezinler ise metakrilik asitin metil esteri olan metil metakrilattır. Metil metakrilatın polimerleşmesi ile poli(metil metakrilat) oluşur. Estetik, ekonomik, uygulanması ve tamiri kolay olan ve bazı fiziksel özellikleri Çizelge 2.1’de verilen poli(metil metakrilat) (PMMA) günümüzde protez kaide rezini olarak en yaygın olarak kullanılan materyaldir (1,10).

Çizelge 2.1. PMMA’nın çeşitli fiziksel özellikleri (11)

Fiziksel Özellik	Büyükük
Çekme Dayanımı (MN/m^2)	48.3 - 70
Basma Dayanımı (MN/m^2)	75.9
Uzama (%)	1 - 2
Elastik Modülü (MN/m^2)	3.8×10^3
Çarpma Dayanımı (kg/m^2)	0.001
Isı İletkenliği ($\text{kal}/\text{sn}/\text{km}^2$)	57×10^{-4}
Özgül Isı ($\text{kal}/\text{C}/\text{gm}$)	0.35
Yoğunluk (g/cm^3)	1.16 - 1.18
Su Emme (mg/cm^2)	0.69

Akrilik rezinler toz (polimer) ve likit (monomer) şeklinde bulunurlar.

1- Polimer (Toz):

Poli (metil metakrilat) bloklarının öğütülmesi ile elde edilen küçük şeffaf, küresel tanecikler şeklindeki akrilik tozu; polimerizasyona katılmayan su içerisinde metil metakrilat (MMA) monomerlerinin ısıtılarak polimere dönüşmesiyle elde edilir. Tozun en büyük kısmını çapları 100 µm'ye ulaşan düzensiz PMMA kürecikleri oluşturur ve oda sıcaklığında serbest olarak akabilen bir yapıdadır (6). Toz akrilik kopolimer veya polimer tanelerinden oluşmuştur. PMMA, hidrofobik, doğrusal yapıda bir zincir polimeridir. Oda sıcaklığında camsı halde bulunur. Işık geçirgenliği, sertliği ve kararlılığı nedeniyle göz içi lensler ve sert kontakt lenslerde kullanımı yaygındır. Yumuşak kontakt lensler ise, aynı grubun bir başka polimerinden hazırlanır. Bu polimer, metil metakrilata metilol (-CH₂OH) grubunun eklenmesiyle oluşan 2hidroksietil metakrilat (HEMA) monomerinden sentezlenir (1,6,12).

PMMA, dalga boyu 0.25 µm olan UV ışınını bile geçirebilir, 18-20 Knoop sertlik numarasına sahiptir (6,12).

Polimer içine katılan maddeler şunlardır:

- *Akrilik kopolimer ya da polimer taneleri,*

-*Başlatıcılar:* Genellikle % 0.5-1.5 oranında benzoil peroksit, bazen de diizobutil azonitril gibi maddeler katılır.

- *Pigment ve boyar maddeler:* Civa, sülfid, kadmiyum, demiroksit, karbon siyahı gibi çeşitli pigment ve boya maddeleri toza eklenmektedir. Daha önceleri eklenen kadmiyum sülfid ve kadmiyum selenit gibi bileşikler kadmiyumun toksik özelliğinden dolayı kullanılmaz.

- *Opaklık verici maddeler:* Çinko oksit veya titanyum oksit kullanılır.

- *Plastikleştiriciler:* PMMA'nın monomerde çözünürlüğünü artırmak için dibütil ftalat gibi plastikleştiriciler eklenir. Plastikleştirici materyalin ağız sıvılarında bozulmasını önlemesi açısından % 8-10 oranında toz veya likite eklenir.

- *Organik ve inorganik lifler*: Boyanmış ve sentetik lifler, çok ince submüköz damarların doğal görünümüne yansıtmak amacıyla kullanılır. Cam lifleri ve tanecikleri veya zirkonyum silikattan oluşan ince partiküller akriliğin görünümünü doğallaştırmak için eklenir (7-9).

2- Monomer (Likit):

Monomerin temel yapısını oluşturan metil metakrilat (MMA), doğal olarak petrolden elde edilen şeffaf, renksiz, düşük viskoziteli, suda çözünmeyen, 100.8°C kaynayan, oda sıcaklığında kolay buharlaşan, kendine özgü kokusu olan, toksik, yanıcı ve uçucu bir sıvıdır (6,13,14). Yoğunluğu 20°C'de 0.945 g/ml, polimerleşme ısısı 12.9 kcal/mol' dür. Mükemmel bir çözücüdür (14).

MMA genellikle saf halde bulunur, fakat diğer akrilik monomerleriyle modifiye edilebilir.

Likit içindeki maddeler şunlardır:

- *Ana madde*: Genellikle saf MMA dır.

- *Önleyiciler*: Monomerin içine polimerizasyon önleyici ve sıvının saklanabilmesini uzatan eser miktarda (% 0.006 veya daha az) hidrokinom gibi inhibitör maddeler eklenebilir (6,8). İnhibitör olmadığı takdirde, oda sıcaklığında veya daha soğuk ortamda bile likit içindeki serbest radikallerin rastgele oluşmasına bağlı olarak, monomer ve çapraz bağlantı ajanı yavaşça polimerize olur (12).

- *Çapraz bağlayıcılar*: Genellikle etilenglikol dimetakrilat çapraz bağlayıcı olarak kullanılır. % 1-2 oranında bulunur. Akriliğin kırılmaya karşı dayanıklılığını artırır. Yüksek oranda katıldığında rezinin çarpma ve çekme direncini azaltmaktadır. Çapraz bağ sağlamak için tetra-etilenglikol dimetakrilat (TEG-DMA) ve polietilenglikol dimetakrilat (PEG-DMA), 1-3 propandiol dimetakrilat ve 1-4 bütandiol dimetakrilat da kullanılmaktadır (3,15). Daha yumuşak ve rezilient polimer elde edebilmek için likite dibutilfitalat gibi düşük molekül kütleli esterler, plastikleştiriciler olarak katılır. Bunların dezavantajları, zamanla rezinden oral floraya sızmaları ve rezinin yumuşaklığını kaybedip sertleşmesidir (6,8).

Monomer/ Polimer Oranı:

Monomer/polimer oranının uygun olması rezinin yapısı için oldukça önemlidir. Monomer-polimer oranı değişim ve uygulama kolaylığı açısından önemlidir. Boyutsal polimerizasyon büzülmesi, optimum monomer/polimer oranı kullanılarak kayda değer oranda azaltılır. Genellikle polimer oranı ne kadar yüksek olursa reaksiyon süresi o kadar kılalacak ve rezinin büzülmesi de o oranda azalacaktır. Eğer monomer/polimer oranı aşırı derecede fazla olursa kuru, karıştırılması güç bir materyal oluşur ve muflaya alınamaz. Ayrıca yetersiz monomer kullanılması polimer tozlarının tamamının birbirine bağlanamaması sonucunda granüler pöröziteye sebep olur. Genellikle monomer/polimer oranının 1/3 olması önerilmektedir (8,13,14).

2.4. Polimerizasyon ve Tipleri

Monomer adı verilen küçük moleküllerin uygun koşullarda birbirleriyle kimyasal bağlar yaparak polimer moleküllerine dönüşmeleri olayına polimerizasyon denir (9). Polimerizasyon ya bir seri kondensasyon (basamaklı) reaksiyonu veya basit bir katılma (zincir) tepkimesi ile gerçekleşir (9,14).

2.4.1. Katılma (Zincir) Polimerizasyonu

Aynı monomerlerin kimyasal yapısındaki bir değişikle daha yüksek molekül ağırlıklı makromoleküle dönüşmesi olayıdır. Diş hekimliği uygulamalarında kullanılmakta olan rezinlerin büyük çoğunluğu bu yöntemle polimerize edilmektedirler. Poli(metil metakrilat), poli(vinil klorür), poli(vinil asetat), polietilen bunlara örnek olarak verilebilir (1,3,13,14).

2.4.2. Kondensasyon (Basamaklı) Polimerizasyonu

Kondensasyon polimerizasyonu iki veya daha fazla sayıda basit molekül arasında meydana gelen kimyasal reaksiyonların tekrarı şeklindedir. Kondensasyon metodu ile polimer oluşturması son derece yavaş bir işlem olup, moleküller dev bir boyuta ulaşınca hareketliliklerinin ve sayılarının azalması sonucu işlem yavaşça sona erer (13).

Bu polimerizasyon diş hekimliğinde fazla kullanılmaz. Çünkü yüksek moleküler ağırlıklı polimeri elde edebilmek için yan ürünlerin ortamdan uzaklaştırılması gerekmektedir (8).

Kondensasyon polimerizasyonla oluşan materyallere örnek olarak polisülfit plastikleri ve dimetil siloksan ölçü materyalleri verilebilir (4,16).

2.5. Polimerizasyon Aşamaları

a. Başlama: Monomer moleküllerinin aktif hale geçmesi ve enerjilerinin diğer moleküle iletilmesi aşamasıdır. Reaksiyonun başlatılabilmesi için organik peroksit bileşikleri, hidrojen peroksit, ısı, ışık veya yüksek enerjiye sahip ışınlar (alfa, beta, gama, x ışınları) gibi bir etken kullanılmaktadır. Benzol peroksit başlatıcı olduğu zaman ısı etkisi ile parçalanarak monomerle ilk monomerik aktif merkez oluşurmaktadır. Sıcaklık ne kadar yüksek olursa başlama süresi o kadar kısalmır. Her bir monomerin aktivasyonu için başlama enerjisi 16000-29000 cal/mol dür (4,6,14).

b. Büyüme: Büyüme başladıktan sonra mol başına 5000-8000 cal/mol gerektiğinden işlem son derece hızlı devam eder. Teorik olarak zincir reaksiyonu bir ısı vererek monomerin hepsi polimer dönüşünceye kadar devam eder ancak polimerizasyon hiçbir zaman tamamlanmaz (4,6,14).

c. Sonlanma: Büyümekte olan polimer zincirlerin birbirleriyle verdiği tepkimelerle aktifliklerini yitirerek aktif olmayan polimer zincirlerine dönüştüğü ve serbest radikallerin bulunduğu uçların yok olduğu adımdır. Bu zincir reaksiyonu ya doğrudan birleşme veya büyüyen bir zincirden diğerine H atomu aktarımı ile sonlandırılabilir. Diğer bir deyişle sonlanma reaksiyonu polimer moleküllerinin enerji alışverişi ile deaktive olmasıdır ki işlem polimer zicirinin sonuna yerleşen serbest köklerin aktivasyonlarının kalkması ile son bulur (4,6,13).

2.6. Polimer Terimleri

2.6.1. Homopolimer

Bir tek monomerden oluşan en basit polimer türü homopolimerdir. Bir homopolimer, doğrusal (linear) olabileceği gibi dallanabilir, ya da üç boyutlu bir ağ yapısı gösterebilir. Üç boyutlu yapının oluşması için monomerin ikiden fazla fonksiyonlu grubu bulunması

gerekir. Bir A monomeri doğrusal homopolimerler zinciri olarak (A—A—A—A—A) Şeklinde görülmektedir (17).

2.6.2. Kopolimer

Bazı polimerler birden fazla monomerden oluşur. Bu tür polimerlere kopolimer denir. A ve B monomeri polimerizasyondan önce karıŐtırılırsa, A ve B monomer ünitelerinden oluşan polimer zincirleri meydana gelecektir. Bu Şekilde çeşitli kopolimerler yapılabilir. Kopolimer yapılar (A—B—A—B—A—B—A—B—A—B) Şeklinde görülmektedir (17).

2.6.3. Çapraz Bağlanma

Çapraz bağlı polimerler ise doğrusal olmayan türler için başka bir örnek oluŐurmaktadır. Burada ana zincirleri oluşturan moleküller, başka atomların k c k zincirleri ile birbirlerine bağlanırlar ve bu bağların sayısı arttıka  c boyutlu bir polimer yapısı elde edilir (18).

Çapraz bağlanmalar, yapının fiziksel özelliklerinin belirlenmesinde son derece önemlidir. Çapraz bağlanmalar, doğrusal zincirlere sahip makromoleküller arası bir ağ yapısı kurarak rezinin  z n rl ğ n , su emilimini ve dayanıklılığını deđiŐtirmektedir. Fiziksel  zellikler üzerine çapraz bağlanmaların etkisi, polimer sistemine ve çapraz bağlanma ajanının yapısı ve yoğunluğuna bağlıdır. Yapılan çalışmalarda çapraz bağlanmaların çekme ve transvers dayanıklılığıya ya da sertliğe az miktarda katkısı olduğu belirtilmiştir (18).

2.7. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kaide Materyalleri

Diş hekimliğinde kullanılan protez kaide rezinleri aktivasyon Őekillerine göre Şu Şekilde sınıflandırılabilir:

- A. Isı ile polimerize olan rezinler;
 - Konvansiyonel muflada kalıplama tekniği
 - Enjeksiyonla kalıplama tekniği

- B.** Kimyasal olarak polimerize olan rezinler;
 - Otopolimerizan akrilik rezinler
- C.** Görünür ışınla polimerize olan rezinler
- D.** Mikro dalga ile polimerize olan rezinler (4,6,7,13,19).

2.7.1. Isı ile Polimerize Olan Rezinler

2.7.1.1. Geleneksel Muflada Kalıplama Tekniği

Günümüzde tam protezlerin yapımında % 95 oranında bu tip akrilik rezinlerin kullanımları devam etmekle birlikte daha az oranda polistiren ve polivinil klorür de tercih edilmektedir (6,20).

Geleneksel muflada kalıplama tekniği, kaide plağı elde etmek için kullanılan klasik yöntemdir. Akrilik hamurun mufla içerisindeki protez kaidesi boşluğuna yerleştirilip preslenmesi ve sıcak suda polimerize edilmesi ilkesine dayanır. Akril hamuru kalıp içerisine konulup preslendikten sonra su içinde kaynatılır. Bu kaynatma yavaş veya hızlı olabilir (20,21).

Hızlı kaynatma: Mufla ilk önce soğuk suya konur. Su sıcaklığı kaynama derecesine geldiği zaman en az yarım saat bu sıcaklıkta kalması sağlanır.

Yavaş kaynatma: Mufla 65-70 °C su banyosunda sekiz saat bırakılarak polimerize edilir (20,21).

2.7.1.2. Enjeksiyonla Kalıplama Tekniği

Bu yöntemde homojen rezin hamuru, üretici firmanın önerileri doğrultusunda toz/likit oranı 20g/30ml olacak biçimde ayarlanarak sistemde bulunan kapsül içerisinde, karıştırılarak elde edildikten sonra özel mufla içerisindeki protez boşluğuna 6 atmosfer basınç altında enjeksiyon tekniği ile yerleştirilerek ısıyla polimerize edilmektedir. Polimerizasyon sırasında oluşan büzülmenin az olması, pörözitenin hemen hemen hiç görülmemesi ve yapım aşamasında provaya ihtiyaç göstermemesi avantajlarıdır.

Dezavantajı ise özel muflalar, yardımcı enjeksiyon ekipmanı gerektirmesi ve dolayısıyla pahalı bir sistem olmasıdır (7,16,20).

2.7.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezinler

2.7.2.1. Otopolimerizan Akrilik Rezinler

Otopolimerizan veya kendi kendine polimerize olan rezinler olarak isimlendirilen bu tür materyaller toz-likit şeklinde bulunurlar. Bunlar dışarıdan ısı uygulanmadan polimerize olan kaide materyalleridir. Isı ile aktive olan rezinlerden farkı benzoil peroksitin ısı yerine kimyasal bir aktive edici kullanılması (N,N-dimetil-p-toluidin) ile aktivasyonudur (8,22).

2.7.3. Görünür Işınla Polimerize Olan Rezinler

Işınla sertleşen akrilik rezinler diş hekimliği alanında uzun süreden beri kullanılmaktadır. Protez kaide materyali olarak görünebilir ışınla sertleşen en popüler materyal TRIAD-VLC (triad visible light curing) dir. Protezlerde kaide materyali olarak, ölçü kaşık yapımında besleme ve tamir malzemesi olarak kullanılır (22,23).

Avantaj olarak sistemde muflalama, mum eritme ve presleme işlemleri olmadığı için yapımları kolaydır. Kısa çalışma süresi ile hızlı polimerizasyon sağlanmaktadır. Doku uyumu iyidir. Toksik ve alerjik reaksiyon oluşturmaz, astar maddeleriyle bağlantı yeterli düzeydedir (8,22).

Dezavantajları ise, yapay dişlerle bağlantıları yetersizdir. Polimerizasyonları sırasında hava kabarcıkları oluşabilir, çarpma dirençleri düşüktür (8,22,23).

2.7.4. Mikrodalga ile Polimerize Olan Rezinler

İlk olarak 1968'de Nisheii ve Hasimoto tarafından tanıtılmıştır. 100-300000 MHz arasında frekansa sahip 1-30 cm dalga boyunda ışınlardır. Mikrodalga uygulamasında en çok tercih edilen muflalar teflondan yapılmıştır. Bu polimerizasyonda muflanın orta kısmında ısı kenarlara göre daha fazladır (geleneksel akrilik polimerizasyondan farklı olarak) (22,24).

Mikrodalga ile polimerize olan akriliklerin avantajları;

Polimerizasyon büzülmesi, pörözite ve hava kabarcığı oluşumu, boyutsal değişiklikler, artık monomer oranı düşüktür, doku uyumları yüksektir, renk sabitliği iyidir ve toksik değildir (22,25,26).

Mikro dalga ile polimerize olan akriliklerin dezavantajları; mikro dalga ekipmanı pahalıdır, muflalar kırılmalıdır, kolay hasar görürler (24-26).

2.8. İdeal Protez Kaide Materyalinin Özellikleri

- Tatsız ve kokusuz olmalıdır.
- Uygulanması kolay olmalıdır.
- Kullanımda şekli, hacmi ve boyutları değişmemelidir. Boyutsal olarak sabit olmalıdır.
- Rengi sabit kalmalı, dokulara uygun renk seçeneklerine sahip olmalı ve uzun süre kullanımda renk değişimi göstermemelidir.
- Çiğneme kuvvetleri altında elastik ve plastik deformasyon, kopma, çatlama, kırılma olmamalı, intraoral ve ekstraoral kuvvetlere karşı yüksek direnç göstermelidir.
- Düşük sıvı emilimine sahip olmalıdır.
- Islanabilirliği yüksek olmalıdır.
- Bakteri, mantar üremesine elverişli bir ortam sağlamamalıdır.
- Toksik ve karsinojenik etki göstermemelidir.
- Kolay temizlenebilmelidir.
- Tamir edilebilmesi kolay olmalıdır. Yeterli derecede sert ve aşınmaya dirençli yüzey özellikleri göstermelidir.
- Tesviye ve cilalama işlemleri kolay yapılabilmesi ve iyi parlatılabilmelidir.
- Artık monomer içeriği ve salınması minimum seviyede kalmalıdır.
- Yüksek yorulma ve çarpma direnci değerlerine sahip olmalıdır.
- Raf ömrü uzun olmalıdır.
- Metal porselen, astar maddesi ve yapay dişlere bağlanma derecesi yüksek olmalıdır.
- Asidik ve bazik çözeltilerde ve ağız ortamında çözünür olmamalıdır.
- Ağırlığı düşük olmalıdır.

- Termal iletkenliği yeterli düzeyde olmalıdır.
- Ucuz ve kolay elde edilebilir olmalıdır (20,27).

2.9. Akrilik Rezin Kaide Materyalinin Bazı Fiziksel Özellikleri

Akrilik kaide materyallerinin klinik kullanımdan önce laboratuvarında pek çok yönden test edilmeleri gerekir. İntraoral kuvvetler ve doku özelliklerini doğrudan yansıtan test yöntemleri bulunmama ile birlikte *in vitro* test sonuçlarının klinik başarıyı önceden tahmin etmede önemli bir faktör olabileceği bildirilmiştir (28).

2.9.1. Su Emilim Özelliği

Su emilimi esas olarak polimer yapıdaki moleküller arası bağlantı kuvvetlerinin yetersizliği, doymamış bağlar ve moleküllerin polar özelliklerinden dolayı kaynaklanır. Mekanizma difüzyon kanunlarına göre, su difüzyonuyla gerçekleşir (20).

Su emme, ortamın ısısı ve moleküllerin ağırlığına bağlı olarak değişir. Isı arttıkça su emme miktarı artarken, polimerin molekül ağırlığı arttıkça su emme değeri azalır (13,29).

Su emilimini ölçme metodlarından biri, su ile temas eden yüzey alanı başına ağırlık artışının (mg/cm^2) tespit edilmesidir. Bu oran 0.6-0.9 mg/cm^2 arasındadır. Diğeri ise, suyla temas eden test örneğinin hacmi başına ağırlık artışının (g/cm^3) tayin edilmesidir. Bu oran da, ISO 1567'ye göre $2.5-2.7 \times 10^{-2} \text{ g}/\text{cm}^3$ olarak belirtilmiştir (20,30).

Su emiliminin yüksek olması rezinin elastik ve plastik deformasyona karşı direnci ile çekme direncini düşürür. Ayrıca renklenmeye ve estetiğın bozulmasına neden olur (31-33).

Su emilimi çalışmaları birçok dental malzemeler üzerinde yapılmıştır. Başta PMMA olmak üzere, kompozit rezinler, yumuşak astar materyalleri su banyolarında belirli sıcaklıkta ve sürede bekletilerek ne kadar su emdikleri araştırılmıştır (29,34,35).

2.9.2. Dayanıklılık (Strength)

Dayanıklılık, bir cismi kırmak ya da yapısını bozmak için gerekli olan maksimum gerilim dayanıklılığının bir göstergesidir. Gerilim de bir dış kuvvete karşı direnç gösteren kütlenin birim alana uyguladığı kuvvettir. Dayanıklılık baskın olan gerilim cinsine göre çarpma, basma dayanıklılığı gibi isimler alır. Akrilikten yapılmış bir malzemenin

dayanıklılığı, yapısındaki bileşime, hazırlanma yöntemine, bulunduğu ortama göre büyük değişiklikler gösterebilir (8,13,36-38).

2.9.2.1. Yatay Dayanıklılık (Transverse Strength)

Protez kaide plağı, kullanım sırasında intraoral kuvvetlere maruz kalmaktadır. Akrilik rezinden yapılan bir protezin dayanıklılığı; bileşimine, hazırlama yöntemine ve protezin bulunduğu ortama bağlı olarak değişiklik gösterir (1,38).

Akrilik rezinin yatay dayanımını tespit etmede en yaygın kullanılan test üç nokta eğme (three point bending) testidir. Bu test, aralarında belli bir mesafe bulunan iki destek üzerine yerleştirilen materyalin tam ortasına uygulanan yükü gerçekleştirilir. Yatay dayanım testi, protez kaidelerinde çiğneme sırasında uygulanan gerilmeleri belirlemek açısından önemlidir. Yatay dayanım, test edilen materyalin uzunluğu ve kalınlığı ile ilişkilidir (39). PMMA'ların ortalama transverse dayanıklılığı 80-100 MPa'dır (40). ISO spesifikasyonu No: 1567'e göre protez kaide rezinlerinde transverse kırılma kuvveti en düşük 55 N olmalıdır. Bu değer formüle yazıldığında transverse dayanıklılık değeri 45.83 MPa değerine karşılık gelmektedir. Bu test yöntemi sadece materyalin dayanıklılığını göstermekle kalmaz aynı zamanda bükülme miktarını da verir (30). Akrilik kaidesinin transvers dayanıklılığı; polimerizasyon çeşidinden, maruz kaldığı ısı değişimlerinden, su emiliminden ve akriliğin bileşiminden etkilenir (1).

Yatay dayanıklılık aşağıdaki formülle hesaplanır:

$$TS = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

TS = Transverse dayanıklılık (N/mm²=MPa)

F= Kırılma anındaki yük (N)

l= Örnek yerleştirilen destekler arası mesafe (mm)

b = Örnek genişliği (mm)

h = Örnek kalınlığı (mm)

Akrilik rezinlerin kırılma tespitinde önemli rol oynayan başka bir özellik de elastiklik modülüdür. Bu Young modülü olarak da ifade edilir. Elastiklik modülü gerilimin gerilmeye oranıdır (stress/strain). Bu bakımdan bir gerilime ne kadar küçük

gerilme karşılık geliyorsa, elastikiyet değeri de o kadar büyük olur. Elastikiyet modülünün birimi, birim alana gelen kuvvet olup MPa, kg/cm² dir. Yüksek dirence sahip materyalin elastikiyet modülü de yüksektir. PMMA'nın yaklaşık elastikiyet modülü 2400 MPa'dır (30,41,42).

Elastikiyet modülü aşağıdaki formülle hesaplanır:

$$E = \frac{l^3 F}{4bh^3 d}$$

- E= Elastiklik modülü (N/mm²=MPa),
l= Örnek yerleştirilen destekler arası mesafe (mm)
F= Kırılma anındaki yük (N)
b= Örnek genişliği (mm)
d= Maksimum bükülme (mm)
h= Örnek kalınlığı (mm)

Protez kaide rezinleri için transvers bükülme değeri ADA spifikasyonu No: 12'ye göre 2,5-5 mm olmalıdır. ISO spifikasyonu No: 1567'e göre bükülme değerleri 15, 50 N karşısında 2-5 mm bükülme değeri olarak verilmektedir (30,41).

