

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**POLİETİLEN FİBERLE GÜÇLENDİRİLEN AKRİLİK REZİNLERDE
FARKLI POLİMERİZASYON YÖNTEMLERİNİN ARTIK MONOMER
MİKTARINA ETKİSİNİN İN-VİTRO KOŞULLARDA
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Görkem ERTEM

Tez Danışmanı

Prof.Dr. Özgül KARACAER

ANKARA Haziran 2008

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**POLİETİLEN FİBERLE GÜÇLENDİRİLEN AKRİLİK REZİNLERDE
FARKLI POLİMERİZASYON YÖNTEMLERİNİN ARTIK MONOMER
MİKTARINA ETKİSİNİN İN-VİTRO KOŞULLARDA
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Görkem ERTEM

Tez Danışmanı

Prof.Dr. Özgül KARACAER

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 03/2006-8 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA Haziran 2008

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	I
İçindekiler	II
Şekiller, Resimler, Grafikler	V
Tablolar	VIII
Semboller, Kısaltmalar	IX

1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Akrilik Rezinler.....	4
2.1.1. Toz (Polimer).....	5
2.1.2. Likit (monomer).....	7
2.1.3. Monomer/ Polimer Oranı.....	8
2.1.4. Polimerizasyon.....	8
2.1.4.1. Polimer – Monomer Reaksiyonu.....	9
2.1.4.2. Polimerizasyon Çeşitleri.....	10
2.1.4.2.1. İlave Polimerizasyon.....	10
2.1.4.2.2. Kondenzasyon Polimerizasyonu.....	11
2.1.4.2.3. Kopolimerizasyon.....	12
2.1.4.2.4. Çapraz Bağlanma Polimerizasyonu.....	12
2.1.4.2.5. Diğer Polimerizasyon Türleri.....	12
2.1.5. Akrilik Rezinlerin Polimerizasyonu.....	12
2.1.6. Akrilik Rezin Materyallerinin Sınıflandırılması.....	14
2.1.7. Polimerizasyon Tipine Göre Akrilik Rezinler.....	17
2.1.7.1. Isı ile Polimerize Edilen Akrilik Rezinler.....	17
2.1.7.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler	

(Otopolimerizan rezinler.....	19
2.1.7.3. Görünür Işıklıla Polimerize Edilen Akrilik Rezinler.....	22
2.1.7.4. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Edilen Akrilik Rezinler.....	24
2.1.7.5. Gama Işını ile Polimerize edilen Akrilik Rezinler.....	27
2.1.8. Protez Kaide Materyallerinin Güçlendirilmesine Yönelik Yaklaşımlar.....	28
2.1.8.1. Metal İle Güçlendirme.....	30
2.1.8.2. Fiber Sistemleri ile Güçlendirme.....	30
2.1.8.2.1. Karbon Fiber Sistemleri ile Güçlendirme.....	32
2.1.8.2.2. Aramid Fiber Sistemleri ile Güçlendirme.....	34
2.1.8.2.3. Cam Fiber Sistemleri ile Güçlendirme.....	35
2.1.8.2.4. Polietilen Fiber Sistemleri ile Güçlendirme.....	36
2.1.8.3. Fiberle Güçlendirilmiş Akrilik Rezinlerin Başarısını Etkileyen Faktörler.....	40
2.1.8.3.1. Fiber-Akrilik Rezin Bağlanma Mekanizması.....	40
2.1.8.3.2. Fiber Formu.....	46
2.1.8.3.3. Fiber Miktarı.....	51
2.1.8.3.4. Fiberlerin Polimer Matrikste Yerleşimi.....	53
2.1.8.3.5. Fiberlerin Polimer Matriks İle İmpregnasyonu.....	55
2.1.8.3.6. Fiber-Akrilik Rezin Uyumluluğu.....	57
2.2. Artık Monomer.....	58
2.3. Işık Şiddetinden Faydalanarak Yapılan Ölçümler.....	64
2.3.1. UV ve Görünür Bölge Absorpsiyon Spektroskopisi ve Spektrofotometri.....	68
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	75
3.1. Fiberlerin Hazırlanması.....	76
3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	76
3.3. Artık Monomer Analizi.....	82
3.4. İstatistiksel Değerlendirme.....	88
4. BULGULAR.....	89

4.1. Polimerizasyon yöntemlerinin artık monomer miktarı üzerindeki etkisinin karşılaştırılması.....	90
4.1.1. Polietilen fiber ile güçlendirilmemiş grupların değerlendirilmesi..	90
4.1.2. Polietilen fiberle güçlendirilmiş grupların değerlendirilmesi.....	92
4.2. Polietilen fiber ile güçlendirmenin artık monomer miktarı üzerindeki etkisi karşılaştırılması.....	94
5.	
TARTIŞMA.....	98
6. SONUÇ.....	126
7. ÖZET.....	127
8. SUMMARY.....	128
9.	
KAYNAKLAR.....	139
10. ÖZGEÇMİŞ.....	151

ŞEKİLLER

- Şekil 1.** Serbest radikal polimerizasyonunda başlama aşaması.
- Şekil 2.** Serbest radikal polimerizasyonunda çoğalma aşaması.
- Şekil 3.** Serbest radikal polimerizasyonunda sonlanma aşaması.
- Şekil 4.** Polimer/monomer karışımından, pöröz polimerler ile doyurulmuş fiber ve polimer taneciklerine monomerin penetrasyonu.
- Şekil 5.** Fiberlerin birbirine bağlantısını sağlayan pöröz polimerin plastikleşmesi.
- Şekil 6.** Fiber formları; A: düz form, B: çapraz form, C: saten dokuma form
- Şekil 7.** Çapraz kilit örgülü şerit polietilen formu
- Şekil 8.** Üst tam protezde; total ve parsiyel fiber güçlendirmesi ile üst tam protezde parsiyel fiber uygulamasının yeri.
- Şekil 9.** Absorbans eğrisi
- Şekil 10.** Bir spektrofotometrenin temel bileşenleri
- Şekil 11.** UV-VIS cihazında gelen ışık demetinin geçişi

RESİMLER

- Resim 1.** 4 mm kalınlığında Ribbond
- Resim 2.** Termostatlı fırın
- Resim 3.** Mikrodalga enerjisiyle polimerizasyon yönteminde kullanılan fiber ile güçlendirilmiş plastik mufla ve polikarbon vidalar
- Resim 4.** Mikrodalga enerjisiyle polimerizasyon yönteminde kullanılan mikrodalga fırın ve mufla
- Resim 5.** Gama cell 220 cihazı ve akrilik örneklerin cihaz içerisindeki görünümü
- Resim 6.** Fiberli ve fibersiz olarak hazırlanan örnekler
- Resim 7.** Hassas terazi ve örneğin tartılması
- Resim 8.** Örneklerdeki artık monomer salınımını gerçekleştirmek üzere hazırlanan düzenek
- Resim 9.** Hewlett Packard spektrofotometri cihazı

GRAFİKLER

- Grafik 1.** Bir örneğe ait absorpsiyon eğrisi
- Grafik 2.** Metil metakrilatın standart absorbans grafiği
- Grafik 3.** Polimerizasyon yöntemlerine göre fiber ile güçlendirilmemiş grupların artık monomer miktarı
- Grafik 4.** Polimerizasyon yöntemlerine göre fiber ile güçlendirilmiş grupların artık monomer miktarı
- Grafik 5.** Polimerizasyon yöntemlerine göre polietilen fiber ile güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş grupların artık monomer miktarları
- Grafik 6:** Güçlendirilmemiş ve polietilen fiberle güçlendirilmiş test gruplarının artık monomer miktarları (Çizgiler standart sapmaları göstermektedir)

TABLULAR

- Tablo 1.** Elektromagnetik spektrumun bölgeleri
- Tablo 2.** Çalışmadaki örnek grupları
- Tablo 3.** Akrilik rezin örnekleri polimerize etmek amacıyla uygulanan yöntemler ve uygulama süreleri
- Tablo 4.** Bilinen konsantrasyonlarda MMA ın 230 nm deki absorbans değerleri
- Tablo 5:** Çalışmamızda yer alan grupların artık monomer değerleri
- Tablo 6.** Polietilen fiber ile güçlendirilmemiş grupların ANOVA testi sonuçları
- Tablo 7.** Polimerizasyon yöntemlerine göre polietilen fiber ile güçlendirilmemiş grupların artık monomer miktarlarının karşılaştırılması
- Tablo 8.** Polietilen fiber ile güçlendirilmiş grupların ANOVA testi sonuçları
- Tablo 9.** Polietilen fiber ile güçlendirilmiş grupların rest monomer miktarlarının karşılaştırılması
- Tablo 10.** Polimerizasyon yöntemlerine göre polietilen fiber ile güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş grupların artık monomer miktarlarının karşılaştırılması

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

- ml:** mililitre
gr: gram
kal: kalori
mol: molekül
nm: nanometre
MHz: megahertz
GPa: gigapaskal
MPa: megapaskal
KPa: kilopaskal
µm: mikrometre
γ: gama
UV: ultraviyole
IR: infrared (kızılötesi)
λ: dalgaboyu
NMR: nükleer manyetik rezonans
Xe. xenon
UV-VIS: UV-Visible (UV görünür bölge)

1. GİRİŞ

Akrilik rezinler uzun yıllardan beri kaide plağı yapımında yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Uygun maliyeti, estetik olması, laboratuvar işlemlerinin kolay olması gibi avantajları olmasına rağmen çarpma ve yorulma direncinin düşük olması en önemli dezavantajları olarak ifade edilmektedir.

Polimetil metakrilat (PMMA)'ın çarpma ve yorulma direnci düşük olduğundan protez kırıklarına sıklıkla rastlanmaktadır. Protez kırıklarını önlemek için 3 yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemler; PMMA'a alternatif yeni bir materyal geliştirmek, PMMA' ın kimyasal modifikasyonu, PMMA'ın metal, karbon, aramid, cam ve polietilen gibi çeşitli fiberler ile güçlendirilmesidir. Günümüzde akrilik rezine fiberlerin ilave edilmesiyle ilgili olarak araştırmalar yapılmakta ve olumlu sonuçlar alındığı ifade edilmektedir.

Akrilik rezinleri güçlendirmek için kullanılan karbon ve aramid fiberlerin PMMA'ın bazı fiziksel özelliklerini artırdığı bildirilmiştir. Ancak estetik özellikleri kullanımlarını sınırlamıştır. Cam fiber estetik olması, rezinin mekanik özelliklerini olumlu etkilemesi, ucuz ve kolay bulunması nedeniyle araştırmacılar tarafından ilgi görmüştür. Ancak protez yüzeylerine çıktığında, doku irritasyonlarına, yoğun plak birikimine, mukoza yaralanmalarına ve ağızda karsinojenik etkiye neden olmaktadır. Polietilen fiberlerin doğal rengi, düşük yoğunluğu, biyolojik uyumluluğu en önemli avantajları arasındadır. Yapılan çalışmalar polietilen fiberin akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini olumlu etkilediği bildirilmiştir.

Akrilik rezinlerin polimerizasyonu kimyasal aktivatörler, ısı, ışık ve mikrodalga enerjisi kullanılarak yapılabilmektedir. Ancak protez kaide rezinlerinin polimerizasyonu için kullanılan yöntemlerin hiçbirisinde

monomerin polimere tamamıyla dönüşümü sağlanamaz ve rezin içerisinde reaksiyona girmemiş bir miktar monomer bulunur. Rezinin polimerizasyonunu takiben polimerik ağ yapı içerisinde reaksiyona girmeyerek kalan monomere artık (rest, rezidüel) monomer denir.

Yapılan çalışmalarda rezinden salınan artık monomerin sitotoksik etkilerinin olduğu rapor edilmiştir. Polimerize olmamış monomerin tükürüğe geçerek yumuşak dokular için bir irritasyon kaynağı olarak davrandığı ve mukozal zararlara sebep olabileceği bildirilmiştir. Artık monomerin özellikle protezi taşıyan mukozayla teması ile oral mukozada kızarıklık, şişlik, ve ağrı gibi reaksiyonlar oluşabilmektedir. Ayrıca artık monomerin plastizer etkisi rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini de olumsuz yönde etkilemektedir.

Akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarının saptanması için değişik analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar iki ana gruba ayrılmaktadır; Birincisi kromatografi yöntemidir ve bu yöntem gaz kromatografi, gaz-likit kromatografi, yüksek performans likit kromatografi, yüksek basınç kromatografi yöntemlerini içermektedir. İkincisi spektroskopi yöntemidir ve Fourier Transform İnfrared Spektroskopi (FTIR) ve görünür bölge ultraviyole spektroskopi (UV-VIS) yöntemlerini içermektedir.

UV-VIS cihazı kimya ve endüstride maddelerin nitel ve nicel analizlerinde kullanılmaktadır. Analizin hassas olması, ucuz yapılabilmesi ve kolay tekrarlanabilir olması en önemli avantajlarıdır. Ayrıca sonuçlar güvenilir ve çok hızlı elde edilebilir.

Çalışmamızın amacı; polietilen fiber ile güçlendirilmiş akrilik rezinlerin artık monomer miktarına, kullanılan fiberin ve dört farklı polimerizasyon yönteminin etkisini değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

1940 yılından önce protez kaidesi yapımında selüloz ürünler, fenol formaldehit, vinil rezinler ve vulkanit gibi maddeler kullanılmıştır. Selüloz ürünlerin ağız içinde şekil değiştirmesi, kötü tadı ve birkaç ay içinde rengini kaybetmesi, fenol formaldehidin hazırlanma işleminin zorluğu ve yine ağız içinde rengini yitirmesi, vinil rezinlerin yorulma dirençlerinin düşük olması, vulkanitin ise estetik olmaması araştırmacıları yeni materyal arayışı içine itmiştir. 1937 yılında Dr. Walter Wright tarafından akrilik rezinlerin bulunması dişhekimliğine yeni bir boyut getirmiştir.^{1,2}

Protez kaide materyali olarak kullanılacak materyallerin üstün özelliklere sahip olmaları gerekir. İdeal bir kaide materyalinde aranan özellikler;

1-Uygulanması kolay olmalıdır.

2- Dokulara uygun renk seçeneklerine sahip olmalı ve uzun süreli kullanımda renk değişikliği göstermemelidir.

3-Kullanımları boyunca şekli, hacmi ve boyutları değişmemelidir.

4- İnaoral ve ekstraoral kuvvetlere karşı yüksek direnç göstermelidir. Çiğneme kuvvetleri karşısında plastik deformasyona uğramamalıdır.

5- Tatsız ve kokusuz olmalıdır.

6- Toksik ve karsinojenik etki göstermemeli, alerji, yanma ve irritasyona neden olmamalıdır.

7- Islanabilirliği yüksek olmalıdır.

8- Bakteri, mantar ve metabolitlerden etkilenmemelidir.

9-Kolay temizlenebilmelidir.

10-Tesviye ve cilalama işlemleri kolay yapılabilmesi ve iyi parlatılabilmelidir.

11-Raf ömrü yeterli olmalıdır.

12-Tamiri kolay olmalıdır.

13- Artık monomer içeriği ve salınımı minimum olmalıdır.

14-Yeterli derecede sert ve aşınmaya dirençli yüzey özelliği göstermelidir.

15-Metal, astar maddesi ve yapay dişlere bağlanma derecesi yüksek olmalıdır.

16-Isısal iletkenlik düzeyi yeterli olmalıdır.

17-Hafif olmalıdır.

18-Asidik ve bazı çözeltilerde ve ağız ortamında çözünür olmamalıdır.

19-Ucuz ve kolay elde edilebilir olmalıdır.³⁻⁵

Yukarıda saydığımız ideale en yakın kaide materyali özelliklerine sahip olan materyal akrilik rezinlerdir.

2.1. Akrilik Resinler

Genel olarak akrilik rezinler etilen türevi olup, bir vinil grubu içerirler. Diş hekimliğinde kullanılan akrilik rezinler iki değişik akrilik resin dizisinden oluşurlar.⁶

Akrilik asit ($\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$)

Metakrilik Asit [$\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$]

Yaygın olarak kullanılan akrilik rezinler, metakrilik asidin metil esteri olan metilmetakrilattır. Metakrilatın polimerizasyonu ile elde edilen dental polimer polimetil metakrilat (PMMA)' tan oluşur.⁷

PMMA, şeffaf bir rezin olup ultraviyole altında 250 nm dalga boyuna kadar olan ışığı geçirir. Knoop sertlik numarası 18-20, gerilme direnci yaklaşık 60 MPa, yoğunluğu 1,19 g/cm³ ve elastik modülü yaklaşık 2,4 GPa'dır. Bu polimer oldukça kararlıdır, ultraviyole ışıkta renklenmez, 125 °C'de yumuşar termoplastik materyaller gibi şekillendirilebilir. 125 ile 200 °C arasında depolimerizasyonu gerçekleşir. Yaklaşık 450 °C'de polimerin %90'ı depolimerize olur. PMMA, su emme eğilimi sergiler. Kristalin olmayan yapısı yüksek iç enerjiye sahip olduğundan moleküler difüzyon gerçekleşebilir. Ayrıca polar karboksil gruplar, hidrojen köprüleri oluşturabilir. Bunlar genelde toz, sıvı veya jel halinde bulunurlar; ancak en yaygın kullanımı toz-sıvı kombinasyonudur.⁸

2.1.1. Toz (Polimer)

Polimer terimi, birçok basit molekülden yapılmış bir makromolekül anlamına gelir. Latince poli: çok, mer: parça demektir. Yani polimer, çok parçadan oluşmuş bir moleküldür. Başka bir deyişle "mer" tekrarlanan basit kimyasal yapı üniteleri olarak tarif edilir.^{3,9}

Polimer molekülleri genelde birbirini çeken aynı tip monomerlerden oluşmuştur. Bunun yanı sıra farklı tip monomerlerin karışımıyla da elde edilebilirler. Eğer iki ya da daha fazla farklı kimyasal üniteden oluşuyorsa kopolimer olarak adlandırılırlar. Eğer polimer üç farklı monomer ünitesinden oluşuyorsa buna da terpolimer denir.^{3, 10}

PMMA blokların öğütülmesi ile elde edilen küçük şeffaf küresel tanecikler şeklinde bulunan akrilik tozu, polimerleşmeyen bir sıvı içinde ısıtılmak suretiyle metil metakrilat monomerin polimere dönüşmesi ile elde edilir.^{4,11}

İçerisinde genel olarak akrilik kopolimer ya da polimer taneleri, reaksiyon başlatıcı maddeler, pigment ve boyalar, opak maddeler, plastikleştirici maddeler, organik ve inorganik lifler bulunur. Tozda bulunan polimer tanecikleri düzensiz yapıda ve küçük tanecikler şeklinde bulunabilirler.^{3,12}

Kimyasal olarak ana madde PMMA'dır. Buna ilave olarak etil, metil, butil ve diğer akrilik metakrilatlar eklenerek modifiye edilebilirler.³

Reaksiyon başlatıcı maddeler genellikle benzoil peroksit veya diizobutilazonitrildir. Benzoil peroksit tozda % 0,5-1,5 oranında bulunur. Bunlar herhangi bir değişime uğramadan kimyasal reaksiyonun ilerlemesine yardımcı olan ajanlardır. Geciktiricinin etkisini azaltıp polimerizasyonu hızlandırırlar.^{3,12}

Yüksek molekül ağırlıklı polimetilmetakrilat genellikle monomerde çok yavaş çözündüğünden, çözünürlüğü artırmak için dibutil fitalat maddesi eklenir. Çözünürlüğü artırmanın bir başka yolu da etil akrilat miktarını % 5 veya daha az tutmak suretiyle metilmetakrilat ve etil akrilat kopolimeri kullanılabilir. Bir diğer yöntem ise yüksek molekül ağırlıklı polimetilmetakrilat kürelerini monomerde daha çok çözünen düşük molekül ağırlıklı küreler ile karıştırmaktır.^{7,12}

PMMA şeffaftır. Dokulara benzer rengi elde edebilmek için merkürük sülfid (kırmızı), kadmiyum sülfid (sarı), kadmiyum selenit, ferik oksit (kahverengi), civa sülfid veya karbon siyahı gibi bileşikler ilave edilmektedir. Bu pigmentler polimer taneciklerinin içerisine mekanik olarak karıştırılırlar.^{3,12}

2.1.2. Likit (monomer)

Monomer, molekülün yapısında tekrarlanan ve birbirlerine kovalent bağlarla bağlanan en basit yapısal birimdir. Akrilik rezin likitinin temel yapısını metilmetakrilat oluşturur. Metilmetakrilat (MMA) petrolün yan ürünlerinden elde edilen şeffaf, kendine has kokusu olan, suda çözünmeyen, 100,8 °C' de kaynayan toksik, yanıcı ve uçucu bir sıvıdır.^{7,13}

Metilmetakrilatın raf ömrünü uzatmak amacıyla inhibitör maddeler ilave edilir. Bu madde genellikle % 0,003 – 0,01 oranında hidrokinondur.¹²

Metilmetakrilat, polimerin mekanik özelliklerini etkileyerek çözülmeye, çatlamaya, kırılmaya karşı direnç sağlayan çapraz bağlantı ajanları içerir. Bu madde de genellikle glikol dimetakrilattır.¹²

Oda ısısında polimerizasyonu sağlayabilmek için kimyasal bir akseleratör kullanılacağı zaman, akseleratör likite katılır. Bu akseleratör üçüncü derece aminler, sülfonik asit veya daha stabil olan sülfonik asitin tuzlarıdır. Yaygın olarak kullanılan aminler N,N-dimetil-para-toluidin ve N,N-dihidroksietil-para-toluidindir.^{1,12,13}

PMMA'nın sıvı bileşenleri, esas maddeyi oluşturan metilmetakrilata diğer akrilik monomerlerin ilave edilmesiyle modifiye edilebilir. Örneğin mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen akrilik rezinlerin sıvıları mikrolitik olarak üretilmiş olup yapılarına trietilen ya da tetraetilen glikol ilave edilmiştir ki bunlar her bir uçta reaktif yapıya sahip dimetakrilattır. Polimerizasyon ultraviyole, kimyasal, ısı, mikrodalga, görünür ışık, gama ışınları ile aktive edilerek başlatılabilir. Monomerin kullanıma sunulduğu şişe, monomeri ultraviyole ışığından korumak için koyu kahverengi camdan yapılır.^{1,12,13}

2.1.3. Monomer/ Polimer Oranı

Monomerin polimere oranı çok önemlidir. Bu oranın uygun olması rezinin sonuç yapısını doğrudan etkiler. Bu nedenle kullanılacak monomerin miktarı olabildiğince düşük ancak her polimer küreciğini tam olarak ıslatabilecek kadar yeterli miktarda olmalıdır. Polimer-monomer oranı kadar, tozu oluşturan çeşitli boydaki polimer ve pigment partiküllerinin homojen dağılması da önemlidir. Monomer ve polimerin homojen karışmaması halinde kaide materyalinin dayanıklılığında azalma, gözenekliliğinde artma ve renginde bozulma meydana gelir.^{3,12}

Genel olarak monomerin polimere hacimsel oranı 1/3 veya 1/3,5 olmalıdır. Ağırlık oranı ise 1ml/2,5 gr'dır. Bu oranlar polimerizasyon sırasındaki hacimsel kontraksiyonu % 8' e kadar düşürür.^{2,12}

2.1.4. Polimerizasyon

Polimerizasyon monomer adı verilen çok sayıda molekülün birleşerek makromolekül veya polimer oluşturduğu zincirleme bir reaksiyondur. Başka bir deyişle, çok sayıdaki bir veya birden fazla tipte düşük ağırlıklı molekülün daha yüksek ağırlıklı başka bir makromolekülü oluşturmasına polimerizasyon adı verilir.¹³

Bir polimer zinciri başına düşen ortalama tekrarlanan monomer sayısına polimerizasyon derecesi denir. Polimerizasyonun kalitesini gösteren polimerizasyon derecesi polimerizasyon ve preperasyon şartlarına ve polimerizasyon şekline göre değişir. Polimerizasyon derecesinde, polimerin içindeki monomerin türleri, sayısı ve buna bağlı olarak polimerin molekül ağırlığı ve sayısı önemlidir. Polimerin molekül ağırlığı arttıkça polimerizasyon derecesi yükselir ve materyalin fiziksel özellikleri olumlu yönde etkilenir. Yüksek dereceli

polimerizasyonda tek bir monomerden yapılmış polimerin molekül ağırlığı çok yüksektir.^{3,4,10}

2.1.4.1. Polimer – Monomer Reaksiyonu

Metilmetakrilat polimer ile temas halinde süratle polimer küreciklerine diffüze olur, onların hacimsel olarak şişmelerine sebebiyet verir, polimerde boncuklar arası mesafe azalır, yakın olan boncuklar arasında karışmalar başlar. Her ne kadar monomer boncukların arasına iyice sızsa da boncuklar hiçbir zaman tam olarak erimez. Böylece monomer içerisinde polimer kısmen çözünmüş olur ve reaksiyon sonunda muflaya alma kıvamında hazır bir hamur meydana gelir. Toz ile sıvının bu fiziksel reaksiyonu sırasında en az dört safha mevcuttur.^{4,9,12,14}

1.Safha (ıslak kum) : Polimer yavaş yavaş monomer içerisinde dağılmaya başlar. Bu safhada karışım kumlu görünümde sıvı ve yapışkan olmayan bir kütle oluşturur.^{9,14}

2.Safha (liflenme) : Monomer polimerle etkileşir. Monomerin etkilediği polimer çözeltiye katılarak monomer içinde dağılır. Bu safhada karışım yapışkan bir hal alır.^{9,14}

3.Safha (hamur) : Monomer polimere etki ettikçe kütle çözelti içindeki polimer ile doyarak düzgün, hamurumsu bir şekil alır. Artık yapışkan değildir. Karıştırma kabının çeperine tutunmaz. Bu aşamaya hamur ya da jel aşaması denir. Muflalama işlemi bu safhada yapılır.^{9,14}

4.Safha (plastik) : Monomer buharlaşarak veya polimer içine daha fazla diffüze olarak adeta yok olur. Kitle lastik gibi bir kıvam alır. Artık kalıplanabilme özelliğini büyük ölçüde yitirmiştir ve dental tekniklerle muflalanamaz.^{9,14}

Polimerizasyon sonrası oluşan yapıya polimer denilebilmesi için üst sınır olmaksızın tekrarlanan monomer yapısının en az 100 olması gerekmektedir. Çünkü polimerizasyon tekrarlanan bir reaksiyondur ve sonsuza kadar devam etmektedir. Polimerizasyon olayı hiçbir zaman tamamlanamaz ve kütle içinde daima bir miktar artık monomer kalmaktadır. Kalan artık monomer miktarı da maddenin fiziksel özelliklerini etkilemektedir.¹²

2.1.4.2. Polimerizasyon Çeşitleri

Polimerizasyon olayı farklı mekanizmalarla oluşur. Genel olarak kondenzasyon polimerizasyonu ve ilave polimerizasyon, ayrıca daha az olmak üzere kopolimerizasyon, çapraz bağlantı kopolimerizasyonu, iyonik ve halka açılma polimerizasyonu polimerizasyon çeşitleridir.^{2,12}

2.1.4.2.1. İlave Polimerizasyon

Benzer moleküllerin arada kimyasal bir değişiklik oluşmadan tekrarlanarak, aynı kimyasal kompozisyona sahip bir yüksek molekül ağırlıklı makro moleküle dönüşmesidir. İlave polimerizasyon reaksiyonları, daima çift bağlar içeren doymamış moleküllerle meydana gelir. Bir monomer molekülündeki iki karbon atomu arasındaki çift bağların açılması, monomer molekülünün aktivasyonunu başlatır. Böylece bu molekülün enerjisi bir diğer moleküle transfer edilir. Sonra bu diğer moleküldeki çift bağ açılır ve bu olay devam eder. Böylece bir zincir reaksiyonu başlar. İlave polimerizasyonda dev boyutta makro moleküller oluşur. Bu tip reaksiyonlarda yan ürün meydana gelmediği gibi bütün monomer üniteleri de aynı molekül ağırlığına sahiptir.^{2,3,12,15}

Çoğunlukla dış hekimliğinde kullanılan ve ilave polimerizasyonla prepare edilen polimerlere örnek olarak, polimetil metakrilat, polivinil klorit, polistren ve polietilen verilebilir.^{4,12}

2.1.4.2.2. Kondenzasyon Polimerizasyonu

Kondenzasyon polimerizasyon reaksiyonları, iki veya daha fazla farklı basit molekül arasında benzer mekanizmayla ilerleyen kimyasal reaksiyonlardır. İki monomer molekülü basit bir esterifikasyon reaksiyonundan geçerek bir "dimer" formuna dönüşür ve bir molekül su açığa çıkar. Bu reaksiyon, yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formuna ulaşana kadar bir seri reaksiyon halinde devam eder. İlave polimerizasyon ile arasındaki farklılık kimyasal bağların dağılımındadır ve kondenzasyon reaksiyonları sonucunda su, amonyak, hidrojen klorit (HCl), sülfürik asit ve diğer bazı bileşikler gibi basit yan ürünler oluşur. Bu yan ürünlerin formasyonunun bir sonucu olarak polimer molekülündeki monomer üniteleri farklı molekül ağırlığına sahiptir. Kondenzasyon reaksiyonuna tipik bir örnek olarak, bir polyester formuna bir hidroksi organik asidin polimerizasyonu gösterilebilir.^{3,4}

Kondenzasyon polimerizasyon reaksiyonları ile yüksek molekül ağırlıklı polimer elde edilemediğinden bu tip polimerizasyon dış hekimliğinde yaygın kullanıma sahip değildir.^{3,4}

2.1.4.2.3. Kopolimerizasyon

İki ya da daha fazla farklı kimyasal yapıya sahip monomer moleküllerinin biraraya gelmeleriyle oluşan polimerizasyon türüdür. Bunda karışık bir makro moleküler yapı söz konusudur. Bir stren veya vinil monomeri ile bir metil metakrilat monomerinin polimerizasyonu örnek olarak verilebilir.^{3,4}

2.1.4.2.4. Çapraz Bağlanma Polimerizasyonu

Lineer polimerleri birleştirmek veya belli reaktif yan zincirler ile köprülemek suretiyle moleküler örgü yapıları oluşturabilir.¹²

Çapraz bağlanma sonucunda lineer moleküller arasında köprüler oluşarak rezinin, dayanıklılık, çözünürlük ve su absorpsiyonunu değiştiren üç boyutlu örgü yapıları meydana gelir. Polimerin dayanıklılığı artarken su emilimi ve çözünürlüğü düşer. Çapraz bağlanmanın fiziksel özellikler üzerine etkisi kullanılan çapraz bağlanma maddesinin konsantrasyonu ile polimer sistemine bağlıdır. Akrilik dişlerde, çözücülere ve yüzey gerilimlerine karşı direnci artırmak için çapraz bağlanma kullanılır.¹²

2.1.4.2.5. Diğer Polimerizasyon Türleri

Bunlar anyonik, katyonik ve katalitik tip polimerizasyonlardır. Fakat bunların günümüzde diş hekimliğinde kullanımları tartışmalıdır.³

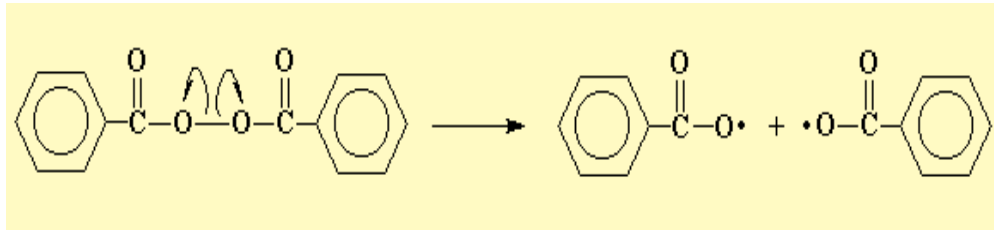
2.1.5. Akrilik Rezinlerin Polimerizasyonu

Akrilik rezinler, metil metakrilat monomerlerinin 'serbest radikal katılma polimerizasyonu' ile polimerize olurlar. Katılma polimerizasyonunda monomer molekülleri çok kısa bir süre içerisinde birbirlerine eklenerek zincir oluştururlar. Bu polimerizasyon metodu serbest radikallerin oluşumuna bağlıdır. Paylaşılmamış elektron içeren bir serbest radikal monomerle reaksiyona girerek zincir büyümesini başlatır.¹²

Serbest radikal polimerizasyonu, başlama, büyüme (çoğalma) ve sonlanma olmak üzere üç aşamaya sahip bir zincir polimerleşmesidir.¹²

1. Başlama: Bu safha başlatıcı moleküllerin (benzoil peroksit) aktive olarak enerjisini monomer moleküllerine aktarmaya başladığı süredir. Bu süre monomerin saflığına bağlıdır. Aktive olmuş gruplarla reaksiyon verebilecek herhangi bir safsızlığın mevcut olması durumunda bu süre oldukça uzar. Sıcaklık ne kadar yüksek ise başlama süresi de o kadar kısadır. Her monomer molekülünün aktivasyonu için başlama enerjisi 16000–29000 cal/mol' dür.^{3,12,16}

Reaksiyon başlatıcı benzoil peroksitten serbest radikallerin üretilmesi ile polimerizasyon başlar. Sıcaklık 60°C'a ulaştığında benzoil peroksit molekülü parçalanarak iki serbest radikal molekülü açığa çıkar. Radikal molekülü, metilmetakrilat molekülü ile reaksiyona girerek monomerdeki çift bağı açar ve buna diğer monomer molekülünün eklenmesiyle yeni bir radikal molekülü oluşur.^{3,12,16}

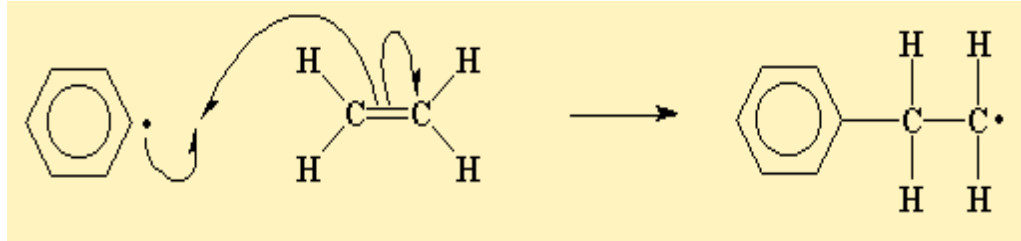


Şekil 1: Başlama aşaması; benzoil peroksit ısı etkisi ile parçalanarak iki tane serbest radikale dönüşmektedir.

2. Çoğalma: Büyüme başladıktan sonra mol başına 5000 ila 8000 kalori gerektiğinden işlem son derece hızlı gerçekleşir. Teorik olarak zincir reaksiyonu, bir sefer ısı vererek monomerin tamamının polimere

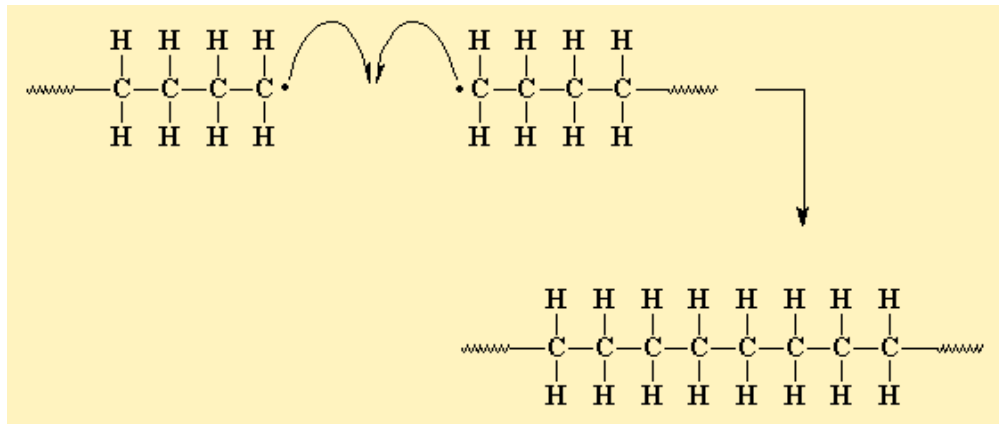
dönüşmesine kadar devam eder, ancak polimerizasyon hiçbir zaman bitmez.^{3,12,16}

Birinci safhada oluşan yeni radikal, başka metilmetakrilat moleküllerine eklenerek iki monomerli yeni bir radikal oluşturur. Böylece, her defasında bir monomer molekülü, ilerleyen polimer zincirine eklenerek polimer oluşumunu sağlar. Bu yöntemle kısa bir sürede çok yüksek molekül ağırlıklı bir polimer zinciri meydana gelir.^{3,12,16}



Şekil 2: Oluşan yeni radikaller ortamda bulunan monomerler ile reaksiyona girerek polimer zincirinin büyümesine neden olurlar.

3. Sonlanma: Bu zincir reaksiyonu ya doğrudan birleşerek veya büyüyen bir zincirden diğerine hidrojen atomu aktarımı ile meydana gelir. Böylelikle polimerizasyon işlemi tamamlanır.^{3,12,16}



Şekil 3: Ortamdaki radikaller sönmülenir ve polimerizasyon işlemi tamamlanır.

4. Zincir Aktarımı: Zincir aktarımı ile sonlanma reaksiyonu meydana gelmesine rağmen bu işlem sonlanma reaksiyonlarından farklıdır. Çünkü burada aktive olmuş bir radikalın aktif hali, aktif olmayan başka bir moleküle aktarılır ve yeni bir büyüme merkezi meydana gelir.^{3,12,16}

2.1.6. Akrilik Rezin Materyallerinin Sınıflandırılması

Akrilik rezinler, polimer yapıları ve polimerizasyon tipleri yönünden farklı şekillerde sınıflandırılabilirler;

ISO Spesifikasyon No: 1567'ye Göre :

Tip1: Isı ile polimerize olan polimer

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Plastik pat

Tip 2: Otopolimerizan polimer

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Toz ve likit akışkan rezinler

Tip 3: Termoplastik toz içerenler

Tip 4: Işık ile polimerize olan polimer

Tip 5: Mikrodalga ile polimerize olan polimer¹⁷

Polimerizasyon Tipine Göre:

1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler

2.Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler

3. Işık ile polimerize olan akrilik rezinler

4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler

5. Gama ışını ile polimerize olan akrilik rezinler¹²

Polimerizasyon Yolu ve Tekniğine göre:

1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler

A- Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler

a. Doldurucusuz PMMA rezinleri

b. Çeşitli materyallerin ilavesiyle güçlendirilmiş akrilik rezinler

i. Polisülfon

ii. Fiber sistemleri

iii. Metal ve tel partikülleri

B- Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler

a. Poli(metil metakrilat)

b. Polikarbonat

c. Poliamid

d. Polisülfon

2. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler
 - A. Konvansiyonel akrilik rezinler
 - B. Akışkan akrilik rezinler
 - C. Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılan akrilik rezinler
3. Işık ile polimerize olan akrilik rezinler
4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler.^{4,7}

2.1.7. Polimerizasyon Tipine Göre Akrilik Rezinler

2.1.7.1. Isı ile Polimerize Edilen Akrilik Rezinler

Bu akrilik rezinler genellikle toz-likit şeklinde uygulanırlar. Likit yani monomer saf metil metakrilattan oluşur. Polimer genellikle, küçük küresel partiküllerden oluşan polimetil metakrilat tozundan ibarettir. Polimer incisi ya da boncuğu denilen bu partiküller monomerin ısı altında karıştırılmasıyla elde edilirler.⁴

Isı ile polimerize edilen akrilik rezinlerde reaksiyonu başlatmak için gerekli olan ısı; alev, kuru hava, infrared ısıtma ve indüksiyon akımı gibi kaynaklardan elde edilmektedir.^{3,4}

Isı ile sertleşen akrilik rezinler iki şekilde;

- 1- Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği
- 2- Enjeksiyonla kalıplama tekniği polimerize edilirler.^{3,4}

1- Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği

Bu teknik akrilik rezinin ısı ile polimerizasyonunun sağlandığı klasik yöntemdir. Akrilik hamurunun alçı ya da silikon-alçı kalıplar kullanılarak mufla içindeki protez kalıp boşluğuna konulup preslenmesi ve sıcak suda polimerize edilmesi esasına dayanır. Yöntemde toz (polimer)-likit (monomer) tip akrilik rezinler ve piring metalinden yapılmış klasik muflalar kullanılır.^{3,4,9,12}

2- Enjeksiyonla kalıplama tekniği

Hamur şeklindeki akrilik rezinin alçı, silikon-alçı ya da hidro kolloid kalıplar arasındaki protez boşluğuna basınç altında enjeksiyonla sevk edilmesi ilkesine dayanan bir tekniktir.^{3,4}

1942’ de Pryor tarafından geliştirilen bu teknikte, polimetil metakrilat akrilik hamuru işlem boyunca devam eden 6 atmosferlik hava basıncı altında ve enjeksiyon yoluyla mufla içindeki protez boşluğuna gönderilir ve ısı ile polimerize edilir. Bu teknikte kullanılan polimetil metakrilat kopolimersiz olup, bazen lastikle güçlendirilmekte böylece kaide plağı daha yüksek sertlik ve çarpma direncine sahip olmaktadır.^{3,4,18,19}

Bu yöntemde akril, mufla içindeki protez boşluğuna basınçla enjekte edildiğinden polimerizasyon büzülmesinin kısmen azalabileceği ifade edilmektedir.^{3,4,18,19}

Craig ve Peyton³, enjeksiyonla kalıplama yönteminin konvansiyonel basınçla kalıplama yöntemine göre bazı avantaj ve dezavantajları olduğunu ifade etmişlerdir.

Avantajları:

- 1- Protezin kalın bölgelerinde oluşabilecek poroziteyi minimale indirmek için ısı kontrol edilebilir.
- 2- Doğru dikey boyutu korumak için polimerizasyon boyunca basınç sürekli ve kontrollü olarak uygulanabilir.
- 3- Daha homojen bir yapıya sahip kaide plakları elde edilebilir.
- 4- Mufla içindeki protez boşluğu en ince bölgelerine kadar akrille doldurulabilir.³

Dezavantajları:

- 1- Özel muflalar, yardımcı enjeksiyon ekipmanı ile ısıtma ve diğer işlemler için özel araçlar gerektirmektedir.
- 2- Oldukça pahalı bir sistemdir.³

2.1.7.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler (Otopolimerizan rezinler)

Konvansiyonel tip otopolimerizan rezinler; eksternal ısı uygulaması olmaksızın polimerize olabilen kaide materyalleridir. Dental amaçlarla ilk olarak 2. Dünya Savaşı sırasında Almanya' da kullanılmıştır. Genellikle tamir akriliği olarak kullanılsa da kaide akriliği olarak da kullanılabilir.^{9,12}

Temelde ısı ya da mikrodalga ile polimerize olan akriliklere benzer bir yapı gösterdiği halde, bunlarda polimerizasyonu başlatıcı ajan olan benzol peroksitin parçalanarak serbest radikaller oluşturması ısı yerine kimyasal bir aktivatör (dimetil-p-toluidin $\text{CH}_3\text{C}_6\text{H}_4\text{N}(\text{CH}_3)_2$) ile sağlanır. Dimetil-p-toluidin dışında çeşitli kimyasal aktive edici maddelerde kullanılabilir. Aktivatör ve başlatıcının tipi ve konsantrasyonu

polimerizasyonun hızı ve derecesinde önemli rol oynar. Ayrıca ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerde olduğu gibi polimerizasyon hızı polimerin partikül boyuna bağlıdır. Partikül boyu ne kadar küçük ise polimerizasyon o kadar hızlı olur. Otopolimerizan akrilik rezinlerin partikül yapıları düzensizdir. Düşük molekül ağırlıklı polimer partiküllerinin oranı daha fazla olduğu için yapısı daha zayıf ve esnektir. Daha kısa zamanda deformasyona uğrarlar ve elastik deformasyonları da çok iyi değildir.^{3,4,7,9}

Otopolimerizan rezinlerde monomer ve polimerin karıştırılmasında ve muflaya alma işlemleri sırasında ısı ile polimerize edilen rezinlerde kullanılan teknikler uygulanmaktadır.⁴

Protezi mufladan çıkartmadan önce polimerize olması için beklenen süre değişmektedir. Mufla kapatıldıktan sonra 20-30 dk içinde ilk sertleşme gerçekleşir. Ancak polimerizasyonun tamamlanması birkaç saat devam eder. Protez kaidesinin boyutsal olarak daha stabil olması için mufla 2 veya 3 saat ya da tüm gece basınç altında bekletilebilir.¹²

Avantajları:

- 1- Otopolimerize rezinlerde ısı ile polimerize olan rezinlere göre iç gerilimler daha az olduğundan protezin uyum ve boyutsal stabilitesi daha iyidir.
- 2- Laboratuvar işlemleri daha kısadır.
- 3- Elastik özellikleri daha iyidir ve polimerizasyon hızlıdır.
- 4- Polimerizasyon sonrası protezdeki vertikal boyut değişikliği ısı ile polimerize olan rezinlere göre daha azdır.^{4,7,12}

Dezavantajları:

- 1- Renk stabilitesi tersiyer aminlerde daha sonra meydana gelen oksidasyondan dolayı kötüdür.
- 2- Yapay dişlere olan bağlantısı zayıftır.
- 3- Maliyeti yüksektir.
- 4- Polimerizasyon tam olarak tamamlanamaz, artık monomer oranı yüksektir ve metilmetakrilat, metakrilik asit ve benzoik asit salınımından dolayı sitotoksik etkiye sahiptir.^{4,7,12}

Dökülebilir akrilik rezinler; kimyasal olarak aktive edilen otopolimerizan rezin sistemlerinin daha yeni bir tipi olup, akışkan rezinler olarak da bilinen rezin sistemleridir. Bunun için formüle edilmiş polimer tozları genellikle çok düzenli partiküllere sahiptir. Yüksek oranda büyük molekül ağırlıklı polimer içerdiğinden karıştırma ve dökme aşamasında istenmeyen viskozite artışı önlenmiş olur.

Avantajları:

- 1- Daha iyi doku uyumu
- 2- Mufladan çıkarma işlemi sırasında porselen dişlerde daha az kırılma
- 3- Daha az malzeme sarfiyatı
- 4- Polisaj işlemlerinin daha basit olmasıdır.^{4,13}

Dezavantajları:

- 1- Muflalama sırasında dişlerin kayması ve buna bağlı olarak örtülü kapanış ve oklüzal dengesizliklerin meydana gelmesi
- 2- Ön dişlerin koleleri üzerine daha az madde gelmesi
- 3- Plastik dişlere iyi bağlanamaması

4- Özel muflalama işlemleri nedeniyle hassas bir teknik gerektirmesidir.^{4,13}

2.1.7.3. Görünür Işıqla Polimerize Edilen Akrilik Rezinler

Akrilik rezinin polimerize edilebilmesi için kullanılan bir başka yöntem de görünür ışık uygulanmasıdır. Bu teknik için belirli bir dalga boyundaki ışığa karşı duyarlı olan özel bir rezin kullanılması gerekmektedir.⁶

Görünür ışıkla ilgili ilk çalışmalar Olge ve arkadaşları tarafından 1986 yılında başlatılmıştır. Bu yöntemde kullanılan özel rezin esas olarak üretan dimetakrilattır. Bu madde bir matriks oluşturur ve içinde yüksek molekül ağırlığına sahip akrilik rezin monomerleri vardır. Ayrıca az miktarda çok ince silika da mevcuttur. Silika, maddenin sıvı halindeki özelliklerini kontrol altında tutmak için kullanılır.^{1,6}

Matriks içinde dolgu maddesi olarak çeşitli büyüklükte akrilik tanecikleri bulunur. Bunlar organik karakterde dolgu maddeleridir. Tüm bunlara ek olarak bir de görünür ışık altında polimerizasyonu başlatan kamforokinin vardır.⁶

Işıqla polimerize olan akrilik rezinin temel yapısı ışıkla sertleşen kompozit dolgu maddelerine benzer. Fakat protetik kullanımda ışıkla polimerize olan rezin içinde restoratif işlemlerde olduğu gibi inorganik doldurucu değil organik maddeler kullanılır. Polimerizasyon, özel bir polimerizasyon ünitesi ile sağlanır. Yüksek yoğunlukta kuartz halojen lambaları ile oluşturulan 400- 500 nm'lik mavi bir ışınla polimerize edilir.^{1,6}

Görünür ışık ile polimerize edilen rezinlerin avantajları;

- 1- Kimyasal yapılarında metil metakrilat monomeri bulunmaz
- 2- Sistemde muflalama, mum eritme ve presleme işlemleri olmadığı için yapımları kolaydır
- 3-Kısa çalışma süresi ile hızlı polimerizasyon sağlanmaktadır
- 4-Doku uyumu iyidir, toksik ve alerjik reaksiyon oluşturmazlar
- 5- Astar maddeleri ile bağlantı yeterli düzeydedir
- 6- Su emilim hızı standart akrilik rezinlerden 1/4 oranında düşük ancak su emilim miktarı daha yüksektir. ^{6,13}

Dezavantajları;

- 1- Yapay dişlerle bağlantıları yetersizdir
- 2-Polimerizasyon sırasında basınç uygulanmadığı için rezin içerisinde hava kabarcıkları oluşabilir
- 3-Basınçla muflalama tekniği uygulanmadığı için polimerizasyon büzülmesi fazladır
- 4-Çarpma direnci düşüktür
- 5-Lateral deformasyon fazladır. ^{6,13}

Polimerizasyon için 514 nm dalga boyunda argon lazer ışınları da kullanılmaktadır. Bu şekilde hazırlanan protezlerin çekme, basma ve transvers dayanıklılığı ile elastik modülüs değerlerinin standart mavi ışık polimerizasyonundan daha yüksek olduğu belirtilmektedir. ¹²

Görünür ışıkla polimerize olan rezinler diş hekimliğinde çok çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Bunlar:

- 1- Geçici kaide plağı yapımında

- 2- Çene yüz protezlerinde
- 3- Astarlama işleminde
- 4- Diş ve kroşe ilavelerinde
- 5- Özel kaşık yapımında
- 6- Kaide plağı kırıklarının tamirinde
- 7- Ortodontik aparey yapımında
- 8- Geçici kuron köprü yapımında
- 9- Cerrahi stent ve şine yapımında.⁶

2.1.7.4. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Edilen Akrilik

Rezinler

Mikrodalgaları tanımlamak için, bunların elektromagnetik spektrumdaki (Tablo 1) yerlerini bilmek gerekir. Elektromagnetik spektrum, ses dalgalarından kozmik ışınlar kadar uzanır. Daha iyi bilinen görünür ışık spektrumunun yanı sıra ses dalgaları, radyo ve telsiz dalgaları, mikrodalgalar, kızıl ötesi ışınlar, ultraviyole ışınları, X –ışını, Gamma ışını ve katot ışınlarının hepsi bu spektrumun bir parçasıdır. Bu bilgilere göre mikrodalga 300 -30000 MHz (megahertz) arasında frekansa sahip elektromagnetik dalga olarak tanımlanabilir. Mikrodalga ışıması, temelde bir ışın yayma reaksiyonu olarak kendini gösterir. Aslında tüm elektromagnetik radyasyonlar ısıya çevrilir, ama bu etki spektrumdaki yerlerine ve frekanslarına göre değişir.²⁰

Mikrodalga ısıtması, magnetron ve klystron olarak bilinen özel oksillatör tüpleri tarafından üretilen yüksek frekanslı mikrodalgalarla gerçekleştirilir. Mikrodalga frekansları, bir dalga rehberi tarafından idare edilir.²¹

Mikrodalga enerjisini oluşturmak için kullanılan mikrodalga oksilatörü basitçe bir magnetron, bir dalga yayıcı ve bir ısı odasından oluşur. Isı odası, bildiğimiz mikrodalga fırınlarda, pişirilecek materyalin yerleştirildiği fırın kavitesidir.²¹

Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon son yıllarda üzerinde oldukça fazla çalışılan ve kendinden söz ettiren bir yöntemdir. 1968'de Nishii,²² protez kaide rezinlerinin mikrodalga ile aktivasyonu konusundaki ilk raporu yayınlamıştır. Ancak metal muflalardan dolayı pörözite ve yetersiz polimerizasyon problemleri oluşmuştur. 1984 yılında Kimura ve ark²³, yaptığı araştırmalar sonucunda, kendi geliştirdiği özel plastik muflanın (FRP- Fiber Reinforced Plastics) her bir yüzeyini 2,5 dakika mikrodalga fırınında tutarak içindeki akrilik örneklerin polimerizasyonunu sağlamıştır.

Tablo 1: Elektromagnetik spektrumun bölgeleri²⁰

Elektromanyetik spektrumun bölgeleri				
Bölge	Dalga boyu (Angstrom)	Dalga boyu (cm)	Frekans (Hz)	Enerji (eV)
Radio	> 109	> 10	< 3 x 10 ⁹	< 10-5
Mikro dalga	109 - 106	10 - 0.01	3 x 10 ⁹ - 3 x 10 ¹²	10-5 - 0.01
Kızılötesi	106 - 7000	0.01 - 7 x 10 ⁻⁵	3 x 10 ¹² - 4.3 x 10 ¹⁴	0.01 - 2
Görünür	7000 - 4000	7 x 10 ⁻⁵ - 4 x 10 ⁻⁵	4.3 x 10 ¹⁴ - 7.5 x 10 ¹⁴	2 - 3
Mor ötesi	4000 - 10	4 x 10 ⁻⁵ - 10 ⁻⁷	7.5 x 10 ¹⁴ - 3 x 10 ¹⁷	3 - 103
X-ışınları	10 - 0.1	10 ⁻⁷ - 10 ⁻⁹	3 x 10 ¹⁷ - 3 x 10 ¹⁹	103 - 105
Gama ışınları	< 0.1	< 10 ⁻⁹	> 3 x 10 ¹⁹	> 105

Mikrodalga polimerizasyonunun mantığı, metil metakrilat moleküllerinin elektromanyetik alanda dönmesi ve oluşan titreşimin ortaya çıkardığı ısı ile polimerizasyonun sağlanmasıdır. 2450 MHz frekansta bu moleküllerin yönü saniyede 5 kere değişir. Sonuç olarak intermoleküler sürtünme sonucu ısı açığa çıkar ve bu ısı polimerizasyonu sağlar.²¹

Klasik muflalama yönteminde kullanılan alçı materyalinin ısı muflanın kenarlarında, orta kısma oranla daha yüksektir. Halbuki mikrodalga ile polimerizasyonda orta kısım daha hızlı ısınmaktadır. Aynı zamanda muflanın orta kısmıyla kenarları arasındaki ısı farkı neredeyse yok denecek kadar azdır. Ayrıca kullanılan plastik mufla klasik teknikteki metal muflaya kıyasla daha çabuk soğumaktadır.²⁴

Mikrodalga ile polimerizasyon çalışmalarında genellikle bilinen rezinler kullanılmakla birlikte, bazı firmaların bu amaç için ürettikleri özel mikrodalga rezinleri bulunmaktadır. Bu rezinler monomer, metil ve etil metakrilat karışımı içermektedir. Toz-likit oranı 100/43 g/ml'dir.²⁵

Avantajları:

- 1- Zaman tasarrufu sağlar,
- 2- Laboratuarda daha temiz bir çalışma ortamı sağlar,
- 3- Polimerizasyon büzülmesi ve boyutsal değişiklik daha az olur,
- 4- Protez kaidesinin alçıyla olan adaptasyonu daha iyidir,
- 5- Rezinlerde renk sabitliği, yüzey düzgünlüğü sağlanır,
- 6- Artık monomer miktarı düşüktür.²¹

Dezavantajları:

- 1- Özel mufla ve mikrodalga fırınına ihtiyaç vardır,

- 2- Maliyet fazladır,
- 3- Birkaç protez yapımından sonra muflalarda bozulma görülebilir.²¹

Mikrodalga enerjisi diş hekimliğinde polimerizasyon yöntemi dışında sterilizasyon, alçı ve rövetman modellerin kurutulmasında kullanılmaktadır.²³

Kullanılan polimerizasyon metodları ile tam olarak istenilen özelliklerde akrilik rezin elde edilememesi araştırmacıları akrilik rezinlerin polimerizasyonunda alternatif metodlar kullanmaya yöneltmiştir.

2.1.7.5. Gama Işını ile Polimerize Edilen Akrilik Rezinler

Gama ışınlarının kaynağı atomun çekirdeğidir. Bu ışınlar atom çekirdeğinin enerji seviyelerindeki farklılıklardan meydana gelir. Çekirdek bir alfa veya bir beta parçacığı çıkarttıktan sonra genellikle kararlı bir durumda olmaz. Fazla olan çekirdek enerjisi bir elektromanyetik radyasyon halinde yayınlanır. Gama ışınları, beta ışınlarından daha yüksek enerjili ve dolayısıyla daha nüfuz edici ışınlardır.²⁰

Gama ışınlarının yapısı X ışınları ile aynı özelliğe sahiptir fakat gamma ışını terimi, doğal veya suni radyoaktif izotop çekirdeklerinden yayılan elektromagnetik radyasyon olarak tanımlanmaktadır. Gama ışınları oldukça güçlüdür ve serbest radikal zincir reaksiyonlarını başlatmak için kullanılmaktadır. Gama ışınlarının enerjisi molekül tarafından absorbe edilmektedir bu nedenle madde ile etkileşimi ultraviyole ışınlarından farklıdır. Gama ışınlarının yüksek enerjisi molekül tarafından absorbe edildiğinde sadece maddedeki yüksek elektronları harekete geçirmez, elektronlar tümüyle molekül tarafından dışarı atılır.²⁶

Gama ışını materyal üzerinde lokal ısı artışı oluşturmadığından diğer polimerizasyon yöntemlerine alternatif olarak uygulanmaktadır. Gama ışınının üstün penetrasyon özelliği ile rezinlerde monomer-polimer etkileşimi daha iyi olmakta, polimerizasyon derecesi yükselmekte ve materyal içerisinde artık monomer miktarı minimum düzeyde olmaktadır. Bu nedenlerle polimerizasyon için gama ışınlarını kullanmak akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini olumlu yönde etkilemektedir.²⁶

2.1.8. Protez Kaide Materyallerinin Güçlendirilmesine Yönelik Yaklaşımlar

Son yıllarda teknolojideki gelişmelere paralel olarak yeni materyallerin geliştirilmesi, daha yüksek standartlarda protez yapabilmeyi olası kılmışsa da akrilik rezinler diş hekimliğinde kullanıma girdiği 70 yılı aşkın süreden beri istenilen şekilde iyileştirilememiştir.

Bu doğrultuda akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini, çarpma ve yorulmaya karşı direncini, arttırmaya yönelik 3 yöntem geliştirilmiştir.

- 1- PMMA'a alternatif yeni bir madde geliştirmek,
- 2- PMMA'ın kimyasal yapısını modifiye etmek,
- 3- PMMA'ı metal, metal oksit tanecikleri, karbon, aramid, cam ve polietilen gibi fiberler ile güçlendirmek.²⁷

PMMA'a Alternatif Yeni Bir Madde Geliştirmek

Daha iyi direnç, sertlik, boyutsal stabilite, aşınma direnci ve radyoopaklık gibi özelliklere sahip bir materyal geliştirmek üzere çalışmalar yapılmaktadır. Poliamidler, epoksi rezin, polisitren, vinil akrilik, plastik greft kopolimer, polikarbonat ve naylon gibi değişik polimerler

protez kaide materyali olarak geliştirilmiştir. Ancak tatmin edici bir materyal henüz elde edilmemiştir.²⁷

PMMA'ın Kimyasal Yapısını Modifiye Etmek

Bu amaçla PMMA ile lastik kombinasyonu üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Lastikle modifiye edilmiş PMMA, iç içe geçmiş lastik ve PMMA'tan oluşur. Oluşan bir kırık PMMA boyunca ilerler, ancak lastik ara yüzeyde yavaşlar. Rezini lastikle güçlendirmedeki amaç çarpma dayanıklılığını arttırmaktır. Ayrıca bu tip güçlendirilmiş rezinler sürekli kullanılan konvansiyonel rezinlere göre çok yüksek sıkışma, transvers ve yorulma dayanıklılığına sahiptir.²⁷

Radford,²⁸ düşük moleküler ağırlıklı butadien stiren lastik ilave ederek kaide plağının çarpma dayanıklılığının artırılmasına yönelik çalışmalar yapmış, bu rezinlerin diğer rezinlere oranla kırılma olmadan önce daha yüksek gerilim ve enerjiyi absorbe ettiğini ancak esnekliğin çok fazla artmasının problem yaratabileceğini bildirmiştir.