2.9.2.2. Darbe Dayanıklılığı (Impact Strength)

Bir materyalin başka bir materyali ile çarpışma sonucunda oluşan dinamik kuvvete darbe kuvveti denir. Materyalin çarpmaya direnci kırılmadan önce absorbe ettiği toplam enerji ile belirlenir. Yani iyi darbe enerjisine sahip materyaller elastik hareketle enerjiyi absorbe ederler. Materyalin absorbe ettiği enerji ne kadar fazla ise kırılma direnci o kadar fazladır. PMMA'dan yapılmış protez ağızın fizyolojik yapısında kırılma ve serttir. Bu yüzden darbe direnci düşüktür. İdeal bir protezin yüksek darbe direncine sahip olması gerekir (28). Darbe direnci için genellikle Charpy tipi veya Izod çarpma testleri uygulanabilir. Izod çarpma testinde örnek bir ucundan dik olarak sıkıştırılır. Gelen darbe bu sıkıştırılmış ucun üstünden belirli bir mesafeden uygulanır. Charpy testinde ise örnek destekler arasına yerleştirilir ve darbe ortadan uygulanır. Charpy testinde akrilik rezinler için en az 4 mm kalınlığında örnekler hazırlanması önerilmektedir. PMMA'nın darbe direnci 8.3 kJ/m² dir (28,37,43).

2.10. Akrilik Rezinlerin Direncini Artırmaya Yönelik Yaklaşımlar

1930 yıllarından günümüze kadar akrilik rezinler tam protez kaide plağında kullanılan malzemelerden olmuştur. Ancak günümüze kadar kullanılan akrilik rezinler tam olarak geliştirilememiştir. Daha iyi bir özellik elde etmek amacıyla çeşitli maddeler ilave edilmeye devam edilmektedir. Akriliklerin mekanik ve fiziksel özelliklerini artırmak için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir.

1- PMMA içine tel, kafes, plaka şeklinde metal formlar yerleştirilmiş ama kaidenin direncini fazla artırmadığı ortaya konmuştur. Ayrıca metalin estetik olmaması ağırlık oluşturması dezavantaj teşkil etmektedir (41,44).

2- PMMA'yı geliştirmek için daha iyi direnç, sertlik, aşınma direnci çalışmaları yapılmaktadır. Bu çalışmalar yapılırken epoksirezine, polikarbonat, vinilakrilik gibi değişik polimerler protez kaide rezini olarak geliştirilmiştir. Ancak tatmin edici materyaller henüz bulunamamıştır.

3- PMMA'lara bazı güçlendirici materyaller eklenmiştir. Bunlar çeşitli yapılardaki fiberlerdir. Karbon, aramid, cam ve polietilen yapılı fiberler akrilik rezini kuvvetlendirmek için kullanılırlar. Akrilik rezin içine fiber ilavesi ile kompozit bir yapı oluşturmaktadır. Kompozit yapı iki ya da daha fazla materyalin birleşmesi sonucu gerçekleşir. Oluşan bu karışım her birinden daha iyi özelliklere sahiptir (41,44).

Günümüzde fiberle güçlendirme sadece protez kaide materyallerinde değil, implantlar için fiberle güçlendirilmiş protetik alt yapılarda, sabit protez uygulamalarında, ortodontik aparey ve splintlerde, endodontide post-core yapımında, hareketli protezlerde kırık tamirinde de kullanılmaktadır (41,44-46).

Fiber ile güçlendirilen akriliklerin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmede fiber çapı, fiber uzunluğu, fiber dağılımı, fiber miktarı, fiberin ıslanabilirliği etkili faktörlerdir (41,46,47).

Polimerlerde kullanılan fiberler (47,48);

- İplik fiberler (tek yönlü) (unidirectional continuous),
- Örgü fiberler (çift yönlü) (bidirectional),
- Kumaş fiberler (çok yönlü) (clothe),
- Kırpık fiberler (chopped) formunda olmaktadır.

En sık kullanılan formu ise iplik formudur (46).

Fiberler akrilik rezine çeşitli yöntemler ile yerleştirilebilir (48);

- İplik formundaki fiberlerin, hamur içine longitudinal, transvers ya da dağınık olarak yerleştirilmesi,
- İplik, örgü, kırpık ve kumaş formlarının, akril hamurunun merkezine longitudinal olarak yerleştirilmesi,
- İplik veya kırpık formundaki fiberlerin polimer tozu içinde karıştırılıp monomer (likit) ile ıslanması şeklindedir.

Genel olarak değerlendirildiğinde ideal bir fiberin, uygulama sırasında ve sonrasında allerjik özellik göstermemesi, estetik olması, yüzey enerjisinin yüksek olması dokulara zarar vermemesi, su emilimi ve çözünürlüğünün düşük olması, düşük yoğunlukta olması, kimyasal yapısının kararlı olması, elastikiyet modülünün ve çarpma direncinin yüksek olması istenir (47).

2.10.1. Karbon Fiberler

Karbon fiber ilk olarak Edison tarafından 19. YY sonlarında pamuk lifleri karbonize edilerek tanıtıma sunulmuştur. Dış hekimliğinde 1970'lerin başında kullanılmaya başlanmıştır. İnce tabakalardan meydana gelen grafitlerin birbiri içine dağılmış fibrillerinden meydana gelmektedirler (49). Ortalama 7-10 µm çapında, % 1-2 uzaması olabilen, 3000 °C'ye kadar dayanıklı, çekme dayanıklılığı çelikten fazla ve hafif bir malzemedir. Karbon fiberler akrilik rezine ya iplik ya da ağ şeklinde katılabilir. Karbon fiberler önceleri PMMA yapısını güçlendirmek için kullanılmış ve polimerlerin kırılma dayanıklılıklarını arttırmışlardır. Ancak koyu renkleri dezavantaj oluşturmaktadır. Bu yüzden son yıllarda yalnızca estetiğin çok önemli olmadığı kanal postlarında kullanılmaktadır. Karbon fiberin PMMA'nın yorulma direncini arttırdığını bildirmiştir. Ancak siyah renk nedeniyle estetik olmadığı ve sadece alt çenede tercih edilebileceği belirtilmiştir (50-52).

Jagger ve ark. (53), karbon fiberlerle güçlendirilmiş polimerlerden yüksek mekanik özellikler elde etmek için gerekli şartlar; matriks ve fiber arasındaki adhezyonun iyi olması ve fiberin dışardan uygulanan gerilime dirençli olması, fiberin

ıslanabilirliğinin yüksek olması ve matriks ile moleküler düzeyde bağlanması ile boşlukların olmaması, fiber konsantrasyonunun bütün fiber yüzeylerinin polimer matriks ile temasta olabilecek düzeyde olması gerektiği ve fiberin rezin içinde dağılımının simetrik veya homojen olması gibi sıralamışlardır.

2.10.2. Aramid Fiberler

Aramid, poli(para fenilen tereftalamid) adı verilen ve Kevlar ticari ismiyle bulunan organik bir bileşiktir. Aramid, genellikle iyi mekanik özellikleri ve ısıya karşı direnci olan yapay iplik veya elyafıdır. Kevlar lifi, kendisine eşit ağırlıktaki çelikten daha büyük elastisite modülü ve gerilme dayanıklılığına sahiptir. Böylelikle yerleştirildiği protezlerde kırılma direncini önemli derecede artırır. Sarı renkli olduğu için estetik sorun yaratabilir. Yüzeyde ortaya çıkan Kevlar lifleri cilalanamaz ve bu pürüzlü yüzeyler hasta için rahatsızlık verici olabilir. Kevlar fiberler, karbon fiberlere göre daha yüksek ıslanabilirlik gösterdiklerinden silan gibi bir ajanla işlenmesine gerek duyulmamaktadır. Sitotoksosite açısından Kevlarda herhangi bir olumsuz bulguya rastlanmamıştır (53,54).

2.10.3. Polietilen Fiberler

Formülü $(CH_2CH_2)_n$ olan etilenin polimerlerinin tümüne verilen genel isimdir ve en çok üretilen sentetik polimerdir. Polietilen, doğal polimer yapısıyla yüksek ve düşük molekül ağırlığına sahip iki tipi bulunan ve erime derecesinin altındaki sıcaklıklarda çekilerek fiber haline getirilen böylelikle dayanıklılığı ve elastikiyet modülü artırılan materyaldir (54,55). Biyouyumlulukları ve estetik olmaları en önemli özellikleridir. Polietilen fiberlerin yüzey enerjileri düşük hidrofobik olmaları dolayısıyla ıslanabilirliklerinin de düşüklüğü diğer materyaller ile bağlantılarını zorlaştırmaktadır. Yüzeylerinde plazma tedavisi ile polar gruplar oluşturularak bağlantı derecelerinin artırıldığı bildirilmektedir (55).

İlk olarak 1988'de Braden ve arkadaşları tarafından protez kaidelerini güçlendirmek amacıyla kullanılmıştır. Çalışmalarında transvers dayanıklılık etkilenmezken, çarpma direnci önemli derecede arttığını ifade etmektedirler (56).

1992'de Ladizesky ve ark. (55), tam protezleri polietilen lifleri ile güçlendirmiş ve maksimum güçlendirme sağladığını ifade etmişlerdir. Gutteridge (57), ağırlıkça

% 0.5-4 arasında kattığı polietilen liflerde çarpma direncinde artma olduğunu bildirmiştir.

2.10.4. Cam Fiberler

Cam fiberler hem tanınmış cam özellikleri olan sertlik, geçirgenlik (saydamlık), kimyasal etkilere karşı koruyucu özellik, duyarlı ve inert olma (etkisiz kalma) hem de dayanıklılık, hafif olma, işlenebilirlik ve esneklik gibi özellikleri olan maddelerdir (11).

Protez kaide polimerlerinde güçlendirici olarak inorganik cam fiberlerin kullanımı 1960'lı yıllarda başlamıştır. Cam fiber materyalleri ilk olarak hareketli protez kaidesini ve ortodontik apareylerin yapısını güçlendirmek amacıyla kullanılmıştır. Daha sonraları splintleme amacıyla periodontoloji, ortodonti ve pedodonti alanlarında kullanılmış ve bir çok vaka sunulmuştur. Protetik uygulamalarda ise protez kaidesini güçlendirmeye ilaveten, eksik dişlerin varlığında, kanal içi endodontik post yapımında, geçici akrilik protezlerin yapısını güçlendirmek amacıyla, implant destekli protezlerde üst yapı hazırlanmasında kullanılmaktadır (58).

Cam fiberler, sürekli tek yönlü paralel, kesilmiş/kırılmış, dokuma/örgü şeklinde, dental polimerleri güçlendiren farklı formlarda yapılardır. Sürekli fiber formu 1000-200.000 fiberden oluşmakta ve "fiber demeti" olarak tarif edilmektedir. Tek yönlü fiberler protezleri tek yönde güçlendirerek kompozit yapıya mekanik özellik kazandırmaktadırlar (58). Sürekli tek yönlü fiber demetlerinin protezlere uygulanmaları zordur. Presleme sırasında dağılma, yer değiştirme ve ayrılmaların olması bu sistemlerin protezin direncine katkısını azaltmaktadır (59,60).

Kısa kesilmiş / kırılmış fiberler farklı uzunluklarda kesilerek hazırlanan fiber parçacıklarıdır. Akrilik rezin hamuru içerisine rastgele olarak ilave edildiklerinden dolayı bitmiş protezin bütün bölgelerinde izotropik özellik sergilerler. Proteze gelen gerilimlere dik yönde konumlanmış olan fiberler protezin direncinin artmasında büyük role sahipken gerilim yönüne paralel fiberlerin hiçbir fonksiyonu olmadığı belirtilmektedir. Kısa kesilmiş fiberlerin 4-6 mm arasında kesilerek kullanımları ile rezinin manipülasyonuna ve çalışma süresine olumsuz etkisinin en az olduğu belirtilmekte, 12 mm uzunluktaki fiber ilavelerinde ise kuru gevrek rezin hamuru olduğu ve çalışma süresinin kısaldığı ifade edilmektedir (61-63).

Polimerlerin yapısını güçlendirmede cam fiberler eklenmeli ancak fiberle polimer matrisi arasında iyi bir tutunma olmalıdır (58).

E-Cam, S-Cam, C-Cam, R-Cam olarak farklı tip cam fiberler üretilmektedir. S-Cam magnezyum alüminyum silikat yapısında ve yüksek elastisite modülüne sahiptir. Basınçlı kalıp ve kayık yüzeylerinde kullanılırlar. C-camlar ise korozyon direnci düşüktür ve S ve C cam protezlerde güçlendirici olarak kullanılmazlar. M-Cam ise maliyeti çok pahalıdır. E-cam içindeki CaO miktarı artırılarak mekanik özellikleri geliştirilmektedir. Bunlar yüksek germe dayanımına sahip R ve S-camlar olarak bilinmektedir (48,64).

Protezi güçlendirmek için sıklıkla E-Cam lifi kullanılmaktadır. E-camları, yüksek dayanım ve elektriksel direncin gerektiği durumlarda genel amaçlı fiber olarak kullanılır. Temel olarak yapısında, % 56 SiO₂, % 22 CaO, % 15 Al₂O₃, % 6 B₂O₃ ve az oranlarda metal oksitler bulunan boro alümina silika cam vardır. E-Cam'ın içinde yoğunlukla bulunan SiO₂ zayıf hidrojen bağı kurarak, su adsorbe etmektedir (1,13,41,58).

E-Cam beyaz renkte fibröz bir materyal olması, ucuz ve kolay bulunmaları, yüksek mekanik özelliklere sahip olması nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Protez yüzeylerinde olması, doku irritasyonlarına, plak birikimine neden olabilmektedir (41,65).

Başka bir çalışmada uzun iplik şeklindeki cam fiber uygulanan protezin altındaki dokuda herhangi bir irritasyon bulgusuna rastlanmamıştır (66).

Akrilik rezinle fiberin kullanılmasında ortaya çıkan en önemli problem, rezin fiber bağlantısının yetersizliğidir. Bundan dolayı aralarındaki bağlantıyı fiberin üzeri silanla kaplanılarak iyi bir adhezyon sağlanılmaya çalışılmıştır. Bir çalışmada silanla kaplanmış ve kaplanmamış cam fiberlerde, kaplanmış fiberlerde transvers dirençlerinin daha iyi olduğu bulunmuştur. Vallittu (43), iki farklı silan ajanı kullandığı çalışmasında silanlı fiberlerdeki kırılma dirençlerinde artış olduğunu ifade etmiştir.

Polimer içindeki cam liflerin doğrultusunda rezinin dayanıklılığına etki etmektedir. Galan ve ark. (67), optimum dayanıklılık için liflerin gelen yüklere dik gelmesini önermektedirler.

Vallittu ve ark. (43,62,68), çeşitli çalışmalarında akrilik rezinin güçlenmesinde cam liflerin konsantrasyonunun fazla olmasının rezinde fazla değişiklik yapmadığını söylemekte ve matriksteki lif miktarının % ağırlık veya % hacim olarak ölçülebileceğini belirtmişlerdir. Polimere rastgele karıştırılan kısa ve düşük konsantrasyonlu (polimer ağırlığın % 1'i) cam fiberin kırılma direncinde artışa neden olduğunu, fazla miktarda fiber ilavesinin sadece gerilme direncinde artış meydana getirdiğini belirtmiştir. Ancak yüksek konsantrasyonda fiberi yerleştirmesinin son derece güç olduğunu belirtmiştir.

John ve ark. (69), ısıyla polimerize olan akriliklere cam, aramid ve naylon fiberlerden ip formunda farklı konsantrasyonlarda ekleyerek bunların kırılma dirençlerine

bakmıştır. Transvers direnç testinde bütün örneklerde fiber miktarı arttıkça kırılma direncinin arttığını belirtmişlerdir.

Ladizesky ve ark. (70), akriliğin dayanıklılığında ağırlık olarak % 4 üzerinde fiber önermemektedir. Stipho (60) ise, ağırlık olarak % 5'in üzerinde cam fiberin anlamlı bir mekanik avantaj getirmediğini bildirmiştir.

Stipho (60), çalışmasında 2 mm uzunluğunda protez kaide rezinine % 1,2,5,10,15 oranlarında ilave edilen cam fiberlerin güçlendirme etkisini incelemiştir. Sonuçta rezinin transverse dayanıklılığı 76 KPa değerinden % 1 cam fiber içeren grupta 90 KPa değerine yükseldiğini ve % 15 oranında ise en düşük dayanıklılık değeri elde edildiğini bildirmiştir.

Yapılan çalışmalarda, paralel cam liflerin kullanılacak monomerle önceden ıslatılmasının polimerizasyon büzülmesini azaltacağını, ancak iyi ıslatılması için fazla metil metakrilat kullanılması polimerizasyon büzülmesini arttıracığını ve protezde boyutsal değişikliklere neden olacağını belirtmişlerdir (13,28,33).

2.11. Poli(metil metakrilat)'ın Kimyasal Olarak Modifikasyonu

İdeal olarak, değişik fiziksel özellikler gösteren iki farklı polimeri, farklı oranlarda karıştırarak farklı özelliklere sahip yeni bir yapı elde edilebilir. Burada önemli olan, iki polimerin birbiri ile uyumlu olması gerekliliğidir. Birbiri ile uyumlu iki polimerin karıştırılması sonucunda, elde edilen kopolimerin zincirleri arasında her iki homopolimerin zincir yapıları da bulunur. Bu şekilde, mevcut polimerlerin ekonomik bir yoldan çarpma dayanıklılığı, elastikiyet modülü, transverse direnci gibi özellikleri geliştirilebilir (71).

Birbiri ile uyumlu olmayan polimerlerin oluşturduğu karışımlarda ise karışıma blok ya da rastgele kopolimerlerin ilave edilmesi ile dirençli bir yapı elde etmek mümkündür. Stiren ve metil metakrilat kopolimerinin aynı polimerlerin oluşturduğu yapıya ilave edilmesiyle yapının direncinin arttığını bildirilmiştir (72).

Johnson ve ark. (73), MMA içerisine % 25,50,75 oranlarında butil metakrilat ve etil metakrilat ekleyerek oluşturdukları komonomer yapıları PMMA polimeri ile karıştırıp oluşan kopolimer yapıların elastikiyet modülünü değerlendirmişlerdir. Eklenen monomerlerin konsantrasyonu arttıkça elastikiyet modülünün azaldığını belirtmişlerdir.

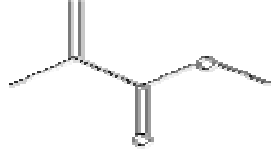
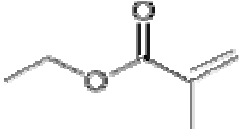
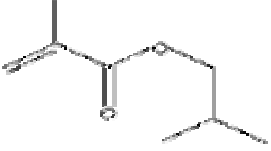
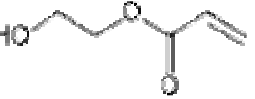
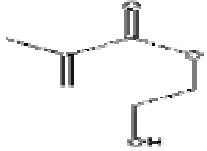
Rodford (74), düşük molekül ağırlığına sahip bütadien-stiren kopolimerlerini, metil metakrilat içinde değişik konsantrasyonlarda (% 0 - % 30) çözerek kopolimerler

oluşturmuş, bu yapıyı poli(metil metakrilat) tozu ile karıştırarak oluşturduğu değişik kopolimerlerin çarpma dayanıklılıklarını incelemiştir.

Metakrilik bileşimli yapılar günümüze kadar restoratif diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahiptir. Genellikle diş hekimliğinde kullanılan metakrilik özellikli monomerler, metil metakrilat (MMA), 2 hidroksietil metakrilat (HEMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) dır. Hareketli protez yapımında çoğunlukla MMA kullanılırken, HEMA ve TEG-DMA ise sıklıkla dentin bonding ajanlarda kullanılmaktadır (5,75).

Bu çalışmada kullanılan; 2 Hidroksietil akrilat, İzobutil metakrilat, Etil metakrilat, 2 Hidroksietil metakrilat ortalama molekül kütleleri 116, 142, 114, 130; kaynama sıcaklıkları 82°C, 155°C, 117°C, 205°C'dir. Bunlar suda çözünen polimerlerdir (5,76) (Çizelge 2.2).

Çizelge 2.2. Monomerlerin kimyasal yapıları (76)

Monomer Adı	Kimyasal gösterimi	Kimyasal Yapısı
Metil Metakrilat (MMA)	$H_2C=C(CH_3)COOCH_3$	
Etil Metakrilat (EM)	$CH_2=C(CH_3)COO(C_2H_5)$	
İzobutil Metakrilat (IBM)	$H_2C=C(CH_3)COO(CH_2)_3CH_3$	
2 Hidroksietil Akrilat (HEA)	$CH_2=CHCOOCH_2CH_2OH$	
2 Hidroksietil Metakrilat (HEMA)	$H_2C=C(CH_3)COOCH_2CH_2OH$	

Chen ve ark. (63), metil metakrilatın sudaki çözünürlüğü, butil metakrilat yada izobutil metakrilattan daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. İzobutil metakrilat ve butil metakrilatın sudaki çözünürlükleri ise benzer bulunmuştur.

Mükemmel tolerans ve stabilite göstererek biyouyumlu bir formda olması sebebiyle HEMA, EM, gibi yapılar kontak lens, ışıkla polimerize olan rezinlerde, ameliyat ve tıbbi ilaçlarda geniş bir uygulama alanı bulmuştur (5,77). Mekanik kararlılıklarının iyi oluşu, yüksek oksijen geçirgenliği ve uygun kırınım indisine sahip oluşları, kontakt lenslerde kullanılmalarının temel nedenidir (78).

Tıbbi uygulamalarda en yaygın olarak kullanılan hidrojellerden HEMA sahip olduğu su içeriği nedeniyle, doğal dokulara büyük bir benzerlik gösterir. Normal biyolojik reaksiyonlarda inert'tir. Bozunmaya dirençlidir, vücut tarafından emilmez, ısıyla steril edilebilir, çok değişik şekil ve formlarda hazırlanabilir (78).

Butil metakrilat rezin içerisinde çözücü, örtücü ve yapıştırıcı özellik katmada, diş ürünlerinde, tekstilde, yapıştırıcılarda uygulama alanları vardır. HEMA ve butil metakrilatın polimer matriks içerisinde birleşimi ve dağılımı sayesinde yüzeyler arasında güçlü bir etkileşme meydana getirmektedir. Metakrilat monomerler deride kızarıklık ve yanma hissi oluşturmaktadır (77,79). Üretici firmalar diğer kullandığımız materyallerde de deride hassasiyet oluşturabileceğini söylemişlerdir. Bu da genelde artık monomer kalması durumunda oluşmaktadır (75,80).

HEMA ve etilenglikol dimetakrilatın hassasiyet oluşturup oluşturumamasına dair bir çalışmada 12 hasta üzerinde patch testi yapılarak 1 ay boyunca izlenmiştir. İlk haftalarda deride çok fazla reaksiyon gözlenirken, ileriki zamanlarda deri reaksiyonunun azaldığını söyleyip, bunun sonucunda düşük konsantrasyonlarda diş ve diğer akrilik ürünlerine kullanılabilirliğini belirtmişlerdir (81).

Yapılan çalışmalarda, HEA ve HEMA'in yüksek hidrofilik yani suyu seven özelliğe olduğunu ve yapısında karboksil gruplarını içermesi ve suyu seven hidrojenlerin bulunması sebebiyle hidrofilik özellik katmış olduğu, butil metakrilat ise moleküler yapısından dolayı hidrofobik (suyu sevmeyen) özellikte olduğu ifade edilmektedir (75,82).

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Cumhuriyet Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümü Hidrojel Araştırma Laboratuvarı, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Kimya Bölümü Polimer-Reoloji / Mekanik Analiz Laboratuvarı, Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi Laboratuvar olanaklarından yararlanılarak yürütülmüştür.

Çalışmada kullanacağımız örneklerin dağılımı Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Örneklerin Gruplara Göre Dağılımı

Gruplar	Darbe dayanıklılık	Transverse dayanıklılık	Su emilimi
Kontrol	7	7	5
Fiberli Grup	7	7	5
*Fiber+HEMA	7×4	7×4	5×4
*Fiber+EM	7×4	7×4	5×4
*Fiber+IBM	7×4	7×4	5×4
*Fiber+HEA	7×4	7×4	5×4

HEMA: 2 Hidroksietil Metakrilat, EM: Etil Metakrilat, IBM: İzobutil Metakrilat, HEA: 2 Hidroksietil Akrlat

*Bu gruplardaki örnekler her bir test için dört ayrı derişimde (% 2,5,10,20) hazırlanmıştır.

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan materyallere ait bilgiler

Materyalin Adı	Üretici Firma	Üretici Ülke
Modelaj mumu	Modelling Wax Red	United Kingdom
Sert alçı	BK Giulini Chemie GmbH&Co.OHG	Germany
Meliodent Sıcak Akrilik	Bayer Dental	Germany
Lak	İMİSEAL,İMİCRYL	Konya /Türkiye
Hidrolik pres	Emmevi SPa	Italy
Dijital mikrometre	Mitutoyo Corp	Japan
Cila motoru	Schütz-Dental	Germany
Su zımparası	Mırka	Finland
Su banyosu cihazı	Nüve BM302	Türkiye
Üç nokta eğilme test cihazı	LLOYD instruments Ltd.	United Kingdom
Hassas terazi	Precisa Instruments Ltd.	Switzerland
Çarpma test cihazı	Coesfeld, İmpact tester	Germany
E-cam fiber (WR3-2400)	Cam Elyaf Sanayi A.Ş.	Kocaeli/Türkiye
2 Hidroksietil akrilat	Fluka, Sigma Aldrich Chemie GmbH	United Kingdom
İzobutil metakrilat	Fluka, Sigma Aldrich Chemie GmbH	Germany
Etil metakrilat	Fluka, Sigma Aldrich Chemie GmbH	France
2 Hidroksietil metakrilat	Merck, Schuchardt OHG	Germany
Işık mikroskopu	LEO 440	United Kingdom

3.1. Mum Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılacak mum örnekleri elde etmek için ilk önce metal kalıplar hazırlandı. Transvers direnç için 65x10x2.5 mm boyutlarında, darbe direnci için 60x7.5x4 mm, su emilimi için 50±1 mm çapında ve 1 mm kalınlığında ADA Spesifikasyon No:12'ye göre metal kalıplar elde edildi (Şekil 3.1). Hazırlanan metal kalıplar cam üzerine yerleştirildi. Mum eritilerek metal kalıplar üzerindeki boşluklara damlatıldı. Mum soğuyup sertleştikten sonra kalıptan çıkarıldı.



Şekil 3.1. Örnek hazırlamada kullanılan metal kalıplar

- a: Darbe dayanıklılık testinde kullanılan metal kalıp
- b: Transverse dayanıklılık testinde kullanılan metal kalıp
- c: Su emilimi testinde kullanılan metal kalıp

3.1.1. Cam Fiberlerin Hazırlanması

Deneyde kullanılan iplik tarzında silanlı E-cam fiberler (WR3-2400, Cam Elyaf Sanayi A.Ş., Türkiye) dijital mikrometre ile 6 mm boyutlarında işaretlenerek, doku makası yardımıyla kesildi. Her bir deney grubu için, akrilik tozunun ağırlıkça % 3 oranında olacak şekilde cam fiberler hassas teraziyle (0.0001 g hassasiyetli) tartımı yapıldı (Şekil 3.2- 3.5).



Şekil 3.2. Cam fiber



Şekil 3.3. Kırılmış cam fiber



Şekil 3.4. Hassas terazi



Şekil 3.5. Dijital mikrometre

3.1.2. Monomerlerin Hazırlanması

Kullandığımız ısı ile polimerize olan akrilik rezindeki (Meliodent, Bayer Dental, Germany) PMMA / MMA oranı 3/1' dir. Bu orana göre 23.4 g toza 10 ml likit ilave edilmesi ile elde edildi. Bu monomer hacmine bağlı kalınarak monomer içerisine mililitrelik şırınga yardımıyla hacimce % 2,5,10,20 oranlarında; 2 hidroksietil metakrilat,

etil metakrilat, 2 hidroksietil akrilat, isobutil metakrilat her bir grup için ayrı ayrı eklendi (Şekil 3.6, 3.7).



Şekil 3.6. Mililitrelik şırınga ve ölçüm kabı



Şekil 3.7. MMA içerisine farklı derişimlerde ilave edilen monomerler

3.2. Akiril Tepimi ve Polimerizasyon

100 ml suya 250 g alçı tozu karıştırılarak muflanın alt kısmına döküldü ve alçı sertleşmeden mum örnekler muflanın alt yarısına yerleştirildi. Alçı sertleştikten sonra lak yani izolator sürüldü. Muflanın üst kapağı yerleştirilip üzerine alçı döküldü. Mufla 150 kg/cm² basınç yapan prese konuldu. Alçının sertleşmesi için 30 dakika beklenildi. Süre sonunda mufla açıldı ve ana modeller, modelasyon spatülü ile alçıdan dikkatli şekilde uzaklaştırıldı. Alt muflaya izolator sürüldü (Şekil 3.8, 3.9).

Isı ile polimerize olan akrilik rezin Meliodent üretici firmanın önerisi doğrultusunda toz-likit oranı 2.34 g/ml olacak şekilde ayarlandı. Her bir örnek içerisindeki fiber miktarı ağırlıkça yüzde olarak hesaplandı. Fiber ilave edilecek gruplara eklenen fiber miktarına göre ilave likit eklendi. İlave likit eklenmesi şu şekilde belirlendi:

Bir kabın içine 3 ml monomer (MMA) konuldu. Monomerin üzerine 1 g kırılmış fiber konularak, 10 dakika bekletildi. Sonra fiber çıkartılıp, kabın içinde kalan monomer hacmi ml'lik şırınga ile ölçüldü. 1 g fiberi doyuran monomer miktarınının 0.7 ml olduğu belirlendi. Sonra farklı derişimlerde (% 2, % 5, % 10, % 20) ekleyeceğimiz likitler hazırlanıp MMA içerisine şırınga ile eklendi.

Oluşturulan likit ile fiberli akrilik tozu birbirleriyle karıştırıldı. Hamur kıvamına geldikten sonra mufla içerisindeki kalıp boşluğuna yerleştirildi. Provedan sonra muflalar kapatıldı ve prese alınarak 200 kg/cm² kuvvet altında 5 dakika bekletildi.

Mufla brite alındı. Su banyosuna konuldu. Firmanın nerilerine göre soğuk suya atılan mufla, su kaynadıktan sonra 30 dk su banyosunda kaldı. Bu süre sonunda mufla dışarıya çıkarıldı ve soğuyuncaya kadar beklenildi.

Mufla açıldı ve örnekler alçı içerisinden dikkatli bir şekilde çıkarıldı. İlk basamakta kenar fazlalıkları düzeltildi. İkinci basamakta yüzeyde oluşan düzensizlikler su altında 600 numaralı su zımparası ile düzeltildi. İşlemler tamamlanarak örnekler elde edildi.



şekil 3.8. Muflaya alınmış mum örnekler

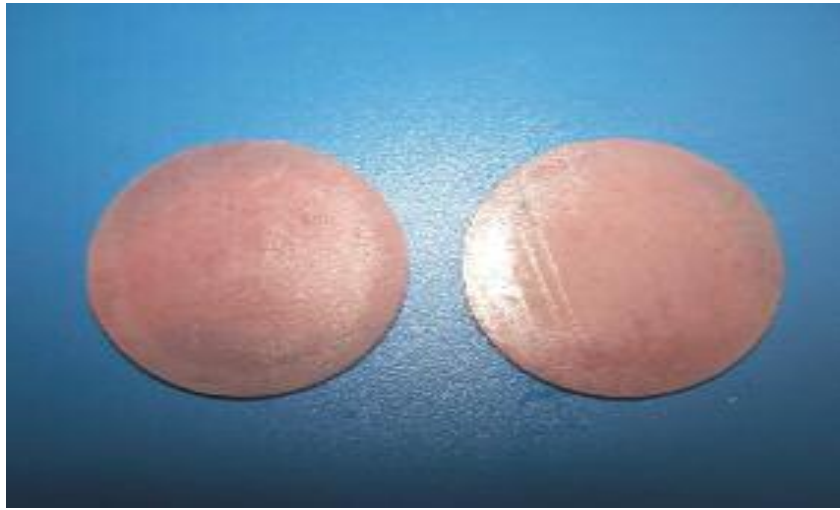


şekil 3.9. Muflada mum eritilerek oluşturulan rnekler

3.3. Su Emilimi

Her bir grupta beş örnek olacak şekilde toplam 90 örnek hazırlandı. Örneklerin hassas terazi yardımıyla ağırlıkları ölçüldü ve 600 numaralı su zımparasıyla birbirlerine yakın ağırlıklara yaklaşık olarak getirildi. Örnekler ADA Spesifikasyon No: 12'ye göre yapıldı. 50±1 mm çapında, 1 mm kalınlığında akrilik diskler hazırlandı. Diskler silika jel içeren desikatörde 24 saat (37±1°C) bekletildi. Süre bitiminde tüm örnekler başka bir desikatöre yerleştirilerek bir saat bekletildi ve hassas terazide kuru ağırlık tartımı yapıldı. 24 saatlik zaman içinde disklerde 0.5 mg dan fazla ağırlık azalması olmayıncaya kadar işlemler tekrarlandı. Kuruyan örneklerin tartımı yapıldı ve değerleri yazıldı. Yedi gün boyunca su banyosu cihazında (Nüve BM302, Türkiye) sıcaklığı 37±1°C olan distile su içerisinde bekletildi. Örnekler çıkarılıp teker teker kurutma kağıdında kurutulduktan sonra tartılıp emilmiş haldeki disklerin ağırlıkları kaydedildi. Su emilimi için aşağıdaki formül kullanıldı (Şekil 3.10 – 3.12).

$$\text{Su Emilimi} = \frac{\text{Su emdikten Sonraki Kütle (g)} - \text{Kuru Kütle (g)}}{\text{Hacim (cm}^3\text{)}}$$



Şekil 3.10. Su emiliminde kullanılan örnekler



Şekil 3.11. Desikatör



Şekil 3.12. Su banyosu cihazı

3.4. Yatay Dayanıklılık (Transverse Strength)

Yatay dayanıklılığın tespit edilmesi için üç nokta eğme testi uygulandı. Gerekli olan örnek boyutları ADA Spesifikasyon No:12'ye göre $65 \times 10 \times 2.5$ mm boyutlarında toplam 126 adet örnek hazırlandı ($n=7$) (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Transverse dayanıklılık testi için hazırlanan örnek

Bütün örnekler testten önce 48 saat 37°C 'de distile suda bekletildi. Üç nokta eğme testi Lloyd Universal Test Cihazında yapıldı. Cihazın hızı ISO standartlarına uygun şekilde 5 ± 1 mm/dk olarak ayarlandı. Testin yapıldığı cihazda örnek yerleştirilecek destekler arası

uzaklık 50 mm olarak ayarlandı. Üstte bulunan destek (kuvvet uygulayan), altta ki iki desteğe paralel ve tam ortalarında olacak şekilde yerleştirildi. Bu desteklerin uçları çapı 3.2 mm silindirik şekildedir. Cihazın tablasına yerleştirilen örneklere kuvvet sıfırdan itibaren artarak 5±1 mm/dk hızında olacak tarzda kırılma oluncaya kadar kuvvet uygulandı (Şekil 3.14, 3.15). Elde edilen kuvvet ve eğilme değerleri elde edilerek transverse dayanıklılık ve elastikiyet modülü aşağıdaki formülle hesaplandı.

Yatay dayanıklılık;

$$TS = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Elastikiyet modülü;

$$E = \frac{l^3F}{4bh^3d}$$

TS = Transverse dayanıklılık (N/mm²=MPa)

E= Elastikiyet modülü (N/mm²=MPa)

F= Kırılma anındaki yük (N)

l= Örnek yerleştirilen destekler arası mesafe (mm)

b = Örnek genişliği (mm)

h = Örnek kalınlığı (mm)

d= Maksimum bükülme (mm)



Şekil 3.14. Eğme testi cihazı (Lloyd instruments)



Şekil 3.15. Transverse direnç testi

3.5. Darbe Dayanıklılığı

Darbe direnci ölçümleri için ISO 1567: 1988'nin belirlediği (50×6×4 mm)'nin kalınlığı dışında darbe cihazının özelliklerine göre 60×7,5×4 mm boyutlarında (12,49) toplam 126 adet örnek hazırlandı (n=7) (Şekil 3.16). Testten önce tüm örnekler 37°C 'lik distile suda iki hafta bekletildi. Daha sonra örnekler darbe test cihazında (Coesfeld Impact Tester) kırıldı. Kırılan örneklerin darbe dayanımları Joule (J) cinsinden kaydedildi. Elde edilen değer örnek yüzey alanına bölünerek her bir örnek için darbe direnci J/m² cinsinden elde edildi (Şekil 3.16 – 3.18) .



Şekil 3.16. Darbe dayanıklılık testi için hazırlanan örnek



Şekil 3.17. Coesfeld darbe test cihazı



Şekil 3.18. Darbe testi

3.6. SEM (Scanning Electron Microscope) Değerlendirmesi

Cam fiber polimer matriks birleşimini incelemek amacıyla SEM kullanıldı. Tüm deney gruplarından rastgele birer örnek seğildi. Seğilen örneklerin kırılan yüzeylerinden 2 mm yksekliginde ve 2 mm eninde kesit alındı. Kesit rneklerinin incelenmeyen kısımları düzeltildi. Ancak kırık yüzeylere bu aşamada hiçbir işlem yapılmadı. Daha sonra kesit rnekleri Polaron SC 7620 Sputter Coater Cihazında 4×10^{-2} mbar vakum oluncaya kadar bekletildi. Sonra saniyede 3 A^o kaplama yapan cihaz, 15 sn içinde yaklaşık 45A^o Au/Pd ile kaplandı. Kaplanan rnekler LEO 440 model taramalı elektron mikroskobu ile görüntülendi.

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmanın verileri SPSS (Ver: 15.0) programına yüklenerek farklı derişimlerde transvers dayanıklılık, elastikiyet modülü, maksimum bükülme, darbe dayanıklılığı ve su emilimi parametrelerinin; gruplar arasında farklılık olup olmadığı Kruskal-Wallis testi kullanılarak belirlendi. Test sonucunda önemlilik kararı verildiğinde grupların ikişerli olarak karşılaştırılmasında Mann-Whitney U testi kullanıldı. Her bir grubun kendi içinde farklı derişimlerinde transverse dayanıklılık, darbe dayanıklılığı, su emilimi parametreleri incelenirken ölçümler arası farklılığın belirlenmesinde Friedman testi kullanıldı. Test sonucunda önemlilik kararı verildiğinde farklılık yapan ölçümleri belirlemek için Wilcoxon testi kullanıldı.

Verilerimiz tablolarda ortalama, \pm standart sapma şeklinde belirtilip yanılma düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

Çalışmanın bulguları transvers dayanıklılık, elastikiyet modülü, maksimum bükülme, darbe dayanıklılığı, su emilimi ve fiber / polimer matriks arası yüzeylerin SEM ile incelenmesi olmak üzere altı bölümde değerlendirildi.

4.1. Transvers Dayanıklılık Testi Sonuçları

Transvers dayanıklılık değerleri; 4 farklı monomer ve her bir monomerin dört farklı derişimle oluşturulan örneklerden elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri (Çizelge 4.1- 4.5)'de, grafikler ise (Şekil 4.1,4.2)'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. PMMA içerisinde % 2'lik konsantrasyondaki monomerlerin transvers dayanıklılık testi sonuçları

	Maksimum Kuvvet (N)	Transvers Dayanıklılık (MPa)	n
	X ± Ss	X ± Ss	
Kontrol	74,06 ± 3,91	88,88 ± 4,69 ^{a,b,c}	7
Fiberli Grup	79,34 ± 8,13	95,21 ± 9,75 ^{a,d,e}	7
Fiber + IBM	108,99 ± 11,80	130,79 ± 14,16 ^{b,d,f,g,h}	7
Fiber + HEMA	92,18 ± 2,43	110,62 ± 2,91 ^{c,e,f,k,l}	7
Fiber + HEA	69,95 ± 6,84	83,94 ± 8,21 ^{g,k}	7
Fiber + EM	78,74 ± 3,99	94,49 ± 7,78 ^{h,l}	7
	KW = 32,77 p = 0,000 p < 0,05	KW = 32,77 p = 0,000 p < 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

% 2'lik derişim yönünden gruplara ait transvers dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait transvers dayanıklılık değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, IBM ve HEMA grubu, Fiberli grup ile IBM ve HEMA grubu, IBM grubu ile HEMA, HEA ve EM grubu, HEMA grubu ile HEA ve EM grubu arasındaki farklılık önemli

bulunurken ($p < 0,05$) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$) (Çizelge 4.1).

% 2'lik derişimlerdeki farklı likitlerin fiberli akrilik rezinlerin transvers dayanıklılıklarına etkilerinin değerlendirilmesi genel olarak yapıldığında en yüksek değer Fiber+IBM grubunda ($130,79 \pm 14,16$ MPa) olduğu, en düşük değer Fiber+HEA grubunda ($83,94 \pm 8,21$ MPa) olduğu görülmüştür. Fiberli grubun transvers dayanıklılık yönünden fiber ve likit içermeyen kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir dağılım göstererek daha yüksek olduğu belirlendi, ayrıca IBM likit ilaveli fiberli akrilik grubunun da fiberli gruba göre transvers dayanıklılıkta belirli bir artış göstermiştir. ($p < 0,05$) (Çizelge 4.1).

Çizelge 4.2. PMMA içerisinde %5'lik konsantrasyondaki monomerlerin transvers dayanıklılık testi sonuçları

	Maksimum Kuvvet (N)	Transvers Dayanıklılık (MPa)	n
	X ± Ss	X ± Ss	
Kontrol	74,06 ± 3,91	88,88 ± 4,69 ^{a,b,c}	7
Fiberli Grup	79,34 ± 8,13	95,21 ± 9,75 ^{a,d}	7
Fiber + IBM	88,57 ± 12,12	106,97 ± 15,10 ^{b,e}	7
Fiber + HEMA	95,24 ± 4,01	114,29 ± 4,81 ^{c,d,f,g}	7
Fiber + HEA	73,09 ± 2,78	87,71 ± 3,34 ^{e,f}	7
Fiber + EM	83,70 ± 5,85	100,43 ± 7,02 ^g	7
	KW = 25,08	KW = 24,99	
	p = 0,000	p = 0,000	
	p < 0,05	* p < 0,05	

^aDikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir ($p < 0,05$).

% 5'lik derişim yönünden gruplara ait transvers dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Gruplara ait transvers dayanıklılık değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, IBM ve HEMA grubu, Fiberli grup ile HEMA grubu, IBM grubu ile HEA grubu, HEMA grubu ile HEA ve EM grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p < 0,05$) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$) (Çizelge 4.2).

% 5'lik derişimlerdeki farklı likitlerin fiberli akrilik rezinlerin üzerinde transvers dayanıklılıklarına etkilerinin değerlendirilmesi genel olarak yapıldığında en yüksek değer

Fiber+HEMA grubunda ($114,29 \pm 4,81$ MPa) olduğu, en düşük değerlerin ise Fiber+HEA ($87,71 \pm 3,34$ MPa) ve kontrol grubunda ($88,88 \pm 4,69$ MPa) olduğu görülmüştür (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.3. PMMA içerisinde % 10'luk konsantrasyondaki monomerlerin transvers dayanıklılık testi sonuçları

	Maksimum Kuvvet (N)	Transvers Dayanıklılık (MPa)	
	X ± Ss	X ± Ss	n
Kontrol	74,06 ± 3,91	88,88 ± 4,69 ^{a,b,c}	7
Fiberli Grup	79,34 ± 8,13	95,21 ± 9,75 ^{a,d}	7
Fiber + IBM	86,95 ± 8,10	104,34 ± 9,72 ^{b,c}	7
Fiber + HEMA	95,72 ± 9,21	114,86 ± 11,06 ^{c,d,f,g}	7
Fiber + HEA	69,81 ± 6,87	83,78 ± 8,24 ^{e,f}	7
Fiber + EM	79,74 ± 6,48	95,69 ± 7,77 ^e	7
	KW = 26,45	KW = 26,43	
	p = 0,000	p = 0,000	
	p < 0,05	* p < 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

% 10'luk derişim yönünden gruplara ait transvers dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait transvers dayanıklılık değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, IBM ve HEMA grubu, fiberli grup ile HEMA grubu, IBM grubu ile HEA grubu, HEMA grubu ile HEA ve EM grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05) (Çizelge 4.3).

% 10'luk derişimlerdeki farklı likitlerin fiberli akrilik rezinlerin üzerinde transvers dayanıklılıklarına etkilerinin değerlendirilmesi genel olarak yapıldığında en yüksek değerlerin Fiber+HEMA grubunda ($114,86 \pm 11,06$ MPa) olduğu, en düşük değerlerin ise Fiber+HEA ($83,78 \pm 8,24$ MPa) ve kontrol grubunda ($88,88 \pm 4,69$ MPa) olduğu görülmüştür (Çizelge 4.3).

Çizelge 4.4. PMMA içerisinde % 20'lik konsantrasyondaki monomerlerin transvers dayanıklılık testi sonuçları

	Maksimum Kuvvet (N)	Transvers Dayanıklılık (MPa)	n
	X ± Ss	X ± Ss	
Kontrol	74,06 ± 3,91	88,88 ± 4,69 ^{a,b,c}	7
Fiberli Grup	79,34 ± 8,13	95,21 ± 9,75 ^{a,d}	7
Fiber + IBM	83,69 ± 5,43	100,43 ± 6,51 ^e	7
Fiber + HEMA	86,72 ± 8,97	104,06 ± 10,76 ^{c,f}	7
Fiber + HEA	61,86 ± 3,72	73,37 ± 5,45 ^{b,d,e,f,g}	7
Fiber + EM	83,75 ± 5,20	100,49 ± 6,24 ^g	7
	KW = 25,18	KW = 25,18	
	p = 0,000	p = 0,000	
	p < 0,05	* p < 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

% 20'lik derişim yönünden gruplara ait transvers dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait transvers dayanıklılık değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, HEA ve HEMA grubu, fiberli grup ile HEA grubu, IBM grubu ile HEA grubu, HEMA grubu ile HEA grubu, HEA grubu ile EM grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05) (Çizelge 4.4).

% 20'lik derişimlerdeki farklı likitlerin fiberli akrilik rezinlerin üzerinde transvers dayanıklılıklarına etkilerinin değerlendirilmesi genel olarak yapıldığında en yüksek değerler Fiber+HEMA grubunda (104,86 ± 10,76 MPa) olduğu, en düşük değerlerin ise Fiber+HEA (73,37 ± 5,45 MPa) ve kontrol grubunda (88,88 ± 4,69 MPa) olduğu görülmüştür (Çizelge 4.4).

Çizelge 4.5. Her bir grubun kendi içinde dört farklı derişimdeki transvers dayanıklılık test sonuçları

	Fiber +IBM (MPa)	Fiber+HEMA (MPa)	Fiber+HEA (MPa)	Fiber+EM (MPa)	n
	X ± Ss	X ± Ss	X ± Ss	X ± Ss	
% 2	130,79 ± 14,16 ^{a,b,c}	110,62 ± 2,91	83,14 ± 8,21	94,49 ± 4,78	7
% 5	106,97 ± 15,10 ^a	114,29 ± 4,81 ^d	87,71 ± 3,34 ^f	100,43 ± 7,02	7
% 10	104,34 ± 9,72 ^b	114,86 ± 11,06 ^e	83,78 ± 8,24	95,69 ± 7,77	7
% 20	100,43 ± 6,51 ^c	104,06 ± 10,76 ^{d,e}	73,37 ± 5,45 ^f	100,49 ± 6,24	7
	X ² = 11,22	X ² = 12,91	X ² = 7,42	X ² = 3,17	
	p = 0,011	p = 0,011	p = 0,034	p = 0,366	
	*p < 0,05	*p < 0,05	*p < 0,05	p > 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Wilcoxon testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

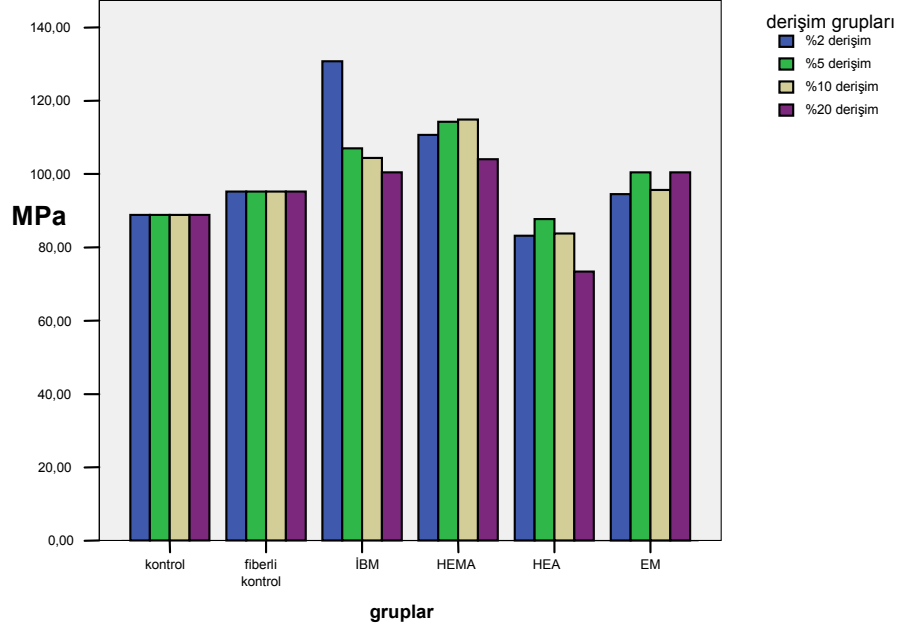
IBM grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen transvers dayanıklılık değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Ölçümler ikişerli olarak karşılaştırıldığında % 2 derişim ile % 5, % 10, % 20 derişim arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

HEMA grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen transvers dayanıklılık değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Ölçümler ikişerli olarak karşılaştırıldığında % 5 derişim ile % 20 derişim, % 10 derişim ile % 20 derişim arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

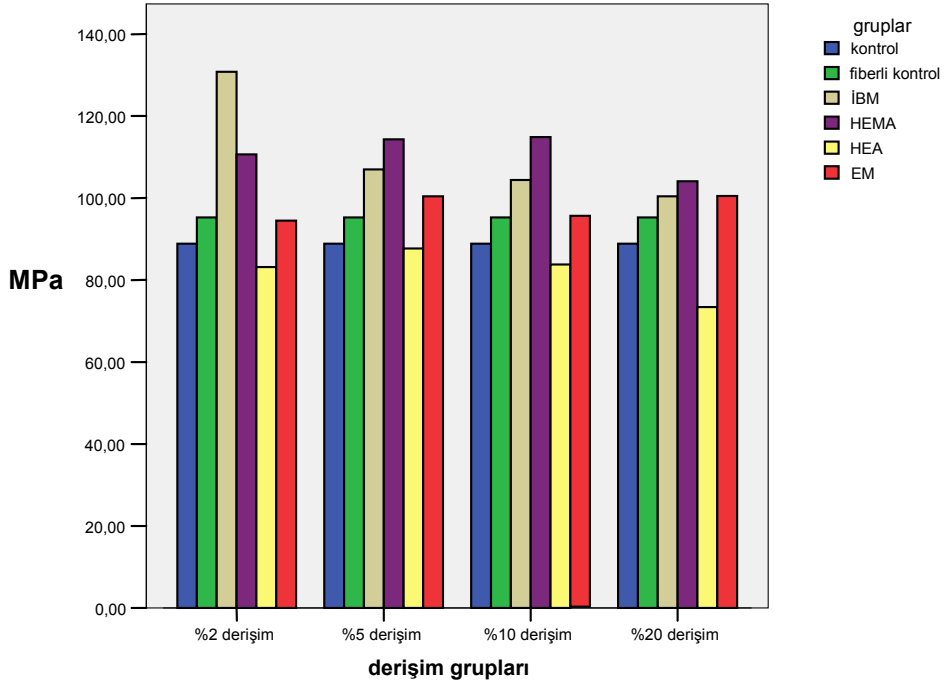
HEA grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen transvers dayanıklılık değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Ölçümler ikişerli olarak karşılaştırıldığında % 5 derişim ile % 20 derişim arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

EM grubunda ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

Ölçümler genel olarak bakıldığında transvers dayanıklılık bakımından en yüksek değerler sırasıyla % 2'lik IBM grubu (130,79 ± 14,16 MPa), % 10'luk HEMA grubu (114,86 ± 11,06 MPa), en düşük değer ise % 20' lik HEA grubu (73,37 ± 5,45 MPa) içinde görülmüştür (Çizelge 4.5).