Stafford ve Brooks,²⁹ lastikle güçlendirilmiş rezini ısı ile sertleşen konvansiyonel rezin, kimyasal olarak polimerize olan rezin, ısı ile sertleşen ve dökülebilir rezinle karşılaştırmışlardır. Lastikle güçlendirilmiş rezinin çarpma dayanıklılığının ve boyutsal stabilitesinin daha iyi olduğunu, yorulma ve transvers direnç testlerinde ise geleneksel ısı ile sertleşen akrilik rezinin daha başarılı olduğunu ve renk stabilitesinin de düşük olduğunu bulmuşlardır. PMMA'ın lastikle güçlendirilmesi bugüne kadar başarılı bir şekilde kullanılmış, geleneksel PMMA rezinlere alternatif oluşturmuştur. Ancak PMMA'tan daha pahalı olması rutin olarak kullanımını sınırlamaktadır.²⁹

PMMA'a Güçlendirici Materyal Katılması

PMMA'nın fiziksel ve mekanik özelliklerini artırmak için metal, metal oksit tozları, karbon-grafit, safir, aramid, cam, çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWP) gibi çeşitli materyaller kullanılmaktadır.³⁰⁻³⁴

2.1.8.1. Metal İle Güçlendirme

Metaller, PMMA içine plaka, tel ya da tanecik halinde doldurucu olarak katılabilir. Sehajpal ve Sood³⁵ tanecik şeklindeki gümüş, bakır ve alüminyum ilavesinin PMMA' ın ısı iletkenliğini ve basma kuvvetlerine karşı direncini, esneme ve çarpma dayanıklılığını artırdığını ancak gerilme direncini azalttığını bildirmişlerdir. Gerilme direncindeki bu azalmayı, doldurucu taneciklerin stres konsantrasyonu oluşturmasına, doldurucu tanecikler ile PMMA matriks arasında iyi bir bağlantı olmamasına ve komponentler arasında boşluk kalmasına bağlamışlardır.³⁵

Araştırmacılar metal ile polimer matriks arasındaki bağlantıyı artırmak için, silan ve metal bağlayıcı rezin kullanmışlardır. Monomer içine %5 oranında 4-META ilavesiyle metal ve rezin arasındaki bağlantının güçlendiğine dair çalışmalar rapor edilmiştir. Ancak akriliğin transvers ve yorulma dayanıklılığı gibi mekanik özelliklerinde önemli bir artış görülmemiştir, aynı zamanda estetik problemler oluşturması ve pahalı olması nedeniyle kullanımları sınırlı kalmıştır.³⁶

2.1.8.2. Fiber Sistemleri ile Güçlendirme

Son yıllarda tüm alanlarda olduğu gibi diş hekimliğinde de koruyuculuk kavramının önem kazanması ile birlikte geleneksel tedavi yaklaşımları farklı bir platforma taşınmıştır. Bu doğrultuda akrilik rezinlerin

fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmak için çeşitli fiber sistemleriyle güçlendirildiği kompozit maddelerin kullanımına doğru bir yönelim olmuştur.^{27,37-41}

Amerikan Standart Test Metodlarına (ASTM) göre; uzunluğunun enine oranı en az 10/1 ve kesiti 0.005 mm² den küçük olan materyaller fiber veya elyaf olarak isimlendirilmektedir.²⁶

Kompozit materyal, iki veya daha fazla sayıdaki aynı veya farklı gruplardaki maddelerin en iyi özelliklerini yeni ve tek bir materyalde toplamak amacıyla, makroskobik düzeyde birleşimleriyle oluşan yapılardır. Genellikle düşük elastisite modülüne ve dayanıklılığa sahip seramik, metal, karbon veya organik polimer matriks/metal faz ile bunun içinde dağılmış olan daha az oranda kullanılan ara fazlardan oluşmaktadır. Bunlar atomik veya moleküler düzeyde tam reaksiyona girerek birleştirilen materyaller değildirler. Temel faz içerisinde parçalı veya fiber şeklinde adacıklar halinde bulunan ara fazın fonksiyonu yükü taşımak, matriksin rijitlik ve dayanıklılığını arttırmak iken, matriksin fonksiyonu bu fiberlere yük ve gerilim transferi sağlayabilmek için fiber ile matriksi bir arada tutmak ve fiberleri çevresel etkilere karşı korumaktır.⁴⁰

Karışım materyaller biyolojik ve sentetik olarak iki kısımda değerlendirilirler. Biyolojik kompozitler kas, kemik, dentin gibi vücudumuzun vazgeçilmez yapılarıdır. Kemiğin temel yapısını hidroksi apatit materyalleri ve organik kollogen fiberleri oluşturmaktadır. Sentetik polimer kompozitler sanayide uçak ve roket gövdelerinden spor malzemelerine, yapay kemik ve eklemde lastik ve beyaz eşya yapımına kadar geniş kullanım alanına sahiptirler.⁴⁰

Diş hekimliğinde 1960'lardan sonra kullanım alanı bulan polimer kompozitler oldukça önem arz etmektedirler. Polimerik

materyallere fiberlerin ilave edilmesiyle elde edilen yapıların kompozit olarak nitelendirilmesi ilk defa 1967 yılında Eirich⁴¹ tarafından gerçekleştirilmiştir.⁴¹

Fiber sistemlerinin geliştirilmesi ile diş hekimleri, konvansiyonel uygulamalara alternatif olarak, tam ve bölümlü protezlerin güçlendirilmesi, periodontal ve ortodontik splintler, fiber destekli adeziv köprüler ve fiber post-core uygulamalarını da içeren geniş tedavi seçeneklerine kavuşmuşlardır. Ancak bu sistemlerin başarısı için kullanılacak fiber ile rezinin bilinçli seçilmesi gerekmektedir.^{42,43}

Genel olarak değerlendirildiğinde ideal bir fiberin, uygulama sırasında ve sonrasında alerjik özellik göstermemesi, estetik olması, yüzey enerjisinin ve yoğunluğunun düşük olması, kimyasal yapısının kararlı olması, elastisite modülünün ve çarpma direncinin yüksek olması arzu edilir.⁴⁰

2.1.8.2.1. Karbon Fiber Sistemleri ile Güçlendirme

Karbon fiberler ilk olarak 19.yüzyılın sonlarına doğru Edison tarafından, bambu çubuklarının karbonizasyonu ile elde edilmiş organik yapılardır. Tip 1; yüksek elastisite modülüne sahip ve Tip 2; yüksek dayanıklılığa sahip olmak üzere iki tipi bulunmaktadır. Karbon fiberlerin laboratuvarında üretilmesi; poli akrilonitritten (PAN) hidrojen, oksijen ve nitrojenin karbon atomik zincirinden uzaklaştırılarak fiber formasyonunun oluşturulması için üç aşamada işleme tabi tutulmaktadır. İlk olarak 200–250 °C'de havada oksitlenir. Bunu takiben 1200°C'de ısıtılır. Son olarak 2000–3000 °C'nin üzerinde ısı işlem uygulanarak üretilirler.^{27,30,31}

Karbon fiberler % 1-2 lik uzama düzeyine sahip, 3000 °C'lik ısıya kadar dayanıklı, 1.8 g/cm³ yoğunlukta materyaller olup ağırlıkları çok

düşüktür. Çelikten daha yüksek çekme dayanıklılığı (1373-3432 MPa) ve yüksek elastik özelliğine (250-272 GPa) sahiptirler. Ayrıca düşük sürtünme katsayısı, yüksek rijidite ve dayanıklılık, yüksek ısısal iletkenlik, düşük ısısal genleşme, kimyasal inertlik ve yüksek yorulma direncine sahiptirler. Bu fiberler 6-8 nm çapında çok ince olarak da elde edilebilirler.^{38,44}

Protez kaide materyallerinin karbon fiber ile güçlendirilmesine ait ilk rapor 1970'li yılların başlarında Schreiber'e⁴¹ aittir ve karbon fiberlerin, PMMA'nın transvers dayanıklılığını % 100 oranında artırdığı bildirilmiştir. Ayrıca karbon/grafit fiberlerin sitotoksik ve karsinojenik etkilerinin olmadığı da bildirilmiştir.^{41,45}

Çeşitli formlarda bulunan karbon fiberlerden, sürekli tek yönlü demetler 810 mm çapında, 12–120000 fiberden oluşurlar ve sadece vertikal yönde direnç artışı sağlarken, dokuma formunda olanlar hem lateral hem vertikal yönde güçlendirme sağlamaktadırlar.³¹

Karbon fiberler zirkonat gibi farklı yüzey modifikasyonları ile estetik özellikleri geliştirilerek post-kor materyalleri olarak da üretilmektedirler.^{46,47}

Güçlendirme materyali olarak karbon fiberlerin akrilik rezinlerde kullanımı estetik olmayan siyah renginden dolayı sınırlı kalmıştır.^{31,37,38,48}

2.1.8.2.2. Aramid Fiber Sistemleri ile Güçlendirme

"Aramid" terimi "aromatik poliaramid" teriminin kısaltılmış şeklidir. Poliaramid; poli-p-fenilen tereftalamid (poli-p-fenilen tereftalamid) sentetik aramid organik bileşiktir. (-Co-NH-) grupları ile aromatik karbon halkaları bulunan zincirlerden oluşan polimeri, fiber haline dönüştürmek

için mineral asit veya klor sülfonik gibi organik solventlerle birlikte süzgeçten geçirilip çekilerek elde edilirler. Sonuç ürün olan fiber 104,8 MPa çekme direnci ile 50-130 GPa elastik modülüne sahiptir. Yoğunlukları ise ($1,44 \text{ gr/cm}^3$) düşük olup bu fiberler mekanik özelliklerini de 400-500 °C gibi yüksek sıcaklıklarda da korurlar. Poliaramid fiberlerin çekme direnci poliamidden 2 kat, çekme modülüsü 20 kat yüksek olmasıyla mekanik olarak daha dirençlidirler ve toksik özellik göstermezler.^{27,31}

Kevlar (El Dupont) piyasaya sürülmüş ilk aramid fiberdir. Kevlar-29 ve Kevlar-49 olmak üzere iki tip üretilmiştir. Kevlar-29, genellikle endüstriyel uygulamalarda, Kevlar-49 ise plastikleri güçlendirmek amacıyla kullanılmaktadır.⁴⁹

Kevlar fiber, kimyasal olarak uzun zincirler arası bağları nedeniyle güçlü bir yapıdadır. Artmış direnç özelliklerinin bir kısmını da moleküller arası hidrojen bağları sayesinde elde ederler. Kimyasal maddelere karşı dayanıklıdır, ancak basma dayanıklılığı düşüktür, su emilimi % 3'den fazladır. Ayrıca kevlar fiber sıkıştırma kuvvetlerine karşı zayıf özellikler sergiler, bu da fiberin anizotropik yapısından kaynaklanmaktadır.⁵⁰

Kevlar endüstri alanında çelik yelek, otomobil lastiği ve uçak parçalarının yapımında kullanılırken, diş hekimliğinde total ve parsiyel protezlerin güçlendirilmesinde kullanılmaktadır. Kevlar fiberin, PMMA'nın yorulma direnci ile dayanıklılığını önemli düzeyde artırdığı, ağırlıkça % 20 oranında fiber ilavesinin polimer dayanıklılığını % 200 artırdığı, ağırlıkça % 17 oranındaki Kevlar fiberin protez akriliğinin çekme direncini 41 MPa'dan 109,6 Mpa'ya yükselttiği bildirilmektedir.³¹

Kevlar fiberin protez kaide rezinleri içerisinde kullanıldıklarında toksik olduklarına ilişkin veri bulunmamaktadır. Ancak

akril dışına çıkması mukoza irritasyonlarına neden olmaktadır, üstelik tesfiye ve cila işlemlerinin tam yapılmasını engellemektedir. Sarı renklerinden dolayı estetiği kötü etkileyecek bölgelerden uzakta, protezlerin yalnızca posterior kısımlarında kullanılmaları önerilmektedir.³⁷

2.1.8.2.3. Cam Fiber Sistemleri ile Güçlendirme

Cam aşırı soğutulmuş alkali ve toprak alkali metal oksitleriyle, diğer bazı metal oksitlerin çözülmesinden oluşan bir sıvı olup ana maddesi silisyum (SiO_2)'dur. Cam eritilmiş haldeki amorf yapısını koruyarak katılaştıran inorganik cisim olarak tanımlanır. Üretim sırasında hızlı soğutulması nedeniyle kristal yapı yerine amorf bir yapı oluşur. Bu yapı cama sağlamlık ve saydamlık özelliğini kazandırır. Cam fiberler ise camın oldukça ince liflerinden oluşmuş materyallerdir. Yalıtım ve dokuma ürünleri yanında birçok polimerin güçlendirilmesinde kullanılmaktadırlar.²⁷

İnorganik cam fiberler, diş hekimliğinde 1960'lı yılların başında kullanılmaya başlanmıştır. Cam fiberler dokuma, kırılmış ve sürekli tek yönlü formlarda ve E-cam, S-cam ve C-cam olmak üzere üç tip olarak üretilmektedirler. S-camı magnezyum alüminyum silikat yapısında ve yüksek elastisite modülüne sahiptir. C- camların ise korozyon direnci yüksek olmasına rağmen her ikisi de protezlerin güçlendirilmesinde kullanılmazlar.⁵¹ Protezleri güçlendirmek amacıyla kullanılan E-cam fiberin (Ahlstrom, Karhula, Finlandiya) temel yapısı %56 SiO_2 , %22 CaO , % 14 Al_2O_3 , %6 B_2O_3 ve az oranlarda metal oksitler bulunan boro alümina silika camdır. Yoğunluğu $2,54 \text{ g/cm}^3$, elastik modülüsü 73 GPa, çekme direnci 3400 MPa, kırılma anındaki uzama miktarı % 2,8, tek bir fiberin çapı 10–12 μm 'dir. Sitotoksik etkisi yoktur, elektriksel iletkenliği yüksektir ve rezinlerle bağlantılarının üstün olduğu ifade edilmektedir.^{27,52,53}

Birçok cam fiber suda sınırlı çözünürlük gösterir. Nemli ağız ortamında suyun polimer matriks boyunca difüze olarak E-Cam fiber yüzeyinde korozyona neden olmasıyla kompozit materyalin yapısı bozulur ve mekanik özellikleri azalır. Hidroskobik bozulmaya fiberin kimyasal yapısında bulunan borun neden olduğu ifade edilmektedir. Dolayısıyla endüstrideki şimdiki yaklaşım cam fiberlerdeki bor içeriğini azaltmak veya elimine etmektir.⁵⁴

Cam fiberlerin, protez kaide polimerlerini de içeren polimerik materyallerin çarpma dayanıklılığını, transvers direncini, elastik modülünü, ısı dayanımını ve yorulma direncini geliştirdiği bildirilmiştir.⁵⁵

Cam fiber sistemleri, beyaz renkleri, ucuz ve kolay bulunmaları, yüksek mekanik özelliklere sahip olmaları nedeniyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak cilt ve gözlere temas ettiği zaman irritasyona neden olurlar. Bu nedenle proteze yerleştirilirken yüzeye çıkmamalarına özellikle özen gösterilmesi gerekmektedir. Protez yüzeylerinde olması, doku irritasyonlarına, ağızda karsinojenik etkiye, yoğun plak birikimi ile mukoza yaralanmalarına neden olmaktadır.^{32,53,56}

2.1.8.2.4. Polietilen Fiber Sistemleri ile Güçlendirme

Doğal bir kristalin polimer olan polietilen, formülü $(CH_2CH_2)_n$ olan etilenin polimerlerinin tümüne verilen genel isimdir ve en çok üretilen sentetik polimerdir. Polietilenler, polimerleşme yöntemlerine göre ikiye ayrılır:

1- Bileşim koşullarından dolayı yüksek basınç polietileni de denilen düşük molekül ağırlığına sahip polietilenler(LMWPE)

2- Düşük basınç polietileni de denilen yüksek molekül ağırlığına sahip polietilenler(HMWPE).⁵⁷

Düşük molekül ağırlığına sahip polietilenlerin elde edilmiş yöntemi, çok yüksek bir basınç (100-300 MPa) ve 150-300 °C arasındaki bir sıcaklıkta radikal zincir polimerleşmesidir. Buna karşılık yüksek molekül ağırlığına sahip polietilenlerin polimerleşme başlatıcısı, bir Ziegler-Natta katalizörüdür ve 60-220 °C'de alkilalüminyumla birleşmiş titan türevinin bir taşıyıcı üzerine çökeltilmiş halidir.⁵⁶

Yüksek molekül ağırlığına sahip polietilen fiberler, uzun yıllar süren çalışmalarla ortaya çıkarılmıştır. Yüksek molekül ağırlığına sahip polietilen, erime noktasının altındaki sıcaklıklarda çekilerek lif haline getirilmiştir. Sonuçta aksiyel yönde dayanıklılığı ve modülüsü yükselmiş bir materyal üretilmiştir. Elastik modülü 60 GPa değerindedir. Yoğunluğu çelikten 8 kat düşük olmasına karşın çelik kadar dayanıklıdır.⁵⁸

Polietilen fiberlerin dış hekimliğinde kullanımını 1988 yılında Braden⁴⁸ önermiş ve PMMA'ın çapma direncini, elastik modülünü ve bükülme direncini arttırdığını ifade etmiştir. Polietilenin düşük yoğunluğu, biyouyumluluğu, inert yapısı ve dayanıklılığı belli başlı avantajları arasındadır. Polietilen fiberlerin, karbon ve aramid fiberlerin aksine estetik oldukları bildirilmiştir.^{48,59,60}

Çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiberler (UHMWPE), 0,97 gr/ cm³ yoğunluğa ve 3x10⁶ ile 6x10⁶ moleküler ağırlığa sahip, etilenin doğrusal homopolimerleridir. Yüksek aşınma ve çarpma direnciyle düşük sürtünme direncine sahip olup, sünek yapıdadırlar ve kırılma değildirlir.^{48,59}

Pirinç taneleri formunda üretilmiş olan ve çok yüksek molekül ağırlığına sahip polietilen granülleri çeşitli kimyasal işlemlerden geçirilerek toz haline getirilmiş ve akrilik rezinlerin güçlendirilmesinde kullanılmışlardır. Bu tozların akrilik rezinin transvers dayanıklılık ve sertliğini artırdığı belirtilmekle birlikte rezinin diğer özelliklerine, özellikle

sitotoksitesisi ve artık monomer salınımına etkileri üzerine çalışmalar bulunmadığından klinik kullanımları önerilmemiştir.⁵⁰

İnce öğütülmüş partiküler halindeki fiber tozlarının, akrilik tozu ile karıştırılarak güçlendirme materyali olarak kullanımının rezinlerin transvers dayanıklılığına etkisinin olmadığı belirtilmektedir. Tozlar, rezinin hamurlaşmasını ve çalışma zamanını düşürdüğü için laboratuvarda hazırlanan hamur ile birden fazla protez yapılması mümkün olmamaktadır. Bu durum, rezin hamuru soğutulmuş olarak önlenebilmekle birlikte dirence etkisi kötü olduğu için protezleri güçlendirmede kullanımları önerilmemektedir.⁶¹

Dokuma formunda hazırlanıp yüzeyi, soğuk gaz plazma uygulamasıyla akrilik rezinlerle adezyonunun artırılması için modifiye edilen, çok yüksek molekül ağırlığına sahip polietilen fiber sistemi olan Dyneema (DSM) tam protezlerin fiziksel özelliklerini geliştirmek için üretilmiştir. Dyneema fiber sistemiyle aynı özelliklere sahip Spectra, Connect (Orange) ve şerit formunda ve çeşitli genişliklerde bulunan Ribbond polietilen fiber sistemlerinden bazılarıdır.^{62,63}

Ribbond (Ribbond, Seattle, WA, USA)1992 yılında David Rudo tarafından geliştirilen, çok yüksek molekül ağırlığına sahip, özel olarak dizayn edilmiş çapraz kilit örgülü şerit formunda (cross-link stitch leno weave) polietilen fiber sistemidir. Düşük olan yüzey enerjisini artırmak için soğuk oksijen gazı ile plazma tedavisi yapılarak fiber yüzeyleri kimyasal adezyona uygun şekle getirilmiştir.⁶⁴

Rezinin çatlak ve kırık oluşumunu engelleyen ve direncini artırdığı belirtilen Ribbond fiber şu özelliklere sahiptir; elastik modülüsü 171 GPa, çekme direnci 3 GPa, kalınlığı 0,4 mm, erime sıcaklığı 147 °C, uzama miktarı % 2,8' dir. Su emilimi %1' den azdır. Çelikten 10 kat daha dirençli bir materyaldir. Yüksek fiziksel özelliklere sahip olmakla beraber

uygun koşullarda nem, ısı ve diğer kontaminantlardan uzakta muhafaza edilmesi gerekmektedir. Böylece raf ömrü sınırsız olarak kabul edilmekte ve oda ısısında bulundurulabilmektedir.⁶³⁻⁶⁵

Farklı genişliklerde şeritler halinde üretilerek kullanıma sunulan fiberin; 1-2 mm genişliğindeki formuyla post-kor restorasyonları yapılmaktadır. 3 mm' lik fiberle periodontal ve ortodontik splint ve sabit protetik uygulamalar, fiber destekli daimi ve geçici köprü ve rezin bağlantılı köprüler yapılabilir. 4 mm kalınlığındaki fiberlerin ortodontik plak, overdenture, tam ve bölümlü protez yapımında ve bunların kırık tamirinde uygulanmaları önerilmektedir.⁶⁵

Ribbon fiberler beyaz renkte olduğundan akrilik ve diğer rezinler içinde mükemmel estetik görünüm oluşturmaktadır. Özellikle rezinlerle olan kimyasal bağlantısının ve direncinin üstün olması nedeniyle son yıllarda kullanımı önemli ölçüde artmıştır.⁶⁵ Polietilen fiberin güçlü örgü yapısı, fiberin, dişlere ve diş konturlarına, dental ark formuna, alçı modele ve tam protez kaide plağının kalıp boşluğuna yerleştirilerek adapte edilmesini kolaylaştırır. Ancak protez boşluğuna yerleştirilirken öncelikle takriben 1 mm akrilik hamuru konulduktan sonra fiber, kret tepesinde, yapay dişlerin altına gelecek şekilde adapte edilmeli, üst protezlerde sert damak orta bölgesine molar dişler arasına bant şeklinde bir veya daha fazla sayıda fiber yerleştirilerek, üzeri kalan rezin ile tamamen kapatıldıktan sonra presleme boyunca fiberin kayma ve yer değiştirmesinin kontrol edilmesi çok önemlidir.⁶⁴

2.1.8.3. Fiberle Güçlendirilmiş Akrilik Resinlerin Başarısını Etkileyen Faktörler:

Protez kaide plağının, mekanik özelliklerini artırarak optimum klinik başarı sağlamak için yüksek modülü ve dayanıklılık değerlerine

sahip fiberler üretilmesi ile birlikte, rezin-fiber yapısından beklenen özelliklerin elde edilmesi için gerekli faktörlerin etkilerinin bilinmesi gerekmektedir. Bu faktörler aşağıdaki şekilde özetlenebilir;

- 1- Fiber-polimer matriks bağlantı mekanizması
- 2- Fiber formu
- 3- Fiber miktarı
- 4- Fiberlerin polimer matriksteki yerleşimi
- 5-Fiberlerin polimer matriks ile impregnasyonu
- 6-Fiber-polimer matriks uyumluluğu⁴⁰

2.1.8.3.1. Fiber-Akrilik Rezin Bağlanma Mekanizması

Birbirleriyle teması 7×10^{-5} μm düzeyinde olan iki farklı madde arasındaki atomik veya moleküler düzeyde gerçekleşen çekim kuvveti olarak tanımlanan adezyon akrilik-fiber kompozit yapı için oldukça önemlidir.⁹¹ Genellikle katı ve sıvı maddeler arasında olan bu bağlantı tipinde; sıvının katı üzerinde yayılması ne kadar fazla olursa adezyon da o derece yüksek olur. İki katı madde arasında iyi adezyon sağlamak için arada sıvı bir madde olması gerekmektedir. Aksi halde katı maddeler arasındaki bağlantı, yüzeylerde bulunan çukurluk ve çukur bölgelerin mekanik kilitlemesi şeklinde olur ki bu tam adezyon değildir. İki katı madde arasındaki bağlantıyı sağlayan maddeye "adeziv", katı maddelere substrat/aderent ve sıvı ile katının bağlantı bölgesine de arayüzey adı verilmektedir.⁶

Adezyon için maddeler arasında hem kimyasal (primer bağlar; kovalent, iyonik ve metalik bağlar, sekonder bağlar; hidrojen bağları, dipol etkileşimleri ve Van der Waal's bağları) hem fiziksel (Van der Waal's bağlar) hem de mekanik bağlantılar olması gerekmektedir.^{1,6}

Kimyasal adezyonun sağlanması için; fiber yüzeylerinde rezin ile kimyasal bağlantı yapabilecek, doymamış bağlardan oluşan organik maddelere ihtiyaç vardır. Benzoil peroksitin ısı ile parçalanarak serbest radikaller haline geldiği ve polimerizasyona katılarak rezin ile kimyasal bağlantı oluşturduğu ifade edilmektedir.⁶⁶

Rezin-fiber adezyonunun artırılmasına yönelik yapılan pek çok araştırmada; silan uygulaması, aminopropil trietoksisilan, epoksi rezin, kromik asit ile pürüzlendirme, metakrilat-kromik bileşikler, benzoil peroksit, okzalit, Silicoater (Kulzer) veya Rocatec (Kulzer) sistemleriyle pürüzlendirme, kumlama, likit bütadien stiren ile ıslatma, hidroksietil metakrilat (HEMA), dimetakrilat monomerde ıslatma, toz/likit karışımında bekletme, plazma kaplaması, pöröz polimer uygulamaları geliştirilmiştir.^{44,67}

Silan uygulaması; en sık kullanılan silan uzun molekülü γ -MPS birleştirici ajanı % 0,5-2 oranında, fiber yüzeyine sürüldükten sonra 80 °C'de iki saat ıslatılarak polimerize edilir. Isı ile polimerize rezinlerde silan ince bir tabaka halinde uygulandıktan sonra rezin ile birlikte polimerize edilmektedir. Silan tabakası kalın olursa polimerize olan silan hidrolize olabileceği için polimer matrikse su difüzyonu olduğunda çözünebilir. Bu nedenle ısı ile polimerize olan akriliklerde, silanlanmış cam fiber kullanıldığı zaman silanın polimerizasyonu da sağlanır fakat otopolimerize rezinlerde ısı yetersizdir. Otopolimerizan rezinlerde silan polimerize edildikten sonra rezine yerleştirilir. 120 dakika 100 °C' de polimerize edilerek cam fibere uygulanan % 30'luk silanın transvers dayanıklılığı yükselttiği ve adezyonun yeterli düzeyde olduğu belirtilmektedir.^{68,69}

Silan ile cam fiber arasındaki adezyonun sağlanmasında temelde iki tip bağlanma olmaktadır. Bunlardan birincisi siloksan

köprülerinin oluşumudur ki, cam yüzey ile silanol grupları arasındaki bağlantıdır. Diğeri ise hidrojen bağlarıdır ve silanol moleküllerindeki karbonil grupları ile cam arasında olur. Bu reaksiyon cam fiberlerin yapısından kaynaklanmaktadır. Silanların, cam fiberler haricinde diğere fiber sistemleri ile kullanılmalarında amaç ise fiber ile rezin matrisin ıslanabilirliğini artırmaktır. Böylece fiber yüzeyinde bulunan silan tabakası ile oluşturulan mikro boşluklara polimerin fiziksel tutunması sağlanır.^{68,69}

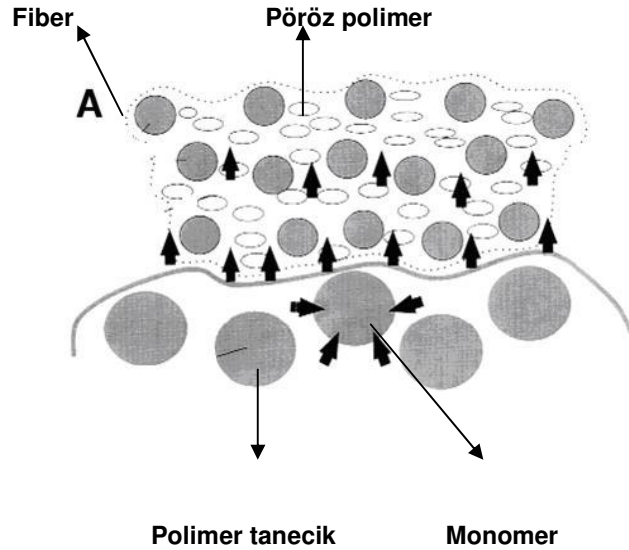
Solnit,⁷⁰ silanlı ve silansız cam fiberle desteklemenin transvers dirence olan etkilerini ölçmüştür. Silansız fiberli örneklerin fibersiz örneklerden daha zayıf, silanlı fiberle desteklenen örneklerin hepsinden daha dirençli olduğunu bildirmiştir. Vallittu,⁷¹ iki farklı silanın (A174 ve AP133) cam, aramid ve karbon fiberler ile akrilik rezin arasındaki adezyona etkisini incelediği çalışmasında, her iki tipte silan ile kaplı cam ve aramid fiberin akrilik rezinin kırık direncini belirgin oranda arttırdığını bildirmiştir.

Fiberin akrilik rezinlere adezyonunu artırmak amacıyla fiber yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi tekniği ortaya atılmıştır. Fiber yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde hidroklorik asit, sülfürik asit ve kromik asitin kullanıldığı bu yaklaşımda, düşük viskoziteli akrilik rezinlerin mekanik olarak tutunabileceği mikropöröz yapıların oluşturulması düşünülmüştür.⁴⁸

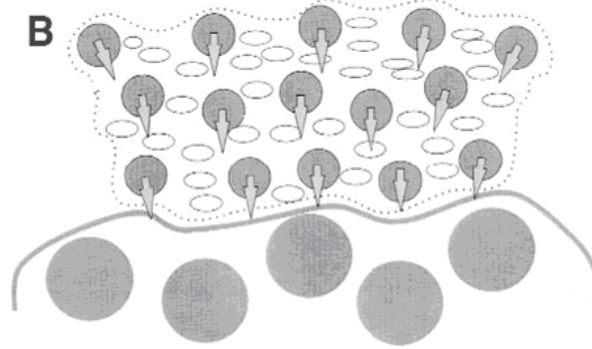
Polietilen yüzey modifikasyonu için diğere yöntem, kromik asitten oluşan standart solüsyon (% 7 potasyum kromat, % 81 sülfürik asit, % 12 su) ile oda ısısında 1-2 saat fibere asit uygulanarak yıkanması sonra da 40 °C etüvde 5 saat kurutularak yüzey enerjilerinin artırılmasıdır.⁴⁸

Fiberle güçlendirilmiş rezinlerin kullanıldığı protetik restorasyonlarda, optimum klinik başarı için fiber ile rezin matris arasında

güvenilir bir bağlanmaya gereksinim vardır(Şekil 1.8, Şekil 1.9). Fiberlerin metil metakrilat ile ıslatılarak akrilik hamuruna ilave edilmesi yönteminde görülen bağlantı yetersizlikleri, önceleri monomerin ıslatabilirliğinin zayıf olmasından kaynaklandığı şeklindeydi.^{27,72} Ancak daha sonra PMMA'nın polimerizasyon büzülmesinin bir sonucu olduğu ve fiber kompozit örneklerin transvers kesitlerinden bunun gözlenemeyeceği belirtilmiştir. Fiberin ıslatılmasında monomer oranı fazla olursa, fiber üzerinde bulunan rezin ile hamur halindeki rezin matrisin polimerizasyonu sırasında daha yüksek bir polimerizasyon büzülmesine neden olacağı böylece polimer ile fiberleri birbirinden ayıracağı bildirilmektedir. Diğer problem ise fiberle güçlendirilmiş rezinlerde yetersiz bağlantıdan kaynaklanan distorsiyonların varlığıdır.⁷³



Şekil 4: Polimer/monomer karışımından, pöröz polimerler ile doyurulmuş fiber ve polimer taneciklerine monomerin penetrasyonu.⁷²



Polimer/monomer karışımı

Şekil 5: Fiberlerin birbirine bağlantısını sağlayan pöröz polimerin plastikleşmesi.⁷²

Polietilen fiberlerle rezin matriks arasındaki bağlantıyı artırmak için polietilen fiber yüzeylerine plazma tedavisi uygulanmaktadır. Plazma; farklı enerji düzeylerinde bulunan elektronlar, iyonlar ve diğer nötral atomlardan oluşan kısmen iyonize gaz ortamıdır. Radyo frekans plazma discharge cihazı kullanılarak plazma tedavisi için iyonize gazlar üretilir.⁷⁴ Plazma oluşturulmasında helyum, hidrojen ve oksijen gibi gazlar kullanılır. Gazlar elektriksel bir alan içerisinde serbest radikaller, iyonlar haline getirilir. Böylece oluşturulan ortama, yerleştirilen katı maddelerin yüzeyine etki eden reaktif iyonlar maddenin yüzey kimyasını modifiye ederek yüzey enerjilerini artırır. Dolayısıyla ıslanabilirliklerini ve bağlantı yapma özelliklerini de artırmış olurlar.⁷⁵ Soğuk gaz plazma uygulamasıyla UHMWPE hidrofobik bir materyalden hidrofilik bir materyal haline dönüştürülür. Parsiyel iyonize gaz uygulaması polietilen fiberlerin yüzeyinde aşınma ve aktivasyon sağlar. Aktivasyon, fiber yüzeyindeki O-C=O fonksiyonel gruplarının varlığıyla sağlanır.⁶⁴

Fiber-matriks bağlantısına yönelik çalışmalar plazma uygulaması ile çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiberlerin ıslanabilirliğinin ve fiber ile matriks arasındaki makaslama direncinin arttığını göstermektedir.^{59,75,76}

Braden ve ark,⁴⁸ polietilenle yaptıkları güçlendirme çalışmalarında elektrik plazma işleminin fiber-rezin arası adezyonu artırdığını öne sürmüşlerdir. Çalışmalarında transvers dayanıklılık etkilenmezken çarpma dayanıklılığı önemli miktarda artmıştır. Samadzadeh ve ark,⁷⁷ yaptıkları çalışmada plazma ile işlem görmüş örgü polietilen fiberlerin geçici restoratif materyal olarak kullanılan PMMA' ın kırık direncine etkisini araştırmışlardır. Sonuç olarak, plazma uygulanmış polietilen fiber destekli PMMA restorasyonlarda desteklenmemiş restorasyonlara göre kırılma direncinde artış olduğunu bildirmişlerdir. Ramos ve ark,⁷⁵ yaptıkları çalışmada, plazma uygulanmış polietilen fiberin PMMA' ın kırılma direnci üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Bu amaçla, plazma uygulanmış ve uygulanmamış polimetil metakrilat örneklerini 3 nokta bükülme testi ile değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, plazma uygulanmış örneklerin daha iyi kırılma direnci gösterdikleri ve polietilen fiber ile güçlendirme yönteminin sabit geçici protezlerin başarısını artırdığını öne sürmüşlerdir.

Ladizesky ve Ward,⁷⁶ kullandıkları UHMWPE fiberlerin yüzeylerini plazma ve kromik asit ile işleme tabi tuttukten sonra ve fiber ile epoksi rezin arasındaki adezyonu incelemişlerdir. Araştırma sonunda, adezyonda artış görüldüğünü bildirmişlerdir.

Polietilen fiberlere uygulanan plazma ile fiber-rezin bağlantısı artırılmakla birlikte bu fiber tedavisi geri dönüşümlüdür. Plazma uygulama süresine bağlı olarak yüzey bozulabilir. Fiberlerin saklama koşullarının uygun olmaması, aşırı neme maruz kalması, ortamdaki ışık ve ısı değişimleri plazma tedavisini bozabilir.⁶³

2.1.8.3.2. Fiber Formu

Polimer-fiber kompozitlerde kullanılan fiberler fiziksel formlarına göre Şu Şekilde gruplandırılabilir; sũrekli tek yŕnlŕ/paralel fiberler, kesilmiş/parçacık fiberler, dokuma/ŕrgŕ ve ince ŕğŕtŕlmŕŐ partikŕller Őeklinindedirler. Sũrekli fiber formu; 1000–200000 tane fiberden oluşan ‘‘fiber demeti’’ olarak tarif edilmektedirler. Tek yŕnlŕ fiberler protezi sadece tek yŕnde gŕçlendirmekte ve bu nedenle kompozit yapıya anizotropik mekanik ŕzellik kazandırmaktadır. Sũrekli tek yŕnlŕ fiber demetlerinin, protezlere uygulanmaları zordur. Presleme sırasında dağılma, yer deđiŐtirme ve ayrılmaların olması bu sistemlerin protezlerin dirençlerine katkısını azaltmaktadır.^{32,37}

Kısa kesilmiş/kırpılmıŐ fiberler, farklı uzunluklarda kesilerek hazırlanan fiber parçacıklarıdır. Akrilik rezin hamuru içerisine geliŐigŕzel olarak ilave edildikleri için bitmiŐ protezin bŕtŕn bŕlgelerinde izotropik ŕzellik sergilerler. Proteze gelen gerilimlere dik yŕnde konumlanmış olan fiberler, protezin direncinin artmasında bŕyŕk role sahipken gerilim yŕnŕne paralel olan fiberlerin hiçbir fonksiyonu olmadığı belirtilmektedir.^{39,78}

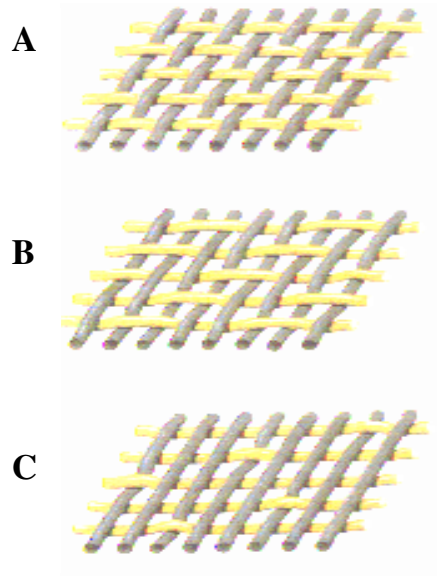
KırpılmıŐ fiberlerin 4-6 mm arasında kullanımlarının rezinin manŕplasyonunu ve çalışma sũresini etkilemediği belirtilmekte,¹² mm uzunlukta fiber ilavelerinde ise kuru gevrek rezin hamuru oluştuğu ve çalışma sũresinin kısaltıldığı bildirilmektedir.⁷⁸

Ladizesky ve ark,⁷⁹ kısa kesilmiş polietilen fiberlerin akrilik rezinin çarpma direnci, transvers dayanıklılığı, elastik modŕlŕsŕ, maksimum bŕkŕlme, su emilimi ile boyutsal deđiŐikliđe etkilerini inceledikleri çalışmalarında 6 mm’lik fiberi rezine hacimce % 2,4 ve % 37 oranında, toz/likit karışımında ıslatarak ilave etmişlerdir. Kuru ve 3 ay suda bekletilen ŕrneklere bahsedilen testleri uygulamışlardır. Araştırma

sonunda bütün testlerde ıslak ortamın değerleri azalttığını ancak bunun çok büyük etkisinin olmadığını vurgulamışlardır. % 2,4'lük fiberin etkinliğinin önemli olmadığını, % 37'lik fiber içeriğinde bütün özelliklerin önemli oranda arttığını, su emiliminin ise fibersiz örneklerle göre % 35 oranında azaldığını belirtmişlerdir.⁷⁹

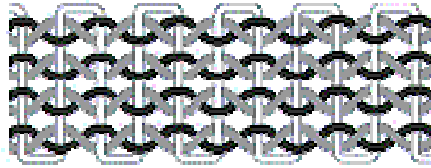
Dokuma fiber formu; fiberler iki farklı yönde ve farklı dokuma yöntemleri uygulanarak hazırlanırlar. Dokuma tipindeki fiber sistemleri ile protezlerin iki yönde güçlendirilmeleri sağlanmakta ve fiber-polimer kompozit yapıya ortotropik mekanik özellik kazandırmaktadır.⁷²

Dokuma formunda üretilen fiberler değişik dokuma şekilleri tasarlanarak hem sentrik hem de eksentrik kuvvetlere karşı direnci artırmaları için tüm protez kaide plağına uygulanırlar. Bunlardan en yaygın olarak kullanılanlar düz, çapraz, ve saten dokuma tasarımlarıdır. Düz dokuma tipi tek yöndeki fiberlerin iç içe geçirilmesi ile oluşturulan fiber sistemidir. Stick Net ve Dyneema bu tipe örnek verilebilir.(Şekil 6.A) Çapraz kilit örgülü fiber formu, fiberlerin farklı yönlerde iç içe geçirilmesiyle oluşturulan fiber sistemidir. Bu fiber sistemi ile hem fiberin dayanıklılığının artırıldığı hem de vertikal ve lateral yönlerden gelen gerilmelere karşı materyalin dayanıklılığının artırıldığı belirtilmektedir. Ribbond bu formdadır (Şekil 7). Çapraz dokuma tipinde, düz dokumaya oranla daha sıkı bir fiber örgüsü elde edilir.(Şekil 6.B) Saten dokuma formunda ise örgü formu çapraz dokumaya oranla çok daha sıkıdır ve yüksek dayanıklılık elde edilmektedir. Tek dezavantajı sıkı örgü yapısından dolayı ıslatılmaları zordur (Şekil 6 C).^{63,72}



Şekil 6:Fiber formları; A:düz form, B:çapraz form, C:saten dokuma

form⁸⁰



Şekil 7: Çapraz kilit örgülü şerit polietilen formu⁶³

Ladizesky ve ark,⁶⁰ maksiller ve mandibuler protez kaidelerini dokuma tarzında UHMWPE fiber ile güçlendirmişlerdir. Desteklenmiş kaidelerin mekanik dayanıklılıklarının, fiber ilavesiz protez kaidelerinden belirgin şekilde üstün olduğu sonucuna varmışlardır. Chow ve ark,⁸¹ dokuma tarzında polietilen fiberle güçlendirdikleri PMMA' ların esneme modülünün 6 kat, çarpma direncinin 10 kat arttığını öne sürmüşlerdir

Valittu⁸² çalışmasında Ribbond'un protez kaide akriliklerin transvers dayanıklılığı üzerine olan etkisini incelemiştir. Toz-likit

karışımında ıslattığı fiberleri akrilik rezin örneklerle tek tabaka (ağırlıkça % 3,95) ve iki tabaka (ağırlıkça % 7,9) şeklinde yerleştirmiştir. Uyguladıkları üç nokta eğme testi sonucunda 91 MPa olan kontrol grubuna ait ortalama transvers dayanıklılık değerinin tek tabaka fiber içeren örnek gruplarında 118 MPa'a, iki tabaka fiber içeren örnek gruplarında ise 124,7 MPa'a yükseldiğini ifade etmiştir.

Ribbond'un kullanıldığı klinik çalışmalarda; Güner ve Karacaer,⁸³ tek diş eksikliğine sahip iki olguda, boşluğu restore etmek için Ribbond kullanmışlardır. Olguların birinde gövde olarak akrilik diş, diğesinde ise kompozit kullanmışlardır. Yöntemin en önemli avantajının hasta başında tek bir randevuda özel bir işlem ve preperasyon gerektirmeden uygulanabilmesi olduğunu bildirmişlerdir. Belli ve Özer,⁸⁴ çekilen anterior dişi gerekli işlemlerden geçirdikten sonra tekrar gövde olarak diş boşluğuna ribbond kullanarak yerleştirmişlerdir. Bir yıllık klinik kullanımdan sonra, yapılan restorasyonun tatmin edici estetik ve fonksiyon sağladığını gözlemişlerdir. Eminkahyagil ve Erkut,⁸⁵ anterior diş boşluğunu restore etmek için geliştirdikleri teknikte hastanın kendi dişini kullanmışlardır. Çekilen dişi semet-mine birleşiminden kesip kron kısmını çeşitli işlemlere tabi tutmuşlar, hazırlanan dişsiz bölgeye ribbond ile desteklenen kompozit ile tekrar yerleştirmişlerdir. Sonuç olarak, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin protezlerinin hızlı, estetik için minimum invaziv bir yaklaşım, fonksiyonel ve kalıcı bir sonuç olduğunu bildirmişlerdir. Hornbrook ve Hastings,⁸⁶ ribbond ile restore edilmiş 24 olguyu değerlendirdikleri klinik çalışmalarında, 12 ay sonrasında herhangi bir başarısızlığa rastlamadıklarını bildirmişlerdir.

Arı ve Belli,⁸⁷ kronu kırık bir üst kanin dişe ribbond kullanarak post-core uyguladıkları vaka çalışmalarında sadece yöntemi tanıttıklarını ve bu yeni sistem ile yapılacak uzun süreli klinik veya in-vitro çalışmalara ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir. Deliperi ve ark,⁸⁸ endodontik tedavi sonrası

ileri derecede madde kaybına uğramış posterior dişi, fiberle güçlendirilmiş post sistemiyle direkt olarak restore etmişlerdir. UHMWPE fiberle güçlendirilmiş post sistemlerinin kök kanalının genişletilmesine gerek olmaması ve kök perforasyonu riskinin elimine edilmesi gibi avantajları nedeniyle giderek daha çok tercih edilen bir sistem olduğunu, ancak daha ileri çalışmaların yapılması gerektiğini öne sürmüşlerdir. Eskitaşçıoğlu ve ark,⁸⁹ çalışmalarında fiber kompozit post-core ve konvansiyonel post-core sistemlerini hem konvansiyonel kırılma direnç testi hem de sonlu elemanlar stres analizi testleri ile karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak, iki sistem arasında belirgin bir farklılık gözlemediklerini bildirmişlerdir.

Protetik çalışmalar haricinde örgü polietilen ribbond periodontal splint yapımında da kullanılmıştır. Strassler ve Serio,⁹⁰ oklüzal travma nedeniyle %70 kemik kaybına ve miller indeksine göre 2. derece mobiliteye sahip bir hastanın alt ön dişlerini ribbond kullanarak splintlemişlerdir. Bu tür restorasyonların geçmişte kullanılan splintleme materyallerinden daha dayanıklı olduğunu öne sürmüşlerdir. Strassler'in yaptığı diğer bir çalışmada,⁹¹ splint için kullanılan örgü formundaki polietilen fiber olan ribbond' un 12 ve 40 aylık klinik değerlendirmelerini rapor etmiştir. Ribbond kullanarak yaptığı tüm periodontal splintlerin başarılı olduğunu bildirmiştir. Miller ve ark,⁶⁵ bir vaka raporunda periodontal splint olarak kullandıkları ribbond'un renginin doğal olmasının ve esnek yapısıyla splinte gelen kuvveti azaltmasının başarılı sonuçlar ortaya koyduğunu bildirmişlerdir. Karaman ve ark,⁹² polietilen fiberleri 4 farklı ortodontik aparey; sabit yer tutucu, geçici estetik retansiyon apareyi, ortodontik retansiyon apareyi ve post-travmatik stabilizasyon apareyi yapımında kullanmışlar ve fiberlerin protetik restorasyon ve periodontal tedavilerin dışında ortodontik apareylerin yapımında da başarılı bir şekilde kullanılabileceğini öne sürmüşlerdir. Georgaklis,⁹³ polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin ortodontik tedavi sonrası dişlerin pozisyonlarının korunmasında uygulanabileceğini ve böylece metal

braketlerin yarattığı estetik problemlerin önüne geçilebileceğini bildirmişlerdir.

2.1.8.3.3. Fiber Miktarı

Fiberin matriks içerisindeki miktarı ağırlıkça veya hacimsel olarak tespit edilir. Polimer ve fiberin yoğunluğu bilindiği takdirde ağırlıkça fiber miktarından hacimce fiber miktarı hesaplaması yapılabilmektedir. Ancak bu tür hesaplama yöntemi ile güvenilir sonuçlar elde edebilmek için fiber ile matriks arasındaki bağlantının yüksek seviyede olması gerekmektedir. Karışımın yapısında boşlukların ve bağlantı yetersizliğinin bulunması durumunda net miktar belirlenemeyeceği için hacimce fiber hesaplama yöntemi kullanılmaz.⁴⁰

Hacimce fiber miktarı aşağıdaki formülle hesaplanır;

$$V_f = \frac{W_f / r_f}{W_f / r_f + W_r / r_r}$$

V_f =Hacimce fiber miktarı

W_f =Fiber miktarı(g)

r_f = Fiber yoğunluğu(g/cm³)

W_r =Rezin miktarı(g)

R_r =Rezin yoğunluğu(g/cm³)⁴⁰

Fiber miktarına yönelik çalışma bulguları çeşitlilik arz etmektedir. Bir kısım çalışmacı fiber miktarının artması ile akrilik rezinlerin çarpma direncinin ve transvers dayanıklılığının arttığını bildirmişlerdir. Parçacık veya partiküler yapıdaki fiberlerin rezine ilavesinde, fiberin matriks içindeki miktarı belli bir düzeyin altında olduğu zaman rezinin

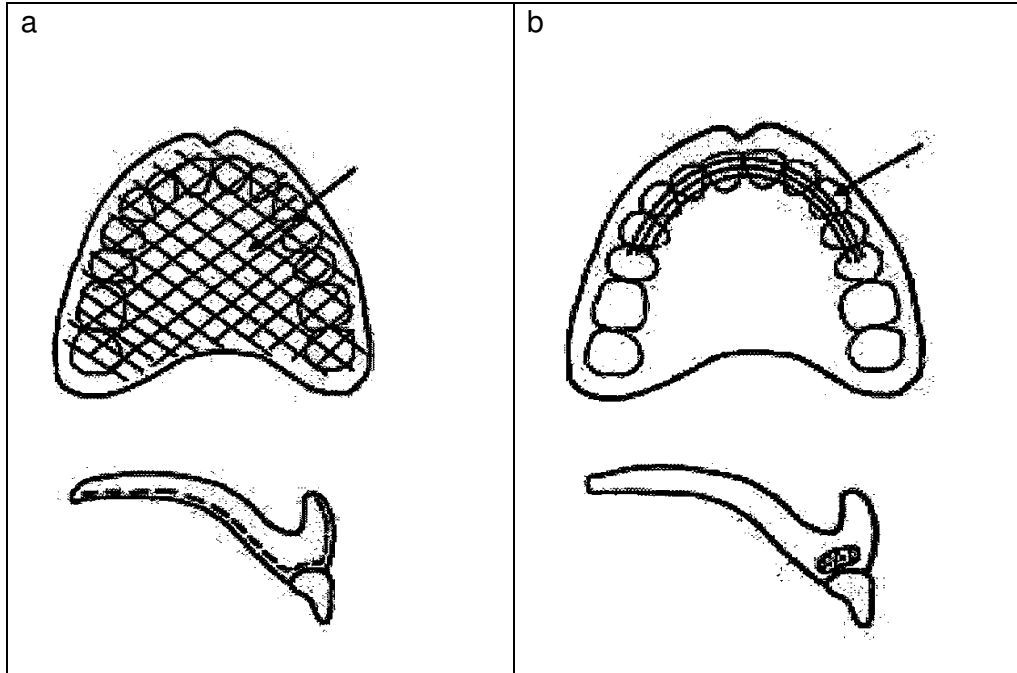
direnci artmazken, ağırlıkça % 1'lik 6mm uzunluğundaki polietilen fiberin çarpma direncini önemli düzeyde artırdığı belirtilmektedir. Fiberin ağırlıkça % 15 olması durumunda ise kuru, gevrek ve kırılğan bir yapı oluşturduğu gözlemlendiği bildirilmiştir.⁵⁸

Gutteridge,⁹⁴ ağırlıkça % 0,5–4 arasında kattığı kırılmış formda polietilen fiberler ile güçlendirilen PMMA'ların çarpma dayanıklılığında artış olduğunu bildirmiştir. Ancak araştırmacı, % 3' den fazla fiber konsantrasyonlarında rezindeki viskozite artışının çalışabilirliği azalttığını, % 1' lik fiber konsantrasyonunun yeterli olduğunu bildirmiştir. Buna karşın Karacaer ve ark,⁹⁵ polietilen fiber miktarını ağırlıkça % 0,3'den % 2 oranına çıkarmışlar ve PMMA örneklerin mekanik performansını üç nokta kırılma testiyle ölçmüşlerdir. Sonuç olarak polietilen fiber ağırlığındaki artışın kırılmaya karşı direnci arttırdığını bildirmişlerdir. Derrick ve ark⁹⁶ ise, sürekli paralel formdaki polietilen fiberleri akrilik rezin içerisine ağırlıkça % 0,5- % 1,5 ve % 3 oranlarında ilave etmişler ve % 0,5 oranında fiber ilavesinin rezinin transvers dayanıklılığını artırdığını, fiber oranı arttığında ise dayanıklılığın azaldığını öne sürmüşlerdir.

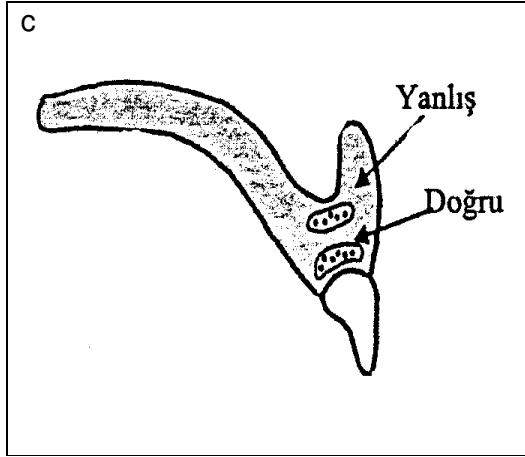
Cheng ve ark,⁹⁷ polietilen fiberle güçlendirilen akrilik rezinlerde, fiber hacimce % 42 oranında olduğunda, polimerizasyon büzülmesinin önemli düzeyde azaldığını bildirmişlerdir. Ladizesky ve ark,⁹⁸ ise kırılmış formdaki fiberlerin miktarını monomerle ıslatarak hacimce % 4'den % 30 oranına çıkarmışlardır. Sonuç olarak, % 30 oranında polietilen fiber ilavesinin akrilik kaide rezininin bükülme ve çarpma direncini önemli miktarda arttırdığını, su emilimini ise azalttığını öne sürmüşlerdir. Valittu³⁹ sürekli tek yönlü polietilen fiber içeriği hacimce % 40-47 oranlarında olduğu zaman fiber-polimer yapının transvers dayanıklılığının arttığını ifade etmiştir.

2.1.8.3.4. Fiberlerin Polimer Matrikste Yerleşimi

Fiberler akrilik rezin içerisine total ya da parsiyel olarak yerleştirilirler. Total fiber güçlendirmesinde (total fiber reinforcement, TFR) dokuma, parçacık fiberler ile partiküller kullanılmakta ve protez kaidelerinin tamamı fiberle kaplanmaktadır. Parsiyel fiber güçlendirmesinde (partial fiber reinforcement, PFR) dokuma ve sürekli tek yönlü fiberler protez kaidelerinin frenilum bölgelerine, aşırı kemik rezorpsiyonu olan alt tam ve Kennedy Class I protezlerin anterior bölgelerine yerleştirilerek gerilimin yüksek olduğu ve kırılmaya eğilimli bölgeler güçlendirilmektedir.^{43,53,82} (Şekil 8 a,b)



Şekil 8 (a,b): Üst tam protezde (a) total ve (b) parsiyel fiber güçlendirmesi⁹⁹



Şekil 8 (c): Üst tam protezde parsiyel fiber uygulamasının yeri.⁹⁹

Fiberlerin protezlere doğru yerleştirilmeleri gerekmektedir. Parsiyel fiber güçlendirilmesinde kullanılan sürekli fiberler, yapay dişlerin alt kısımlarına gelecek şekilde, total fiber güçlendirilmesinde kullanılan fiberler ise rezin kalınlığının tam ortasına gelecek şekilde yerleştirilmemelidir. Alveoler krete çok yakın olarak düzenlenen fiberler çiğneme sırasında proteze gelen baskılara karşı koyamazlar.^{34,39} (Şekil 8 c)

Karacaer ve ark,⁹⁵ orta hat kırığından şikayet eden hastaların protezlerini örgü tarzındaki polietilen fiberle total olarak desteklemişler ve 18 ay sonra yapılan klinik muayenede herhangi bir kırık ya da çatlığa rastlamadıklarını bildirmişlerdir.

Carlos ve Harrison,⁶¹ protezlerin mekanik özelliklerini olumlu yönde etki etmesi için polietilen fiberlerin akrilik kaidelerin yüzeyine paralel yerleştirilmesi gerektiğini öne sürmüşlerdir. Dyer ve ark,¹⁰⁰ fiberlerin yönünün ve pozisyonunun sonuç kompozit yapının başarısını etkilediğini ve en yüksek başarının tek yönlü ve rezin yüzeyine paralel yerleştiren fiberlerle elde edildiğini bildirmişlerdir. Marei,⁷⁸ farklı oranlarda silanli ve

silansız cam fiber kullanarak yaptığı çalışmasında, güçlendirmede optimal sonuçların fiberlerin protez yüzeyine paralel ve kuvvet yönüne dik yerleştirilmesiyle elde edilebileceğini bildirmiştir.

2.1.8.3.5. Fiberlerin Polimer Matriks İle İmpregnasyonu

İmpregnasyon kelimesi birleşme, birleşim olarak tanımlanır. Protez kaide rezinleri ile fiberlerin etkili impregnasyonu sonuç materyallerin başarısı için önemlidir. Etkili impregnasyon, her bir fiber yüzeyinin homojen olarak matriksle kaplanmasını gerektirir. Bu da fiberlerin rezin tarafından yeteri kadar ıslatılabilmesi ile elde edilebilir.⁵³

Sıvı maddelerde yüzey gerilimi, katılarda ise yüzey enerjisi olarak bilinen olay, sıvı veya katının iç kısımlarındaki moleküller arasındaki çekim kuvvetleri ve kovalent bağlar kararlı iken, yüzeyde doymamış bağlar ve serbest elektronların bulunmasıyla kararlı olmayan moleküllerin neden olduğu enerji birikimidir. Sıvılarda yüzey geriliminin düşük olması; bu sıvının kendisinden daha yüksek veya eşit yüzey enerjisine sahip bir katı maddeyi ıslatabilmesinin yüksek olduğunu gösterirken, sıvının daha yüksek yüzey gerilimine sahip olması ıslatabilme özelliğinin az olduğunu gösterir.^{6,39}

Katılarda yüzey enerjisinin yüksek olması ıslanabilme düzeylerini artırırken yüzey enerjisinin, ıslatacak olan sıvının yüzey geriliminden yüksek olması da gerekmektedir. Yüzey enerjisi yüksek olan katılar hidrofilik, düşük olanlar ise hidrofobik özelliktedir. Polietilen, cam ve karbon fiberler düşük yüzey enerjisine sahiptirler, yani hidrofobiktirler. Bu fiber sistemlerinin iyi adezyon sağlamaları için yüzeylerinde polar ve hidrofilik gruplar oluşturulmalıdır.²⁷

Fiberlerin rezinle yetersiz impregnasyonu sonucunda fiberlerin yüzeyi rezin matris ile tam olarak kaplanamaz. Böylece fiber-rezin bileşiminin elastisite modülüsü düşer, su emilimi artar ve suyun hidrolitik etkisinden dolayı materyalin mekanik özellikleri zayıflar.^{43,101}

Fiberlerin metil metakrilat monomeri ile ıslatılarak akril hamuruna ilave edilmesi yöntemiyle impregnasyonun artırılabilceği bildirilmiştir. Ancak bu yöntemde aşırı monomer kullanımının sonucu olarak PMMA'ın polimerizasyon büzülmesinin arttığı ve protezde boyutsal değişiklikler olduğu, böylece bağlantı başarısızlığı olduğu rapor edilmiştir.²⁷ Polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak polimer matris ile fiberler arasında çatlaklar oluşur. Böylece oral mikroorganizmalar bu boşluklara penetre olarak renklenmelere neden olurlar. Ayrıca bu bölgelerin kompozit yapı içinde akrilik rezinin serbest radikal polimerizasyonunu engelleyen, oksijen kaynakları olarak davrandıkları bildirilmiştir. Bu da kompozit yapının artık monomer içeriğinin artmasına neden olmaktadır.⁴⁴

Aşırı monomer kullanılması ile ortaya çıkan problemleri ortadan kaldırmak amacıyla akrilik rezin tozu ve likidi farklı oranlarda karıştırılarak düşük viskoziteli toz-likit karışımı hazırlanmış ve fiberlerin bu karışıma batırılması yönünde uygulamalar yapılmıştır uygulamanın polimerizasyon büzülmesinin yarattığı problemleri ortadan kaldırdığı bildirilmiştir.^{43,102} Fiberleri toz-likit karışımında ıslatarak hazırlanan örneklerin transvers dayanım testlerinde elde edilen sonuçlar teorik olarak olması gereken değerlerin çok altında kalmıştır. Düşük transvers dayanım kuvvetinin nedeninin, akrilik rezinin içinde bulunan pre polimerize polimetilmetakrilat (PMMA) taneciklerinin, fiberlerin arasına girerek fiberleri birbirinden uzaklaştırmasına bağlı olabileceği öne sürülmüştür.^{43,103}

Fiberlerin polimer ile muamele edilmesinde üretim aşamasında farklı teknikler kullanılmaktadır. Bunlardan pre-preg tekniği,

polimer kompozit teknolojisinin gelişmesinde büyük öneme sahip unsurların başında gelmektedir. Fiberlerin önceden rezin ile ıslatılarak kullanıma hazır hale getirilmesine 'pre-preg' denilmektedir. Bu teknikte fiberler rezin içerisine çapraz ve dik konumlarda kat kat konulup otoklavda (basınç altında) polimerleşme tepkimeleri yapılarak polimer-fiber kompozit üretilmektedir. Prepreg'ler basınç altında hazırlandığından tabakalar arasındaki yapışma çok iyidir ve boşluk oluşumu minimuma indirilmektedir.⁴³

2.1.8.3.6. Fiber-Akrilik Resin Uyumluluğu

Fiber ile matriksin fiziksel uyumluluğu kompozit yapının başarısında önemli bir faktördür. Fiber sistemlerinin koheziv bağlantıda yüksek kırılma direnci sergilemeleri için rezin ile fiberin fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerinin uyumlu olması ve rezin matriksle güçlü bir şekilde birbirine bağlanmaları gerekmektedir. Aksi takdirde yüklemeler altında gerilimlerin dağıtılması etkin bir şekilde olmayacağı için başarısızlık kaçınılmaz olacaktır.²⁷

Fiber ile akrilik resin matriksin uyumlu olmaması rezin içerisinde stres oluşmasına neden olur. Stres birikimi fiber ile resin matriks arasında mikro çatlak oluşumuna yol açar. Bu çatlaklar sonuç kompozit yapının fiziksel özelliklerinin zayıflamasına ve mikroorganizmaların penetrasyonuna neden olur.¹⁰⁴

Jagger ve arkadaşlarının⁶⁷ bildirdiklerine göre, Gilbert ve arkadaşları 1995 yılında ilk defa PMMA fiberleri akrilik rezine ilave ederek yüksek çekme, kırılma ve yorulma direncinde kompozit yapılar oluştuğunu bildirmişlerdir. Ancak 0,75 mm çapında 5 mm uzunluğunda ağırlıkça % 5-15-20-25 oranlarında parçalı PMMA fiberlerin PMMA resin matrikse ilave edildiği zaman polimerin transvers dayanıklılık ve elastik modülünü

düşürdüğü belirtilmiştir. Aynı fiberlerin kısa kesilmiş ve paralel formlarının yüzeyleri bütadien stiren ile ıslatılarak ısı ile polimerize olan PMMA rezinine katıldığında rezinin çarpma direnci ve transvers dayanıklılığına etkilerinin olmadığı belirtilerek güçlendirme ajanı olarak kullanımları önerilmemiştir. Ayrıca bu tip yüzey işleminin de etkisiz olduğu ifade edilmiştir.⁶⁷

Ortopedik implant materyali olarak kullanılan çok yüksek molekül ağırlığına sahip polietilenin mekanik performansını arttırmak için ağırlıkça % 7 oranında polietilen fiber katılmıştır. Hem matriksin hem de güçlendirme ajanının polietilen olduğu bu karışımın çarpma ve çekme direncinde artma olurken transvers dayanıklılığın değişmediği buna karşılık fiber-matriksin aşınmaya direnci ile bağlantı düzeyinin iyi olduğu gösterilmiştir.¹⁰⁵

Güçlendirmede en çok tercih edilen polietilen ve cam fiberlerin rezin ile amorf polimer kompozit oluşturmalarına rağmen fiberlere farklı yüzey işlemleri uygulanarak uyumlarının sağlandığı ifade edilmektedir.²⁷