Şekil 4.1. Grup içi transvers dayanıklılık değerleri



Şekil 4.2. Gruplar arası transvers dayanıklılık değerleri

4.2. Elastikiyet Modülü Testi Sonuçları

Elastikiyet modülü değerleri; 4 farklı monomer ve her bir monomerin dört farklı derişimle oluşturulan örneklerden elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri (Çizelge 4.6-4.10)'de, grafikler ise (Şekil 4.3,4.4)'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.6. PMMA içerisinde %2'lik konsantrasyondaki monomerlerin elastikiyet modülü testi sonuçları

	Maksimum Kuvvet (N)	Elastikiyet Modülü (MPa)	n
	X ± Ss	X ± Ss	
Kontrol	74,06 ± 3,91	2051,76 ± 146,78 ^{a,b,c,d}	7
Fiberli Grup	79,34 ± 8,13	2928,87 ± 295,10 ^{a,e,f,g}	7
Fiber + IBM	108,99 ± 11,80	3986,21 ± 418,90 ^{b,e,h,k,l}	7
Fiber + HEMA	92,18 ± 2,43	3372,60 ± 172,08 ^{c,g,h,m,n}	7
Fiber + HEA	69,95 ± 6,84	2327,34 ± 272,21 ^{f,k,m,o}	7
Fiber + EM	78,74 ± 3,99	2896,41 ± 159,07 ^{d,l,n,o}	7
	KW = 32,77	KW = 37,09	
	p = 0,000	p = 0,000	
	p < 0,05	* p < 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

% 2'lik derişim yönünden gruplara ait elastikiyet modülü değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait elastikiyet modülü değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, IBM, HEMA ve EM grubu, Fiberli grup ile IBM, HEA ve HEMA grubu, IBM grubu ile HEMA , HEA ve EM grubu, HEMA grubu ile HEA ve EM grubu, HEA grubu ile EM grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05) (Çizelge 4.6).

% 2'lik derişimlerdeki farklı likitlerin fiberli akrilik rezinlerin elastikiyet modülü sonuçlarının değerlendirilmesi genel olarak yapıldığında en yüksek değer Fiber+IBM grubunda (3986,21 ± 418,90 MPa) olduğu, en düşük değer fiber ve likit içermeyen Kontrol grubunda (2051,76 ± 146,78 MPa) olduğu görülmüştür. Fiber içeren akriliğin kontrol grubuna göre elastikiyet modülünde artış göstermiştir, ayrıca IBM ilaveli fiberli

akrilik grubunda fiberli gruba göre elastikiyet modülünde belirli bir artış göstermiştir (Çizelge 4.6).

Çizelge 4.7. PMMA içerisinde % 5'lik konsantrasyondaki monomerlerin elastikiyet modülü testi sonuçları

	Maksimum Kuvvet (N)	Elastikiyet Modülü (MPa)	n
	X ± Ss	X ± Ss	
Kontrol	74,06 ± 3,91	2051,76 ± 146,78 ^{a,b,c,d,e}	7
Fiberli Grup	79,34 ± 8,13	2928,87 ± 295,10 ^{a,f}	7
Fiber + IBM	88,57 ± 12,12	3117,86 ± 334,20 ^{b,g,h}	7
Fiber+ HEMA	95,24 ± 4,01	3642,25 ± 281,23 ^{c,f,h,k,l}	7
Fiber + HEA	73,09 ± 2,78	2598,15 ± 359,93 ^{d,g,k}	7
Fiber + EM	83,70 ± 5,85	2748,96 ± 187,00 ^{e,l}	7
	KW = 25,08	KW = 29,63	
	p = 0,000	p = 0,000	
	p < 0,05	* p < 0,05	

^aDikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

% 5'lik derişim yönünden gruplara ait elastikiyet modülü değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait elastikiyet modülü değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, IBM, HEMA, HEA ve EM grubu, Fiberli grup ile HEMA grubu, IBM grubu ile HEA ve HEMA grubu, HEMA grubu ile HEA ve EM grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05) (Çizelge 4.7).

% 5'lik derişimlerdeki farklı likitlerin fiberli akrilik rezinlerin üzerinde elastikiyet modülü sonuçlarının değerlendirilmesi genel olarak yapıldığında en yüksek değer Fiber+HEMA grubunda (3642,25 ± 281,23 MPa) olduğu, en düşük değerlerin ise Fiber+HEA (2598,15 ± 359,93 MPa) ve kontrol grubunda (2051,76 ± 146,78 MPa) olduğu görülmüştür (Çizelge 4.7).

Çizelge 4.8. PMMA içerisinde % 10'luk konsantrasyondaki monomerlerin elastikiyet modülü testi sonuçları

	Maksimum Kuvvet (N)	Elastikiyet Modülü (MPa)	n
	X ± Ss	X ± Ss	
Kontrol	74,06 ± 3,91	2051,76 ± 146,78 ^{a,b,c,d}	7
Fiberli Grup	79,34 ± 8,13	2928,87 ± 295,10 ^{a,e}	7
Fiber + IBM	86,95 ± 8,10	3256,86 ± 168,60 ^{b,f,g}	7
Fiber + HEMA	95,72 ± 9,21	3212,51 ± 474,05 ^{c,h,k}	7
Fiber + HEA	69,81 ± 6,87	1981,02 ± 343,02 ^{e,f,h}	7
Fiber + EM	79,74 ± 6,48	2635,38 ± 273,99 ^{d,g,k}	7
	KW = 26,45	KW = 31,13	
	p = 0,000	p = 0,000	
	p < 0,05	* p < 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

% 10'luk derişim yönünden gruplara ait elastikiyet modülü değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait elastikiyet modülü değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, IBM, HEMA ve EM grubu, Fiberli grup ile HEA grubu, IBM grubu ile HEA ve EM grubu, HEMA grubu ile HEA ve EM grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05) (Çizelge 4.8).

% 10'luk derişimlerdeki farklı likitlerin fiberli akrilik rezinlerin üzerinde elastikiyet modülü sonuçlarının değerlendirilmesi genel olarak yapıldığında en yüksek değer Fiber+IBM grubunda (3256,86 ± 168,60 MPa) olduğu, en düşük değerlerin ise Fiber+HEA (1981,02 ± 343,02 MPa) ve kontrol grubunda (2051,76 ± 146,78 MPa) olduğu görülmüştür (Çizelge 4.8).

Çizelge 4.9. PMMA içerisinde % 20'lik konsantrasyondaki monomerlerin elastikiyet modülü testi sonuçları

	Maksimum Kuvvet (N)	Elastikiyet Modülü (MPa)	n
	X ± Ss	X ± Ss	
Kontrol	74,06 ± 3,91	2051,76 ± 146,78 ^{a,b,c,d}	7
Fiberli Grup	79,34 ± 8,13	2928,87 ± 295,10 ^{a,e,f}	7
Fiber + IBM	83,69 ± 5,43	3331,11 ± 163,24 ^{b,e,g,h}	7
Fiber + HEMA	86,72 ± 8,97	3049,17 ± 230,32 ^{c,k}	7
Fiber + HEA	61,86 ± 3,72	2122,03 ± 215,35 ^{f,g,k,l}	7
Fiber + EM	83,75 ± 5,20	2891,54 ± 252,26 ^{d,h,l}	7
	KW = 25,18 p = 0,000 p < 0,05	KW = 32,08 p = 0,000 * p < 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

% 20'lik derişim yönünden gruplara ait elastikiyet modülü değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait elastikiyet modülü değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, IBM, HEMA ve EM grubu, Fiberli grup ile HEA, IBM grubu, IBM grubu ile HEA, EM grubu, HEMA grubu ile HEA grubu, HEA grubu ile EM grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05)

% 20'lik derişimlerdeki farklı likitlerin fiberli akrilik rezinlerin üzerinde elastikiyet modülü sonuçlarının değerlendirilmesi genel olarak yapıldığında en yüksek değer Fiber+IBM grubunda (3331,11 ± 163,24 MPa) olduğu, en düşük değerlerin ise Fiber+HEA (2122,03 ± 215,35 MPa) ve kontrol grubunda (2051,76 ± 146,78 MPa) olduğu görülmüştür (Çizelge 4.9).

Çizelge 4.10. Her bir grubun kendi içinde dört farklı derişimdeki elastikiyet modülü test sonuçları

	Fiber + IBM (MPa)	Fiber+HEMA (MPa)	Fiber+HEA (MPa)	Fiber + EM (MPa)	n
	X ± Ss	X ± Ss	X ± Ss	X ± Ss	
% 2	3986,21 ± 418,90 ^{a,b,c}	3372,60 ± 172,08 ^d	2327,43 ± 272,21	2896,41 ± 159,07	7
% 5	3117,86 ± 334,20 ^a	3642,25 ± 281,23 ^{e,f}	2598,15 ± 359,93 ^{g,h}	2748,96 ± 387,00	7
% 10	3256,80 ± 168,60 ^b	3212,51 ± 373,05 ^e	1981,02 ± 343,82 ^g	2635,38 ± 273,99	7
% 20	3331,11 ± 163,24 ^c	3049,17 ± 230,32 ^{d,f}	2122,03 ± 215,39 ^h	2891,54 ± 252,26	7
	X ² = 13,80	X ² = 9,34	X ² = 7,86	X ² = 4,20	
	p = 0,003	p = 0,025	p = 0,036	p = 0,241	
	*p < 0,05	*p < 0,05	*p < 0,05	p > 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Wilcoxon testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

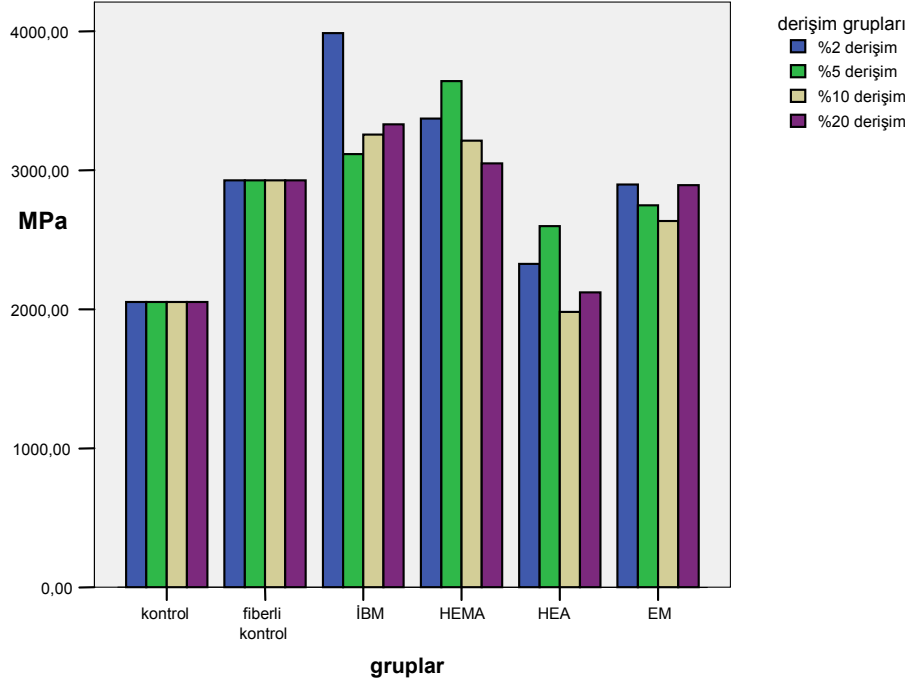
IBM grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen elastikiyet modülü değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Ölçümler ikişerli olarak karşılaştırıldığında % 2 derişim ile % 5, % 10 ve % 20 derişim arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

HEMA grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen elastikiyet modülü değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Ölçümler ikişerli olarak karşılaştırıldığında % 2 derişim ile % 20 derişim, % 5 derişim ile % 10 ve % 20 derişim arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

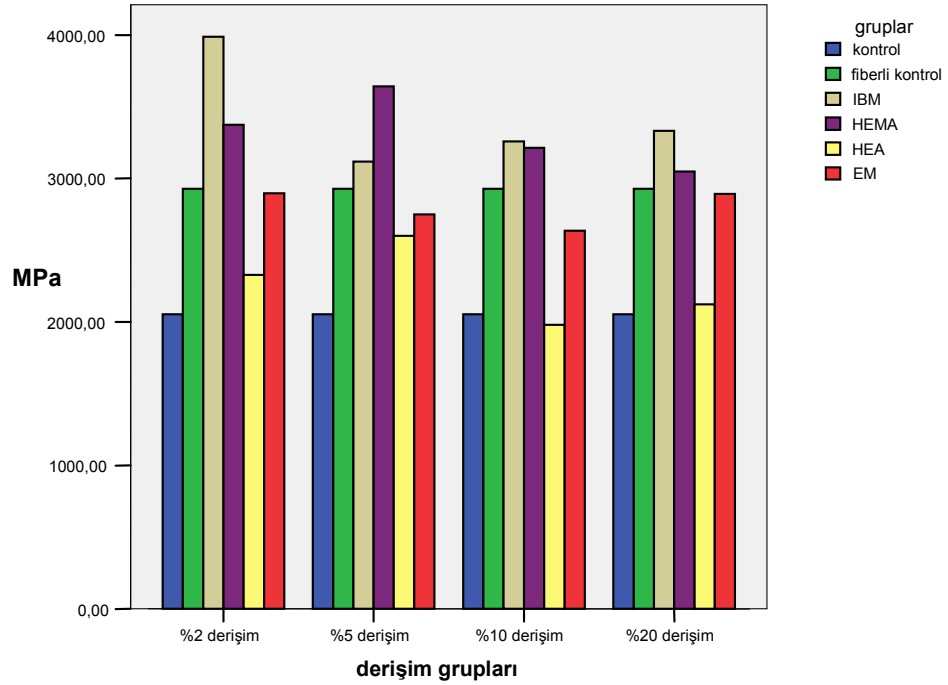
HEA grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen elastikiyet modülü değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Ölçümler ikişerli olarak karşılaştırıldığında % 5 derişim ile % 10 ve % 20 derişim arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

EM grubunda ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

Ölçümler genel olarak bakıldığında elastikiyet modülü bakımından en yüksek değerler sırasıyla % 2'lik IBM grubu (3986,21 ± 418,90 MPa), %5'lik HEMA grubu (3642,25 ± 281,23 MPa), en düşük değer ise % 10' luk HEA grubu (1981,02 ± 343,82 MPa) içinde görülmüştür (Çizelge 4.10).



Şekil 4.3. Grup içi elastikiyet modülü değerleri



Şekil 4.4. Gruplar arası elastikiyet modülü

4.3. Maksimum Bükülme (Defleksiyon) Test Sonuçları

Transvers dayanıklılığı belirlemek için yapılan üç nokta eğme testi materyali kırmak için gerekli maksimum yük karşısında kırılmadan önceki gösterdiği defleksiyon değerlerinin tüm ortalama ve standart sapma sonuçları (Çizelge 4.11-4.15) ve grafikler ise (Şekil 4.5,4.6)'da gösterilmiştir.

Çizelge 4.11. PMMA içerisinde % 2'lik konsantrasyondaki monomerlerin maksimum bükülme testi sonuçları

	Maksimum Kuvvet (N)	Maksimum Bükülme (mm)	n
	X ± Ss	X ± Ss	
Kontrol	74,06 ± 3,91	7,25 ± 0,62 ^{a,b,c,d,e}	7
Fiberli Grup	79,34 ± 8,13	5,42 ± 0,30 ^a	7
Fiber + IBM	108,99 ± 11,80	5,47 ± 0,40 ^b	7
Fiber + HEMA	92,18 ± 2,43	5,48 ± 0,39 ^c	7
Fiber + HEA	69,95 ± 6,84	6,03 ± 0,42 ^d	7
Fiber + EM	78,74 ± 3,99	5,44 ± 0,27 ^e	7
	KW = 32,77	KW = 23,08	
	p = 0,000	p = 0,000	
	p < 0,05	*p < 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

% 2'lik derişim yönünden gruplara ait defleksiyon değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait defleksiyon değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, IBM, HEMA, HEA ve EM grubu, arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05) (Çizelge 4.11).

% 2'lik derişimlerdeki farklı likitlerin fiberli akrilik rezinlerin defleksiyon sonuçlarının değerlendirilmesi genel olarak yapıldığında en yüksek değer fiber ve likit

içermeyen kontrol grubunda ($7,25 \pm 0,62$ mm) olduğu, en düşük değer fiberli grubun ($5,42 \pm 0,30$ mm) olduğu görülmüştür (Çizelge 4.11).

Çizelge 4.12. PMMA içerisinde % 5'lik konsantrasyondaki monomerlerin maksimum bükülme testi sonuçları

	Maksimum Kuvvet (N)	Maksimum Bükülme (mm)	n
	X ± Ss	X ± Ss	
Kontrol	74,06 ± 3,91	7,25 ± 0,62 ^{a,b,c,d,e}	7
Fiberli Grup	79,34 ± 8,13	5,42 ± 0,30 ^a	7
Fiber + IBM	88,57 ± 12,12	5,72 ± 0,66 ^b	7
Fiber + HEMA	95,24 ± 4,01	5,25 ± 0,38 ^c	7
Fiber + HEA	73,09 ± 2,78	5,70 ± 0,71 ^d	7
Fiber + EM	83,70 ± 5,85	6,18 ± 0,92 ^e	7
	KW = 25,08	KW = 19,75	
	p = 0,000	p = 0,001	
	p < 0,05	*p < 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

% 5'lik derişim yönünden gruplara ait defleksiyon değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait defleksiyon değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, IBM, HEMA, HEA ve EM grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05) (Çizelge 4.12).

% 5'lik derişimlerdeki farklı likitlerin fiberli akrilik rezinlerin üzerinde defleksiyon sonuçlarının değerlendirilmesi genel olarak yapıldığında en yüksek değer fiber ve likit içermeyen kontrol grubunda ($7,25 \pm 0,62$ mm) olduğu, en düşük değerlerin ise Fiber+HEMA ($5,25 \pm 0,38$ mm) grubunda görülmüştür (Çizelge 4.12).

Çizelge 4.13. PMMA içerisinde % 10'luk konsantrasyondaki monomerlerin maksimum bükülme testi sonuçları

	Maksimum Kuvvet (N)	Maksimum Bükülme (mm)	n
	X ± Ss	X ± Ss	
Kontrol	74,06 ± 3,91	7,25 ± 0,62 ^{a,b,c,d}	7
Fiberli Grup	79,34 ± 8,13	5,42 ± 0,30 ^a	7
Fiber + IBM	86,95 ± 8,10	5,34 ± 0,44 ^b	7
Fiber + HEMA	95,72 ± 9,21	5,90 ± 0,70 ^c	7
Fiber + HEA	69,81 ± 6,87	7,12 ± 0,53	7
Fiber + EM	79,74 ± 6,48	6,07 ± 0,28 ^d	7
	KW = 26,45	KW = 28,76	
	p = 0,000	p = 0,000	
	p < 0,05	*p < 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

% 10'luk derişim yönünden gruplara ait defleksiyon değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait defleksiyon değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, IBM, HEMA ve EM grubu, fiberli grup ile HEA grubu, IBM grubu, HEA grubu ile HEMA ve EM grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05) (Çizelge 4.13).

% 10'luk derişimlerdeki farklı likitlerin fiberli akrilik rezinlerin üzerinde defleksiyon sonuçlarının değerlendirilmesi genel olarak yapıldığında en yüksek değer fiber ve likit içermeyen kontrol grubunda (7,25 ± 0,62 mm) olduğu, en düşük değerlerin ise Fiber+IBM (5,34 ± 0,44 mm) grubunda görülmüştür (Çizelge 4.13).

Çizelge 4.14. PMMA içerisinde % 20'lik konsantrasyondaki monomerlerin maksimum bükülme testi sonuçları

	Maksimum Kuvvet (N)	Maksimum Bükülme (mm)	n
	X ± Ss	X ± Ss	
Kontrol	74,06 ± 3,91	7,25 ± 0,62 ^{a,b,c,d,e}	7
Fiberli Grup	79,34 ± 8,13	5,42 ± 0,30 ^a	7
Fiber + IBM	83,69 ± 5,43	5,02 ± 0,26 ^b	7
Fiber + HEMA	86,72 ± 8,97	5,70 ± 0,62 ^c	7
Fiber + HEA	61,86 ± 3,72	5,81 ± 0,73 ^d	7
Fiber + EM	83,75 ± 5,20	5,82 ± 0,59 ^e	7
	KW = 25,18	KW = 23,37	
	p = 0,000	p = 0,000	
	p < 0,05	*p < 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

% 20'lik derişim yönünden gruplara ait defleksiyon değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait maksimum bükülme değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, IBM, HEMA, HEA ve EM grubu, arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05) (Çizelge 4.14).

% 20'lik derişimlerdeki farklı likitlerin fiberli akrilik rezinlerin üzerinde defleksiyon sonuçlarının değerlendirilmesi genel olarak yapıldığında en yüksek değer fiber ve likit içermeyen kontrol grubunda (7,25 ± 0,62 mm) olduğu, en düşük değerlerin ise Fiber+IBM (5,02 ± 0,26 mm) grubunda görülmüştür (Çizelge 4.14).

Çizelge 4.15. Her bir grubun kendi içinde dört farklı derişimdeki maksimum bükülme test sonuçları

	Fiber+IBM (mm)	Fiber+HEMA (mm)	Fiber+HEA (mm)	Fiber+EM (mm)	n
	X ± Ss	X ± Ss	X ± Ss	X ± Ss	
% 2	5,47 ± 0,40	5,48 ± 0,39	6,03 ± 0,42 ^b	5,44 ± 0,27	7
% 5	5,72 ± 0,66	5,25 ± 0,38 ^a	5,70 ± 0,71 ^c	6,18 ± 0,92	7
% 10	5,34 ± 0,44	5,90 ± 0,70 ^a	7,12 ± 0,53 ^{b,c,d}	6,07 ± 0,28	7
% 20	5,02 ± 0,26	5,70 ± 0,62	5,81 ± 0,73 ^d	5,82 ± 0,59	7
	X ² = 5,05	X ² = 7,22	X ² = 11,40	X ² = 6,15	
	p = 0,168	p = 0,047	p = 0,010	p = 0,064	
	p > 0,05	*p < 0,05	*p < 0,05	p > 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Wilcoxon testine göre istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05).