2.2. Artık Monomer

Akrilik rezinlerin 1930'lu yıllarda diş hekimliğine girmesinden bu yana bu materyalden yapılan protezlere karşı oluşan reaksiyonlar ile ilgili pek çok rapor sunulmuştur. Protez materyaline karşı görülen reaksiyonlar; protez materyalinin mekanik tahrişi, kimyasal-toksik ya da allerjik olarak ayrılmaktadır. Sıklıkla görülen doku enflamasyonları primer irritasyonlardan veya daha önceki hassasiyeti takiben oluşan bir allerjik reaksiyondan kaynaklanabilirler. Primer kimyasal irritasyonun artık monomer, fazla miktarda benzoil peroksit, hidrokinon veya pigmentlerin etkisi ile oluştuğu bildirilmektedir.^{4,106}

Artık monomer, polimerizasyon olayında polimer moleküllerinin oluşumuyla ilgilidir. Artık monomer terminasyon reaksiyonları ile ortamda aktif uç kalmayınca polimer yapının ana bölgelerinde hapis olarak kalır, ısıtılarak buharlaştırma yolu ile uzaklaştırılmaz ve kolay serbestleşemez ancak ağız sıvıları içerisinde salınabilir.¹⁰⁷

Protez kaide rezinlerinin polimerizasyonu ısı veya dimetil-*p*-toluidin gibi kimyasal aktivatörlerin yardımıyla benzoil peroksitin parçalanması ile başlatılır. Ancak protez kaide rezinlerinin polimerizasyonu için kullanılan metodların hiçbirinde monomerin polimere tamamıyla dönüşümü sağlanamaz ve rezin içerisinde reaksiyona girmemiş bir miktar monomer bulunur. Rezinin polimerizasyonunu takiben polimerik ağ yapı içerisinde reaksiyona girmeyerek kalan monomere artık (rest, rezidüel) monomer denir.^{108,109}

Yapılan çalışmalarda rezinden salınan artık monomerin sitotoksik etkilerinin olduğu rapor edilmiştir.¹⁰⁸⁻¹¹⁰ Polimerize olmamış monomerin tükürüğe geçerek yumuşak dokular için bir irritasyon kaynağı olarak davrandığı ve mukozal zararlara sebep olabileceği bildirilmiştir.¹¹¹ Artık monomerin özellikle protezi taşıyan mukozayla teması ile oral mukozada kızarıklık, şişlik, ve ağrı gibi ters reaksiyonlar oluşabilmektedir. Bu nedenle artık monomer içeriğini azaltmak rezinin bazı özelliklerini geliştirebileceği gibi, sitotoksik etkilerini de azaltır.¹¹²⁻¹¹⁴

MMA'ın tek başına toksik bir madde olduğu bildirilmiştir. Ayrıca bazı kimyasal tepkimeler MMA'ın toksik etkisini daha da artırabilmektedir. Ruyter,¹¹⁵ MMA monomerin oksidasyonu ile hipersensitivite reaksiyonlarına sebep olabilen formaldehit ortaya çıktığını bildirmiştir. Tsuchiya ve ark,¹¹⁶ formaldehitin MMA 'a göre daha sitotoksik

bir madde olduğunu rapor etmiştir. MMA'ı etkileyen diğer bir kimyasal reaksiyon da MMA'ın hidrolizi sonucu metakrilik asitin ortaya çıkmasıdır.¹¹⁷

Hochman'a göre Fisher 1956 yılında, metil metakrilat monomerinin deri ve ağız mukozası ile temas etmesi halinde, alerjik bir reaksiyona sebep olabileceğini bulmuştur.¹¹⁸ Kontakt yüzeylerinde kaşınma ve yanmayı takiben eritema ve veziküller görülür. Reaksiyonun devamında oluşan veziküllerin patlaması sonucu ülserasyon oluşur. Daha sonra erozyonlar fazlalaşır ve sekonder enfeksiyon gelişebilir. Bu reaksiyonlar hemen olabileceği gibi uzun zaman sonra da oluşabilir. Ağızda oluşan allerjinin, bu boşluğu kaplayan mukozanın duyarlılığına bağlı olduğu ifade edilmektedir.^{110,119,120} Araştırmalar bu tür reaksiyona neden olan esas sebebin metil metakrilat polimerinin kendisinin değil, tam olarak polimerize olmayan artık monomerin olduğunu göstermiştir. Dolayısıyla artık monomerin, önemli irritasyon kaynağı olduğu kabul edilmektedir.¹²

Akrilik rezinin laboratuvar işlemleri sırasında monomer ile uzun süreli direkt temas da kontakt dermatite neden olabilmektedir. Murer ve ark¹²¹ 12 ay süreyle akrilat maddesiyle çalışan diş teknisyenlerinde deri allerjisinin önemli miktarda arttığını, ayrıca akrilat maddesiyle çalışan teknisyenlerde alerji oluşma riskinin diğerlerine göre 8 kat daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Rustemeyer ve Frosch¹²² diş teknisyenleri üzerinde patch testi uygulayarak yaptıkları çalışmada 55 kişide deri hastalığı oluştuğunu ve bu kişilerin % 63,6'sında MMA'a bağlı olarak kontakt dermatit oluştuğunu bildirmişlerdir. . Diş hekimi ve teknik eleman, akril hamurundaki yüksek monomer konsantrasyonunun lokal irritasyon ve hassasiyet oluşturması nedeniyle rezin hamurunu çıplak el ile tutmaktan kaçınmalıdır.¹²²

Kanerva ve ark,¹²³ 275 hastada 10 yıllık bir periyotta patch testi uygulayarak 30 farklı metakrilat maddesini karşılaştırdıkları çalışmalarında 48 hastada en azından bir maddeye karşı alerjik reaksiyon oluştuğunu, bu reaksiyonlara neden olan maddelerin 2-hidroksietil akrilat (2-HEA) ve 2- hidroksipropil akrilat olduğunu rapor etmişlerdir. Bununla beraber hangi maddenin daha çok alerjik potansiyele sahip olduğunun belirlenmesinin mümkün olmadığını bildirmişlerdir.

Tucker,¹²⁴ bir hastada uyguladığı alerji testinde kullandığı 5 akrilik kaide rezin materyalinden üçüne alerjik reaksiyon geliştiğini bildirmiştir. Kiec-Swierczynska,¹²⁵ çalışmasında 4 diş hekimi ve 4 diş teknisyeninde akrilatlar karşı alerjik reaksiyon oluştuğunu bildirmiştir. Patch testleri sonucunda diş hekimlerinde birkaç dental materyale karşı, diş teknisyenlerinde ise daha çok MMA'a karşı alerjik reaksiyon gözlemlendiğini, ayrıca latex eldivenlerin materyallerden salınan monomere karşı sınırlı koruma sağlayabildiği ve alerjik reaksiyonların eldiven kullanılsa bile görülebileceğini iddia etmişlerdir.

Ayrıca monomer buharının solunması durumunda toksik reaksiyonlar gelişebilmektedir. Bu reaksiyonları önleyebilmek için monomer ancak iyi havalandırılan yerlerde kullanılmalıdır.^{12,126}

Akrilik rezinlerden oral mukoza ve tükürüğe geçen artık monomer yutulduktan sonra gastro-intestinal sisteme geçerek sensitizasyon oluşturabilmektedir. Akrilik rezinlerden artık monomer salınımının ne kadar sürdüğü ve bu nedenle protez ve ortodontik apacey kullanan bireylerin ne kadar süre ve miktarda artık monomerin yan etkilerine maruz kaldıkları tam olarak bilinmemektedir.⁵² Sadori ve ark,¹²⁷ protezlerdeki artık monomerin büyük miktarının protezlerin kullanımından itibaren ilk gün içinde salındığını ve salınımın farklı miktarlarda 10 yıl boyunca devam ettiğini bildirmişlerdir.

Akrilik rezinlerdeki artık monomerin, su içinde 17 saat bekletilmesinden sonra yüzeyden tamamen temizlendiği görülmüştür. Ancak monomerin geri kalan kısmı bu kadar kolay temizlenemez. Çünkü geri kalanı akrilik rezine sıkıca bağlıdır ve alerjik reaksiyonlara sebep olan artık monomer de budur. Protezin devamlı bir gerilime maruz kalması durumunda bir miktar daha ortaya çıksa da protezden tamamen uzaklaştırılabildiği söylenemez.^{12,128}

Akrilik rezin içinde kalan artık monomer miktarının toz-likit oranı, polimerizasyon yöntemi ve süresi ile ilişkisi vardır. Ayrıca akrilik rezinlerin kimyasal bileşimi, monomerlerin polimere dönüşüm dereceleri ve manüplatif özellikleri akrilik rezinlerin artık monomer miktarını etkilemektedir. Artık monomer miktarının azaltılması için toz-likit oranına dikkat edilmeli, çok düşük ısıda ya da çok kısa sürede polimerizasyon yapılmasından kaçınılmalı, hazırlanan rezinin, polimerizasyon derecesinin yüksek olması gerekir.¹²⁹⁻¹³¹ Akrilik rezinlerin yüzey bitimleri de artık monomer miktarını etkilemektedir. Artık monomer miktarının azaltılması için rezinlerin yüzeyinin parlatılması gerektiği bildirilmiştir.¹³²

Artık monomer alerjik reaksiyonlar dışında akrilik rezinlerde daha fazla pöröziteye neden olmaktadır. Ayrıca polimer matriks üzerindeki plastizer etkisi nedeniyle rezinin tensile dayanım, elastik modülüsü ve yüzey sertliği gibi fiziksel ve mekanik özelliklerine de zarar vermektedir. Ayrıca rezinlerdeki artık monomer miktarının rezinin çözünürlük ve su emme gibi fiziksel özelliklerini etkilediği bildirilmiştir.¹¹² Jagger¹³³ rezindeki artık monomer miktarının artmasının rezinin çözünürlüğünü ve su emme miktarını artırdığını bildirmiştir. Harrison ve Huggett¹³⁴ çalışmalarında akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde en önemli parametrenin artık monomer miktarı olduğunu bildirmişlerdir.

Dental ve medikal literatürlerde, oral kavitedeki yanma hissini çeşitli nedenleri olduğu belirtilmektedir. Denture Sore Mouth olarak bilinen bu durum birçok sistemik ve lokal etiyolojik etkenlerin neden olduğu bir semptomdur. Sistemik hastalıklar, kemotoksik ve alerjik reaksiyonlar, travmatik irritasyonlar, demir ve B12 vitamin eksikliği, protein azlığı, intestinal absorpsiyon yetersizliği, hormonal değişiklikler, kronik alkolizm, diyabet, psikolojik rahatsızlıklar bu duruma neden olabilir.¹³⁵ Kemotoksik etki daha çok soğuk akrilik ile tamir yapılan vakalarda görülür. Ağızda direk olarak yapılan geçici restorasyonları takiben de meydana gelebilir. Bu tür protezleri kullanan hastalar genellikle ilk birkaç saat içinde yanma hissinden şikayet eder. Oral mukozada hafif bir eritema görülebilir. Bu gibi şikayetlere; butil, etil veya amil asetat, dietil karbonat veya gliserol triasetat ta neden olabilir. Akrilik protezlere karşı görülen alerjik reaksiyonların esas nedeni, tam olarak polimerize olmamış veya ısı ile sertleştirilmemiş protezlerdeki artık monomerdur. Akrilik monomerine karşı görülen alerjik reaksiyonlar oral mukozada eritema ve hatta erozyon oluşturabilir. Ayrıca eritematöz, veziküler ve aşınmış gibi görünen sahalarda sadece protez kaide plağının altında değil, dudak ve yanakların proteze temas eden kesimlerinde de görülebilir.^{6,135}

Son yıllarda akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarının azaltılması amacıyla yeni tip akrilik kaide rezinleri piyasaya sürülmüştür. Bu rezinlerde MMA' a göre daha yüksek molekül ağırlığına sahip bifonksiyonel monomerler(diurethane dimethacrylate, poliurethane, polyethyleneterephthalat, polybutyleneterephthalat) bulunmaktadır. Bifonksiyonel monomerlerin polimer yapının içinde sıkışıp kalması salınımlarının engellenebileceği düşünülmektedir. Ancak yapılan çalışmalarda bu rezinlerin de artık monomer salınımı yaptığı ve MMA' a alerjisi olan hastalarda dikkatli kullanılması gerektiği rapor edilmiştir.¹³⁶

Akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarının saptanması için değişik analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar iki ana gruba ayrılmaktadır; Birincisi kromatografi yöntemidir ve bu yöntem gaz kromatografi, gaz-likit kromatografi, yüksek performans likit kromatografi, yüksek basınç kromatografi yöntemlerini içermektedir. İkincisi spektroskopi yöntemidir ve Fourier Transform İnfrared Spektroskopi (FTIR) ve görünür bölge ultraviyole spektroskopi (UV-VIS) yöntemlerini içermektedir.¹²⁸

Kromatografi, moleküllerin yapı veya kompozisyonlarındaki değişiklikleri temel alan ve bu moleküllerin ayrışmasını inceleyen bilimdir. Kromatografi, birbiriyle bağıntılı hareket eden farklı fazlar arasında, bileşenlerin ayrışmalarının gözlemlendiği veya farklı migrasyon hızlarına sahip bileşenlerin olduğu tüm ayrıştırma tekniklerini içermektedir.¹³⁷

Kromatografik yöntemin artık monomer analizlerinde kullanıldığı birçok çalışma vardır ve yöntemin güvenilir ve hassas bir metod olduğu bildirilmiştir. Ayrıştırma prensibiyle çalıştığından çözeltiler içindeki farklı maddelerin analizi yapılabilmektedir. Ancak sistem pahalıdır ve bu yöntemle yapılan analizler uzun sürmektedir.¹³⁸

Spektroskopik analiz yöntemi de kromatografi yöntemi gibi özgün ve hassastır. Spektroskopik yöntemin en önemli özelliği ekonomik ve analizlerin kolay tekrarlanabilir olmasıdır. Bu nedenle spektroskopik yöntem birçok dental rezinlerin ve kompozitlerin artık monomer analizlerinde kullanılmaktadır.¹³⁸

2.3. Işık Şiddetinden Faydalanarak Yapılan Ölçümler

Beyaz ışık, farklı dalga boyu ve farklı renklere sahip ışınların bileşimidir. Her bir ışın dalgalar halinde yayılan ve belli bir enerjiye sahip

fotondur. İki dalganın en yüksek noktaları arasındaki mesafe dalga boyudur.¹³⁹

Dalga boyu(λ) uzunluk birimleri cinsinden ifade edilir. Spektrofotometrik ölçümlerde daha çok nanometre (nm), mikrometre (μm) tabirleri kullanılır. Elektromanyetik ışınlar dalga boylarına göre farklı isimlerle anılırlar. Dalga boyu 180–380 nm olanları ultraviyole (UV), 380-750 nm olanları görünür, 750-2000 nm arasında olanları ise infraruj (kızılötesi) ışınlar olarak adlandırılırlar. 380–750 nm dalga boyunda olanları görebildiğimiz halde, diğerlerini göremeyiz.¹³⁹

Maddenin rengi, o maddeden gözümüze ulaşan görünür bölgedeki elektromanyetik ışınlardır. Bu ışınlar saydam maddeler için, içinden geçip gelen, saydam olmayanlar için ise yansıyan ışınlardır. Eğer bu ışınlar görünür bölgedeki ışınların tamamını kapsıyorsa saydam maddeler renksiz, saydam olmayanlar ise beyaz görünürler. Işınların bir kısmının madde tarafından tutulması geri kalan ışınların beyaz ışık olma özelliğini kaybetmesine, tutulan ışınların dalga boyuna göre bir renk olarak algılanmasına sebep olur. Madde tarafından tutulan ışınların rengi ile maddenin görünür rengini oluşturan ışınların rengi tamamlayıcı renkler olarak adlandırılırlar. Yani maddenin rengi maddenin tuttuğu ışının tamamlayıcısı olan ışının rengidir.^{139,140}

Çözelti içindeki madde miktarını çözülden geçen veya çözeltinin tuttuğu ışık miktarından faydalanarak ölçme işlemine fotometri, bu tip ölçümü yapan cihazlara ise fotometre adı verilir. Fotometrelerde hem ışığın tüm bölgelerinde (görünür,UV, IR) ölçüm yapılabilir, hem de renk yerine ışık ölçüldüğü için renksiz çözeltiler de ölçülebilir.¹⁴⁰

Herhangi bir çözeltiliye gönderilen bir ışığın çözelti tarafından tutulmasına absorpsiyon (soğurma-emilim), ışığın çözülden geçişine

transmisyon adı verilir. Fotometrik bir ölçüm yapılacağı zaman maksimum hassasiyet sağlamak için aranan madde tarafından maksimum absorbe edilen dalga boyunda ışık kullanılır. Bunun için o maddenin 1 molar çözeltisinin çeşitli dalga boylarındaki absorbans değerleri ölçülür. En yüksek ölçümün elde edildiği dalga boyu o maddenin en iyi ölçüldüğü dalga boyu olarak kullanılır. Beer kanununa uyan bir maddede ölçülen maddenin konsantrasyonu ile absorbans değeri arasında doğrusal bir ilişki vardır.¹⁴⁰

Elektromanyetik dalgayla (enerjiyle), maddenin etkileşmesini inceleyen bilim dalına spektroskopi denir. Söz konusu madde çekirdek, atom veya molekül olabilir.¹⁴⁰

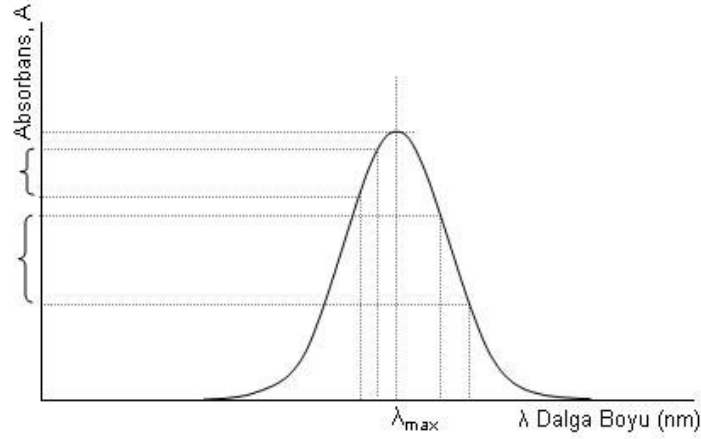
Spektroskopik çalışmalar, elektromanyetik dalganın (fotonun) madde ile etkileşmesi esasına dayanır. Bu etkileşme, bir elektromanyetik dalganın madde tarafından absorpsiyonu veya emisyonu şeklinde gerçekleşir ve bu nedenle spektroskopik çalışmalar temelde absorpsiyon ve emisyon spektroskopisi olarak adlandırılırlar. Yine bu çalışmalar, kullanılan veya oluşan fotonların elektromanyetik dalga spektrumunun hangi bölgesinde olduğuna bağlı olarak ikinci bir isimlendirilmeye tabi tutulurlar. Mesela dalga boyu görünür bölgede olan bir elektromanyetik dalgayla absorpsiyon çalışması yapılıyorsa bu görünür bölge (visible) absorpsiyon spektroskopisi olarak adlandırılır. Morötesi (UV) absorpsiyon spektroskopisi, kızılötesi (IR) absorpsiyon spektroskopisi, görünür bölge absorpsiyon spektroskopisi diğer bazı spektroskopi çeşitleridir.¹⁴¹

Spektroskopik çalışmaların sonuçlarından iki önemli bilgiyi edinmek mümkündür. Bunlardan bir tanesi incelenen örnek içinde, hangi türden atom veya moleküllerin olduğudur. Bu bilgiye, çalışma sonucunda

piklerin (veya aydınlık, karanlık noktaların) hangi dalgaboyuna karşı geldiklerinin tespit edilmesiyle ulaşılır. Çünkü bu, doğrudan örnek içindeki atom veya moleküllerin enerji seviyeleri ile ilgili bilgidir. İkinci bilgi ise örnek içinde tespit edilen atom veya molekülün miktarının ne olduğudur. Bu bilgi ise piklerin yükseklikleri (veya aydınlık ve karanlık bölgelerin koyuluk ve parlaklığı) ile ilgilidir. Absorbsiyon spektroskopisinde örnek içinde ne kadar fazla atom veya molekül varsa o kadar yüksek pik veya parlak bölge elde edilir.¹⁴⁰⁻¹⁴²

Bir bileşiğin hangi dalga boyunda absorpsiyon yaptığını bulmak için absorpsiyon eğrisini saptamak gerekir. Bunun için sözkonusu bileşiğin değişik dalga boylarındaki uygun aralıklarla absorpsiyonu y eksenine, dalga boyu ise x eksenine işaretlenerek bir eğri elde edilir. Bu eğriye absorbans eğrisi denir. Kantitatif ölçümlerde λ_{max} ölçüm için kullanılır. λ_{max} değerinin dışında bir dalga boyunda çalışılması absorpsiyonun az olmasına yol açar.¹³⁹

Aşağıdaki absorbans eğrisinden de anlaşılacağı gibi λ_{max} değerinde maksimum absorbans elde edileceği görülür. Absorbans eğrisinin sağında veya solunda λ değerlerindeki oynamanın, λ_{max} değeri yakınlarındaki oynamalardan daha çok absorbansa yansıtacağı grafik üzerinde görülmektedir.¹³⁹



Şekil 9: Absorbans eğrisi¹³⁹

2.3.1. UV ve Görünür Bölge Absorpsiyon Spektroskopisi ve Spektrofotometreleri

Bir madde, üzerine düşürülen çeşitli dalga boylarından (ultraviyole ışınlarından radyo dalgalarına kadar) ancak bazılarını absorplar. Maddenin bu özelliğinden yararlanılarak yapısı, konsantrasyonu v.s. tayin edilebilir. Bunun için madde üzerine dalga boyu 110 nm den 3000 nm ye kadar değişen ışınlar düşürülür. Bütün bu dalga boylarını verecek ve hangi dalga boylarının absorplandığını tespit edecek tek bir cihaz yapmak mümkün olmadığından, belirli dalga boyları arasında çalışan cihazlar geliştirilmiştir. 110–1000 nm dalga boylarındaki ışınlarla çalışan cihazlara Ultraviyole ve görünür alan, 2500–25000 nm dalga boylarında çalışan cihazlara infrared ve dalga boyları yüzlerce metreye kadar değişen radyo dalgalarıyla çalışan cihazlara da nükleer manyetik rezonans cihazları denir. Bu cihazların geçerli oldukları alan spektroskopilerine de sırasıyla ultraviyole (UV) veya görünür, infrared (IR) ve nükleer manyetik rezonans (NMR) spektroskopileri adı verilir.¹⁴¹

Maddenin ışığı absorplamasını incelemek için kullanılan düzeneğe absorpsiyon spektrometresi veya absorpsiyon

spektrofotometresi adı verilir. Spektrofotometri renkli maddelerin, bir ayraçla renklendirilen maddelerin ve bazı renksiz maddelerin soğurduğu ışık şiddetini ölçerek yapılan bir analiz yöntemidir. Spektrofotometrelerde dalga boyu değiştirilerek dalga boyuna karşı absorpsiyon veya transmittans ölçümü alınır.^{138,140}

Bir spektrofotometre düzeneği başlıca ışık kaynağı, dalga boyu seçicisi, dedektörden oluşur (Şekil 10). Dedektörde elektrik sinyaline çevrilen optik sinyal bir kaydedici veya bir galvanometre ile ölçülür.^{139,141}



Şekil 10: Bir spektrofotometrenin temel bileşenleri¹⁴¹

Bu ana bileşenlere ek olarak spektrofotometrelerde ışığı toplamak, odaklamak, yansıtmak, iki demete bölmek ve örnek üzerine belli bir şiddette göndermek amacıyla mercekler, aynalar, ışık bölücüler ve giriş-çıkış aralıkları vardır. Örnek ise kullanılan dalga boyu bölgesinde ışığı geçiren maddeden yapılmış örnek kalıplarına konularak ışık yoluna yerleştirilir.¹⁴¹

Işık Kaynakları

UV ve görünür bölgede döteryum, hidrojen, tungsten telli ve ksenon ark lambaları gibi sürekli ışık kaynakları kullanılır.¹⁴¹

Tungsten telli lambalar, görünür ve yakın kızılötesi (infrared, IR) bölgede ışık yayar. Elektrik akımı ile ısıtılan tungstenden yayılan bu

ışık, siyah cisim ışıması olup, 320 nm ile 3000 nm arasındaki bölgeyi kapsar. Ultraviyole bölgede en çok kullanılan lambalar, hidrojen ve döteryum lambalarıdır. Düşük basınçta (5mm Hg) H₂ veya D₂ gazı içeren bu lambalarda 40 voltluk doğru akım uygulanarak elektrisel boşalım elde edilir. Bu lambalar, 180 nm ile 380 nm arasında ışık yayar. Daha pahalı ve daha uzun ömürlü olan D₂ lambasının yaydığı ışığın şiddeti H₂ lambasına göre çok daha fazladır. UV ve görünür bölgenin tümünde (150 nm-700nm) kullanılabilecek bir başka şiddetli ve sürekli ışık kaynağı, ksenon (Xe) ark lambasıdır. Ksenon ark lambaları daha çok luminesans spektroskopisi yönteminde ışık kaynağı olarak kullanılırlar.¹⁴¹

Dedektörler

Maddenin ışığı absorplayıp absorplamadığını anlamak için, ışık kaynağından gelen ışığın şiddetinin ölçülmesi amacıyla spektrofotometrelerde kullanılan bileşene dedektör adı verilmektedir. Bir dedektörün ışığa karşı duyarlı olması, ışık şiddeti ile doğru orantılı bir sinyal üretmesi, üzerine düşen ışığa cevap vermesi, kararlı olması ve üretilen elektriksel sinyalin yardımcı devrelerle çoğaltılabilmesi istenir.¹⁴¹

Ultraviyole ve görünür bölgede üç tür dedektör vardır:

- 1- Fotovoltatik dedektör
- 2- Fototüp dedektör
- 3- Fotoçoğaltıcı tüp dedektör.¹⁴¹

Günümüz elektronik teknolojisi kullanılarak fotoçoğaltıcı dedektörlerle çok düşük şiddetteki ışımaya söz konusu olduğunda bile, fotonları tek tek saymak mümkündür. Foton sayma adını alan yöntem spektrofotometrik uygulamalarda giderek daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Daha hızlı bir dedektör türü; fotodiyot dizisidir. Fotodiyot

dizisi ile birçok dalga boyu değerinde, aynı zamanda ve çok hızlı bir biçimde ölçüm yapmak mümkündür. Bu nedenle özellikle bilgisayarlı spektrofotometrelerde kullanılmaktadır.^{139,141}

Monokromatörler (Dalga Boyu Seçicileri)

Absorbansın ölçülmesi sırasında, ışık kaynağından gelen polikromatik ışıktan tek bir dalga boyunda ışık seçilerek örneğe gönderilir. Polikromatik ışıktan monokromatik ışık elde edilmesini gerçekleştiren düzeneğe monokromatör adı verilir. Monokromatör olarak prizmalar veya optik ağ adını alan parçalar kullanılır.¹⁴⁰

Örnek Kapları (Küvetler)

Yuvarlak bir tüp veya dört köşe olabilir. Dört köşe küvetler tüp şeklinde olanlara göre çok daha hassastır. Küvetler soft veya borosilikat camdan, kuartz veya plastikten yapılır. En kullanışlısı kuartz küvetlerdir.¹⁴⁰

Spektrofotometreler iki tipte üretilmektedir:

1-Tek ışık yollu spektrofotometreler: Bu tip spektrofotometrelerde kaynaktan çıkan ışık, bir mercekle toplanarak monokromatöre gönderilir ve dalga boyu seçiminden sonra bir aralıktan geçilerek örnek üzerine düşürülür. Örneğin ışığı absorplama miktarı uygun bir dedektörle ölçülür, bu sinyal elektronik olarak çoğaltılır ve bir galvanometrede okunur. Bu bileşenlerin tümünün aynı ışık yoluna yerleştirildiği böyle bir spektrofotometreye, tek ışık yollu spektrofotometre adı verilir.¹⁴⁰⁻¹⁴²

2-Çift ışık yollu spektrofotometreler: Spektrofotometrede, monokromatörden çıkan ışık eşit şiddette iki demete bölünerek biri örneğe, diğeri ise sadece çözücünün bulunduğu kaba gönderilir. Böylece örnekteki absorpsiyon değeri sürekli olarak çözücününki ile karşılaştırılmış olur. İkiye ayrılan ışık, iki dedektörde algılanır ve dedektörlerde oluşan sinyallerin oranı ölçülür. Bu tür aletlere çift ışık yollu spektrofotometreler denir. Çift ışık yollu spektrofotometrelerde ışık kaynağının şiddetindeki değişimlerden kaynaklanan hatalar ortadan kaldırılmış olur.¹⁴⁰⁻¹⁴¹

UV ve görünür alan spektroskopide maddenin absorpladığı enerji, yapısında bulunan bir elektronu bir üst enerji seviyesine çıkarır. Bu nedenle UV ve görünür alan spektroskopisinde orbitaller arasında elektron geçişlerini inceleyen spektroskopi dalı da denir. UV ve görünür bölgede spektrofotometrik ölçümler nitel ve nicel analizde en çok kullanılan yöntemlerden birisidir.^{140,142}

Nitel analiz: Saf maddelerin yapılarının saptanmasında, fonksiyonel grubun bulunup bulunmadığının incelenmesinde, bir fonksiyonel grubun bileşikteki yerinin saptanmasında kullanılır.¹⁴⁰

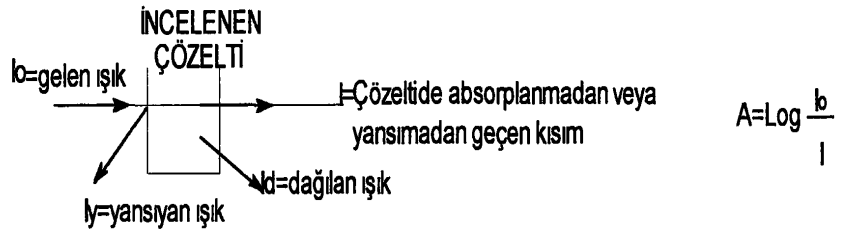
Nicel analiz: Saf bir maddenin ya da bir karışımdaki bileşenlerin derişimlerinin saptanmasında kullanılır.¹⁴⁰

Çözelti içindeki madde miktarını ölçmek için birtakım Beer ve Lambert tarafından öne atılan prensiplerden faydalanılır. Beer (1852) çözeltiden geçen ışık miktarının çözeltideki madde konsantrasyonu ile logaritmik olarak ters orantılı olduğunu, emilen ışığın ise doğru orantılı olduğunu, Lambert (1760) ise bir çözeltiden geçen ışık miktarının ışığın çözelti içinde katettiği yolla logaritmik olarak ters orantılı, bulmuştur. Bu her iki kanun birlikte Beer-Lambert Kanunu olarak bilinir.¹³⁹

Beer-Lambert kanunu kısaca şu formülle gösterilir:

$$A: \epsilon \lambda C$$

Burada A: Absorbans, çözeltiliye gelen ışığın absorblanan kısmının büyüklüğünü gösterir(Şekil)



Şekil 11: UV-VIS cihazında gelen ışık demetinin geçişi

λ : Çözeltinin cm cinsinden kalınlığı,

ϵ : Çözelti içindeki ışık absorblayan maddeye bağlı bir sabittir.

Molar ekstinsiyon sabiti(molar absorblama katsayısı) adını alır,

C:Çözeltinin derişimidir.^{139,140}

Genel olarak $\lambda = 1$ cm olan küvetler kullanılır. Standart madde kullanarak, çeşitli derişimlerde çözeltiler hazırlanır ve UV-VIS spektrofotometreden bunların absorbans değeri okunup C' ye karşı A grafiklenirse başlangıçtan geçen bir doğru elde edilir. Bu doğrunun eğimi ϵ değerine eşittir. Monomerler dimetakrilat asit esterleridir ve konjuge durumda çift bağ içerir ve UV açısından kantitatif analize uygun maddelerdir. Konjuge durumda C=O ve C=C taşıyan organik maddeler genelde 210-370 nm arası maksimum absorbans vermektelerdir. Bu bölgede metanolün absorpsiyonu sıfırdır ve metanol içersindeki akrilatların analizi bu dalga boyları arasında yapılabilir.¹⁴⁰

UV-VIS alışmalarında Lambert-Beer yasası olarak verilen $A = \epsilon \lambda C$ formülüne göre $C = A / \epsilon \lambda$ den konsantrasyon bulunabilir. Genel olarak kullanılan küvetler 1 cm kalınlığında olduğundan eşitlik $C = A / \epsilon$ halinde daha da basitleşir. ϵ maddeye bağlı bir sabit olduğundan UV-VIS ile yapılan çalışmalarda hatayı azaltmak için mutlaka çalışma grafiği çıkarılmalıdır. Çalışma grafiği için standart maddelerden konsantrasyonu belli bir seri ozelti hazırlanır ve absorbansları (A) llr, daha sonra konsantrasyona karşı absorbans grafiklenir. $A = \epsilon C$ olduğundan eğimi ϵ olan ve başlangıçtan geçen bir doğru elde edilir. Ancak Lambert-Beer yasası genelde seyreltik ozeltiler için geçerlidir. Yüksek konsantrasyonlarda lineerlikten sapar. En ideal absorbans değerleri 0,2 ile 2 arasındaki değerlerdir, bununla birlikte $A = 2-5$ arası değerler ile de lineerlik koşuluyla da hesaplama yapılabilir. Çalışma grafiği elde edildikten sonra konsantrasyonu bilinmeyen örneklerin absorbansı okunarak buradan konsantrasyona geçilebilir.^{138,140,143}

UV-VIS cihazı ile çalışırken yapılan işlemlerdeki önemli hususlar aşağıdaki gibidir:

a) Bu çalışılan dalga boyunda kullanılan ozc absorpsiyon yapmamalıdır. Kullanılan ozc metanolün çalışılan dalga boyunda absorbansı hemen hemen sıfırdır.

b) alışılan bu şartlarda Lambert-Beer yasası geçerli olmalıdır, çalışma grafiğinde lineerlik gözlenmelidir.

c) Maksimum absorpsiyon yapılan dalga boyunda çalışılmalıdır (A_{max}). Bunun için önce maddenin çalışılan ozcde UV-VIS spektrumu alınır. Yani dalga boyu 'na karşı absorbans grafiklenir ve A 'nın maksimum olduğu dalga boyu bulunur ve bu dalga boyunda çalışılır.^{140,141}

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda polietilen fiber ile güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş akrilik rezin örnekler dört farklı polimerizasyon yöntemi ile polimerize edildiler ve örneklerin artık monomer miktarı UV spektrofotometri ile değerlendirildi. Çalışmamız Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarı ve ODTÜ Fen-Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümü Araştırma laboratuvarında yürütüldü.

Çalışmamızda akrilik rezin örnekler, ısı ve gama ışını ile polimerizasyonu sağlanabilen Meliodent (Denture Acrylic, Bayer UK Dental, England), mikrodalga ile polimerize olan Acron MC(G.C Dental Industrial Corp. Tokyo-Japan) ve kimyasal olarak polimerize olan Meliodent tamir akriliği (Denture Self Cure Acrylic, Bayer UK Dental, England) kullanılarak hazırlandı.

Akrilik rezinleri güçlendirmek amacıyla çapraz kilit örgülü şerit formundaki polietilen fiber sistemi olan Ribbond (Ribbond-THM, Seattle, WA, USA) kullanıldı (Resim 1).



Resim 1: 4 mm kalınlığında Ribbond

3.1. Fiberlerin Hazırlanması

Fiberler, örneklerin merkezlerine yerleştirilmeye ve kenarlardan taşmamaya olanak sağlayacak şekilde gerekli boyut tespiti yapılarak, set içinde bulunan özel steril makas ve pamuk eldivenler yardımı ile özenli bir şekilde kesildi ve hassas terazide tartıldı.

Fiberler, akrilik rezin hamur ile bağlantılarını arttırmak amacıyla üretici firma önerileri doğrultusunda, kullanılacak rezinden akışkan bir kıvamda hazırlanan toz/likit karışımı (Ağırlıkça 10:8 oranında) ile ıslatılarak 10 dk polietilen folyo arasında bir miktar basınç uygulayıp bekletilerek kullanıma hazır hale getirildi.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda, fiberli ve fibersiz akrilik örnekler 4 farklı polimerizasyon yöntemiyle hazırlanmak üzere 8 grup oluşturuldu. (Tablo 2)

Tablo 2: Çalışmadaki örnek grupları

GRUP	POLİMERİZASYON YÖNTEMİ	FİBER İÇERİĞİ
1. Grup	Isı ile polimerizasyon	Fibersiz
2. Grup	Otopolimerizasyon	Fibersiz
3. Grup	Mikrodalga ile polimerizasyon	Fibersiz
4. Grup	Gama ışını ile polimerizasyon	Fibersiz
5. Grup	Isı ile polimerizasyon	Fiberli
6. Grup	Oto polimerizasyon	Fiberli
7. Grup	Mikrodalga ile polimerizasyon	Fiberli
8. Grup	Gama ışını ile polimerizasyon	Fiberli

Akrilik rezin örneklerin standart boyutlarda hazırlanabilmesi için 20 mm çapında, 2 mm kalınlığında, disk şeklinde piring kalıplar hazırlandı. Pembe plaka mumlar (Dental modelling wax, De Trey S.A., France) eritilerek piring kalıplara döküldü. Örnek kalınlığında değişiklik olmaması için piring kalıplar cam levhalar arasında sıkıştırıldı. Örnekler bilinen yöntemlerle muflaya alındı. Muflalar 8200 kPa basınç altında hidrolik preste tutuldular. Mum örneklerin eritilmesi için mum örneklerin bulunduğu mufla kaynar suya batırıldı. Elle tutulabilecek sıcaklığa geldiğinde muflalar açıldı, örnek boşlukları izolatör (Aislar, Heraeus Kulzer, Germany) ile izole edilerek akril hamurunun tepim işlemine geçildi.

Örneklerin hazırlanmasında kullanılan Meliodent akrili üretici firmanın önerileri doğrultusunda 23,4 gr toza 10 ml likit, Acron akrili 23,2 gr toza 10 ml likit olacak şekilde hazırlandı.

Daha önceden uygun boyutlarda kesilmiş ve ıslatılmış fiberlerin örneklerin tam merkezinde yer alması için mufladaki örnek boşluğuna önce bir miktar akrilik hamur yerleştirildikten sonra ıslatılmış fiberler bir presel yardımıyla boşluğun tam merkezine gelecek şekilde yerleştirildi. Sonra üzerine tekrar akril hamuru ilave edilerek polietilen film ile 2 kez prova kapanışı yapıldı böylelikle yer değiştiren fiberler tekrar düzenlendi.

Hem fiberli hem de fibersiz gruplarda akril hamurunun muflaya tepimi ve kontrol kapanışı yapıldıktan sonra muflalar hidrolik preste 8200 kPa basınçta 15 dk bekletildi. Ön polimerizasyon işlemi için ısı ile polimerize örnekler 60 °C'deki suda 30 dk ısıtıldı. Isı ile polimerize edilecek gruplarda mufla ön polimerizasyon aşamasını takiben 100°C' da 20 dk boyunca termostatlı fırında (Resim 2) su banyosunda kaynatıldı.



Resim 2: Termostatlı fırın

Mikrodalga enerjisi ve gama ışını ile yapılan polimerizasyonda mikrodalgaların ve ışının geçişine izin veren fiberle güçlendirilmiş plastik muflalar (FRP Flask, GC Industrial Corporation, Tokyo, Japan) kullanıldı (Resim 3). Akrilik rezin, örnek boşluklarına yerleştirildikten sonra muflalar polikarbon vidalarla sıkıştırılıp kapatıldı. Mikrodalga ile polimerize örnekler 2450 MHz mikrodalga salınımlı ve 500 W güce sahip mikrodalga fırınına (Vestel-Goldstar, Türkiye) yerleştirildi. Örnekler 500 W' ta 3 dk mikrodalga ışımasına maruz bırakıldı (Resim 4).



Resim 3: Mikrodalga enerjisiyle polimerizasyon yönteminde kullanılan fiber ile güçlendirilmiş plastik mufla ve polikarbon vidalar.



Resim 4: Mikrodalga enerjisiyle polimerizasyon yönteminde kullanılan mikrodalga fırın ve mufla

Gama ışını ile polimerize edilen gruplarda, öncelikle metal muflalarda 60 °C'deki suda 30 dk ön polimerizasyon işlemi yapıldı. Ön polimerizasyonu takiben muflanın içindeki alçı kalıp ve örnekler kırılmadan mufladan çıkarıldı ve plastik muflaya alındılar. Bu işlemin nedeni metal muflaların gama ışınının geçişini engellemesidir. Alçı kalıpla birlikte örnekler yeterli dozda ışına maruz kalması için 5 gün (120 saat) gama-ray cihazında (Gamacell 220, Radio-active material model: GC220, Canada) bekletildi (Resim 5).



Resim 5: Gama cell 220 cihazı ve akrilik örneklerin cihaz içerisindeki görünümü

Otopolimerizasyon yönteminde, Meliodent tamir akriliği toz/ likit oranı, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 20 g/ 10 ml olacak şekilde hazırlandı. Akrilik hamuru 3 dk'lık manipülasyon süresi içinde mufladaki örnek boşluklara yerleştirildikten sonra, polimerizasyon $23 \pm 1^{\circ}\text{C}$ ' de 8200

kPa basınç altında 15 dk'da tamamlandı. Muflalar 30 dk oda ısısında bekletildikten sonra örnekler mufladan çıkartıldı.

Polimerizasyon işlemleri tamamlandıktan sonra ısı, mikrodalga ve gama ışını ile polimerize edilen örnekler 30 dk 23 ± 1 °C oda sıcaklığında bekletildi. Artık monomer deneyinin standardizasyonu için örnekler turlu aletlerle tesviye ve cilalama işlemi uygulanmadı. Çünkü örneğe gelecek farklı basınçlar yüzeyde mikro çatlaklara neden olmakta ve sürtünme ısı depolimerizasyona ve monomer kaybına yol açmaktadır. Örnek yüzeyindeki akril çapaklar su zımparasıyla düzeltildi.

Çalışmamızda yer alan polimerizasyon yöntemleri ve uygulama süreleri tablo 3' te verilmiştir.

Tablo 3: Akrilik rezin örnekleri polimerize etmek amacıyla uygulanan yöntemler ve uygulama süreleri

Polimerizasyon Yöntemi	Polimerizasyon
Isı ile polimerizasyon	60 °C' de 30 dk termostatlı su banyosunda ön polimerizasyon ve sonrasında 100 °C' de 20 dk kaynatma
Mikrodalga ile polimerizasyon	2450 MHz' lik frekansta ve 500 W' da 3 dk mikrodalga fırınında polimerizasyon
Gama ışını ile polimerizasyon	60 °C' de 30 dk termostatlı su banyosunda ön polimerizasyon ve sonrasında gama-ray cihazında 120 saat gama ışını ile polimerizasyon
Oto polimerizasyon	23 ± 1 °C' de 8200 kPa basınç altında 15 dk polimerizasyon

3.3. Artık Monomer Analizi

Her gruba ait 5 adet olmak üzere, toplam 40 adet örnek hazırlandı. (Resim 6)



Resim 6: Fiberli ve fibersiz olarak hazırlanan örnekler

Artık monomer analizi için fiberli ve fibersiz akril gruplarından dört polimerizasyon yöntemine ait 5'er adet örnek hazırlandı. Örnekteki artık monomer miktarının ağırlıkça yüzdesinin hesaplanması için tüm örnekler hassas terazide (Gr-200, A&D Company Limited, U.S.A) tartılıp ağırlıkları kaydedildi (Resim 7). Örneklerdeki fiberin ağırlıkça oranı % 2 olarak belirlendi.



Resim 7: Hassas terazi ve örneğin tartılması

Örnekler ayrı ayrı %99,9 saflıkta 50 ml metanol solüsyonu (Merck, Darmstadt, F.R.; Germany) içeren cam beher içeresine konuldu ve monomer salınım işlemine kadar buzdolabında bekletildi.

Akrilik rezin örneklerin içerisindeki artık monomerin salınımını sağlamak amacı ile özel bir düzenek oluşturuldu (Resim 8). Hazırladığımız bu düzende, 50 ml metanol içeren cam balon içerisinde akrilik rezin yerleştirildi. Akrilik rezinin içinde bulunduğu cam balon, geri soğutuculara bağlanarak, sıcaklığı ayarlanabilen ısıtıcı üzerine yerleştirildi.



Resim 8: Örneklerdeki artık monomer salınımını gerçekleştirmek üzere hazırlanan düzenek

Metanolün kaynama derecesi 64°C olduğu için ısıtıcı düzenek 65 °C' ye ayarlanarak akrilik örneğin içinde bulunan metanolün kaynaması sağlandı. Bu işlem her bir örnek için 6 saat uygulandı. Böylece kaynama noktasına ulaşan metanolün gaz haline dönüşümü ve akrilik

örnek içerisine girerek artık monomere ulaşımı sağlandı. Geri soğutucularda dolaşan suyun etkisi ile metanol soğumuş ve gaz halinden tekrar sıvı hale geçerek cam balon içerisine artık monomer ile birlikte birikti. 6 saatlik ısıtma işleminin sonunda akrilik rezindeki artık monomerin tamamının metanole geçmesi sağlandı. Salınım işlemi tamamlandıktan sonra cam balondaki metanol solüsyonundan akrilik rezin örnekler çıkarılıp, metanol solüsyonu tüpler içerisine alınarak numaralandırıldı ve artık monomer analiz deneyine kadar bir hafta süreyle buzdolabında saklandı.

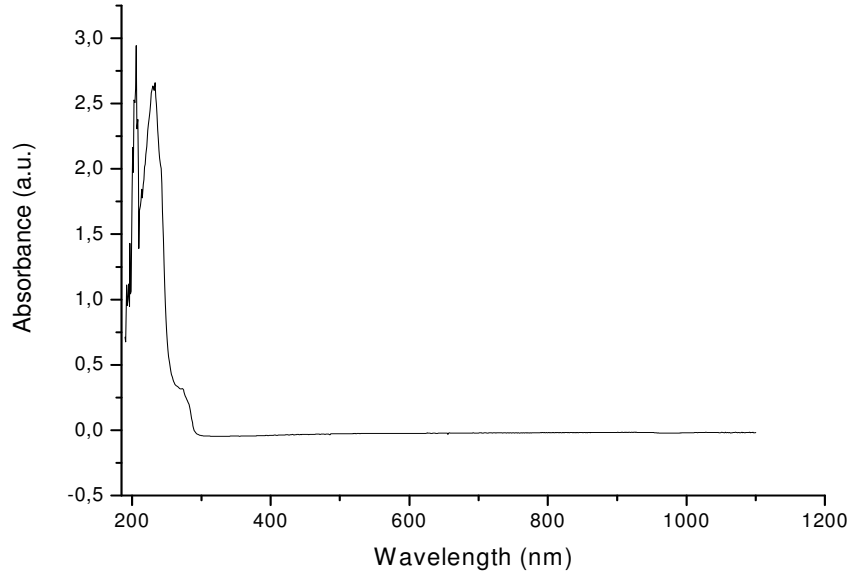
Bütün örneklerin monomer salınım işlemi tamamlandıktan sonra metanoldeki artık monomer miktarının saptanması için UV-VIS cihazı kullanıldı. Spektroskopi çalışmalarında kullanılan UV-VIS cihazı tarama hızı 60-120 nm/dakika arasında değişebilen, 200-900 nm arasında çalışan ve ışınların dalga boylarına karşı absorbanlarını ölçen bir cihazdır. Çalışmamızda tek ışın yollu UV-VIS spektroskopi (Hewlett Packard 8453 A Diode Array Spectrophotometer (Hewlett Packard Company, U.S.A)) cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz ışın kaynağı olarak hem döteryum hem de tungsten-halojen lamba ve fotodiyot dizisi türünde dedektör içermektedir (Resim 9).



Resim 9: Hewlett Packard spektrofotometri cihazı

Hazırlanan örneklerin spektrofotometrik ölçümleri kuartz örnek kaplarının içine koyularak yapıldı. Ölçümün standardizasyonu için örnek kabı her örnek ölçümünden sonra, önce çeşme suyu sonra distile su ile temizlendi.

Spektrofotometrik ölçümlerde elektromanyetik dalga, incelenecek örnek üzerine gönderilir. Gönderilen enerjideki fotonlar malzeme içindeki uyarılabilecek mertebede olan atom veya moleküller tarafından belli olasılıklarla absorbe edilirler. Işını absorbe eden örnek içinde ne kadar fazla atom veya molekül varsa o kadar yüksek pik elde edilir.¹⁴⁰ Çalışmamızda da örneklerin üzerine düşürülen ultraviyole ışını, örnekler içerisindeki MMA' ın absorpsiyonu ile bilgisayara veri göndererek pikler halinde grafik elde edilmesini sağladı (Grafik 1) Elde edilen çözeltilerdeki monomer miktarı ne kadar fazla ise o kadar yüksek seviyede absorpsiyon pikleri gözlemlendi.



Grafik 1: Bir örneğe ait absorpsiyon eğrisi

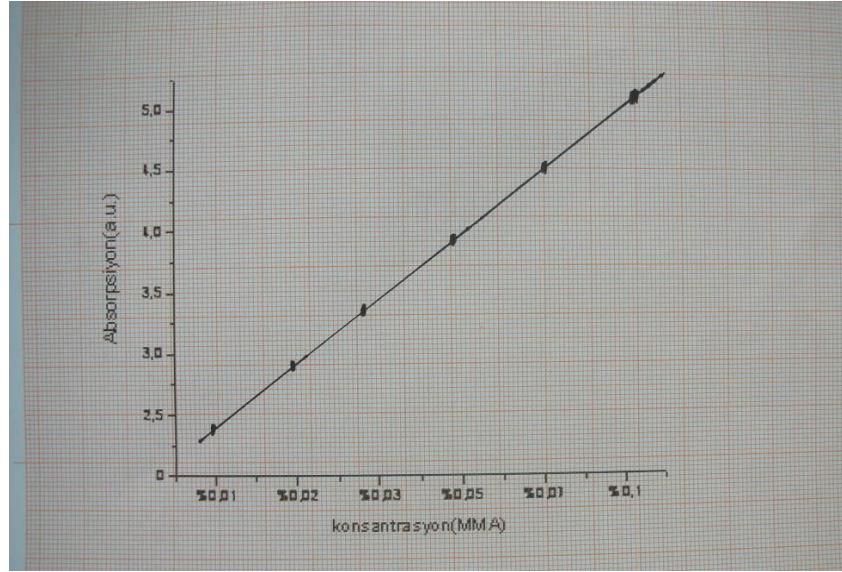
Tüm örneklerin grafikleri çizildikten sonra örnek kabına belirlenen konsantrasyonlarda MMA' ın standart solüsyonları yerleştirilerek ölçümleri yapıldı. MMA monomere ait maksimum dalga boyu lokalizasyonu 230 nm olarak tespit edildi. (Grafik 1)

Örneklerdeki MMA konsantrasyonunu belirleyebilmek için altı tane bilinen konsantrasyondaki MMA monomerin 230 nm dalga boyunda oluşturduğu piklerin seviyesindeki absorpsiyon değerleri ölçülerek standart absorbands eğrisi çizildi.(Tablo 4)

Tablo 4: Bilinen konsantrasyonlarda MMA' ın 230 nm'deki absorbands değerleri

MMA/Metanol (ml/ml)	Absorbans (a.u.)
%0,01	2,3876
%0,02	2,8756
%0,03	3,3565
%0,05	3,8827
%0,07	4,4285
%0,1	5,0031

Grafik üzerinde ölçüm yapabilmek amacıyla standart absorbands eğrisi milimetrik kağıda çizildi. Her gruba ait örnek solüsyonlarının spektrofotometrik ölçümleri sonucu bilgisayarda artık monomere ait pikler elde edildi. 230 nm standart dalga boyunda elde edilen piklerin değerleri okunarak, grafik üzerinden örneklerdeki MMA konsantrasyonları belirlendi. (Grafik 2)



Grafik 2: Metil metakrilatın standart absorbans grafiği

Örneklerdeki artık monomer konsantrasyonları belirlendikten sonra ağırlıkça yüzdeleri aşağıdaki formüle göre hesaplandı:

$$\text{Artık monomer miktarı (wt \%)} = \frac{\text{Örnekteki artık monomer}}{\text{Örneğin ağırlığı (mgr)}} \times 100$$

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

In vitro sonuçlar elde edildikten sonra istatistiksel değerlendirme, SPSS 15.0 (Statistical Package of Social Sciences) istatistik programı kullanılarak yapılmıştır. Tüm veriler için istatistiksel önem aralığı $p < 0.05$ olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızda polimerizasyon yöntemi ve polietilen fiberle güçlendirme ana faktörler olarak belirlenmiştir.

Polimerizasyon yönteminin etkisi tek yönlü varyans analiziyle (one way ANOVA) değerlendirilmiştir. Grup ortalamalarında farklılık vardır sonucuna ulaşılanlarda, hangi grup ortalamasında farklılık olduğunu tespit etmek için çoklu karşılaştırma testi (multiple comparison test) yapılmıştır. Çoklu karşılaştırma testi için hangi yöntemin seçileceğine varyansların homojenliği testi (levene test) ile karar verilmiştir. Test edilen gruplar arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunduğu için, Post Hoc Testleri yapıldı. Gruplar arası farkların belirlenmesinde 'Tukey HSD' (Tukey Honestly Significant Difference) testinden faydalanıldı.

Fiberle güçlendirmenin etkisinin değerlendirilmesinde eşleştirilmiş t testi (paired sample t test) kullanılmıştır.

4. BULGULAR

Dört farklı polimerizasyon yöntemine ve fiberle güçlendirme durumuna göre tüm gruplardaki artık monomer miktarı ortalamaları (x), standart sapmaları (S. sapma), minimum (Min) ve maksimum (Max) değerleri ve örnek sayıları (N) tablo 5' te verilmiştir.

Tablo 5: Çalışmamızda yer alan grupların artık monomer değerleri

GRUP	N	X (%)	S. SAPMA	MİN.	MAX.
1. Grup	5	0,69200	0,039774	0,652	0,744
2. Grup	5	3,25220	0,131961	3,057	3,380
3. Grup	5	0,42340	0,021755	0,396	0,454
4. Grup	5	1,02300	0,107613	0,904	1,115
5. Grup	5	0,64680	0,052723	0,567	0,700
6. Grup	5	3,53440	0,087223	3,444	3,671
7. Grup	5	0,60420	0,065144	0,529	0,708
8. Grup	5	1,28620	0,200321	1,021	1,551

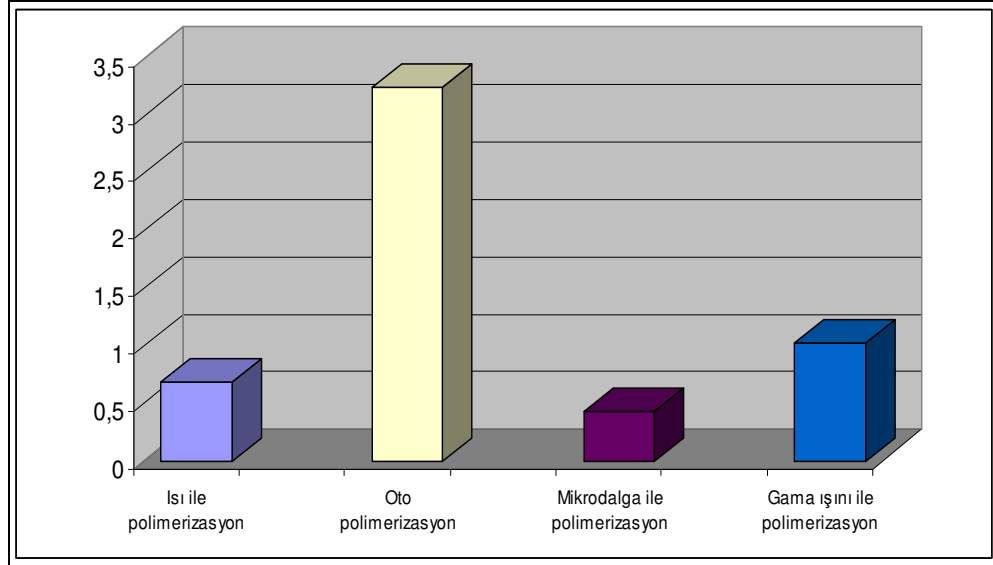
Tablo 5' ten anlaşılacağı üzere tüm gruplar içinde en düşük artık monomer miktarı mikrodalga ile polimerize edilen fiberle güçlendirilmemiş grupta (3. Grup)(% 0,42), en yüksek artık monomer miktarı otopolimerizasyon yöntemiyle hazırlanan fiberle güçlendirilmiş grupta (6. Grup)(% 3,53) bulunmuştur.

Çalışmamızda polimerizasyon yönteminin ve fiberle güçlendirmenin artık monomer miktarı üzerine etkileri ayrı ayrı karşılaştırıldı

4.1. Polimerizasyon yöntemlerinin artık monomer miktarı üzerindeki etkisi karşılaştırıldığında;

4.1.1. Polietilen fiber ile güçlendirilmemiş gruplarda:

Tablo 5 ve Grafik 3' ten anlaşılacağı üzere polietilen fiber ile güçlendirilmemiş gruplar arasında, en düşük artık monomer miktarı mikrodalga ile polimerize edilen grupta (3. Grup) elde edilmiştir (% 0,42). En yüksek artık monomer miktarı, oto polimerizasyon yöntemi (2. Grup) ile hazırlanan örneklerde bulunmuştur (% 3,25). Isı ile polimerize edilen grupta (1. Grup) elde edilen değer % 0,69 ve gama ışını kullanarak yapılan polimerizasyonda (4. Grup) elde edilen değer % 1,02' dir.



Grafik 3: Polimerizasyon yöntemlerine göre fiber ile güçlendirilmemiş grupların artık monomer miktarı

Elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırmasında tüm gruplar arasında anlamlı farklılıklar olduğu gözlemlendi. ($p < 0,05$) (Tablo 7)

Tablo 6: Polietilen Fiber ile güçlendirilmemiş grupların ANOVA testi sonuçları

	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	P Değeri
Gruplar Arasında	25,084	3	8,361	1.077,167	0,000
Grupların İçinde	0,124	16	0,008		
Toplam	25,208	19			

$p < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir

Tablo 7: Polimerizasyon yöntemlerine göre polietilen fiber ile güçlendirilmemiş grupların artık monomer miktarlarının karşılaştırılması

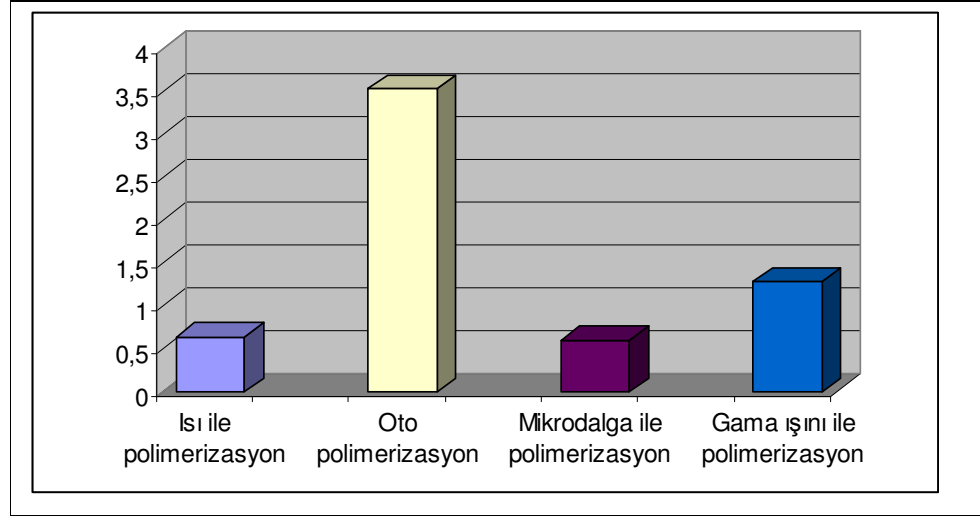
Post Hoc Testleri Çoklu Karşılaştırmalar

(I) Grup	(J) Grup	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	P değeri	95% Güven Aralığı	
					Üst Sınır	Alt Sınır
1. Grup	2. Grup	-2.560200(*)	0,061637	0,000	-2,82733	-2,29307
	3. Grup	.268600(*)	0,020275	0,000	0,19170	0,34550
	4. Grup	-.331000(*)	0,051308	0,008	-0,54470	-0,11730
2. Grup	1. Grup	2.560200(*)	0,061637	0,000	2,29307	2,82733
	3. Grup	2.828800(*)	0,059811	0,000	2,55075	3,10685
	4. Grup	2.229200(*)	0,076150	0,000	1,96212	2,49628
3. Grup	1. Grup	-.268600(*)	0,020275	0,000	-0,34550	-0,19170
	2. Grup	-2.828800(*)	0,059811	0,000	-3,10685	-2,55075
	4. Grup	.599600(*)	0,049099	0,001	0,37515	0,82405
4. Grup	1. Grup	.331000(*)	0,051308	0,008	0,11730	0,54470
	2. Grup	-2.229200(*)	0,076150	0,000	-2,49628	-1,96212
	3. Grup	.599600(*)	0,049099	0,001	0,37515	0,82405

* $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir

4.1.2. Polietilen fiberle güçlendirilmiş gruplarda:

Tablo 5 ve grafik 4'den anlaşılacağı üzere polietilen fiberle güçlendirilmiş gruplarda en düşük artık monomer miktarı mikrodalga ile polimerize edilen grupta (7. Grup)(%0,60), en yüksek artık monomer miktarı otopolimerizasyon yöntemiyle hazırlanan grupta (6. Grup)(% 3,53) bulunmuştur. Isı ile polimerize edilen grupta (5.Grup) % 0,64 gama ışını ile polimerize edilen grupta (8. grup) % 1,28 oranında artık monomer bulunmuştur.