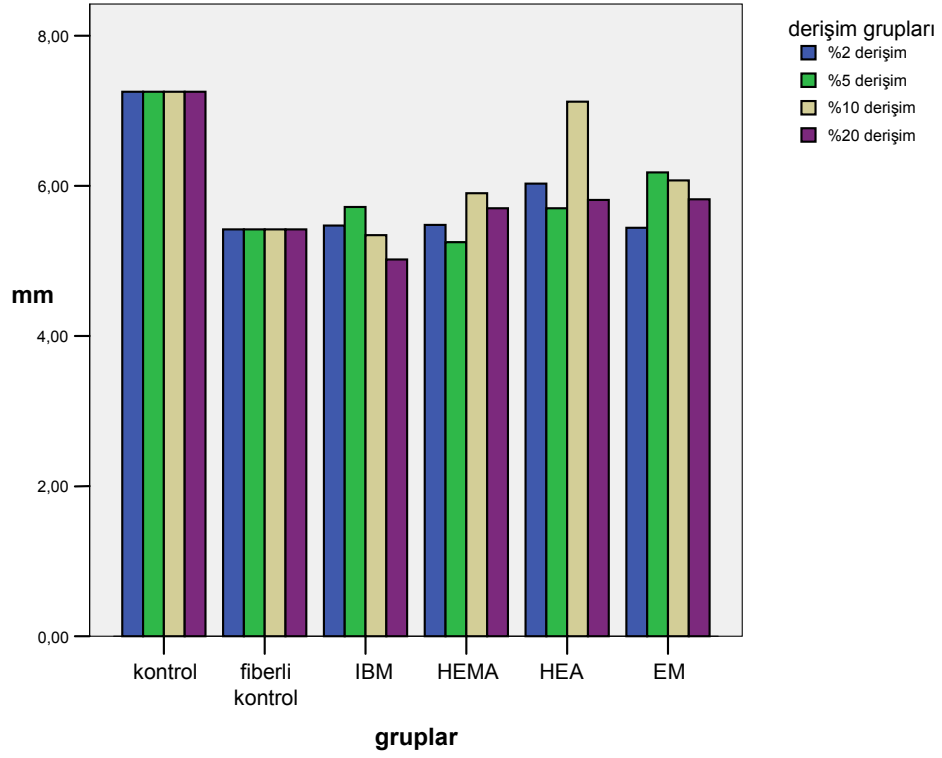
IBM grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen defleksiyon değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

HEMA grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen defleksiyon değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Ölçümler ikişerli olarak karşılaştırıldığında % 5 derişim ile % 10 derişim arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

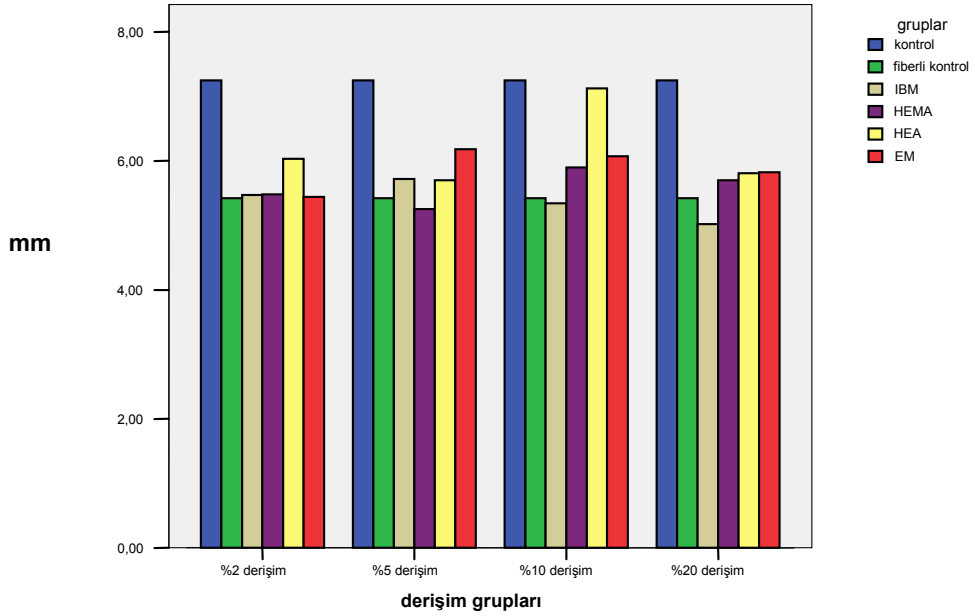
HEA grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen defleksiyon değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Ölçümler ikişerli olarak karşılaştırıldığında % 2 derişim ile % 10 derişim, % 5 derişim ile % 10 derişim, % 10 derişim ile % 20 derişim arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) diğer ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

EM grubunda ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

Ölçümler genel olarak bakıldığında defleksiyon bakımından en yüksek değer kontrol grubunda (7,25 ± 0,62 mm), en düşük değer ise % 20'lik IBM grubunda (5,02 ± 0,26 mm) görülmüştür (Çizelge 4.15).



Şekil 4.5. Grup içi maksimum bükülme değerleri



Şekil 4.6. Gruplar arası maksimum bükülme değerleri

4.4. Darbe Dayanıklılığı Testi Sonuçları

Akrilik rezinin monomeri içine, farklı derişimlerdeki (% 2,5,10,20) monomerlerin ilave edilmesiyle elde edilen test örneklerinin Charpy testi sonucu bulunan darbe dayanıklılığı değerleri (J/m^2) her bir grubun kendi içerisindeki değerlendirilmesinde Wilcoxon testi, gruplar arası değerlendirilmede Mann-Whitney U testi kullanılarak ortalama ve standart sapma değerleri (Çizelge 4.16,4.17)'de, grafikler ise (Şekil 4.7,4.8)'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.16. Gruplara ait % 2, % 5, % 10 ve % 20'lik konsantrasyonlarda darbe dayanıklılığı testi sonuçları

Gruplar	% 2 (J/m^2)	% 5 (J/m^2)	% 10 (J/m^2)	% 20 (J/m^2)	n
	X ± Ss	X ± Ss	X ± Ss	X ± Ss	
Kontrol	9250,00 ± 851,19 ^{a,b,c}	9250,00 ± 851,19 ^{a,h,i}	9250,00 ± 851,19	9250,00 ± 851,19 ^j	7
Fiberli Grup	10452,38 ± 1353,45 ^{a,d}	10452,38 ± 1353,45 ^e	10452,38 ± 1353,45	10452,38 ± 1353,45 ^m	7
Fiber + IBM	12497,22 ± 1759,45 ^{b,d,e,f}	10880,95 ± 2547,40	8654,76 ± 2497,53	5708,33 ± 2254,11 ^{l,m,n,o,p}	7
Fiber+HEMA	11005,86 ± 1104,30 ^{c,e}	10291,67 ± 1705,96 ^{i,k}	11416,67 ± 2311,78	7619,04 ± 2423,77 ⁿ	7
Fiber + HEA	10464,29 ± 2065,81	10392,86 ± 1595,14 ^{h,k}	9642,85 ± 2059,48	9297,61 ± 2078,80 ^o	7
Fiber + EM	10142,86 ± 2089,27 ^f	10883,33 ± 1731,71 ^{l,j}	9839,28 ± 2718,86	10547,67 ± 1182,53 ^p	7
	KW = 14,25 p = 0,014 * p < 0,05	KW = 15,25 p = 0,009 * p < 0,05	KW = 4,70 p = 0,453 p > 0,05	KW = 16,83 p = 0,005 * p < 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir ($p < 0,05$).

% 2'lik derişim yönünden gruplara ait darbe dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Gruplara ait darbe dayanıklılık değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli grup, IBM ve HEMA grubu, fiberli grup ile IBM grubu, IBM grubu ile HEMA ve EM grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p < 0,05$) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).

% 5'lik derişim yönünden gruplara ait darbe dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Gruplara ait darbe dayanıklılık değerleri ikiyeşerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile fiberli, HEA ve EM grubu, EM grubu ile HEMA grubu, HEMA grubu ile HEA grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p < 0,05$) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).

% 10'luk derişim yönünden gruplara ait darbe dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).

% 20'lik derişim yönünden gruplara ait darbe dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Gruplara ait darbe dayanıklılık değerleri ikiyeşerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile IBM grubu, fiberli grup ile IBM grubu, IBM grubu ile HEMA, HEA ve EM grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p < 0,05$) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$) (Çizelge 4.16).

Çizelge 4.17. Her bir grubun kendi içinde dört farklı derişimdeki darbe dayanıklılığı test sonuçları

	Fiber + IBM (J/m ²)	Fiber + HEMA (J/m ²)	Fiber + HEA (J/m ²)	Fiber + EM (J/m ²)	n
	X ± Ss	X ± Ss	X ± Ss	X ± Ss	
% 2	12497,22 ± 1759,45 ^{a,b}	11005,86 ± 1104,30 ^e	10464,29 ± 2065,81 ^h	10142,86 ± 2089,27	7
% 5	10880,95 ± 2547,40 ^c	10291,67 ± 1705,96 ^{e,f,g}	10392,86 ± 1595,14 ⁱ	10883,33 ± 1731,71	7
% 10	8654,76 ± 2497,53 ^{a,d}	11416,67 ± 2311,78 ^f	9642,85 ± 2059,48 ^h	9839,28 ± 2718,86	7
% 20	5708,33 ± 2254,11 ^{b,c,d}	7619,04 ± 2423,77 ^g	9297,61 ± 2078,80 ⁱ	10547,67 ± 1182,53	7
	X ² = 11,74	X ² = 10,30	X ² = 7,28	X ² = 5,91	
	p = 0,009	p = 0,016	p = 0,045	p = 0,116	
	* p < 0,05	* p < 0,05	* p < 0,05	p > 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Wilcoxon testine göre istatistiksel olarak önemlidir ($p < 0,05$).

Her grup kendi içinde istatistiksel olarak Wilcoxon testi sonucuna göre kıyaslandığında;

IBM grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen darbe dayanıklılık değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Ölçümler ikiyeşerli olarak karşılaştırıldığında % 2 derişim ile % 10 ve % 20 derişim, % 5

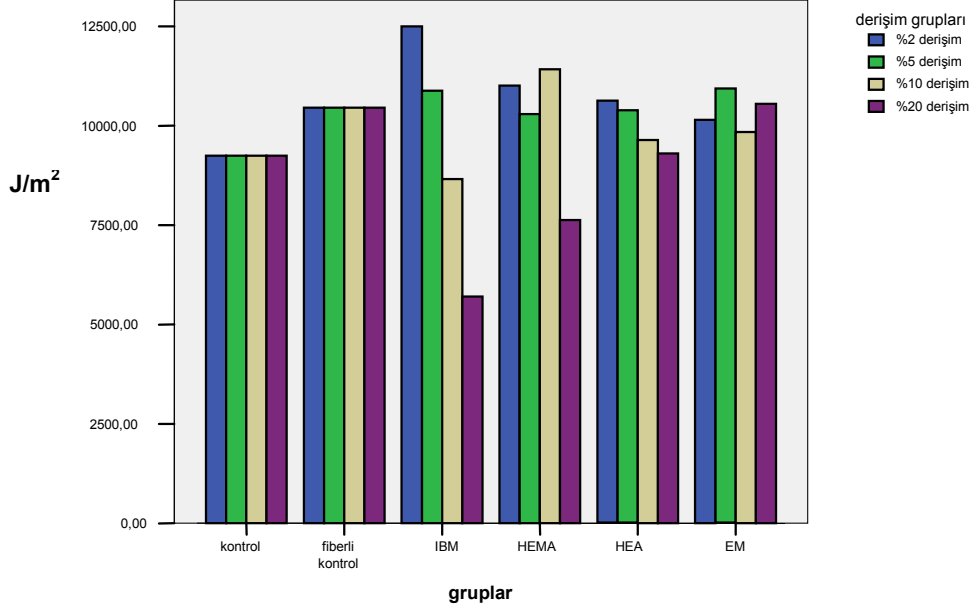
derişim ile % 20 derişim, % 10 derişim ile % 20 derişim arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p<0,05$) diğer ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$).

HEMA grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen darbe dayanıklılık değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur ($p<0,05$). Ölçümler ikişerli olarak karşılaştırıldığında % 2 derişim ile % 5 derişim, % 5 derişim ile % 10 ve % 20 derişim arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p<0,05$) diğer ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$).

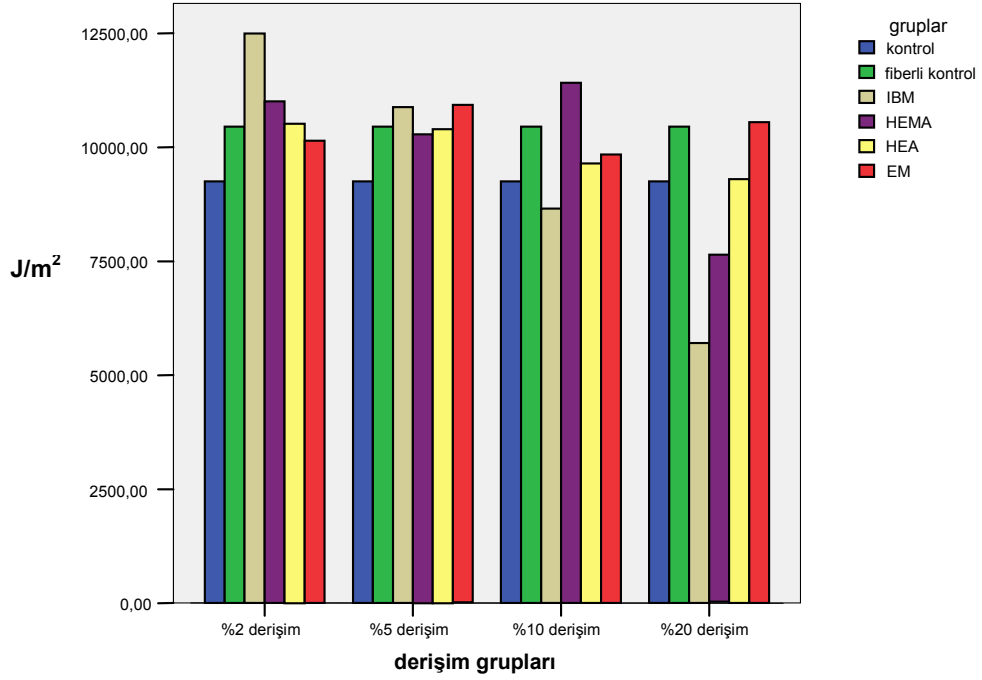
HEA grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen darbe dayanıklılık değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur ($p<0,05$). Ölçümler ikişerli olarak karşılaştırıldığında % 2 derişim ile % 10 derişim, % 5 derişim ile % 20 derişim arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p<0,05$) diğer ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$).

EM grubunda % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen darbe dayanıklılık değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$) (Çizelge 4.17).

En yüksek darbe dayanıklılığı değerleri sırasıyla % 2 IBM ($12497,22 \pm 759,45 \text{ J/m}^2$), % 10 HEMA ($11416,67 \pm 2311,78 \text{ J/m}^2$) gruplarında görülmektedir (Çizelge 4.17).



Şekil 4.7. Grup içi darbe dayanıklılığı değerleri



Şekil 4.8. Gruplar arası darbe dayanıklılığı değerleri

4.5. Su Emilimi Testi Sonuçları

Akrilik rezinin monomeri içine, farklı derişimlerdeki (%2,5,10,20) monomerlerin ilave edilmesiyle elde edilen test örneklerinin su emilim değerleri (g/cm^3); her bir grubun kendi içerisinde değerlendirilmesinde Wilcoxon testi, gruplar arası değerlendirilmede Mann-Whitney U testi kullanılarak ortalama ve standart sapma değerleri (Çizelge 4.18,4.19)'de, grafikler ise (Şekil 4.9,4.10)'da gösterilmiştir.

Çizelge 4.18. Gruplara ait % 2, % 5, % 10 ve % 20'lik konsantrasyonlarda su emilimi testi sonuçları

	% 2 (g/cm^3)	% 5 (g/cm^3)	% 10 (g/cm^3)	% 20 (g/cm^3)	n
	X \pm Ss	X \pm Ss	X \pm Ss	X \pm Ss	
Kontrol	0,010 \pm 0,001 ^a	0,010 \pm 0,001 ^{c,d,e}	0,010 \pm 0,001 ^{l,m}	0,010 \pm 0,001 ^{u,v}	5
Fiberli Grup	0,010 \pm 0,001 ^b	0,010 \pm 0,001 ^f	0,010 \pm 0,001 ^{n,o}	0,010 \pm 0,001 ^{y,z}	5
Fiber + IBM	0,010 \pm 0,001	0,010 \pm 0,001 ^{g,h,i}	0,010 \pm 0,001 ^{n,p,r}	0,009 \pm 0,001 ^{x,w}	5
Fiber + HEMA	0,011 \pm 0,001 ^{a,b}	0,011 \pm 0,001 ^{c,g,j,k}	0,011 \pm 0,001 ^{l,p,s}	0,014 \pm 0,001 ^{u,y,x,u}	5
Fiber + HEA	0,011 \pm 0,002	0,012 \pm 0,001 ^{d,f,h,j}	0,013 \pm 0,001 ^{m,r,t}	0,017 \pm 0,005 ^{v,z,w,q}	5
Fiber + EM	0,010 \pm 0,001	0,012 \pm 0,003 ^{e,i,k}	0,009 \pm 0,001 ^{o,s,t}	0,010 \pm 0,001 ^{q,u}	5
	KW = 10,05	KW = 12,46	KW = 13,31	KW = 13,36	
	p = 0,039	p = 0,029	p = 0,021	p = 0,010	
	*p < 0,05	*p < 0,05	*p < 0,05	*p < 0,05	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Mann-Whitney U testine göre istatistiksel olarak önemlidir ($p < 0,05$).

% 2'lik derişim yönünden gruplara ait su emilimi değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Gruplara ait su emilimi değerleri ikiyeşerli olarak karşılaştırıldığında HEMA grubu ile kontrol ve fiberli grup arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p < 0,05$) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).

% 5'lik derişim yönünden gruplara ait su emilimi değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Gruplara ait su emilimi değerleri

ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile HEMA, HEA ve EM grubu, fiberli grup ile HEA grubu, IBM grubu ile HEMA, HEA ve EM grubu, HEMA grubu ile HEA ve EM grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p < 0,05$) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).

% 10'luk derişim yönünden gruplara ait su emilimi değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Gruplara ait su emilimi değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile HEMA ve HEA grubu, fiberli grup ile IBM ve EM grubu, IBM grubu ile HEMA ve HEA grubu, EM grubu ile HEMA ve HEA grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p < 0,05$) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).

% 20'lik derişim yönünden gruplara ait su emilimi değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Gruplara ait su emilimi değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında kontrol grubu ile HEMA ve HEA grubu, fiberli grup ile HEMA ve HEA grubu, IBM grubu ile HEMA ve HEA grubu, EM grubu ile HEMA ve HEA grubu arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p < 0,05$) diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$) (Çizelge 4.18).

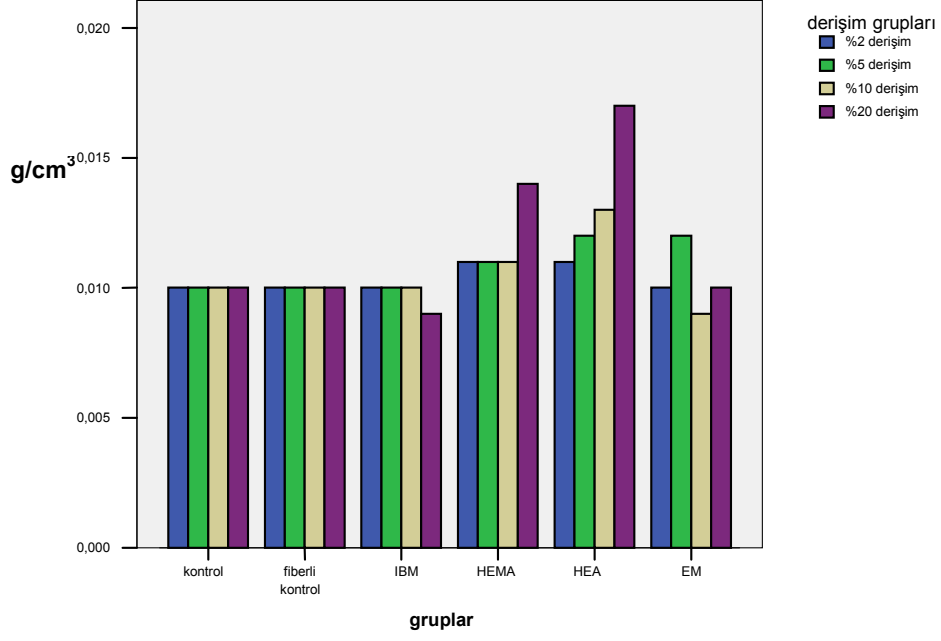
Çizelge 4.19. Her bir grubun kendi içinde dört farklı derişimdeki su emilimi test sonuçları

	Fiber + IBM (g/cm ³)	Fiber + HEMA (g/cm ³)	Fiber + HEA (g/cm ³)	Fiber + EM (g/cm ³)	n
	X ± Ss	X ± Ss	X ± Ss	X ± Ss	
% 2	0,010 ± 0,001	0,011 ± 0,001	0,011 ± 0,002	0,010 ± 0,001	5
% 5	0,010 ± 0,001	0,011 ± 0,001	0,012 ± 0,001	0,012 ± 0,003	5
% 10	0,010 ± 0,001	0,011 ± 0,001	0,013 ± 0,001	0,009 ± 0,001	5
% 20	0,009 ± 0,001	0,014 ± 0,001	0,017 ± 0,005	0,010 ± 0,001	5
	X ² =7,18 p=0,065 p > 0,05	X ² =6,60 p=0,096 p > 0,05	X ² =7,00 p=0,072 p > 0,05	X ² =7,60 p=0,075 p > 0,05	

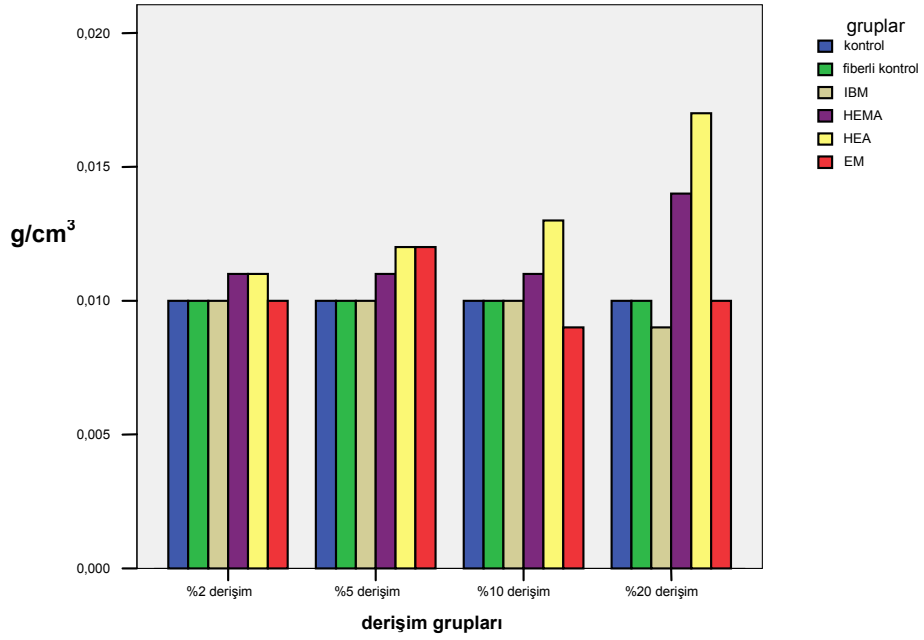
Her grup kendi içinde dört farklı derişimde istatistiksel olarak kıyaslandığında Wilcoxon testi sonucuna göre;

IBM, HEMA, HEA ve EM gruplarındaki % 2,5,10,20 derişimlerde ölçülen su emilim değerleri kendi içlerinde karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05) (Çizelge 4.19).

En yüksek su emilim değerleri sırayla % 20 lik derişimdeki HEA (0,017 ± 0,005 g/cm³), % 20'lik derişimdeki HEMA (0,014 ± 0,001 g/cm³) gruplarında görülmektedir. Diğer gruplar bu değerlerden düşük ve birbirlerine yakın değerlerde görülmektedir.



Şekil 4.9. Grup içi su emilimi değerleri



Şekil 4.10. Gruplar arası su emilimi değerleri

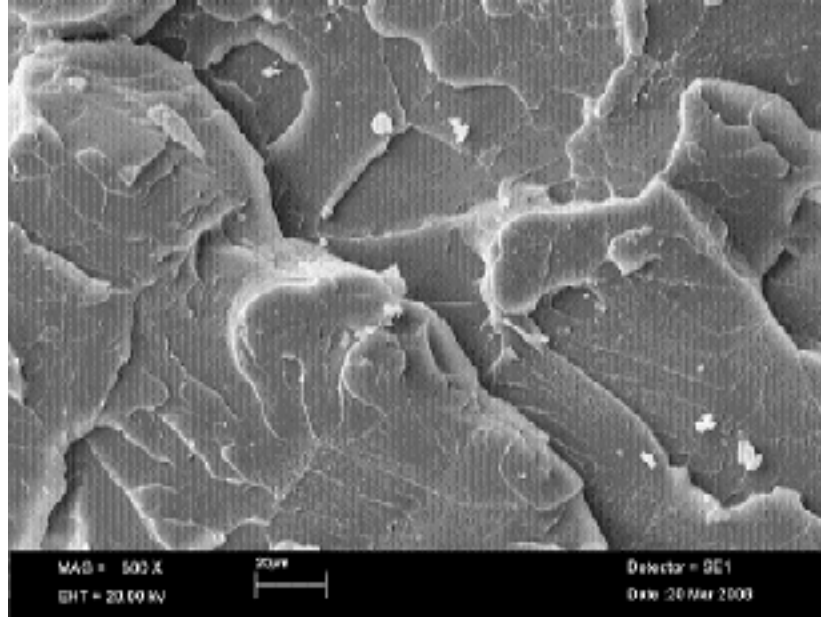
4.6. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Bulguları

Üç nokta eğme testi ile kırılmış, farklı likit içerikli cam fiberli akrilik rezin örneklerin kırılan tarafındaki yüzey yapısı rezin-fiber arayüz bağlantısı açısından SEM altında X500 ile X1000 büyütmelerde incelendi.