Grafik 4: Polimerizasyon yöntemlerine göre fiber ile güçlendirilmiş grupların artık monomer miktarı

Fiberle güçlendirilmiş gruplardan elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildiğinde gruplar arasında fark olduğu belirlendi (Tablo 8). Ancak bu fark bazı gruplar arasında anlamlı iken bazılarında anlamsızdı. ($p < 0,05$) (Tablo 9)

Tablo 8: Polietilen fiber ile güçlendirilmiş grupların ANOVA testi sonuçları

	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	P Değeri
Gruplar Arasında	28,568	3	9,523	695,597	0,000
Grupların İçinde	0,219	16	0,014		
Toplam	28,787	19			

p < 0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir

Tablo 9: Polietilen fiber ile güçlendirilmiş grupların rest monomer miktarlarının karşılaştırılması

Post Hoc Testleri Çoklu Karşılaştırmalar

(I) Grup	(J) Grup	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	P Değeri	95% Güven Aralığı	
					Üst Sınır	Alt Sınır
5. Grup	6. Grup	-2.88760(*)	0,045580	0,000	-3,05641	-2,71879
	7. Grup	0,04260	0,037479	0,872	-0,08897	0,17417
	8. Grup	.63940(*)	0,092637	0,008	0,22914	1,04966
6. Grup	5. Grup	2.88760(*)	0,045580	0,000	2,71879	3,05641
	7. Grup	2.93020(*)	0,048686	0,000	2,75733	3,10307
	8. Grup	-2.24820(*)	0,097710	0,000	-2,64019	-1,85621
7. Grup	5. Grup	-0,04260	0,037479	0,872	-0,17417	0,08897
	6. Grup	-2.93020(*)	0,048686	0,000	-3,10307	-2,75733
	8. Grup	.68200(*)	0,094204	0,005	0,27932	1,08468
8. Grup	5. Grup	.63940(*)	0,092637	0,008	0,22914	1,04966
	6. Grup	-2.24820(*)	0,097710	0,000	-2,64019	-1,85621
	7. Grup	.68200(*)	0,094204	0,005	0,27932	1,08468

*** p < 0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir**

Güçlendirilen gruplarda, ısı ile polimerize edilen grup ile otopolimerize ve gama ışını ile polimerize edilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenirken ($p < 0,05$), ısı ve mikrodalga ile polimerize edilen gruplar arasında anlamlı fark gözlenmemiştir. (Tablo 9)

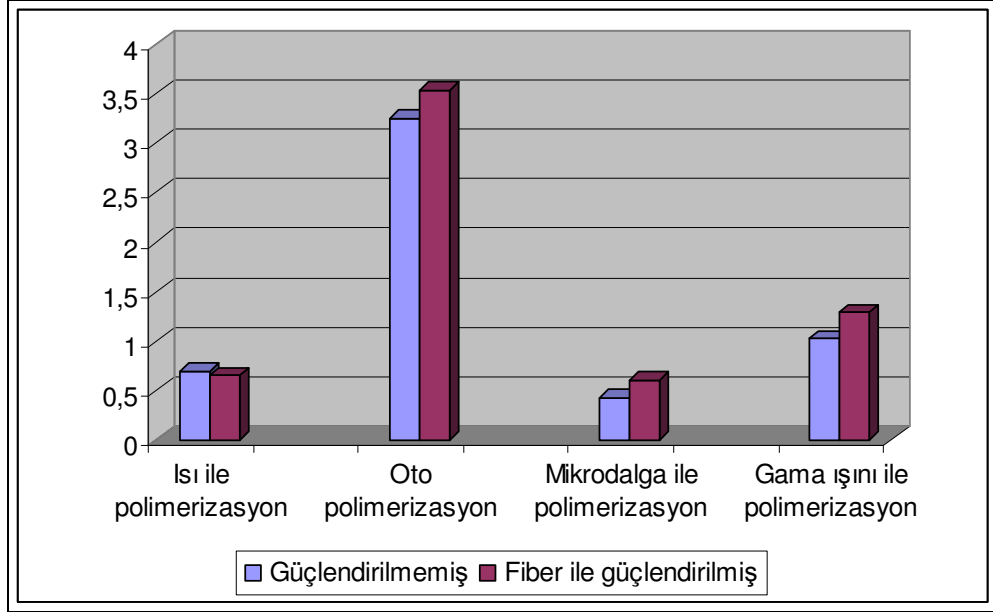
Mikrodalga ile polimerize edilen grup ısı ile polimerize grup haricinde diğer tüm gruplar ile istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir ($p < 0,05$). (Tablo 9)

Gama ışını ile polimerize ve otopolimerize grup hem kendi aralarında hem de diğer gruplarla istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermiştir. ($p < 0,05$) (Tablo 9)

Polimerizasyon yönteminin artık monomer miktarına etkisi değerlendirildiğinde; hem güçlendirilen hem de güçlendirilmeyen gruplar içinde en az artık monomer miktarı mikrodalga ile polimerize edilen grupta bulunmuştur. Bunu sırasıyla ısı, gama ve otopolimerize gruplar izlemiştir. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. ($p < 0,05$) (Tablo 9)

4.2. Polietilen fiber ile güçlendirmenin artık monomer miktarı üzerindeki etkisi karşılaştırıldığında;

Tablo 5 ve grafik 5' ten anlaşılacağı üzere fiber ile güçlendirme işleminin ısı ile polimerizasyon yöntemi dışında diğer tüm polimerizasyon yöntemlerinde artık monomer miktarını arttırdığı gözlenmiştir. Isı ile polimerizasyon yönteminde, fiber ile güçlendirilmiş örneklerde (1. Grup, % 0,69) artık monomer miktarının fiber ile güçlendirilmemiş örneklere (5. Grup, % 0,64) göre azaldığı gözlenmiştir. Ancak artık monomer miktarındaki düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. ($p = 0,164$, $p > 0,05$) (Tablo 10)



Grafik 5: **Polimerizasyon yöntemlerine göre polietilen fiber ile güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş grupların artık monomer miktarları**

Otopolimerize örneklerde, güçlendirilmemiş gruptaki (2. Grup) artık monomer miktarı % 3,25 iken, fiberle güçlendirilmiş grupta (6. Grup) % 3,53' e yükselmiştir. (Tablo 4) Bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p=0,04$, $p<0,05$)(Tablo 8)

Mikrodalga ile polimerize edilen örneklerde, güçlendirilmemiş gruptaki (3. Grup) artık monomer miktarı % 0,42 iken, fiber ile güçlendirilmiş grupta (7. Grup) % 0,60' a yükselmiştir (Tablo 4). Bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p=0,000$, $p<0,05$)(Tablo 8)

Gama ışını ile polimerize edilen örneklerde, güçlendirilmemiş gruptaki (4. Grup) artık monomer miktarı % 1,02 iken, fiber ile güçlendirilmiş grupta (8. Grup) % 1,28' e yükselmiştir. Bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p=0,032$, $p<0,05$)(Tablo 8)

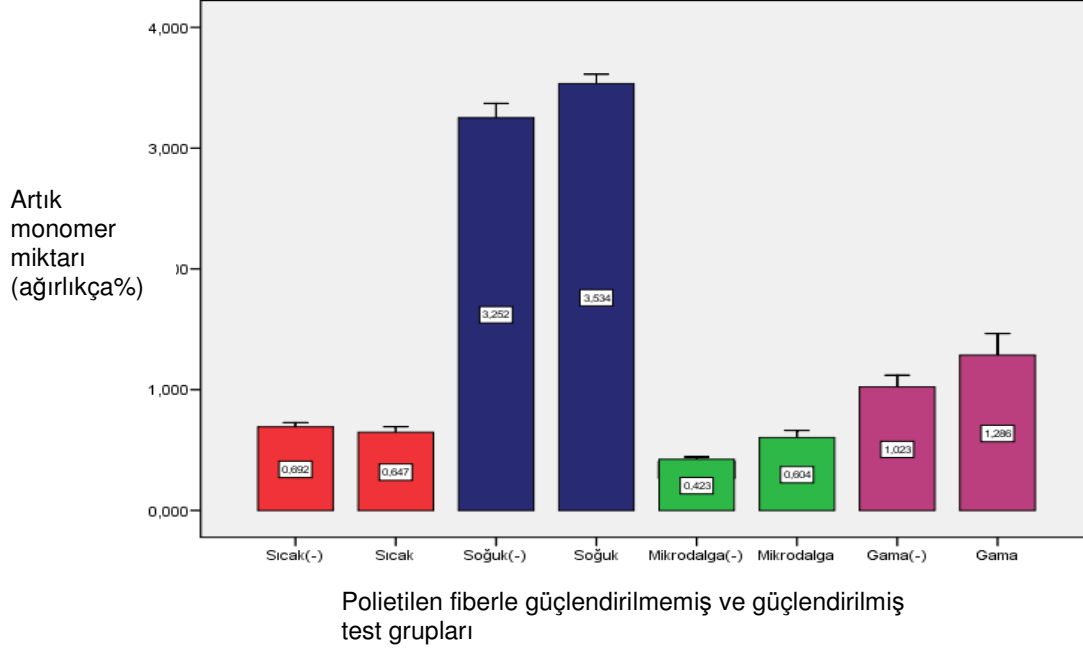
Tablo 10: Polimerizasyon yöntemlerine göre polietilen fiber ile güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş grupların artık monomer miktarlarının karşılaştırılması

Eşleştirilmiş Örneklem t Testi (Paired Samples Test)

	Ortalama	Std. Hata	t Değeri	Anlamlılık (P)
1. Grup	0,69	0,04	-1,84	0,164
5. Grup	0,65	0,05		
2. Grup	3,25	0,13	4,69	0,004
6. Grup	3,53	0,09		
3. Grup	0,42	0,02	4,71	0,000
7. Grup	0,60	0,07		
4. Grup	1,02	0,11	2,53	0,032
8. Grup	1,29	0,20		

p < 0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir

Fiber ile güçlendirme işlemi, ısı ile polimerize edilen grup dışındaki tüm gruplarda artık monomer miktarını arttırmıştır. Isı ile polimerizasyon yönteminde fiber ilave edilmiş örneklerin artık monomer miktarındaki düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Oto, gama ve mikrodalga ile polimerizasyon yöntemi uygulanarak hazırlanan fiber ile güçlendirilmiş örneklerin artık monomer miktarındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. (Tablo 8)



Grafik 6: Güçlendirilmemiş ve polietilen fiberle güçlendirilmiş test gruplarının artık monomer miktarları (Çizgiler standart sapmaları göstermektedir)

5. TARTIŞMA

Protez kaidelerinin yapımında en yaygın kullanılan materyal PMMA'dır.^{2,6,12} PMMA'ların diş hekimliğinde geniş kullanım alanı bulmasının nedenleri; bu rezinlerin kolay yöntemlerle elde edilmesi, tamirinin kolay olması, estetik olması, kaide ve hudut yenileme işlemlerinin yapılabilmesi, ağızda şekil değiştirmemesi ve ucuz olmasıdır.^{6,12} Ancak bazı mekanik ve fiziksel özellikleri henüz istenilen seviyede değildir. Bu nedenle akrilik rezin protez kaidelerinde meydana gelen kırılmalar oldukça sık karşılaşılan bir problemdir. Protezlerdeki kırıklar çarpma veya düşürme sonucu oluşabildiği gibi, çiğneme kuvvetleri altında tekrarlayan esnemelere bağlı olarak da oluşabilmektedir.^{27,144}

Akrilik rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini iyileştirmek için, poliamid, polikarbonat ve epoksi rezin gibi alternatif yeni maddeler geliştirmek, PMMA içine lastik faz veya çapraz bağlantı ajanı ilave ederek kimyasal yapısını modifiye etmek veya metal, PMMA, karbon, aramid, cam ve polietilen gibi çeşitli fiberlerle desteklemek gibi çeşitli yöntemler denenmiştir.²⁷

Kimyasal modifikasyon yönteminde; rezine polietilenglikol dimetakrilat gibi bir çapraz bağlantı ajanı ilave edilir veya lastikle kopolimerizasyon ile rezinlerin kimyasal yapısı değiştirilir. Bu yöntemle rezinlerin çarpma dayanıklılığı artmış olmakla beraber elastik modül, yorulma ve transvers dayanıklılık yönünden önemli gelişmeler elde edilemediği bildirilmiştir. Ayrıca bu rezinlerin, konvansiyonel rezinlere göre maliyetinin yüksek olması kullanımlarını sınırlamaktadır.^{67,144,145}

Güçlendirme tekniği, kaide materyali içine dirençlendirici materyal yerleştirilmesidir. Bunun için kullanılan materyallerden biri olan metal teller, rezin ile bağlantı problemi göstermiştir. Çalışmacılar metal ile

rezin arasındaki bağlantıyı artırmak için, silanlama ve metal bağlayıcı rezin kullanmışlardır. Monomer içine % 5 oranında 4-META ilavesiyle metal ve rezin arasındaki bağlantının güçlendiğine dair çalışmalar rapor edilmiştir. Yapılan çalışmalarda metal desteğinin, polimetil metakrilat (PMMA)' ların ısı iletkenliğini ve basma direncini arttırdıkları, ancak esneme yorgunluğu direncine etkilerinin oldukça az olduğu rapor edilmiştir. Ayrıca metalin, akrilik rezinin transvers direncini artırıcı etkisinin olmaması, korozyona dirençsiz olması, renginin estetik olmaması ve pahalı olması kullanımlarını sınırlandırmıştır.^{27,36}

Son yıllarda akrilik rezinlerin güçlendirilmesi amacıyla fiber kullanılmaktadır. Fiber, protez kaide materyallerinin fiziksel ve mekanik özelliklerini artırmasının yanında metal ile karşılaştırıldığında estetik olması, rezin matriks ile bağlantısının sağlamlığı, özel ekipman gerektirmemesi gibi avantajlara sahiptir.^{58,144,146} Ayrıca fiber uygulamalarında metal uygulamalarda görülen biyolojik problemlere rastlanmamaktadır. Ancak fiber uygulamaları hassas ve zaman alıcıdır. Bu nedenle klinik kullanımları henüz yaygınlaşmamıştır.⁵¹

Protez kaide rezinlerini güçlendirmek amacıyla karbon/grafit, aramid/kevlar, cam ve polietilen fiberler kullanılmaktadır.^{27,34,37,40} Karbon fiberler akrilik rezinin transvers ve çarpma direncini geliştirir, yorulmaya bağlı kırılmaları azaltır.³⁰ Ancak koyu renkleri ve manüplasyon zorlukları daha uygun ve estetik materyallere ihtiyaç doğurmuştur.⁵⁸ Kevlar fiberlerin kırılma ve toksik olmaması, kimyasal maddelere karşı dayanıklı olması, darbe ve kırılma direncinin iyi olması gibi avantajlarına karşın, basma dayanıklılığının düşük olması, su emiliminin % 3' den fazla olması, polisajlarının zor olması ve estetik olmayan görünümü kullanımı kısıtlamaktadır.²⁷

Cam fiber, diş hekimliğinin pek çok alanında yer alan polimerlerin güçlendirilmesinde de kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılanı E tipi cam fiberdir. E tipi camın yalıtım özelliği iyidir, su ve alkalilerde aşınmaz, hafiftir ve şeffaf olduğu için estetikdir. Rezinin transvers direncini, esneme modülünü, yorulma direncini ve darbe direncini artırdığı bildirilmiştir. Yüksek mekanik özelliklere sahip olması, ucuz ve kolay bulunması nedeniyle yaygın kullanım alanına sahiptir. Ancak cilt ve gözle temas ettikleri zaman irritasyona, restorasyon dışına çıktıklarında mukoza yaralanmalarına ve plak birikimine neden olurlar.^{27,39,72}

Doğal bir kristalin polimer olan polietilen, yüksek ve düşük molekül ağırlığına sahip iki tipi bulunan ve erime derecesinin altındaki ısılarda çekilerek fiber haline getirilen, böylelikle dayanıklılığı ve esneklik modülüsü artırılan bir materyaldir. Polietilenin doğal görünüme yakın rengi, düşük yoğunluğu, biyouyumluluğu, inert yapısı ve dayanıklılığı belli başlı avantajları arasındadır.⁹⁴

Uzun ve ark,¹⁴⁷ in vitro olarak gerçekleştirdikleri çalışmalarında, dokuma formunda ve sanayide kullanılmak üzere üretilmiş yüzey modifikasyonları olmayan cam, karbon, kevlar ve polietilen fiberlerin yüzeyine epoksi resin uygulayarak ısı ile polimerize olan Trevalon kaide resinine yerleştirmişlerdir. Çalışmada elastik modülüs değerinde en yüksek değer polietilen fiberle güçlendirilmiş örneklerde, en düşük değer karbon fiberle güçlendirilmiş örneklerde elde edilmiştir. Ayrıca en yüksek çarpma değerı polietilen fiberlerde elde edilirken bunu sırasıyla cam, kevlar ve karbon fiber takip etmiştir. Bu araştırmacılar resin direncinin artırılmasında polietilen ve cam fiberlerin kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Polietilen ve cam fiber sistemlerinin resin matriksle ilişkisinde çarpma direnci önemli bir kriterdir. Polietilen ve cam fiberlerin çarpma dirençlerinin karşılaştırıldığı çalışmada ortaya çıkan sonuca göre çok yüksek molekül ağırlığına sahip polietilen fiber sistemi, yüksek çekme direncine sahip yarı kırılğan bir materyaldir. Cam fiber sistemi ise daha düşük çekme direncine sahiptir ve kırılğandır. Polimer matriks olarak tercih edilen akrilik rezinler sert ve kırılğan materyallerdir. Bütün bu materyallerin farklı özelliklerine bağılı olarak UHMWPE fiber/rezin ile cam fiber/rezin kompozitlerdeki kırılma mekanizması da birbirinden farklı olmaktadır. Polietilen fiber gerilimi absorbe etme kapasitesine sahip iken cam fiberde bu özellik bulunmamaktadır. Bundan dolayı polietilen fiberlerin akrilik rezinin çarpma direncini cam fiberlere oranla daha fazla artırdığı belirtilmektedir.³⁹

Polietilen fiberin karbon ve aramid fiberlerin aksine estetik olması, rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini olumlu etkilemesi, akrilik rezine gelen gerilim kuvvetlerini absorbe etmesi çalışmamızda tercih etmemize neden olmuştur.

Fiberler akrilik rezinlerin içersine kısa kesilmiş (kırpık) dağılık formda, paralel demetler şeklinde veya örgü (ağ) formunda katılabilir.^{148,149} Kısa kesilmiş dağılık formdaki fiberlerin, rezinle tam olarak ıslanamamalarından ve düzgün bir dağılım gösterememesinden dolayı rezinin mekanik özelliklerini artırmak yerine zayıflattığı ileri sürülmektedir. Ayrıca bu kısa formdaki fiberlerin doku yüzeyinde ortaya çıkması polisaj işlemlerinin tam olarak yapılamamasına ve sonuçta doku irritasyonlarına neden olmaktadır.⁷⁰ Paralel formdaki fiberlerin muflanın preslenmesi sırasında akril hamuru içersinden kayarak akril dışına taşması, uygulama sırasında sorun yaşanmasına neden olmaktadır. Ayrıca paralel fiber demetleriyle yapılan güçlendirmelerde yapının veya özelliklerinin tekrarlanabilirliğinin sağlanamaması, örgü şeklinde güçlendirici yapıların

kullanılması ile elimine edilebilir. Örgü ve paralel fiber demeti formundaki güçlendirici materyalin, akrilik rezin içerisinde arzu edilen bölgeye ince bir akrilik tabaka ile kaplanacak şekilde yerleştirilebilmesi, doku irritasyon riskini ortadan kaldırmaktadır.^{70,150} Diğer taraftan sürekli tek yönlü fiberler kompozit yapıya sadece bir doğrultuda yani fiber doğrultusunda güçlendirme sağlar ve materyale anizotropik özellikler kazandırır. Örgü formundaki fiberler ise kompozit yapıya iki yönlü güçlendirme sağlar yani ortotropik özellikler kazandırır.⁷²

Ladizesky ve ark,¹⁵¹ akrilik protez kaide rezinlerinin örgü formundaki polietilen fiberlerle güçlendirilmesinde, materyalin çarpma direncinin önemli düzeyde arttığını belirtmişlerdir. Dokuma formundaki polietilen fiberleri hacimce; 1 tabaka % 4,5; 2 tabaka % 8,8; üç tabaka %13; beş tabaka % 22,5 ve 10 tabaka % 44,7 oranlarında toz ve likit karışımında ıslatarak kullanmışlardır. Çarpma direnci testi için örnekler çentikli ve çentiksiz olarak hazırlanmış, düşük fiber içerikli örneklerde çarpma direncinin düşük olduğu, fiber oranı artırıldığında rezinin çarpma direncinin de arttığı, % 22 fiber içeriğinde çentikli ve çentiksiz örneklerde aynı sonuçların alındığı belirtilmiştir.

Örgü formundaki fiberlerin rezin yapıya daha iyi mekanik özellikler kazandırması, rezin içerisine kolay yerleştirilebilmesi ve uygulamanın kontrollü bir şekilde yapılabilmesi nedeniyle çalışmamızda örgü şeklindeki fiberleri kullanmayı tercih ettik.

Fiber materyal ile akrilik rezin matriksi arasındaki bağlantı, sonuç yapının başarısında önemli rol oynamaktadır. Güçlendirme işleminin rezinin mekanik özellikleri üzerinde etkili olabilmesi için ara yüzde iyi bir stres dağılımı olmalıdır ki bu da ancak fiber ile rezin matriks arasındaki adezyonla mümkündür. Yeterli bir arayüz adezyonu sağlamak, rezin matriks ile güçlendirici materyal yüzeyindeki kimyasal gruplar

arasında kuvvetli bir etkileşim oluşturmakla mümkündür.⁴⁰ Bu amaçla polietilen fiberlerin ıslanabilirliğini ve adezyonunu artırmaya yönelik birçok çalışma yapılmıştır.^{64,66,76,151,152} Bu çalışmalarda polietilen fiberlerle PMMA arasındaki bağlantıyı ve fiberlerin ıslanabilirliğini artırmak için plazma, kromik asit, benzoil peroksit, zirkonat bağlama ajanları ve poli(2-hidroksietil metakrilat) yüzey uygulamaları kullanılmıştır. Bu uygulamalardan en etkili ve en yaygın olarak kullanılanı plazma tedavisidir.^{65,66} Polietilen fiber yüzeylerine uygulanan plazma tedavisi ile bir yandan fiberin yüzey enerjisi artırılarak ıslanabilirliği sağlanırken diğer yandan fiber yüzeyinde oluşan serbest radikaller ile kimyasal adezyon sağlanarak bağlanma oluşturulur. Bu adezyonun sağlanmasında fiberlere el sürülmemesi, fiberlerin iyi ıslatılması, rezine fiber ilavesinden sonra preslemenin iyi olması ve bunun polimerizasyon boyunca sürmesi ayrıca fiberlerin açıkta bekletilmemesi gibi faktörlere dikkat edilmesi gerekir.⁶⁴

Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberlere nitrojen, argon ve karbondioksit ile 0, 1,5 ve 10 dakikalık plazma işlemi uygulamasının fiber-rezin arayüz makaslama direncini arttırdığı, gazların etkilerinin birbirinden farklı olmadığı ve 1 dakikalık uygulamanın yeterli olduğu belirtilmiştir.⁶⁴ Biz de çalışmamızda önceden oksijen gazı ile plazma tedavisi uygulanmış polietilen fiber olan Ribbond kullanmayı tercih ettik.

Ramos ve ark,⁷⁵ Ribbond polietilen fiberin geçici sabit protez akriliğinin dayanıklılığına etkisini araştırdıkları çalışmalarında 4 mm enindeki fiberi monomerle ıslatmışlar, üç nokta eğme testi sonucunda fiberli grupta kırılma direncinin önemli oranda yükseldiğini gözlemişlerdir. Kırılma direncindeki bu artışın PMMA ile fiber arasındaki mekanik ve kimyasal bağlantıdan dolayı olduğunu belirterek plazma tedavili fiber yüzeyinin herhangi bir kontaminasyona maruz bırakılmamasını, dikkatli kullanılmasını önermişlerdir. Samadzadeh ve ark⁷⁷ çalışmalarında, 3 mm

enindeki Ribbond fiberin geçici protez rezininin basma direncine etkisini incelemişler ve Ribbond fiberin PMMA esaslı geçici restoratif rezinin kırılma direncini artırmadığını, sadece kırık parçaları birarada tuttuğunu belirtmişlerdir.

Ladizesky ve Ward,⁷⁶ UHMWPE fiberlerle akrilik rezinleri güçlendirdikleri çalışmalarında fiber yüzeylerini plazma ve asit ile işleme tabi tutmuşlar ve örneklere çekme gerilim dayanıklılığı testi uygulamışlardır. Sonuçta fiberlerin iyi ıslanabilirlik gösterdiğini çekme testlerinde ortaya çıkan başarısızlığın, fiber-rezin arayüzünden ziyade fiber yapısından oluştuğunu bildirmişlerdir.

Protezlerin güçlendirilmesinde kullanılan fiberlerin rezin içerisindeki konsantrasyonu kompozit yapının mekanik özelliklerini etkileyen önemli bir faktördür. Fiber miktarındaki artışın test örneklerinin transvers ve çarpma dayanıklılıklarını artırdığı bildirilmektedir.^{30,33,58,94153}

Karacaer ve ark³³ çalışmalarında ısı ile polimerize akrilik rezini farklı oranlarda polietilen ve karbon fiberler ile güçlendirmişler ve üç nokta kırılma testi ile kırılma dirençlerini incelemişlerdir. Karbon ve polietilen fiberleri akrilik rezine ağırlıkça % 0,3, % 0,5, %1, % 1,5 ve %2 ve oranında katmışlar ve sonuç olarak karbon fiber içeren örneklerin kırılma direncinin, fiber oranının artışıyla azaldığını tespit etmişlerdir. Polietilen fiber içeren örneklerin ise kırılma direncinin fiber oranı ile doğru orantılı olduğunu, en yüksek kırılma direncinin % 2 oranında polietilen fiber ile güçlendirilmiş örneklerde olduğunu bildirmişlerdir.

Gutteridge⁵⁸ çalışmasında ağırlıkça % 0,5 - % 4 oranında kırık formda polietilen fiber içeren akrilik rezin protez kaidesinin çarpma direncini incelemiş; kontrol grubu için ısı ile polimerize konvansiyonel akrilik rezin, karşılaştırma için ise iki yüksek çarpma dirençli akrilik rezin

kullanmıştır. Yüksek çarpma dirençli akrilik rezin örneklerin test sonuçları, kontrol grubu örnekleriyle yaklaşık aynı değerleri göstermiştir. Çalışmada % 1'den % 3'e çıkarılan fiber ilavesinin rezinin çarpma direncini artırdığını, % 4 fiber oranındaki örneklerde ise % 3'e göre çarpma direncinin azaldığını gözlemiştir. Sonuçta fiber oranının % 3'ün üzerine çıktığında fayda sağlamayacağını, fiber oranı daha da arttığı takdirde kuru ve gevrek bir akril hamuru elde edildiğini iddia etmiştir.

Gutteridge⁹⁴ diğer bir çalışmasında, plazma tedavisi yapılmış ve yapılmamış fiberleri farklı oranlarda rezin içerisine katmış ve çarpma direncini incelemiştir. Araştırmacı sonuçta, en yüksek değeri % 2 fiberli örneklerin plazmalı ve plazmasız gruplarında elde etmiştir.

Polietilen fiber kullanılarak yapılan güçlendirme çalışmalarında düşük konsantrasyonların önerilmesi, % 3'ün üzerindeki fiberin fayda sağlamayacağını bildirilmesi çalışmamızda % 2 oranını tercih etmemize neden olmuştur.

Fiberlerin polimer matrikse impregnasyonu kompozit yapıların başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Etkili bir impregnasyonun sağlanması için fiberlerin tüm yüzeyleri homojen olarak matriksle kaplanmalıdır.¹⁰⁴ Araştırmacılar fiberlerin polimer matriks ile impregnasyonunu artırmak için değişik yöntemler denemişlerdir. Bazıları fiberi monomer ile ıslattıktan sonra^{41,153,154}, bazıları^{27,52,60} akışkan kıvamda polimer-monomer karışımıyla ıslattıktan sonra rezine katmışlardır.

Vallittu ve ark¹⁵⁴ fiberlerin akriliğe katılmadan önce monomer içinde bekletilmesinin polimerizasyon büzülmesini artırdığını, bunun sebebinin monomerin tümünün fiberle ilişkiye girememesi olduğunu belirtmişlerdir.

Eirich⁴¹ fiberlerin monomer ile ıslatılmadan akrilik rezin içine yerleştirilmesi durumunda rezin içerisindeki boşlukların arttığını, ıslatma yöntemi ile test örneklerinin transvers kesitinde daha homojen bir yapı elde edildiğini gözlemlemiştir. Ancak ıslatma metodu ile hazırlanan örneklerin transvers direncinde artış olmadığını, bunun nedeninin ıslatma yönteminde kullanılan fazla likitin neden olduğu aşırı polimerizasyon büzülmesi olduğunu bildirmiştir.

Ladizesky ve ark,⁶⁰ fiberin polimerizasyon büzülmesine etkisini incelediği çalışmasında, UHMWPE fiberleri akışkan kıvamdaki akril hamuruyla ıslattıktan sonra rezin içerisine katmış ve polimerizasyon büzülmesinde önemli bir değişiklik olmadığını ve bu metodun fiberlerin polimer matriksle impregnasyonu için uygun bir metod olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle biz de çalışmamızda polietilen fiberleri akışkan kıvamda akril hamuruyla ıslattıktan sonra rezin içerisine yerleştirdik.

Fiberlerin akril içerisine yerleştirilmesinde değişik görüşler ortaya atılmıştır. Bazı araştırmacılar^{54,59,78} fiberin akril hamurunun tam orta kısmına yerleştirilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Fiberlerin rezinin yüzeyine veya periferel bölgelerine yerleştirildiği restorasyonlarda ideal dayanıklılık kriterinin karşılanamayacağı ve restorasyonun kırılma riskinin artacağı öne sürülmüştür. Test örneklerinin uzun eksenine paralel yerleştirilen ağ şeklindeki polietilen fiber yüksek sertlik ve direnç sağlar. Protez güçlendirmesinde optimal sonuçlar, fiberlerin protez yüzeyine paralel ve kuvvet yönüne dik yerleştirilmesiyle elde edilir. Ancak bu, örgü veya iplik tarzında fiberler ile mümkündür.⁵⁴ Çalışmamızda kullandığımız örgü tarzındaki fiberlerin, örneklerin yüzeyine paralel ve kalınlığın tam ortasında yerleştirilmesine özen gösterilmiştir.

Protez kaide rezinlerinin mekanik dayanıklılık, estetik, hazırlama kolaylığı ve artık monomer salınımının az olması gibi özelliklere sahip olması gerekmektedir. PMMA protez kaide materyali, prepolimerize toz partikülleri ve MMA monomer karışımının ilave polimerizasyon reaksiyonu sonucu oluşan çok fazlı bir polimerdir. Polimerizasyon reaksiyonu; dimetil p- toluidin gibi kimyasal bir aktivatör veya ısı, ışık mikrodalga enerjisi ile başlatılabilmektedir.¹¹

Polimerizasyon yöntemi olarak hangi metod kullanılırsa kullanılsın MMA'ın PMMA'a dönüşümü tam olarak sağlanamaz ve polimerizasyon sonrasında rezin içerisinde reaksiyona girmeyen bir miktar MMA (monomer) bulunur. Buna artık monomer adı verilmektedir.^{108,109}

Literatürde polietilen fiberle güçlendirilmiş akrilik rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin araştırıldığı birçok çalışma olmasına karşın artık monomer miktarına yönelik çalışmaların sınırlı olması dikkat çekicidir. Bu nedenle çalışmamız farklı yöntemler ile polimerize edilerek hazırlanan polietilen fiberli ve fibersiz akrilik rezin örneklerin artık monomer miktarını belirlemek üzere planlanmıştır.