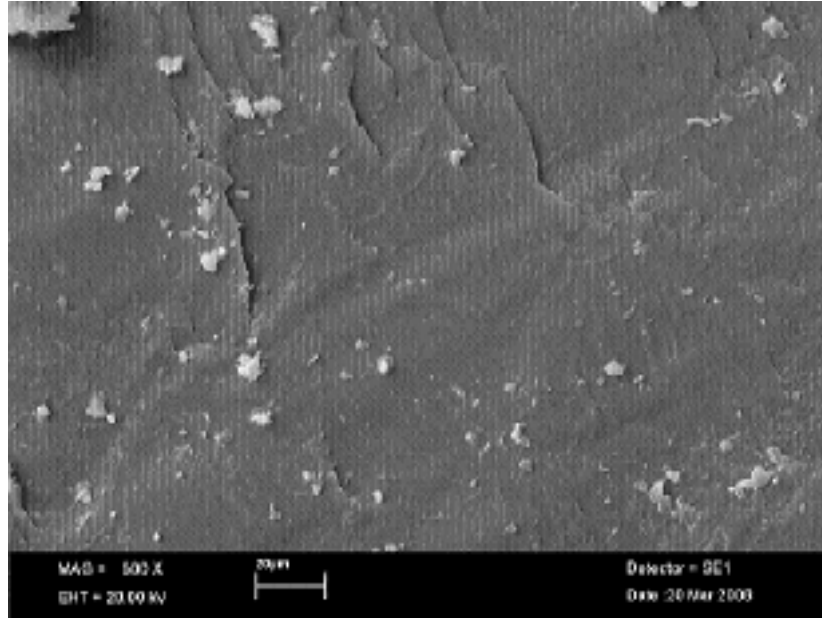
Fibersiz örneklerin kırık yüzeyleri X500 büyütmede homojen bir görüntü sergiledi (Şekil 4.11,4.12).

Sadece fiberli örnekler X1000 büyütmede incelendiğinde fiber yüzeyinde akril kalıntıları bulundu (Şekil 4.13).

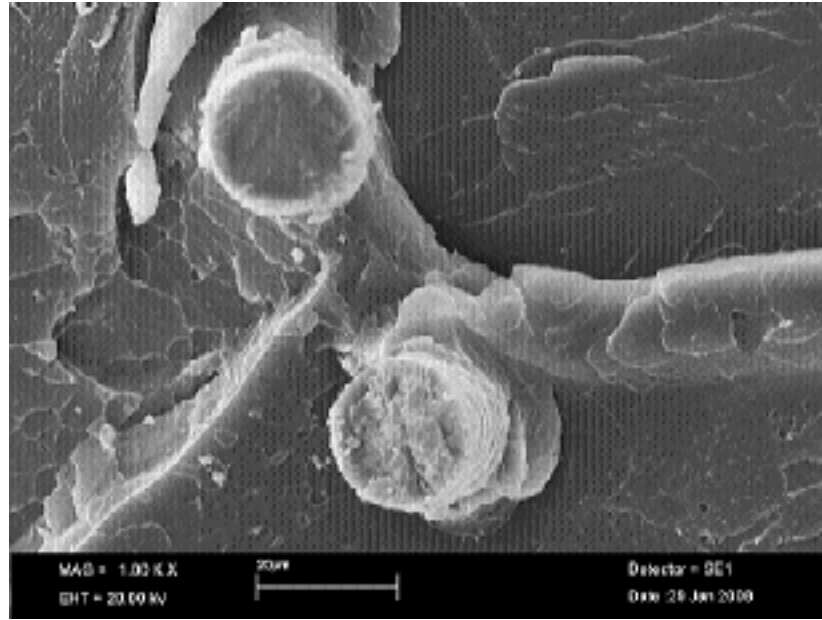
Fiber + IBM, Fiber + HEMA, Fiber + HEA, Fiber + EM'li örnekler X500 - X1000 büyütmelerde incelendiğinde fiber yüzeyinde akril kalıntıları izlendi (Şekil 4.14-4.17).



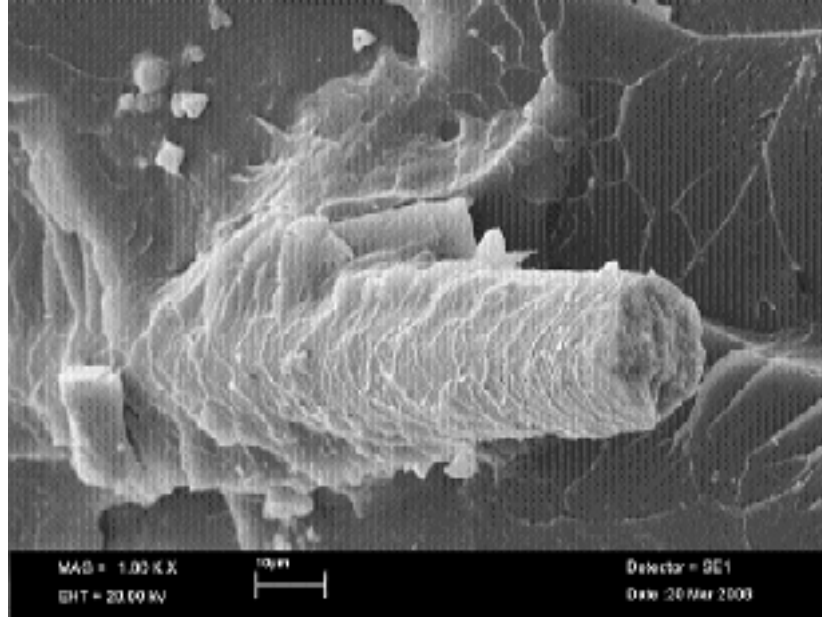
Şekil 4.11. Akrilik rezinin kırık yüzeyinin X500 büyütmede görüntüsü



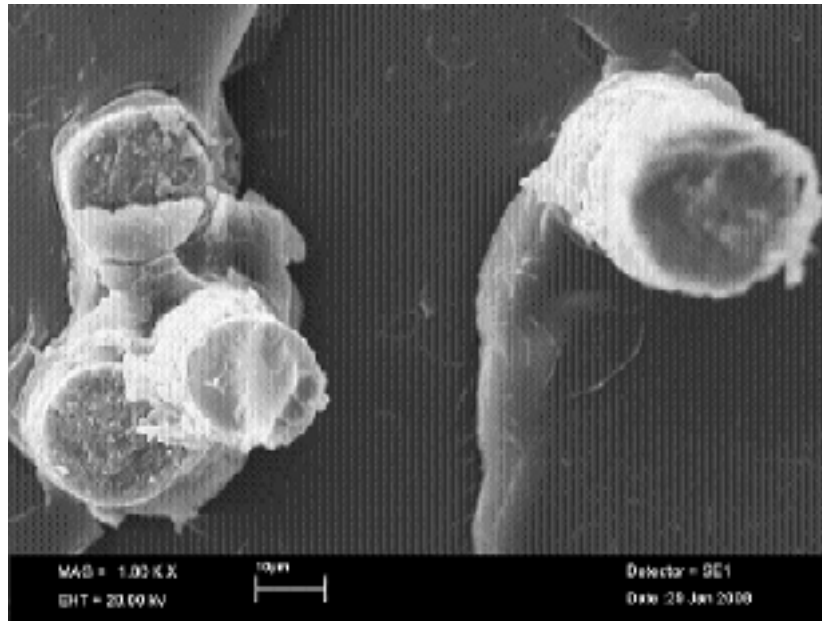
Şekil 4.12. Akrilik rezinin kırık yüzeyinin X500 büyütmede görüntüsü



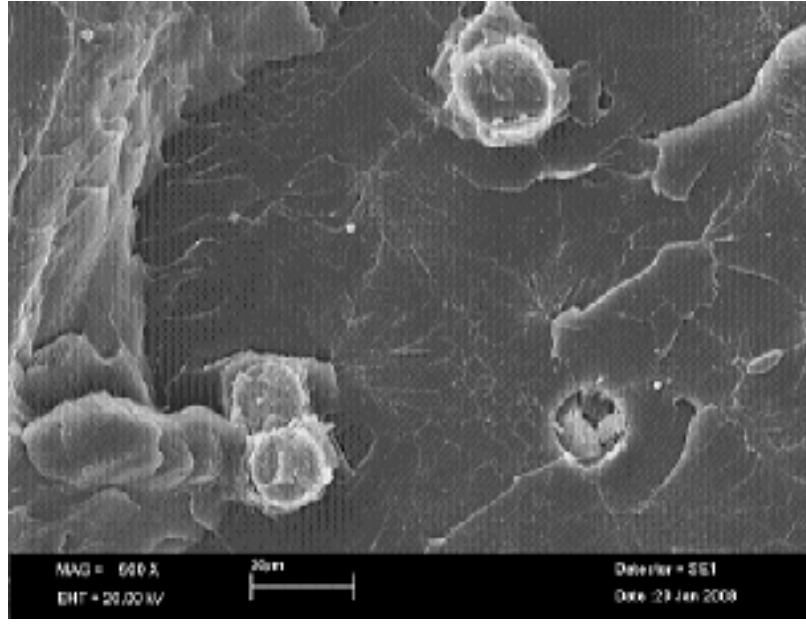
Şekil 4.13. Cam fiber içeren akriliğin X1000 büyütmede görüntüsü



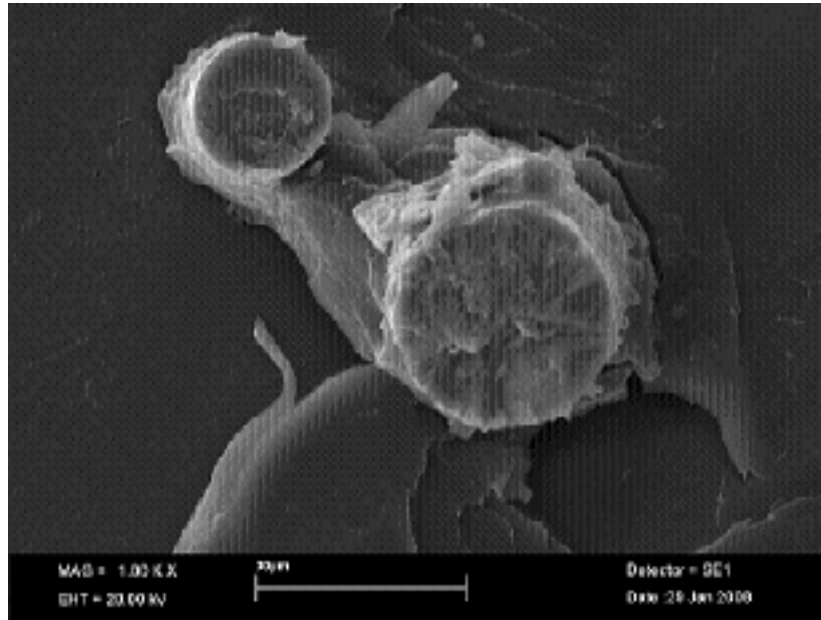
Şekil 4.14. Fiber+IBM içerikli akriliğin X1000 büyütmede görüntüsü



Şekil 4.15. Fiber+HEMA içerikli akriliğin X1000 büyütmede görüntüsü



Şekil 4.16. Fiber+HEA içerikli akriliğin X500 büyütmede görüntüsü



Şekil 4.17. Fiber+EM içerikli akriliğin X1000 büyütmede görüntüsü

5. TARTIŞMA

Günümüz protetik diş hekimliğinde poli(metil metakrilat)lar en yaygın kullanılan materyallerden biridir. Uygulamasının kolaylığı, hastalar tarafından kolay kabul edilebilirliği, iyi estetik göstermesi dolayısıyla geniş bir kullanım alanı bulmuştur (38,50).

Bu materyalin fiziksel özelliklerinden, transvers ve darbe dayanıklılığı istenilen düzeyde değildir. Fonksiyonel kuvvetler altında ağızda kullanımı veya düşürülmesiyle kırılabilmekte ya da çatlaklar oluşabilmektedir. Bu nedenle fiziksel dayanıklılığın daha iyi bir duruma getirilmesi için çalışmalar sürdürülmektedir (56,83,84).

Dayanıklılık problemlerinin daha iyi bir duruma getirilmesinde ilk başta metal çubuk veya metal ağ yapılar poli(metil metakrilat)a katılmıştır. Ancak yapılan çalışmalar göstermiştir ki bu yapıların fiziksel dayanıklılığını istenilen düzeyde arttırmamaktadır ve kullanımında estetik sorunlar yarattığından uygulama sınırlı kalmıştır. Son yıllarda akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla cam, karbon, aramid ve polietilen fiberlerin ilavesi (83,85) ya da yapıların kimyasal modifikasyonu (42) gibi çalışma alanlarında yoğunluk gözlenmektedir.

Akriliğin çarpma dayanımını, elastikiyet modülünü, transvers direncini arttırdığı, beyaz renkte olduğu için estetik olmaları, tepim aşamasında diğer fiberlerden daha homojen olarak dağılması gibi özelliklerinden dolayı (45,50,86) çalışmada cam fiber tercih edildi.

Akrilik rezin içine yerleştirilen fiberler çeşitli yöntemlerle katılabilmektedir. Bazıları polimer monomer karıştırılıp hamur haline gelince, bazıları fiberi monomerle ıslattıktan sonra, bazıları da toz içine fiber katılıp daha sonra monomer ilavesiyle fiberleri katmışlardır (50,68,87). Bu çalışmada kolaylığı nedeniyle fiberi doğrudan toza ilave edilmesi tercih edildi.

Akrilik rezin içine yerleştirilen fiberlerin, fiberle polimer matriks arasındaki bağlantı dayanıklılığa etki ettiği bilinmektedir. Bunun için fiberlere silan, elektrikli plazma uygulaması yapıp monomer içinde bekletilip sonra polimer matriks içine katılmaktadır. Bu da fiberle polimer matriks arasında daha iyi bir birleşim sağlar (8,45,85). Vallittu ve Lassila (68), silanlı cam fiberin akrilik rezin arasındaki bağlantıyı arttırdığını ifade etmişlerdir.

Vallittu (88), silanla muamele edilmiş cam fiberlerin akril ile yeterli bir yapışma sağlayarak mekanik özelliklerinde olumlu yönde iyileştiğini belirtmiştir. Silansız fiberli grup ile kontrol grubu arasında fark olmadığını ifade etmiştir.

Chung ve ark. (89), akriliğe ilave edilen silanize cam fiberin yatay dayanıma olan etkisini araştırmış ve silanlı fiberlerin güçlendirme etkisinin olduğunu ortaya koymuştur.

Yılmaz ve Aydın (56), silanla işlem görmüş ve görmemiş cam fiber eklenmiş PMMA'nın transvers dayanımı ölçmüş ve yüzey işlem görmemiş fiberli örneklerin güçlendirilmemiş örneklerden daha zayıf olduğunu vurgulamışlardır.

Vallittu ve ark. (43,85), silansız cam fiberin örneklerin transvers direncini hafif azalttığını, ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını, silanlı fiberin ise direnci anlamlı şekilde yükselttiğini bulmuşlardır. Direncin artmasını silanın fiber ve rezin arasındaki adhezyonu artırmasına bağlamışlardır. Bu yüzden çalışmamızda fabrikasyon olarak silanlanan E tipi cam fiber kullanıldı.

Cam fiber ile güçlendirilmiş akrilik rezinlerde fiber-akril yüzeyinin bağlantısı bir çok araştırmada SEM ile incelenmiştir. Vallittu cam ve aramid fiberlerin silanı adhezyonu arttırdığını SEM analizi ile ortaya koymuştur. Bu özellikle birlikte akriliklerde fiziksel özelliklere olumlu katkı yaptığını dile getirmiştir (13,41).

Vallittu ve ark. (13), yaptıkları in vitro SEM çalışması sonucunda, adhezyonun, fiber akril arası boşluk içermeyen, düzenli bir yapı sergilemesiyle ilişkili olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmada, SEM görüntülerinde akril-fiber bağlantısının iyi olduğu görülmekte ve fiber yüzeylerinde yeterli kalınlıkta akril tabakası gözlenmektedir. Bu bağlantı akriliklerin fiziksel özelliklerine olumlu katkı yapmış olduğu sonucuna varılır. Ancak kullandığımız likitlerden IBM ve HEMA'nın akriliğin direncini daha da artırması bu polimer yapının daha kapsamlı araştırılması gerekliliğine işaret etmektedir.

Lifler akril içine kısa kesilmiş iplik tarzında veya örgü formda uygulanabilir. Bazı araştırmacılar, kısa kesilmiş fiberin akril içine gelişigüzel yerleştirilmesi yönteminin kolay ve basit olduğunu, zaman kaybına yol açmadığını ve iyi sonuçlar alındığını ifade etmişlerdir (50,88). Liflerin doku yüzeyine çıkması, yer değiştirme olasılığı olmasına rağmen çalışmalarda dikkat edilerek yapıldığından mekanik özelliklerde fazla olumsuz etki yapmadığı bildirilmektedir (60,85,90). Bu nedenlerden dolayı çalışmada kısa kesilmiş cam fiberler kullanılmıştır.

Bu çalışmada fiber miktarı, hassas terazinin kullanılmasıyla Miettinen ve Vallittu'nun önerdiği gibi, tozun ağırlık olarak yüzdesi şeklinde belirlendi (91).

PMMA'nın güçlendirilmesinde kısa iplik tarz fiber kullanımı sonucu yüzeylerde fiber uçlarının çıktığı, bunun ağız mukozası için sakıncalı olabileceği söylenmiştir (70). Çalışmada bazı örneklerde yüzeye yakın olan fiberlerde fiber uçlarının açığa çıktığı

gözlendi. Bu açığa çıkan fiberlerin *in vivo* ortamda dokularda reaksiyon yapıp yapmadığını belirlemek için araştırmaların yapılması gerektiği düşünölmektedir.

PMMA'ın güçlendirilmesi için fiber uygulamasının sonuç materyalin elastikiyet modölüsü, transvers direnci ve çarpma direnci üzerine etkisinin incelendiği birçok çalışma mevcuttur.

Protez kaidelerinde kullanılan akriliklerin fiziksel özelliklerinin tespitinde transvers dayanıklılık ve darbe dayanıklılık testleri uygulanmaktadır, çünkü bu testlerin ağız içinde proteze uygulanan kuvvetlere en çok benzeyen testler olduğu ifade edilmiştir (8). Yaptığımız çalışmada ısı ile polimerize olan akriliğin tozuna % 3 oranında ve 6 mm uzunluğunda cam fiber ve likitine dört farklı monomerin farklı derişimlerde ilave edilerek oluşturulan akrilik rezinlerin, fiziksel özelliklerini değerlendirmede bu testler uygulandı.

Çalışmada transvers direnç testinde ADA standartlarının belirttiği biçimde 3 nokta yükleme testi kullanıldı. Bu testte iki destek arası mesafe 50mm'dir. Bu boyut total protezlerde maksiller molarlar arasındaki mesafeyi temsil etmektedir. ADA standart No: 12'ye göre transvers direnç örnekleri bir blok halindeki akrilikten kesilerek elde edilmektedir (61). Ancak yaptığımız çalışmada, fiber boyu ve oranının her örnekte standart olması için örnekleri tek tek hazırladık.

Materyallerin elastisitesi, elastikiyet modölü veya Young modölü olarak da bilinir. Akriliğin fiziksel özelliklerinden olan transvers dayanıklılığının yanında elastikiyet modölü değer de önemli olup, bu değer maddenin esnekliğini göstermektedir. Çalışmada elastikiyet modölü değerlerini, transvers direnç testi sonuçlarını bulup, buradaki verilerle hesapladık.

Stipho (60), protez kaide rezinine cam fiberlerin güçlendirme etkisini araştırdığı çalışmasında; 2 mm uzunlukta keserek hazırladığı cam fiberleri ağırlıkça % 1,2,5,10 ve 15 oranlarında olacak şekilde hazırlamıştır. Transvers dayanıklılık için 2x6x50 mm'lik örneklerde 12.7 mm/dakika hızda test yaparak akrilik rezinin maksimum deformasyon ve elastikiyet modölü değerlerini de elde etmiştir. Transvers dayanıklılık değerlerinin kontrol grubunda 76.41 KPa iken % 1 cam fiber içeren grupta 90.68 KPa ve % 15'de ise en düşük değer elde etmiştir. Maksimum deformasyon değerlerinin en yüksek % 1'lik fiberli grup için 7.64 mm ve kontrol grubu için 6.22 mm olduğunu, fiber oranı arttııkça değer azaldığını % 1 ve 2'lik fiberin direnci önemli düzeyde arttırdığını belirtmiştir. Elastikiyet modölünün % 1'de en düşük 0.99×10^7 KPa olduğunu bulmuştur. Fiber oranı % 1-2 olduğunda akrilik rezin kompozitin dayanıklılığının en yüksek değerde olduğunu oran arttııkça rezinin zayıfladığını belirtmiştir. Düşük konsantrasyonlarda kısa kesilmiş cam

fiberin rastgele rezine karıştırılarak kullanılmasının hem kolay hem de yararlı bir güçlendirme tekniği olduğunu ifade etmiştir.

Stipho (60), cam fiberin otopolimerizan akriliklerin transvers direncini arttırdığını, kırılma yükünün % 65, elastikiyet modülünün % 25 arttığını bildirmiştir.

Marei (50), kısa kesilmiş, akril toz içine rastgele karıştırılmış ve ağırlıkça % 1 oranında cam fiberli akrilik rezinlerde kırılma direncinin arttığını belirtmiştir.

Balvedere, rezin içinde fiber miktarı arttıkça direncin daha da arttığını söylemiştir. Buna karşın, Ladizesky ve ark., ağırlık olarak % 4 üzerinde cam fiber önermemektedir. Stipho ise, ağırlık olarak % 5'in üzerinde cam fiberin anlamı bir mekanik avantaj getirmediğini söylemiştir (12).

Vallittu (88), silanlı cam fiberlerin örgü ve iplik formlarını % 6'dan % 28'e değişen oranlarda ısı ve otopolimerizan akriliğe ilave etmiştir. Her iki fiber formunun yatay dayanım ve elastikiyet modülünün arttığı ancak iplik fiberlerin daha yüksek dayanıklılık sağladığı ortaya konulmuştur.

Marei (50), geleneksel protez yapımında, kısa cam fiber kullanımının elastikiyet modülünü arttırdığını rapor etmiştir. Bu çalışmadaki bulgular rastgele dağılmış kısa cam fiber kullandığımız çalışmaların bulgularını destekler biçimdedir.

Uzun ve ark. (86), kırık bölgesine kırık şeklinde cam fiber yerleştirerek ısı ile polimerize olan akrilikle tamir etmişler. Transvers dayanıklılık ve elastikiyet modülü değerlerini kontrol grubuyla karşılaştırmışlardır. Transvers dayanıklılık ve elastikiyet modülü cam fiberle kuvvetlendirilmiş tamir akriliğinde artmıştır.

Karacaer ve ark. (49), farklı konsantrasyonlarda ve uzunluklarda fiber ilave edip transvers direnç, elastikiyet modülü ve darbe direncine bakmışlar. Transvers direnç ve elastikiyet modülündeki artışlar fiber konsantrasyonu ve uzunluğuna bağlı olduğunu ve en büyük değerlerin ağırlıkça % 5 oranında ve 6 mm uzunluğunda olduğunu belirtmişlerdir.

John ve ark. (69), cam, aramid ve naylon fiberleri kuvvetlendirmek için kullanmışlardır. Bu fiberler ile 5 mm uzunluğunda, 10-15 µm kalınlıkta ve ağırlıkça % 2 oranında örnekler hazırlamışlardır. Kesilmiş fiberlerin akrile daha iyi tutunması için 10 dakika monomerde bekletmişlerdir. Sonuçta en yüksek bükülme direncinin cam fiberde olduğu bunu aramid fiberin takip ettiğini belirtmişlerdir.

Tacir ve ark. (92), ağırlıkça % 2 oranında ve 5 mm uzunluğunda cam fiberleri, enjeksiyon sistemi ve mikrodalga ile polimerize etmişlerdir. Enjeksiyonla polimerize olan cam fiberli akriliklerin transvers dirençlerinin mikrodalga ile polimerize olanlardan daha düşük olduğunu söylemişlerdir.

Vallittu (88), akrilik rezinin içerisine E tipi cam fiber ilave etmiştir. Fiberin akriliğe iyi tutunduğunu dolayısıyla bu akriliğin transvers direncinde artış gösterdiğini belirtmiştir.

Aydın ve ark. (19), Stick cam fiberi, iplik ve örgü formunda akrilik kaide rezinine ilave etmişler ve bu fiberlerle güçlendirilen akriliklerin transvers dayanıklılığı kontrol grubu ile karşılaştırıldığında dayanıklılığın % 50 oranında arttığını ifade etmişlerdir.

Chen ve ark. (93), fazla oranda ve uzun boyda cam, polieter ve keklar tipi fiberlerin akrilik içinde transvers direnç testinde çok fark oluşturmadığı bulmuşlar ve % 3 oranında ilave edilen cam fiberli akrilikte en iyi transvers direnç sağladığını bildirmişlerdir. Bu sonuçla birlikte fiber boyu ve oranının fazla olması transvers dirençte önemli fark oluşturmadığını belirtmişlerdir.

Cam, karbon ve aramid silanlı fiberlerin akrilik içinde kırılma dirençleri incelendiğinde, ağırlıkça % 7.39 cam fiber, % 2.08 karbon ve % 2.3 aramid silanlı fiberler ilave edildiğinde silanlı cam ve aramid fiberlerin katılımının akriliğin kırılma dirençlerini arttırdığı, karbon fiberlerde ise arttığı ancak cam fiber kadar artmadığı belirtilmiştir (69,94).

Doğan ve ark. (95), ağırlıkça % 3 oranında 2,4,6 mm uzunlukta ayrı ayrı ilave edilen polyester, cam, rayon, naylon 6 ve naylon 6,6 fiber katılımının akrilik rezinin bükülme dayanımını artırdığını ve en yüksek bükülme dayanıklılığının 6 mm uzunluğunda ki naylon 6,6 fiberde olduğunu belirtmişlerdir.

Polat (61), akrilik içine 6 mm uzunluğunda ve % 3 oranında fiber eklemiş, kontrol grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuştur. Fiber içeren test örneklerinin ortalama transvers direnç ve elastikiyet modülü kontrol grubuna göre kayda değer şekilde yükselttiğini bildirmektedir. Yaptığımız çalışmada; Balvedere, Chen, Doğan ve Polat'ın yaptıkları çalışmaların sonuçlarına bakarak fiber boyunu 6 mm ve oranını ise % 3 olarak belirledik. Fiberli grup ile kontrol grubu arasındaki transvers ve elastikiyet modülü istatistiksel değerleri önemli olup bu çalışma sonuçlarını desteklemektedir.

Çalışmada fiberle kuvvetlendirilmiş polimerlere değişik oranlarda monomerlerin ilavesiyle rezinin transvers dayanıklılık ve elastikiyet modülü parametresine bakılmıştır. Bu çalışmada, test sonuçları, cam liflerle güçlendirilmiş akriliklerin dayanıklılığında bir artış göstermiştir. Fiberli grupta transvers dayanıklılık (95,21 MPa) ve elastikiyet modülü (2928,87 MPa) değerleri, sadece akrilik olan kontrol grubundaki transvers dayanıklılık (88,88 MPa) ve elastikiyet modülü (2051,76 MPa) değerlerinden daha yüksek elde edilirken, defleksiyon değerlerinin (5,42 mm, 7,25 mm) daha düşük olduğu görülmektedir. Defleksiyon değerindeki düşüklük fiberin, akriliğin direncini artırarak materyalin

esnekliğini azaltmakta olduğunu düşündürmektedir. Dayanıklılık ve defleksiyon, rezinin esneklik özellikleriyle ve rezin lif arasındaki adhezyonla ilgilidir.

Keyf ve ark. (96), cam fiber yüzeyini 2 farklı kimyasal modifiye ajan olan HEMA (hidroksietil metakrilat) ve atmosferik hava ile muamele ettirmiştir. Bu yüzey temaslı cam fiberleri akrilik içerisine yerleştirerek transvers direnç, elastikiyet modülü ve defleksiyon değerlerine bakmışlardır. HEMA monomeri ile temas sağlanan cam fiberli örnekler transvers direnç (63.3 MPa) ve defleksiyon değerleri fibersiz grup ile kıyaslandığında en yüksek değeri gösterdiğini, elastikiyet modülünün ise istatistiksel olarak önemli çıkmadığını belirtmişlerdir. Sonucu SEM analizinde inceleyerek HEMA ile muamele edilen fiberin akrilik ile çok iyi adhezyon sağladığını gözlemleyerek açıklamışlardır. Çalışmada ilave ettiğimiz HEMA monomeriyle akriliğin transvers ve darbe direncinde artma olması yukarıdaki çalışmayla paralellik göstermiştir. Ancak HEMA'yı biz direk monomere ilave ederek yaparken yukarıdaki çalışmada ise doğrudan fiberle muamele edilmiştir. Yani uyguladığımız metod farklılık göstermektedir.

Yaptığımız çalışmada poli(metil metakrilat)ın oluşturduğu matriks yapısının kimyasal yapısını bozmadan o yapıya benzer özellikte yapılar ekleyip kopolimer yapıları oluşturduk. Burada amaç aynı molekül içinde hem sert hem de yumuşak segmentlere sahip bir yapı oluşturarak yüksek dayanıklılık özelliklerine sahip bir materyal elde etmektir.

Johnson ve ark. (73), yapmış olduğu çalışmada akrilik içerisine % 25,50,75 oranlarında butil metakrilat ve etil metakrilat ilave etmiş bunların elastikiyet modülüne bakmışlardır. İlave edilen monomerlerin konsantrasyonu arttıkça elastikiyet modülünün azaldığını belirtmişler. Yaptığımız çalışmada fiberle kuvvetlendirilmiş akriliğe IBM ve EM'nin konsantrasyonlarını yükselttikçe elastikiyet modülünün azalması yukarıdaki çalışmayı destekler niteliktedir. IBM grubunda % 2'lik konsantrasyonda maksimum elastikiyet modülü görülürken, % 5'lik konsantrasyonlarda azalıp sonrakilerinde yükselme olmasına rağmen ilk konsantrasyondaki değere gelmemiştir. HEMA grubunda ise % 5'lik konsantrasyonda en yüksek maksimum elastikiyet modülü görülürken, daha yüksek konsantrasyonlarda azalma görülmüştür.

Doğan ve ark. (97), PMMA içerisine etil metakrilat, izobutil metakrilat, tert-butil metakrilat ve kontrol grubunu oluşturan metil metakrilat monomerlerini ayrı ayrı ekleyerek bükülme dayanıklılıklarına bakmışlardır. Metil metakrilatın; etil, izobutil ve tert-butil metakrilattan daha yüksek bükülme dayanıklılığının olduğunu ifade etmişlerdir.

Cho ve ark. (98), poli(metil metakrilat)ı güçlendirmek amacıyla oluşturdukları kopolimer yapının, metil metilmetakrilat fonksiyonel grubuna sahip kısmına bütül

metakrilat katmışlardır. Poli(metil metakrilat)tan oluşan matriks yapı ile lastik fazı olarak tanımladıkları bütül metakrilat arasındaki arayüz bağlantısının etkilerini incelemek amacıyla yaptıkları bu çalışmada 5 mm/dakikalık transvers kuvvet uyguladıklarında iki grup arasında belirgin dayanıklılık farklılıkları gözlememiş fakat 100 mm/dakikalık transvers dayanıklılık testlerinde fonksiyonel son gruplara sahip poli(bütül metakrilat) grubunun daha dirençli olduğunu tespit etmişlerdir. Bunun açıklaması olarak ise düşük gerilim alanlarında fazlar arasındaki Van der Waals çekimlerinin etkili olacağını, yüksek gerilim oranlarında ise yüzeyler arası bağlantı sayesinde materyalin daha dirençli davranacağını belirtmişlerdir. Sonuç olarak ise, kopolimer yapı içinde bulunan iki polimer fazı arasında, test oranı ne olursa olsun iyi adhezyon kuvvetleri bulunması gerekliliğini bildirmişlerdir.

Clarke (99), PMMA esterindeki $-COOCH_3$ grubundaki $-CH_3$ 'e, karbon sayısı daha fazla olan ($-CH_2CH_3$, $-CH_2CH_2CH_3$, $-CH_2CH_2CH_2CH_3$ gibi) yüksek bir alkil katılırsa molekülün gevşeme sıcaklıklarında düşüş meydana geldiğini ve malzemeye bir esneklik kazandırdığını belirtmiştir.

Yaptığımız çalışmada, IBM grubunda konsantrasyon artışı ile transvers direnç azaldığı görülmüştür. HEMA grubunda ise % 10 konsantrasyona kadar artış gözlenip daha sonra düşüş gözlenmiştir. EM ve HEA gruplarında fazla değişiklik gözlenmemiştir. Belirtilen gruplardaki dirençlerin artması yukarıdaki makalelerde (98,99) belirtildiği gibi HEMA ve IBM'nin MMA ile arası bağlantının yüksek ve Van der Waals çekimlerinin etkisinin kuvvetli olması sebebiyle açıklanabilir hem de IBM ve HEMA diğer kullandığımız monomerlere göre fazla karbon atomuna sahip olması oluşturduğumuz kopolimer yapıya esneklik kazandırarak direnci arttırmış olabileceğini söyleyebiliriz.

Darbe dayanıklılığı ile ilgili çalışmalar incelendiğinde, birçok araştırmacının Charpy yöntemini kullandığı görülmektedir (12,43,100). Yaptığımız çalışmada da bu test şekli seçilmiştir. Bu test, çentikli ve çentiksiz hazırlanan örneklerle yapıldığı görülür, ancak her iki örnek grubunda istatistiksel olarak farklılık göstermediği belirtilmiştir. Çalışmada çentiksiz örnekler hazırladık.

Doğan ve ark. (100), ağırlıkça % 3 oranında 2,4,6 mm uzunlukta polyester, cam, rayon, naylon 6 ve naylon 6,6 fiber ayrı ayrı ekleyerek darbe dayanıklılığına bakmışlardır. Fiber uzunluğunun artmasıyla darbe dayanıklılığının arttığını ve en yüksek değerin 6 mm uzunluğundaki rayon fiberde olduğunu belirtmişlerdir. Cam fiberde ise üç farklı uzunlukta birbirlerine yakın yüksek değerler elde edilmesine rağmen istatistiksel olarak anlamsız olduğunu bildirmişlerdir.

Dünder (11), PMMA polimerine % 5, % 10 ve % 15 E-Cam fiber ile takviye etmiş ve E-Cam takviyesi ile darbe dayanımında belirgin olmayan bir artış kaydetmiştir. % 5 E-Cam takviyesi desteksiz PMMA'ya göre % 30'luk bir artış göstermiş buna karşılık % 10 E-Cam takviyesi sonucu % 8'lik bir azalma ve % 15 E-Cam takviyesi sonucu herhangi bir değişiklik meydana gelmediğini belirtmiştir.

Karacaer ve ark. (101), enjeksiyon tekniği ve geleneksel teknikle elde edilen fiberli akriliklerde, fiber konsantrasyonunun elastikiyet modülü ve darbe direncinde etkili olduğunu ancak fiber uzunluğunun etkili olmadığını belirtmişlerdir.

Uzun ve ark. (37), cam fiberin darbe dayanıklılığının kevlar ve karbon fiberden daha yüksek olduğunu ifade etmiştir. Kontrol grubuna göre kıyasladığında, istatistiksel olarak anlamlı olup darbe dayanımının daha yüksek olduğunu ifade etmişlerdir.

Chen ve ark. (93), akrilik içerisine kırılmış formda ilave edilen cam fiberlerin PMMA'nın darbe direncini arttırdığını bildirmişlerdir.

Vallittu ve Narva (43), PMMA'nın ağızda fizyolojik sıcaklıkta sert ve kırılabilir bir madde olduğunu ve bu nedenle protezin çarpma direncinin oldukça düşük olduğunu dile getirerek kuvvetlendirilmesi gerekliliğini dile getirmişlerdir. Çalışmasında ısıyla polimerize olan PMMA'nın çarpma kuvvetinin 8,3 kJ/m² olduğunu söylemiştir. Ağırlıkça % 12,4 oranında cam fiber eklemiş ve çarpma direncinin 74,7 kJ/m²'ye yükseldiğini söylemiştir. Daha yüksek oranda fiber ilavesinin darbe direncinde etkili olmadığını bildirmiştir.

Cam liflerin iplik formunda ve silanla kaplı olarak kullanılarak ve örneklerdeki lif miktarı ile direncinin doğru orantıda arttığı bildirilmiştir (92).

Çalışmada, akriliğe tek başına ilave edilen cam fiberler (10452,38 ± 1353,45 J/m²) darbe dayanımını kontrol grubuna (9250,00 ± 851,19 J/m²) göre arttırdı.

Johnson ve ark.(73), akrilik içerisine butil metakrilat ve etil metakrilat ilave ederek bunların elastikiyet modülü ve kırılma direncini incelemişlerdir. İlave edilen monomerlerin konsantrasyonu arttıkça elastikiyet modülü ve kırılma direncinin azaldığını belirtmişlerdir. Yaptığımız çalışmada fiberle kuvvetlendirilmiş akriliğe izobutil metakrilat, HEMA ve EM'nin konsantrasyonunun artırılması ile kırılma direncinin azalması yukarıdaki çalışmayı destekler niteliktedir.

Kantar (102), ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan rezinlerin monomerlerine hacimce % 10,20,30 oranlarında etil, butil ve izobutil metakrilat monomerleri ilave etmiş ve firma önerilerine uygun olarak polimerize etmiştir. Gerek transvers dayanıklılık testleri ve bu sonuçlardan elde edilen elastikiyet modülü değerleri, gerekse çekme dayanıklılığı

testlerinden elde edilen değerler mikrodalga ile polimerize edilen rezin için ısı ile polimerize olan rezinden daha yüksek bulunmuş fakat hazırlanan kopolimerlerin kontrol gruplarından belirgin farklılıklar göstermediğini ortaya koymuştur. Bunun yanı sıra kopolimer gruplarında elde edilen değerlerin kontrol gruplarına göre daha dşuk bulunduğu ancak oluşan bu azalmanın çok küçük miktarlarda olduğunu belirtmiştir.

Yaptığımız çalışmada, cam liflerin ısı ile polimerize olan akrilikte dayanıklılığında katkıda bulunduğu, yine fiberle birlikte eklenen monomerlerden IBM, HEMA'nın istatistiksel olarak önemli olduğu bazı derişimlerinde kontrol ve fiberli akrilik gruplarından daha fazla dayanıklılığa etki ettiği görülmektedir. Dayanıklılığın artmasını maddelerin kimyasal yapıları üzerine bakarak açıklayacak olursak, sıcaklık arttırıldığında materyal camsı fazdan önce viskoelastik daha sonra ise lastik fazına geçer. Bu da moleküler hareketliliğin artmasından kaynaklanır (99). Bu görüş doğrultusunda hazırladığımız örneklerin 37°C'de test edilmiş olması moleküler hareketliliği arttırabileceği ve yapıda elastik bir yapı oluşturabileceği sebebiyle dayanıklılıkta artma olabileceği düşüncesindeyiz. Ayrıca Cho ve Clarke'in (98,99) belirttiği gibi HEMA ve IBM'nin MMA ile moleküler arası bağlantının fazla ve Van der Waals ekimlerinin etkisinin kuvvetli olması, IBM ve HEMA diğer kullandığımız monomere göre fazla karbon atomuna sahip olması oluşturduğumuz kopolimer yapıya esneklik kazandırarak direnci arttırmış olabileceği görüşündeyiz.

Çalışmada kullanılan, fiber ve dört farklı derişimdeki monomerlerle oluşturulan su emilimi rnekleri ADA standartları No: 12'ye göre yapıldı.

Chow ve ark. (54), fiberle güçlendirilmiş akriliklerin su emilimini tespit etmede standart bir yöntem olmadığını dile getirmişlerdir. Su emilimini lme metodlarından biri, suyla temas eden yüzey alanı başına meydana gelen ağırlık artışını tespit etmektir (mg/cm^2). Diğeri ise, suyla temas eden belli hacimdeki akrilik rezinin (cm^3) cinsinden ağırlık artışını tespit etmektir (g/cm^3) (103). Çalışmada su emilimi tespitinde ikinci metod uygulandı.

Su emilimi, fiberle kuvvetlendirilmiş kompozit ve akriliklerde ağız içerisinde uzun süre stabilize kalabilmesinde önemli rol oynamaktadır. Su emiliminin fazlalığı akriliklerde boyutsal değişikliliğe sebebiyet vereceğinden istenilen durum değildir (91).

Akrilikler uzun süre zarfında yavaş su emerler. Bu emilim difüzyon kanunlarına göre olur. Moleküller su difüzyonu ile birbirinden ayrılarak daha hareketli hale gelir ve böylelikle protezde büyüme olur. Ancak akriliklerin polimerizasyon büzülmesi ile bu tolere edilebilir (1,104).

Polat (12), enjeksiyon ve geleneksel olarak oluşturulan fiberli akrilikleri 37°C’de distile suda bekletip 7. günde su Emilimini değerlendirmiştir. Enjeksiyonla oluşturulan cam fiberli akriliklerde 8 mm % 3 ve 8 mm % 5 oranlardaki fiber içeren gruplarda ve geleneksel olarak oluşturulan fiberli akriliklerde ise 8 mm % 5 oranında fiber içeren grupta su Emilimindeki azalma istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtmiştir.

Öztürk ve ark. (105), ağırlıkça % 2 oranında E-cam fiber ilaveli akrilikleri ısı ve mikrodalga ile polimerize edip 37°C’de distile suda bekletip 1. ve 7. günde su Emilimine bakmışlardır. Fiberle kuvvetlendirilmiş akriliklerde su Emiliminin azaldığı ancak her iki polimerizasyon yöntemiyle elde edilen fiberli akriliklerde su Emilimi yönünden fark olmadığını belirtmişlerdir.

Çal ve ark. (106), örgü ve tek yönlü iplik şeklinde cam fiber eklenmiş akriliklerde su Emilimini incelediğinde, fiberin artmasıyla su Emiliminin azaldığını ve iplik ve örgü şeklindeki fiberleri kıyasladıklarında su Emilimi yönünden fark olmadığını belirtmişlerdir.

Miettinen ve ark. (91), cam fiberli kompozitler için farklı polimer matriksler kullanmışlardır. Bu çalışmada Poli(etil metakrilat) tozuna butilmetakrilat (DP), PMMA tozuna MMA likiti (PP), BisGMA ve 2 hidroksietil metakrilat (MA) yapıları kompozit polimerlerden farklı matriks yapıları oluşturularak bunların su Emilimine bakmışlardır. DP ve PP polimerlerinin MA polimerinden oldukça düşük su Emiliminin olduğunu belirtmişlerdir. Bu su Emiliminin azalmasını ise doldurucu maddenin yapısından kaynaklandığını belirtmişlerdir. MA polimer matriksinin fazla su emmesi, içindeki hidrofilik (suyu seven) 2 hidroksietil metakrilat’ın olmasından dolayı olduğunu belirtmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada kontrol grubu ile fiberli grup arasında su Emilimi yönünden fark bulunmamıştır. Çalışmaların çoğunda fiber ilaveli akriliklerde su Emiliminde artış olurken bazılarında da azalma ile sonuçlanan veriler belirtilmiştir. Buda fiber farklılıklarından kaynaklanmaktadır. Su Emiliminin artması çoğunlukla polietilen fiber kullanılmasıyla olmaktadır. Ancak bizdeki su Emilimi değerinin farklı olmamasının sebebi olarak, fiberi silanli olarak seçtiğimizden dolayı fiber ile rezin arası bağlantının tam olması böylece boşlukların az olması nedeniyle Emilimin fazla olmadığını ve çoğu çalışmalarda yüksek konsantrasyonlarda fiber ilaveli akriliklerde su Emilimi arttığını ve bundan yola çıkarak çalışmamızdaki fiber konsantrasyonun azlığı da su Emiliminde fazla değişiklik göstermemiş olabileceğini söyleyebiliriz.

Yaptığımız literatür incelemesinde, fiber eklenmiş akrilikle ilgili çalışmalar olmasına rağmen akril içine ilave ettiğimiz farklı monomerlerin PMMA’nın su Emilimine etkisi

üzerine herhangi bir yayına rastlanmamıştır. Bu nedenle kıyaslama yapmak mümkün değildir.

Yaptığımız çalışmada distile suda 1 hafta bekletilen farklı kopolimerli akriliklerde, su emilimi değerleri incelendiğinde her bir grubun farklı derişimlerinde istatistiksel olarak anlamlı olmasa da HEA ve HEMA gruplarında konsantrasyon artışı ile su emilimi artmaktadır. En düşük su emilimi % 20'lik konsantrasyonda IBM gurubunda, en yüksek su emilimi ise % 20'lik konsantrasyondaki HEMA ve HEA'da görülmüştür. Su emiliminin azlığının hidrofobik, emilimin fazlalığının ise hidrofilik özelliğinden kaynaklandığını söyleyebiliriz.

6. SONUÇ

Protez kaide materyallerine yerleştirilen cam fiber, cam fiber ile beraber % 2,5,10,20 derişimlerdeki 2 Hidroksietil metakrilat, 2 Hidroksietil akrilat, Etil metakrilat ve İzobutil metakrilat ile oluşturulan kopolimerli yapılar ile oluşturulan akrilik rezinlerde darbe dayanıklılığı, transvers dayanıklılık, elastikiyet modülü, maksimum bükülme ve su emilimi yönünden elde edilen bulgular ışığı altında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Protez kaide materyaline fiber ilavesi akriliğin direncini artırmıştır.

2. Akriliğin transvers direnci MMA içerisine eklenen IBM ve HEMA ile artmıştır. IBM' nin % 2'lik konsantrasyonda maksimum transvers direnci, % 20'lik konsantrasyonda minimum transvers direnci göstermiştir. Bunu % 10'luk Fiber + HEMA ve % 5'lik Fiber + HEMA grubu takip etmiştir.

3. Tüm akrilik gruplarında defleksiyon değerleri açısından değerlendirildiğinde, en yüksek defleksiyon değeri ilave edilmemiş akrilik olan kontrol grubunda gözlenirken bunu % 10 Fiber + HEA ve % 5 Fiber + EM grubu takip etmiştir.

4. Elastikiyet modülü açısından incelendiğinde, en yüksek elastikiyet modülü değerini % 2'lik Fiber + IBM grubu vermiş olup bunu % 5'lik Fiber + HEMA ve % 10'luk Fiber +IBM grubu takip etmektedir. Fiber + IBM grubunda % 2'lik ve % 5'lik konsantrasyon arası düşme olurken fazla konsantrasyonlarda elastikiyet modülünde yükselme gözlenmiş ancak ilk konsantrasyondaki değerine ulaşamamıştır. Fiber+HEMA grubunda % 10'luk konsantrasyondan sonra elastikiyet modülünde düşüş gözlenmiştir. Fiber + EM ve Fiber + HEA gruplarında elastikiyet modülü değerleri düşük görülmüştür.

5. Darbe dayanıklılığı yönünden incelendiğinde, sadece fiber ilavesinin darbe dayanıklılığını arttırmıştır. Fiber + IBM grubunda konsantrasyon artışı ile darbe dayanıklılığının azaldığı belirlenmiş, % 2'lik konsantrasyonda en yüksek değer elde edilmiştir. Fiber + HEMA grubunda % 10'luk konsantrasyonda darbe dayanıklılığı en yüksek bulunmuştur. Fiber + HEA'nın tüm konsantrasyonlarında darbe dayanıklılığı düşük bulunmuştur.

6. Su emilimi yönünden incelendiğinde, sadece fiberli gruplarda anlamlı bir değişiklik olmazken, Fiber + HEMA ve Fiber + HEA gruplarında konsantrasyon artışı ile su emilimi artmıştır. IBM grubunda su emiliminde artma görülmemiştir.

7. SEM bulgularına göre, tüm gruplarda akrilik ile cam fiber arasındaki yapışmanın iyi olduğu görülmüştür. Bu bulgu akriliklerin fiziksel gücünü arttırmada önemli etkilidir. Buna

karşın ilave ettiğimiz likitlerden bazılarının bu gücü daha da artırarak olumlu yönde etkilemiştir.

8. Sonuçlarımız bir bütün olarak değerlendirildiğinde, fiberle kuvvetlendirilmiş akriliklerde düşük konsantrasyonlarda IBM, HEMA monomerlerin ilave edilmesiyle transvers ve darbe dayanıklılığını arttırdığı dolayısıyla bu materyallerin fiberle kuvvetlendirilmiş akriliklerle beraber kullanılması önerilebilir.

ÖZET

Kaide Materyalleri Olarak Kullanılan Fiberle Kuvvetlendirilmiş Polimerlerin Farklı Matriks Yapıları ile Olan İlişkilerinde Bazı Fiziksel Özelliklerinin İncelenmesi

Çalışmada, ısı ile polimerize olan cam fiber ilaveli akriliklere, farklı konsantrasyonlarda 2 hidroksietil metakrilat, 2 hidroksietil akrilat, etil metakrilat ve izobutil metakrilat ilave edilerek oluşturulan kopolimerli fiberli akrilik rezin yapılar; transvers dayanıklılık, elastikiyet modülü, darbe dayanıklılığı, su Emilimi ve akrilik rezin ile fiber arası bağlantının SEM ile analizi gibi özellikler *in vitro* olarak incelenmiştir.

Isı ile polimerize olan akrilik tozu içine ağırlıkça % 3 oranında ve 6 mm uzunluğunda kısa cam fiberler ilave edildi. Monomer olan MMA içerisine ise % 2,5,10,20 oranlarında farklı monomerler katılarak kopolimer yapılar oluşturuldu. Desteksiz, fiber destekli ve fiber + (% 2,5,10,20) derişimlerdeki 4 farklı monomerdan oluşturulmuş örnekler arasında karşılaştırılmalar yapılmıştır.

ADA sınıflandırmasına göre hazırlanan örnekler, Lloyd üniversal test cihazında üç nokta testi yapılarak transvers dayanıklılık ve elastikiyet modülü değerleri bulunmuştur. Çalışmanın sonucunda transvers dayanıklılıkta en yüksek değer % 2'lik IBM grubunda gözlenirken konsantrasyon artışı ile dayanıklılık azalmıştır. HEMA grubunda kontrol ve fiberli gruba göre transvers dayanıklılıkta artış göstermiş ve farklı konsantrasyonlardaki tüm değerler kontrole göre yüksek bulunmuştur. HEA grubu ise en düşük transvers dayanıklılık değeri göstermiştir.

Elastikiyet modülünde ise HEMA ve IBM gruplarında kontrol ve fiberli gruplara göre 4 derişimde de artış gösterirken, EM grubunda azalma görülürken, HEA grubunda belirgin değişiklik olmamıştır. Maksimum bükülme değerleri, fiberli ve kopolimer yapıdaki akriliklerin kontrol grubuna göre düşük olduğu görülmüştür.

Darbe dayanıklılığı değerlendirilmesi için hazırlanan örneklere Coesfeld marka test cihazında çarpma testleri uygulanmıştır. Fiberli grup kontrole göre, % 2-5 IBM , % 2-10 HEMA kontrol ve fiberli gruba göre artış göstermiştir. Diğer konsantrasyonlarda ise azalma görülmüştür.

Su Emilimi çalışmasında, elde edilen verilerin değerlendirilmesinde, IBM ve fiberli grupta su Emiliminin olmadığı saptanmıştır. Bunun yanı sıra HEMA ve HEA grubunda su Emilimi değerleri konsantrasyon artışı ile arttığı saptanmıştır. Çalışmada ayrıca ,fiber ile

polimer matriks arasındaki bağlanmanın SEM ile incelenmesi sonucu tüm gruplarda akril fiber arası yapışma gözlenmiştir.

Bulgularımız sonucunda fiber ilaveli akriliklere ilave ettiğimiz likitlerden IBM ve HEMA grubunda düşük konsantrasyonlarında; fibersiz ve sadece fiber eklenmiş akrilik gruplardan daha dirençli hale getirdiği görülmüştür.

Anahtar Sözcükler: Cam fiber, 2 hidroksietil metakrilat, izobutil metakrilat, poli(metil metakrilat), transvers dayanıklılık, çarpma direnci, su emilimi

ABSTRACT

Investigation of physical properties of fiber reinforced polymers using as denture base materials relationship with different matrix structure

In this study, copolymer fiber reinforced acrylics' resin structure is composed of acrylics added to glass fibers polymerized with heat are added different concentrations of 2 hydroxyethyl methacrylate, 2 hydroxyethyl acrylate, ethyl methacrylate and isobutyl methacrylate. This structure having properties of transverse strength, elastic modulus, impact strength, water absorption, and analysis of connection between acrylic resin and fiber by SEM are observed as invitro.

6 mm length and the weight ratio of % 3 short glass fibers are added to acrylic powder polymerized with heat. The % 2,5,10,20 ratios of different monomers added to monomer of MMA are composed of copolymer structures. These structures which are four different monomers of unsupported, fiber supported and fiber plus different ratios of % 2,5,10,20 of concentrations are compared with each others.

The flexural strength and elastic modulus of these test materials which have been prepared according to the ADA classification have been made 3 point test by Llyod Universal Test Machine. As a result of these tests, max transverse strength has seen in IBM group of % 2 concentration but while the concentration ratio is increasing, the strength is decreasing. The tests have been shown that the transverse strength of HEMA group has gained higher than the control and with fibers groups' transverse strength and all different concentration of materials' values are higher than the control's value. Furthermore, group of EM is the lowest value of the transverse strength in these tests.

In four different concentration while HEMA and IBM groups have been higher elastic modulus than the control and fibers' groups, the group of EM's elastic modulus values decreased. On the other hand, there is no exact difference in the group of HEA. The test shows that acrylics of fibers and control groups have been lower maximum bending values than acrylics of control groups.

The specimens which have been prepared for evaluation of force strength have been used for impact test in Coesfeld Test Machine. Fibers group's has been higher values than control groups and % 2-5 IBM, % 2-10 HEMA's values have been higher than control and fiber group's values. But other concentration's values have decreased.

The specimens which have been kept in the water for the study of water absorption show that there is no water absorption in only the group of fibers and IBM group. Moreover the values of water absorption in HEMA and HEA groups increase with the concentration increase. In this study, the result of SEM investigation of tied between fiber and polymer matrix, adhesion between acrylic and fiber has seen all groups.

As a result of our experience, the strength of fiber acrylics adding the monomers of % 2 IBM and % 10 HEMA is found to be higher than the control and only adding fiber groups.

Keywords: Glass fiber, 2 hydroxyethyl methacrylate, isobutyl methacrylate, polymethyl methacrylate, transverse strength, impact strength, water absorption

KAYNAKLAR

1. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L., (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi (I. Baskı) , A.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları, Ankara.
2. Frederick, A., (2002). Rueggeberg: “ From vulcanite to vinly, a history of resins in restorative dentistry”, J. Prosthet. Dent., 87(4): 364-379.
3. Zembilci, G., Çalıkkocaoğlu, S., (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, I. Baskı, Yenilik Basımevi, İstanbul.
4. Özdemir, A.K., (2002). Hareketli Protezler (Kliniğe Hazırlık), I. Baskı, Cumhuriyet Üniversitesi Yayınları, Önder Matbaası, Sivas.
5. Eckerman, M.H., Suuronen, K., Jolanki, R., (2004). Methacrylates in dental restorative materials, Contact Dermatitis, 30: 233-237.
6. O’Brien, W.J., (1997). Dental Materials and Their Selection. North Kimberly: Quintessence Publishing Co. Inc., 2nd. Edition, Chapter 6, USA.
7. Çalıkkocaoğlu, S., (1998). Tam Protezler. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları, II. Cilt, III. Baskı, İstanbul.
8. Craig, R.G., (1996). Restorative Dental Materials, Mosby-Year Book, St. Louis, Baltimore, Boston.
9. Phoenix, M.R.D., (1996). Denture base materials. Dent. Clin. North. Am., 40: 113-120.
10. Uzun, G., Hersek, N., (1999). Değişik liflerle güçlendirilmiş akrilik rezinin elektron mikroskop görüntülerinin değerlendirilmesi, H.Ü. Diş Hek. Fak. Der., 3(4): 32-37.
11. Dündar, F., (2001). Polimetilmetakrilat (PMMA) polimerinin E-Camı takviyesi ile mekanik özelliklerinin incelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kütahya, 81s.
12. Polat, T., (2002). Değişik oran ve uzunlukta cam fiber eklenen akrilik kaide plağının fiziksel ve mekanik özelliklerindeki değişimin araştırılması. Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas, 104s.
13. Vallittu, P.K., (1998). Some aspects of tensile strength of unidirectional glass fibre-polymethyl methacrylate composite used in denture, J. Oral Rehabil., 25: 100-105.
14. McCabe, J.F., (1994). Applied Dental Materials, 7th Edition, Mass Publishing Co., London.
15. Caycık, S., Jagger, R.G., (1992). The effect of cross-linking chain length on mechanical properties of a dough-molded poly (methylmethacrylate) resin, Dent. Mater., 8: 153-257.

16. Kesercioğlu, A., Yılmaz, G., Artunç, C., (1991). Protez akrilik kaide plağının hazırlanmasında enjeksiyon tekniğinin önemi, İzmir Diş Hekimleri Odası Dergisi, 4: 11.
17. Baysal, B., (1994). Polimer Kimyası, II. Baskı, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Yayınları, Cilt 1. Bölüm 1,3,4, Ankara.
18. Phillips, R. W., (1991). Skinner's Science of Dental Mat. 9th Ed., W.B. Saunders Co., Chapter 3,10,11, London.
19. Aydın, C., Yılmaz, H., Çağlar, A., (2002). Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of different denture base resins, Quintessence Int., 33: 457-463.
20. Wong, D.M.S., Cheng L.Y.Y., Chow, T.W., Claric, R.F., (1999). Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures, J. Prosthet. Dent., 81: 300-304.
21. Kesercioğlu, A., Öztürk, B., Artunç, C., (1991). SR-İvocap sistemi ile protez akrilik kaide plaklarının yapım tekniği. Ege üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 12: 42.
22. Rudd, K.D., (1996). Processing complete dentures, Dent. Clin. North. Am., 40: 121-135.
23. Barron, D.J., Schuster, G.S., Caugman, G.B., Lefebvre, C.A., (1993). Biocompatibility of visible lighth-polymerized denture base resins. Int. Prosthodont. 6: 495-501.
24. Blagojevic ,V., Murphy, V.M., (1999). Microwave polymerization of denture base materials, A comparative study. J. Oral Rehabil., 26: 804-808.
25. Sanders, J., Levin, B., Reitz, P.V., (1987). Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy, Quintessence Int., 18: 453-456.
26. Muhtaroğulları, İ.Y., Doğan, A., (1999). Thermal and dynamic mechanical properties of microwave and heat cured poli (methly methacrylate) used as dental base material, J. Appl. Polym. Sci., 74: 2971-2978.
27. Clarke, R.L., (1999) Denture base resins. J. Dent., 27: 418-421.
28. Vallittu, P.K., (1998). The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture, J. Prosthet. Dent., 79: 125-130.
29. Karaağaçlıoğlu, L., Kalıpçılar, B., (1988). Oda ısısında polimerize olan enjeksiyon akriliklerinin su emilimi, çözünlülük ve yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi, AÜ. Diş Hek. Fak. Derg., 17(3): 333-337.

30. ISO., (1999). International Standard Dentistry- Denture Base Polymers. 3th Edition, ISO 1567.
31. Miettinen, V.M., Vallittu, P.K., (1996). Water sorption and solubility of glass fiber reinforced denture poly methylmethacrylate resin, *J. Prosthet. Dent.*, 76:531-534.
32. Arima, T., Murata, H., Hamada, T., (1996). The effects of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resins, *J. Oral Rehabil.*, 23: 476-480.
33. Vallittu, P.K., (2000). Effect of 180 week water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite, *Int. J. Prosthodont.*,13: 334-449.
34. Doğan, A., Bek, B., Çevik, N.N., (1995). The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption, *J. Dent.*, 23: 313-318.
35. Momoi, Y., McCabe, J.F., (1994). Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of a water storage, *Br. Dent. J.*, 176: 91-96.
36. Watts, D.C., (1994). Elastic moduli and visco elastic relaxation, *J. Dent.*, 22:154-158.
37. Uzun, G., Hersek, N., Tinçer, T., (1999). Effect of five woven glass fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin, *J. Prosthet. Dent.*, 81: 616-620.
38. İmirzalıoğlu, P., Gürbüz, R., Atasav, E., Erkut, S., (2006). Fiber ile güçlendirmenin akrilik esaslı protez kaide materyalinin kırılma tokluğu üzerine etkisinin incelenmesi, *H.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, 30(3): 3-14.
39. Robinson, J.G., McCabe, J.F., (1993). Impact strength of acrylic resin denture base materials with surface defects, *Dent. Mater.*, 9: 355-360.
40. Vallittu, P.K., Ruyter, I.E., Ekstrand, K., (1998). Effect of water storage on the flexural properties of E-Glass and silica fiber acrylic resin composite, *Int. J. Prosthodont.*, 11(4): 340-350.
41. Vallittu, P.K., Lassila, V.P., (1994). Transverse strength and fatigue of denture acrylic glass fiber composite, *Dent. Mat.*, 10: 116-121.
42. Kanie, T., Fujii, K., Arikawa, H., Inoike, K., (2000). Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers, *Dent. Mater.J.*, 16: 150-158.
43. Vallittu, P.K., Narva, K., (1997). Impact strength of a modified continuous glass fiber poly(methyl methacrylate), *Int J. Prosthodont*, 10: 142-148.

44. Aladag, L., Yılmaz, A., (2001). Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin ve geleneksel tamir materyalleri ile tamir edilen akrilik rezinlerin dirençlerinin incelenmesi, Atatürk Ü. Diş. Hek. Fak. Dergisi., 11(2): 8-13.
45. Goldberg, A.J., Burstone, C.J., (1992). The use of continuous fiber reinforcement in dentistry, Dent. Mater., 8: 197-202.
46. Freilich, M.A., Karmaker, A.C., Burstone, C.J., (1998). Development and clinical applications of a light polymerized fiber-reinforced composite, J. Prosthet. Dent., 80: 311-318.
47. Jagger, D.C., Harrison, A., Al-Marzoug, K., (2000). Effect of addition of poly(methyl methacrylate) beads on some properties of acrylic resin, Int. J. Prosthodont; 13: 378-382.
48. Freilich, M.A., Meiers, J.C., Duncan, J.P., Goldberg, A.J., (2000). Fiber-Reinforced Composites In Clinical Dentistry. 1st Edition, Quintessence Publishing Co. Inc, Hong Kong.
49. Karacaer, Ö., Polat, T.N., Tezvergil, A., Vallittu, P.K., (2003). The effect of length and concentration of glass fibers on the mechanical properties of an injection and a compression-molded denture base polymer, J. Prosthet. Dent., 90: 385-393.
50. Marei, M.K., (1999). Reinforcement of denture base resin with glass fillers, J. Prosthet. Dent., 8: 18-26.
51. Isadorf, F., Odmann, P., Brondum, K., (1996). Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. Int. J. Prosthodont, 9: 131-136.
52. Mannocci, F., Innocenti, M., Ferrari, M., Watson, T.F., (1999). Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal posts, and composite resins, J. Endod., 25: 789-794.
53. Jagger, D., Harrison, R., Jandt, K.D., (1999). The reinforcement of dentures, J. Oral Rehabil., 26: 185-194.
54. Chow, W., Cheng, Y., Ladizesky, H., (1993). Polyethylene fibre reinforced poly(methyl methacrylate) water sorption and dimensional changes during immersion, J. Dent., 21: 367-372.
55. Braden, M., Davy, K.M., Parker, S., Ladizesky, N.H., (1998). Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibres, Br. Dent. J., 164: 109-113.
56. Yılmaz, H., Aydın, C., (2002). Akrilik rezinlerin güçlendirilme yöntemleri, A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg., 1(12): 46-53.
57. Gutteridge, D.L., (1988). The effect of including ultra high modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin, Br. Dent. J., 164: 177-180.

58. Külünk, T., (2006). Fiberle güçlendirilmiş kompozit ve tam seramiklerde tamir dayancı üzerinde tamir materyallerinin ışık kaynaklarının etkilerinin incelenmesi, Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, 104s.
59. Karacaer, Ö., (2002). Devamlı paralel ve kısa formdaki cam elyaf ile alt protez tamiri, G. Ü. Diş Hek. Fak. Derg., 19(1): 41-45.
60. Stipho, H.D., (1998). Effect of glass reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate, J. Prosthet. Dent., 79: 580-584.
61. Polat, T., Karacaer, Ö., (2002). Cam fiber ile güçlendirilmiş iki farklı protez kaide polimerinin transvers direnç ve elastikiyet modülünün incelenmesi, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek. Fak. Dergisi, 5(1): 1-4.
62. Vallittu, P.K., (1994). Acrylic resin fibre composite. Part II: The effect of polymerization shrinkage of poly methylmethacrylate applied to fibre roving on transverse strength, J. Prosthet. Dent., 71: 613-617.
63. Chen, J.T., Lin, Y., (2007). Liquid-liquid equilibria of water + 1-butanol + methyl methacrylate or butyl methacrylate or isobutyl methacrylate at 288.15 K and 318.15 K, Fluid Phase Equilibra, 259: 189-194.
64. Vallittu, P.K., (1998). Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites, J. Prosthodont., 7: 170-176.
65. Narva, K.K., Vallittu, P.K., Helenius, H., Urpa, A.Y., (2001). Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement, Int. J. Prosthet., 14: 219-224.
66. Vallittu, P.K., (1997). Glass fiber reinforcement in repaired acrylic resin removable dentures. Preliminary results of a clinical study, Quintessence Int., 28: 39-44.
67. Galan, D., Lynch, E., (1990). The effect of reinforcing fibres in denture acrylics, J. Irish. Dent. Assoc., 35: 109-113.
68. Vallittu, P.K., Alakuijala, P., Lassila, V.P., Lappalainen, R., (1994). In vitro fatigue fracture of an acrylic resin-based partial denture: An exploratory study, J. Prosthet. Dent., 72: 289-295.
69. John, J., Gangadhar, S.A., Shah, I., (2001). Flexural strength of heat-polymerized poly methyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid or nylon fibers, J. Prosthet. Dent., 86: 424-427.
70. Özdemir, A., Polat, T., (2002). Cam fiberle güçlendirilmiş akrilik rezinlerin kırık ve cilalı yüzeylerinin incelenmesi, C.Ü. Diş. Hek. Fak. Derg., 2(5) : 81-84.

71. Arlen, M. J., Dadmun, M. D., (2003). The reinforcement of polystyrene and poly (methyl methacrylate) interfaces using alternating copolymers, *Polym.*, 44: 6883-6889.
72. Ko, M. J., Kim, S. H., Jo, W. H., (2000). The effects of copolymer architecture on phase separation dynamics of immiscible homopolymer blends in the presence of copolymer: A Monte Carlo simulation, *Polym.*, 41: 6387-6394.
73. Johnson, J.A., Jones, D.W., (1994). The mechanical properties of PMMA and its copolymers with ethyl methacrylate and butyl methacrylate, *J. Mater. Sci.*, 29: 870-876.
74. Rodford, R. A., (1990). Further development and evaluation of high impact strength denture base materials, *J. Dent.*, 18: 151-157.
75. Andreasson, H., Johnsson, S., Karlsson, S., (2003). On permeability of methyl methacrylate, 2-hydroxyethylmethacrylate and triethyleneglycol dimethacrylate through protective gloves in dentistry, *Eur. J. Oral Sci.*, 111: 529-535.
76. <http://chemicaland21.com>
77. Brar, A.S., Hooda, S., Goyal, A.K., (2006). Microstructure determination of 2-hydroxy ethyl methacrylate and methyl acrylate copolymers by NMR spectroscopy, *J. Mol. Struc.*, 828: 25-37.
78. Gümüşderelioğlu, M., (2002). *Biyomalzemeler, Bilim ve Teknik Dergisi*, s: 1-23.
79. Emileh, A., Farahani, E.V., Imani, M., (2007). Swelling behavior, mechanical properties and network parameters of pH and temperature-sensitive hydrogels of poly((2-dimethyl amino) ethylmethacrylate-co-butyl methacrylate), *Eur. Polymer J.*, 43: 1986-1995.
80. aykara, T., Gven, O., (1998). The effect of filler type on the thermal degradation of inorganic filled poly(2-hydroxyethyl methacrylate) composites, *Poly. Degradation and Stability*, 62: 267-270.
81. Isaksson, M., Lindberg, M., Sundberg, K., (2005). The development and course of patch-test reactions to 2 hydroxyethyl methacrylate and ethyleneglycol dimethacrylate, *Contact Dermatitis*, 53: 292-297.
82. Mun, G.A., Nurkeeva, Z.S., (2007). Temperature-responsive water-soluble copolymers based on 2-hydroxyethyl acrylate and butyl acrylate, *Macromol. Chem. Phys.*, 208: 979-987.
83. Aladağ, E., (2003). Akrilik kaide materyaline farklı fiberlerin ilavesi sonucu oluşan mekanik zelliklerin araştırılması ve yapının SEM’de incelenmesi, *Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir*, 84s.

84. Jagger, D.C., Jagger, R.G., Allen, S.M., (2002). An investigation into the transverse and impact strength of 'high strength' denture base acrylic resins, *J. Oral Rehabil.*, 29: 263-267.
85. Vallittu, P.K., Lassila, V.P., Lappalainen, R., (1994). Acrylic resin-fiber composite- Part 1: The effect of fiber concentration on fracture resistance, *J. Prosthet. Dent.*, 71: 607-612.
86. Uzun, G., Keyf, F., (2000). The effect of glass-fiber reinforcement on the transverse strength, deflection and modulus of elasticity of repaired acrylic resins, *Int Dental J.*, 50: 93-99.
87. Dixon, D.L., Breeding, L.C., (1992). The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers, *J. Prosthet. Dent.* 67(3): 417-419.
88. Vallittu, P.K., (1999). Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers, *J. Prosthet. Dent.*, 81: 318-326.
89. Chung, K., Lin, T., Wang, F., (1998). Flexural strength of a provisional resin material with fiber addition, *J. Oral. Rehabil.*, 25: 214-217.
90. Polyzois, G.L., (1995). Reinforcement of denture acrylic resin: The effect of metal inserts and denture resin type on fracture resistance, *Eur. J. Prosthet. Rest. Dent.*, 3: 275-278.
91. Miettinen, V.M., Narva, K.K., Vallittu, P.K. (1998). Water sorption, solubility and effect of post-curing of glass fibre reinforced polymers, *Biomaterials*, 20, 1187-1194.
92. Tacir, I.H., Kama, J.D., Zortuk, M., Eskimez, S., (2006). Flexural properties of glass fibre reinforced acrylic resin polymers, *Aust. Dent. J.*, 51(1): 52-56.
93. Chen, S.Y., Liang, W.M., Yen, P.S., (2001). Reinforcement of acrylic denture base resin by incorporation of various fibers, *J. Biomed. Mater. Res.*, 58: 203-208.
94. Hamza, T.A., Rosenstiel, S.F., El-Hosary, M.M., (2006). Fracture resistance of fiber-reinforced PMMA interim fixed partial dentures, *J. Prosthodont*, 15: 223-228.
95. Doğan, O.M., Bolayır, G., Keskin, S., Doğan, A., Bek, B. (2007). The evaluation of some flexural properties of denture base resin reinforced with various aesthetic fibers, *J. Mater. Sci.: Mater. in Med.*, DOI.10.1007/s10856-007-3343-3348.
96. Keyf, F., Uzun, G., Mutlu, M., (2003). The effects of HEMA-monomer and air atmosphere treatment of glass fibre on the transverse strength of a provisional fixed partial denture resin, *J. Oral Rehabil.*, 30, 1142-1148.
97. Doğan, O.M., Bolayır, G., Keskin, S., Boztuğ, A., Doğan, A., Bek, B. (2006). Effects of some methacrylate monomers used as liquid component on tensile and flexural strengths of poly(methyl methacrylate) denture base resin, *Mater. Res. Innov.*, 10(4): 424-427.

98. Cho, K., Jaeho, Y., Park, E.E., (1997). The effect of interfacial adhesion on toughening behaviour of rubber modified poly (methyl methacrylate), *Polym.*, 38 (20): 5161-5167.
99. Clarke, R.L., (1989). Dynamic mechanical thermal analysis of dental polymers, 3. Heterocyclic methacrylates. *Biomat.*, 10: 630-633.
100. Doğan, O.M., Bolayır, G., Keskin, S., Doğan, A., Bek, B., Boztuğ, A. (2007). The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin, *Dent. Mater. J.*, 26, 232-239.
101. Karacaer, Ö. (2001). Karbon, aramid ve polietilen fiber ile güçlendirilen protezlerin değerlendirilmesi (protez güçlendirilmesi), *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hek. Fak. Dergisi*, 6: 31-35.
102. Kantar, K., (2005). Kopolimer yapıda hazırlanan akrilik rezinlerin termal ve reolojik özelliklerinin dinamik mekanik analiz (dma) ile incelenmesi, *Doktora Tezi*, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 116s.
103. Reis, J.M.S., Vergani, C.E., Pavarina, A.C., (2006). Effect of relining, water storage and cyclic loading on the flexural strength of a denture base acrylic resin *J. Dentistry*, 34: 420-426.
104. Sun, S.F., (1994). *Physical chemistry of macromolecules basics principles and issues*, John Wiley and Sons, New York.
105. Ozturk, A.N, Inan, O., Yondem, I., (2003). Dimensional changes and water sorption of two acrylic polymer materials reinforced with glass fibres, *Eur. J. Prosthodont Restor. Dent.*, 11(3): 129-132.
106. Cal, N.E., Hersek, N., Sahin, E., (2000). Water sorption and dimensional changes of denture base polymer reinforced with glass fibers in continuous unidirectional and woven form, *Int. J. Prosthodont*, 13(6): 487-493.

ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında Ankara'da doğdum. İlk, Orta ve Lise eğitimimi Sivas'ta tamamladım. 1997 yılında Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine girdim. 2002 yılında mezun oldum. Aynı yıl Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora programına kayıt oldum. 2003 yılında araştırma görevlisi kadrosuna atandım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım. İngilizce bilmekteyim. Evliyim.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime baŐladığım ilk günden itibaren, çalıŐmalarımnda bana yardım eden ve hep destek olan, ayrıca bu çalışmanın yapılmasında ve uygulanmasında bana yardımcı olan doktora tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet TURGUT'a, tezin konusu ve ilerlemesindeki katkıları ile eldeki laboratuvar imkanlarını sağlamasından dolayı Sayın Prof. Dr. Dursun SARAYDIN'a, çalıŐmamda bana her turlü manevi desteği veren, bizlere bilimsel bir ortam sağlayan dekanımız Sayın Prof. Dr. Bülent BEK'e, çalışma sonuçlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesinde yardımlarını esirgemeyen Sayın Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a, doktora hayatım boyunca benden desteğini esirgemeyen sevgili eŐime, aileme ve burada isimlerini saymadığım emeği geçen herkese teşekkür ederim.