Akrilik rezin kaideli protez kullanan hastalarda bazen protezle ilişkili mukozal dokularda semptomatik inflamatuvar reaksiyonlar gözlenebilir. Bu tür reaksiyonlar protezin lokal irritasyonuna bağlı travmatik ve kandidal enfeksiyonlar ve sistemik hastalık semptomlarından kaynaklanabileceği gibi, protez kaide rezinlerinin neden olduğu toksik ve alerjik reaksiyonlar sonucu da ortaya çıkabilir. PMMA esaslı protez kaide rezinlerinin kullanım sırasında ortama saldıgı artık monomer, görülebilen bu tür reaksiyonların en önemli sebebini oluşturur. Özellikle hassas bireylerde düşük miktarlarda salınan artık monomer miktarının bile doku reaksiyonları oluşturabildiği bildirilmiştir.^{108,155}

Artık monomer miktarının, polimerize olmuş rezinin fiziksel özelliklerini etkilediği bildirilmektedir.¹¹² Artık monomer miktarı azaldığında rezinin bükülebilirliği azalırken, transvers dayanıklılığının, sertliğinin ve yoğunluğunun arttığı ifade edilmektedir.^{112,156} Resin içerisindeki artık monomer miktarı % 4'ten fazla olduğunda bu etki daha da belirginleşmektedir.¹¹²

Polimer içerisindeki artık monomer miktarları; GC, FTIR, HPLC ve UV-VIS cihazları ile ölçülebilmektedir.¹¹⁴

GC akrilik rezinlerdeki artık monomer yüzdesini saptamak için geliştirilen bir kromatografik tekniktir. GC tekniği ile düşük molekül ağırlıklı monomerler incelenmektedir.^{157,158}

FTIR, kompozit rezinlerdeki monomerlerin dönüşüm derecelerini monomerlerin alifatik ve aromatik absorpsiyon piklerini kullanarak hesaplayan bir cihazdır. Bu cihaz ile polimer içindeki sarkık metakrilat grupları incelenebilmektedir;^{138,140}

Son yıllarda artık monomer incelemelerinde sıklıkla kullanılan HPLC, maddenin içeriğini tanıma ve miktarlarını saptama özelliklerine sahip bir cihazdır. Bu metot bir çok alanda kullanılsa da farklı şartlar altında polimerize edilmiş rezinlerden ayrılabilen bileşiklerin kantitatif olarak saptanmasında da kullanılabilir. Artık monomer incelemelerinde kullanılan tüm bu metodlar hassas olmalarına karşın analizler zor ve uzun zaman almaktadır.¹³⁷

Araştırmamızda kullanılan UV-VIS genellikle toplam artık monomer miktarını incelemek için kullanılmakla birlikte araştırılacak her monomer için ayrı ayrı hesaplanan dalga boylarında monomerlerin maksimum absorbanlarına göre de inceleme yapılabilmektedir. Artık

monomer incelemelerinde UV-VIS cihazının HPLC cihazına göre en önemli avantajı; HPLC cihazında ayrıştırma sırasında incelenecek monomerde madde kaybı olabilmesidir. UV-VIS cihazında ayrıştırma yapılmadan analizler yapılmaktadır. Bu nedenle analizlerde daha kesin sonuçlar alınmaktadır. Ayrıca UV-VIS yöntemi daha kolay, hızlı uygulanabilmekte ve elde edilen sonuçlar doğru bir şekilde tekrarlanabilmektedir.¹⁵⁹⁻¹⁶¹

Literatürde UV-VIS cihazı ile yapılan çalışmalarda araştırmacıların farklı monomerleri tespit etmek için farklı dalga boylarını tercih ettikleri gözlenmiştir. Lamb ve ark,¹⁵⁹ akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarlarını UV-VIS cihazı ile 210 nm, Yang ve Park¹⁶² ise 220 nm' lik maksimum absorpsiyon bandında incelemiştir. Oysaed ve ark,¹⁶¹ kompozit rezinlerdeki artık BisGMA miktarına bağlı olarak formaldehit oluşumunu göstermek için UV-VIS cihazı ile 350 nm'deki maksimum absorpsiyon bandında çalışmışlardır. Bizim çalışmamızda MMA' ın maksimum absorpsiyon bandı 230 nm olarak belirlenip bu dalga boyunda çalışılmıştır.

Artık monomer incelemeleri için hazırlanan örneklerin saklandığı solüsyonlar çalışmalara göre değişiklik göstermektedir. Bazı araştırmacılar^{158,162} hazırlanan örnekleri ağız ortamına yakın özellikler gösteren yapay tükürük içinde, bir grup araştırmacı^{128,137,163} inceleme özelliklerinin daha iyi olduğunu bildirerek su içinde, diğerleri^{157,158,160} ise sudan daha etkili olan metanol ve etanol gibi özel solüsyonlar içinde bekleterek reaksiyona girmemiş monomerleri incelemiştir. Austin ve Basker¹⁵⁹ artık monomerlerin organik solventler içerisine suya oranla daha kolay ayrıldıklarını belirtmiştir. Bunun sebebini organik solventlerin rezin matrikse penetre olabilme yeteneğine bağlamıştır. Akrilik rezinlerdeki artık monomerlerin incelendiği diğer çalışmalarda da bekletilme solüsyonları olarak kullanılan organik solventlerin sudan daha etkili olması şu şekilde

açıklanmaktadır; rezinlerde polîmerize edilmiş ağ yapı içerisinde reaksiyona girmemiş monomerler ve bu monomerlerin çapraz-bağlı bulunduğu moleküller bulunur. Organik solventler akrilik rezin matrikse penetre olunca polimer zincirleri arasındaki açıklıklar genişler, artık monomerler dışarıya diffüze olurlar. Bu işlem için kimyasalların diffüzyonu ve rezinin organik solventler ile tamamen doymuş hale gelmesi gerekir ki bu da günler ve hatta haftalar alabilir. Kimyasal solüsyonların artık monomer analizlerinde kullanılmasında sudan daha etkili oldukları bildirilmektedir.^{138,164}

Çalışmamızda akrilik rezin örneklerden artık monomerin ekstraksiyonu için bazı araştırmacıların^{138,157-160} önermiş olduğu metanol solüsyonu kullanılmıştır. Örneklerdeki artık monomerin tamamının metanole geçmesi sağlanmış ve örnekler analize kadar metanolde bekletilmiştir. Metanolün spektroskopik bakımdan uygun, artık bırakmayan ve kolay uzaklaştırılabilen bir çözücü olma özelliği de bekleme solüsyonu konusunda tercihimizin belirlenmesinde rol oynayan faktör olmuştur.

Akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarı rezinlerin sitotoksitesini ve fiziksel özelliklerini olumsuz olarak etkilediğinden, kaide rezinlerinde artık monomer miktarının minimum düzeyde olması arzu edilir. Artık monomer miktarının azaltılması için fazla monomer kullanılmasından kaçınılmalı, polimerizasyon yüksek ısıda ve uzun sürede yapılmalı, polimerizasyondan sonra rezin bir süre sıcak suda bekletilmelidir.¹²⁹⁻¹³¹

Birçok araştırmacı^{108,127,157,165} akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarının polimerizasyon süresinden ve ısısından, polimerizasyon sonrası geçen süreden, polimer-monomer oranından, rezinin kalınlığından, rezinin tipinden ve polimerizasyon yönteminden etkilendiğini bildirmişlerdir.

Polimerizasyon süresinin ve ısısının artık monomer miktarına etkisini ele alan çalışmalarda; Doğan ve ark,¹¹² protez kaide rezinlerinin artık monomer miktarı ve su emilimi üzerinde polimerizasyon süresi ve ısısındaki değişikliklerin etkisini incelemişlerdir. Çalışmalarında ısı ile polimerize akrilik rezin (QC 20 ve Paladon 65), enjeksiyon akriliği (SR-Ivocap), ve otopolimerize akrilik rezin(Meliodent ve Palapress) kullanmışlardır. Isı ile polimerize örnekler 30, 40, 50 dk'lık sürede 100 °C suda, oto polimerize örnekler 20, 25 ve 30 °C' deki değişik su banyolarında 30 dk polimerize edilmiştir. Çalışmada ısı ile polimerize olan rezinlerde artan polimerizasyon süresinin artık monomer miktarını azalttığı, otopolimerize rezinlerde de sıcaklığın artması ile artık monomer miktarının azaldığı ve artık monomer miktarı fazla olan örneklerde su emilim miktarının da fazla olduğu bildirilmiştir.

Vallittu ve ark¹⁵⁵ reaksiyon başlatıcı olarak barbiturik asit içeren iki farklı otopolimerize rezinde ve benzoil peroksit içeren iki farklı ısı ile polimerize olan rezinde polimerizasyon ısısının ve süresinin artık monomer miktarı üzerine etkisini incelemişlerdir. Otopolimerizasyonda, polimerizasyon sıcaklığı 30 °C' den 60 °C' ye çıkarıldığında artık monomer miktarının ağırlıkça %4,6'dan %3,3'e düştüğünü ve ısı ile polimerizasyonda 70 °C' lik polimerizasyon sıcaklığının 100 °C' lik bir periyot ile devam ettirilmesinin artık monomer miktarını önemli derecede azalttığını bildirmişler. En düşük artık monomer miktarını 100 °C'de 12 saat polimerize edilen örneklerde tespit etmişler ve bunun nedenini 100 °C'de akrilik rezinin camsı geçiş ısısının daha yüksek olmasına bağlamışlardır. Isı ile polimerize olan iki farklı rezinde farklı miktarda artık monomer tespit etmişlerdir. Bunun nedeninin rezinlerin kimyasal içeriklerinin farklı olmasından kaynaklandığını öne sürmüşlerdir. Rezinlerden Pro Base Hot'ın içerdiği tersiyer aminlerin daha yüksek

oranda kimyasal reaksiyon oluşturduğunu, böylece rezin içerisinde daha fazla ısı artışı ile artık monomer miktarını düşürdüğünü bildirmişlerdir.

Artık monomer miktarının rezinin polimerizasyonundan sonra geçen süreyle de ilişkili olduğu belirtilmiştir.^{29,165} Akrilik rezindeki toksik maddelerin ilk 24 saat içinde maksimum oranda salındığı, daha sonra bu maddelerin parçalanarak ve diğer kimyasallarla reaksiyona girerek toksisite potansiyellerinin azaldığı ve özellikle otopolimerize rezin kullanarak hazırlanan protezlerin, polimerizasyondan sonra 24 saat suda bekletilmesi gerektiği, bu şekilde rezindeki artık monomerin azalacağı bildirilmiştir.¹⁰⁸

Baker ve ark,¹⁵⁸ çalışmalarında gaz-likit kromatografi cihazı kullanarak otopolimerize akrilik rezindeki artık monomer miktarının polimerizasyondan sonra geçen süre ile değişimini incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda en yüksek artık monomer miktarını ilk 24 saat içinde bulmuşlar, rezindeki artık monomer miktarının hem devam eden polimerizasyon hem de rezin yüzeyinden monomer salınması nedeniyle zamanla azalacağını bildirmişlerdir.

Sadamori ve ark¹⁶⁵ çalışmalarında kullanım süresi 1 ile 17 yıl arasında değişen 24 üst tam protezdeki artık monomer miktarını gaz kromatografi cihazı kullanarak değerlendirmiş, uzun süre kullanılan protezlerdeki artık monomer miktarını kısa süre kullanılanlardakine göre daha düşük bulmuşlardır. Araştırmacılar, protezlerin yapıldıktan sonra birkaç yıl içerisinde artık monomer miktarlarının yüksek olduğunu, artık monomer miktarındaki kaybın büyük bir kısmının ilk 5 yıl içerisinde meydana geldiğini, ancak tamamının kaybolmasının uzun yıllar alacağını bildirmişlerdir.

Stafford ve Brooks,²⁹ altı farklı otopolimerize akrilik rezin örneklerin suda bekletilmesinin artık monomer miktarına etkisini UV-VIS cihazı kullanarak incelemişlerdir. Örnekleri 1, 7, 14 ve 28 gün boyunca suda bekletmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda en az artık monomer miktarını 28 gün suda bekletilen örneklerde, en fazla artık monomer miktarını 1 gün suda bekletilen örneklerde tespit etmişlerdir. Ayrıca kontrol grubuna göre artık monomer miktarında en büyük azalmanın 1.gün sonunda olduğunu bildirmişlerdir.

Akril hamurundaki polimer/monomer oranı, polimerize olmuş akrilik rezinde sonuç yapıyı etkilemektedir. Fazla monomer kullanımı rezinin hem polimerizasyon büzülmesini hem de artık monomer miktarını artırmaktadır. Akrilik rezin hamuru hazırlanırken kullanılan monomerin miktarı olabildiğince düşük ancak her polimer küreciğini tam olarak ıslatabilecek kadar yeterli miktarda olmalıdır.¹⁰⁸

Lamb ve ark¹⁵⁹ çalışmalarında, otopolimerize akrilik rezinde polimer/monomer oranının, polimerizasyon süresinin ve sıcaklığının artık monomer miktarına etkisini UV-VIS spektroskopi ve IR spektroskopi yöntemleriyle incelemişlerdir. Akrilik rezin örneklerin polimer/monomer oranını 5/3 ve 4/3 olarak hazırlamışlar ve örnekleri 22 °C ve 55 °C sıcaklıklarda 5 dk ile 30 dk arasında polimerize etmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, en düşük artık monomer miktarını 55 °C sıcaklıkta ve 30 dk polimerize ettikleri örneklerde saptamışlardır. Otopolimerize rezinlerde artık monomer miktarının minimuma indirilmesi için polimerizasyonun minimum 55 °C'de yapılması gerektiğini, ayrıca akrilik rezindeki polimer/monomer oranının yükselmesinin rezindeki artık monomer miktarını önemli derecede düşürdüğünü belirtmişlerdir.

Kedjarune ve ark,¹⁶⁶ üç farklı ısı ile polimerize ve üç farklı otopolimerize akrilik kaide rezin örneklerden tükürüğe salınan artık

monomer miktarlarını gaz kromatografi cihazı ile incelemiştir. Çalışmalarında polimer/monomer oranı düşük olarak hazırlanan hem otopolimerize hem de ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerde artık monomer miktarının daha yüksek olduğunu, daha uzun süre polimerize edilen rezin örneklerde artık monomer miktarının daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarı rezinin kalınlığından da etkilenmektedir. Yalnız bu etki polimerizasyon metoduna göre farklılık göstermektedir. Isı ile polimerizasyonda mufların dış kısmında iç kısmına göre daha fazla ısı oluşmakta ve kalın örneklerin etrafında, ince örneklere göre daha fazla ısı oluşmaktadır. Bu nedenle ısı ile polimerizasyonda ince örneklerde daha fazla artık monomer olmaktadır. Buna karşın mikrodalga ve otopolimerizasyonda mufların her yerinde aynı derecede ısı oluştuğundan örnek kalınlığı artık monomer miktarını etkilememektedir.^{127,167}

Sadamori ve ark¹²⁷ çalışmalarında ısı, mikrodalga ve otopolimerize akrilik rezin örnekleri 0,5 mm, 1,5 mm ve 4,5 mm kalınlıklarında hazırlayarak artık monomer miktarlarını gaz kromatografi cihazı ile ölçmüşlerdir. Çalışmada artık monomer miktarının örnek kalınlığı ile bağlantılı olduğu, kalınlık arttıkça artık monomerin de azaldığı, bu azalmanın ısı ile polimerize örneklerde önemli olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda artık monomer miktarının analizinin standardizasyonu için, tüm gruptaki örneklerin eşit kalınlıkta olmasına özen gösterdik.

Akrilik rezinlerin artık monomerlerinin incelenmesinde iki parametre; polimerizasyonun artık monomere etkisi ve fiberin artık monomere etkisi, esas alındı. Çalışma bulgularımız bu iki parametre üzerinden değerlendirildi.

Polimerizasyon yönteminin etkisi fiberle güçlendirilmemiş ve güçlendirilmiş örneklerde ayrı ayrı değerlendirildi. Polimerizasyon yönteminin her iki grubun artık monomer oluşumunda etkili olduğu, bu etkinin istatistiksel olarak önemli olduğu yani polimerizasyon yöntemleri arasında fark olduğu belirlendi.

Çalışmamızda fiber ile güçlendirilmemiş örneklerde en yüksek artık monomer miktarı (% 3,25) otopolimerizasyon yöntemiyle hazırlanan örneklerde tespit edilmiştir. Bunu sırasıyla gama ışını ile polimerize edilen(% 1,02), ısı ile polimerize edilen (% 0,69) ve mikrodalga ile (% 0,42) polimerize edilen gruplar izlemiştir.

Fiber ile güçlendirilmiş örneklerde en yüksek artık monomer miktarı (%3,53) otopolimerizasyon yöntemiyle hazırlanan grupta bulunmuştur. Bunu sırasıyla gama ışını ile (% 1,28), ısı ile (% 0,64) ve mikrodalga ile (% 0,60) polimerize edilen gruplar izlemiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre fiberle güçlendirilen ve güçlendirilmeyen gruplar içerisinde en fazla artık monomer miktarı otopolimerizasyon yönteminde, en az artık monomer miktarı ise mikrodalga ile polimerizasyon yönteminde bulunmuştur. Güçlendirilmemiş grupta tüm gruplar arasındaki artık monomer miktarları istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterirken, güçlendirilmiş gruplarda mikrodalga ve ısı ile polimerize edilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Diğer karşılaştırmalarda anlamlı farklar elde edilmiştir.

Otopolimerize rezinler temelde ısı ya da mikrodalga ile polimerize olan akriliklere benzer bir yapı gösterdiği halde, bunlarda polimerizasyonu başlatıcı ajan olan benzol peroksitin parçalanarak serbest radikaller oluşturması kimyasal bir aktivatör ile sağlanır. Aktivatör ve başlatıcının tipi ve konsantrasyonu polimerizasyonun hızı ve derecesinde

önemli rol oynar. Otopolimerize rezinlerin polimerizasyonu oda ısısında gerçekleşmektedir, bu nedenle otopolimerizan rezinlerde ısı ile polimerize rezinlere oranla daha fazla artık monomer oluşmaktadır. Otopolimerize rezinlerin hem artık monomer miktarını azaltmak hem de mekanik özelliklerini geliştirmek için polimerizasyon ısısının artırılması veya polimerizasyondan sonra mikrodalga ışınına tabi tutulması tavsiye edilmektedir.^{1,108,168,169}

Konvansiyonel ısı ile polimerizasyonda, benzoil peroksitin parçalanarak serbest radikal oluşturması ısı ile sağlanmaktadır. Reaksiyonu başlatmak için gerekli olan ısı; sıcak su, alev, kuru hava, infrared ısıtma ve indüksiyon akımı gibi kaynaklardan elde edilmektedir. Genellikle sıcak su banyosu ve piringç muflalar kullanılmaktadır. Isı ile yapılan polimerizasyon işleminde kaynatma ısısının 100 °C' de olması, artık monomer miktarını 100 °C' nin altında yapılan kaynatmalara göre önemli ölçüde azaltmaktadır. Polimerizasyon sırasında muflanın dış kısmında oluşan ısıyla akrilik rezinin bulunduğu muflanın ortası arasında ısı farkı oluşmaktadır. Yani muflanın dış kısmındaki ısı yaklaşık 100 °C iken orta kısmında daha düşüktür. Ayrıca konvansiyonel yöntemde artık monomer miktarını azaltmak için yüksek sıcaklıkların elde edilmesi zordur.^{4,155,170}

Konvansiyonel ısı ile polimerizasyon yönteminde; monomer molekülleri, dışarıdaki ısıya bağlı olarak diğer moleküllerin ısı şoku ile pasif bir şekilde hareket eder. Polimerizasyon sırasında monomer miktarı azalır. Sıcaklık arttıkça moleküllerin hareket hızı artar böylece polimerizasyonun çoğu tamamlanır. Polimerizasyonun sonunda serbest radikallerin ve polimerizasyon ısısının da azalması ile polimerleşmemiş monomer oranı artar bu nedenle ısı ile polimerizasyon yönteminde mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemine oranla artık monomer miktarı daha fazladır.¹⁶⁷

Akrilik rezinin polimerizasyonu konusunda yeni yöntemlerden bir tanesi olan mikrodalga enerjisi son dönemlerde ilgi görmektedir. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyonun, polimerizasyon süresinin kısalması, daha homojen kitle oluşturarak dokulara iyi uyum sağlayan protezlerin yapılabilmesi ve akrilik rezinde minimal renk değişikliği oluşturması gibi avantajları vardır.^{24,170}

Mikrodalga 300–300,000 MHz frekansa sahip elektromanyetik dalga olarak tanımlanmaktadır. Mikrodalga ile polimerizasyon yönteminde mikrodalgalar sadece monomer üzerine etki eder ve mikrodalgaların oluşturduğu elektromagnetik alan metil metakrilat moleküllerinin yüksek aktivitede dönme hareketi yapmasını sağlar. Böylece rezin içerisinde bir ısı oluşur. Bu ısı ile monomer moleküllerinin aktivitesi daha da artarak polimerizasyon derecesini artırır. Bu da rezindeki artık monomer miktarının az olmasına neden olur.¹⁷⁰

Mikrodalga ile polimerizasyonda, mikrodalga ışımasının enerjisi yükseltildikçe artık monomer miktarının azalacağı bildirilmiştir. Mikrodalga enerjisinin yükseltilmesi monomerlerde oluşan dönme hareketini hızlandırmakta ve rezin içerisinde daha yüksek derecede ısı oluşmaktadır.^{21,24} Ancak bazı araştırmacılar,^{128,171} artmış enerji seviyelerinde metil metakrilat monomerin buharlaşacağını ve pörözitenin artarak akrilik rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin değişeceğini bildirmişlerdir. Dolayısıyla mikrodalga ile polimerizasyonda en uygun güç ve polimerizasyon zamanının saptanması kritik bir öneme sahiptir.

Azzari ve ark,²⁴ mikrodalga ile polimerize akrilik rezinde farklı polimerizasyon süresi ve ışımasının rezindeki artık monomer miktarına etkisini UV-VIS cihazında incelemişlerdir. Çözücü olarak distile su kullandıkları çalışmalarında solventleri 254 nm standart dalga boyunda analiz etmişlerdir. Örnekleri 200 W' ta 10 dk, 500 W' ta 5 dk, 500 W' ta 10

dk ve 800 W' ta 5 dk polimerize etmişler ve 5 dk polimerize edilen gruplarda 10 dk polimerize edilen gruplara oranla daha düşük artık monomer miktarı tespit etmişlerdir. Bunun nedenini, rezine uzun süreli mikrodalga ışımalarının, polimerizasyon sırasında oluşan asılı zincirlerdeki bağların kopmasına yol açan sekonder reaksiyonlar oluşturarak rezin matriks içerisinde hapsolan monomerlerin serbestleşmesine bağlamışlardır. Biz de çalışmamızda hem bu bulgular doğrultusunda hem de daha önce yapılan çalışmaları^{50,128} referans alarak, mikrodalga ile polimerize gruptaki örnekleri 500 W'ta ve 3 dk polimerize ettik.

Son yıllarda gama ışını dental uygulamalarda konvansiyonel polimerizasyon yöntemlerine alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır. Gama ışınları serbest radikal zincir reaksiyonlarının başlatılmasında kullanılmaktadır. Gama ışınlarının enerjisi çok güçlüdür, bu nedenle madde ile etkileşimi diğer ışınlardan farklıdır. Gama ışınları molekül tarafından aşırı oranda absorbe edilir ve moleküldeki elektronlar yüksek enerji basamağına çıkmakla kalmaz molekül dışına saçılırlar. Bu nedenle gama ışını iyonize ışın olarak kabul edilmektedir.²⁶

Gama ışını ile polimerize edilen akrilik rezinlerin kullanıldığı çalışmalar değerlendirildiğinde, polimerizasyonun akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini olumlu etkilediği görülmüştür.¹⁷²⁻¹⁷⁴ Çalışmamızda örneklerimiz bu çalışmalarda uygulanan 15 krad/saat gama ışın dozu ile 120 saat polimerize edilmiştir.

Polimerizasyon yönteminin artık monomer miktarına etkisini konu alan çalışmalarda; De Clerck,¹⁷⁰ mikrodalga ve konvansiyonel ısı ile polimerize akrilik rezin örnekleri karşılaştırdığı çalışmasında mikrodalga ile polimerize olan örneklerde ısı ile polimerize örneklere göre daha düşük miktarda artık monomer bulunduğunu ve mikrodalga ile polimerize

örneklerin ısı ile polimerize örneklerle hemen hemen aynı fiziksel özelliklere sahip olduğunu bildirmiştir.

Truong ve Thomazs,¹⁷⁵ Trevalon akrilik kaide rezinini ısı ve mikrodalga ile polimerize ederek hazırladıkları örneklerin bazı fiziksel özelliklerini ve artık monomer miktarlarını karşılaştırmışlardır. Transvers dayanıklılık ve sertlik açısından iki grup arasında birbirine yakın sonuçlar buldukları çalışmalarında, mikrodalga ile polimerize edilen örneklerin artık monomer miktarlarını ve su emilimlerini ısı ile polimerize edilen örneklere göre daha düşük bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da güçlendirilmemiş ve güçlendirilmiş akrilik rezin örneklerde bu çalışmalara paralel olarak mikrodalga ile polimerize grupta ısı ile polimerize gruba oranla daha az miktarda artık monomer bulunmuştur.

Yunus ve ark çalışmalarında,¹⁶⁸ otopolimerize rezinleri 20 dk oda ısısında polimerize etmişler, daha sonra mikrodalga ile ilave polimerizasyon işlemi uygulamışlardır. Sonuçta rezindeki artık monomer miktarının önemli derecede azaldığını bildirmişlerdir. Benzer bir çalışmada Blagojevic ve Murphy,¹⁶⁹ otopolimerizasyondan sonra mikrodalga enerjisi ile ilave polimerizasyonun rezindeki artık monomer miktarını yaklaşık 4 kat azalttığını bildirmişlerdir.

Vallittu ve ark¹¹⁷ ısı ve otopolimerize akrilik rezin örnekleri suda beklettikten sonra rezinlerden suya salınan artık monomer miktarlarını HPLC yöntemiyle tespit etmişlerdir. Otopolimerize akrilik rezin örneklerdeki artık monomer miktarını % 5,3, ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerin artık monomer miktarını % 2,13 olarak bulmuşlardır. Otopolimerize rezinlerdeki artık monomer miktarının ısı ile polimerize rezinlerdekine oranla ağırlıkça % 1-2 oranında daha fazla olduğunu ayrıca suda bekletme sırasında su ısısının artık monomer miktarını etkilediğini

bildirmişlerdir. Su ısısının yüksek olmasının özellikle otopolimerize rezinlerde monomerin suya difüzyonunu artırdığını, sonuç olarak artık monomer miktarını önemli ölçüde azalttığını bildirmişlerdir.¹¹ Çalışmamızdaki güçlendirilmemiş gruplarda, artık monomer miktarı otopolimerize örneklerde % 3,5, ısı ile polimerize örneklerde % 0,6 olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda bu çalışmaya paralel olarak otopolimerize grupta daha yüksek miktarda artık monomer bulunmuştur. Ayrıca çalışmamızda bu çalışmaya göre ısı ile polimerize örneklerde artık monomer miktarlarının daha düşük bulunmasının, ısı ile polimerizasyon yönteminde çalışmamızda yaptığımız terminal kaynatma işleminden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmalarda otopolimerize rezinlerde artık monomer miktarının ısı ile polimerize rezinlere oranla daha fazla bulunması; otopolimerize rezinlerde ısı ile polimerize rezinlere oranla polimer/monomer oranının düşük olmasına (daha fazla monomer kullanılması), camsı geçiş ısısının düşük olmasına ve otopolimerize rezinlerde oluşan pöröz yapının monomer difüzyonunu kolaylaştırmasına bağlanmaktadır.^{108,134}

Akrilik rezinin matris fazının oluşumu sırasındaki ısıya cam geçiş ısısı (T_g) denilmektedir. Cam geçiş ısısının artması monomerin hareket kabiliyetinin artmasına neden olmaktadır. Bunun sonucunda monomer daha çok polimerle tepkimeye girmekte, böylece rezin içerisinde daha az miktarda artık monomer kalmaktadır. Isı ile polimerize rezinlerde T_g yüksek olduğundan daha az, otopolimerize rezinlerde T_g düşük olduğundan daha fazla miktarda artık monomer oluşmaktadır.^{155,176}

Güner,¹⁷⁷ akrilik rezin örnekleri farklı yöntemlerle polimerize ederek yaptığı çalışmasında gama ışını ile hazırladığı akrilik rezin örneklerin artık monomer miktarını ısı ve mikrodalga ile polimerize

örneklerden çok, otopolimerize örneklerden az bulmuştur. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya paralel olarak hem güçlendirilmiş hem de güçlendirilmemiş gruplarda gama ışını ile polimerize edilen örneklerdeki artık monomer miktarı ısı ve mikrodalga ile polimerize edilen örneklere göre daha çok, otopolimerize örneklere göre daha az olarak bulunmuştur. İstatistiksel değerlendirmelerinde aralarında anlamlı farklar gözlenmiştir.

Gama ışını ile polimerizasyonda artık monomer miktarının azaltılması için rezinin daha uzun süreli ve yüksek dozda gama ışınmasına maruz bırakılması gerektiği söylenebilir. Bu konuda yapılacak çalışmalarla farklı dozlardaki gama ışını ile polimerizasyonun rezindeki artık monomer miktarına etkisini inceleyen araştırmalar yapılması gerekmektedir.

Çalışmamızda ısı ile polimerize edilen örneklerde fibersiz grupta artık monomer miktarı % 0,69 iken fiberle güçlendirilen grupta % 0,64 olarak bulunmuştur. Otopolimerize örneklerde fibersiz grupta artık monomer miktarı % 3,25 iken fiberle güçlendirilen grupta % 3,53, mikrodalga ile polimerize örneklerde fibersiz grupta % 0,42 iken fiber ile güçlendirilen örneklerde % 0,60, gama ışını ile polimerize örneklerde fibersiz gruptaki artık monomer miktarı % 1,02 iken fiberle güçlendirilen örneklerde % 1,28 olarak bulunmuştur. Isı ile polimerize grupta artık monomer miktarındaki düşüş istatistiksel olarak anlamlı değilken, diğer gruplardaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Fiberin akrilik rezin örneklerdeki artık monomer miktarına etkisinin de değerlendirildiği çalışmamızda, fiber ısı ile polimerize olan grup haricinde tüm gruplarda artık monomer miktarını artırmıştır. Bu artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Isı ile polimerize olan rezinde ise fiberle güçlendirilen gruptaki artık monomer miktarı güçlendirilmeyen gruptakine oranla daha azalmış ancak bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Yılmaz ve ark,¹⁷⁵ ısı ve otopolimerize rezinlerin cam fiber ile güçlendirilmesinin artık monomer miktarı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında artık monomer miktarını gaz kromatografi cihazı ile tespit etmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda hem ısı ile polimerize hem de otopolimerize rezinde cam fiber ile güçlendirmenin artık monomer miktarını artırdığını bildirmişlerdir.

Bayraktar ve ark,¹⁷⁸ cam fiber ile güçlendirdikleri rezinleri ısı, oto ve mikrodalga ile polimerize etmişler, güçlendirmenin artık monomer miktarı üzerine etkisini HPLC cihazı ile incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda güçlendirilmiş örneklerde güçlendirilmemiş örneklere oranla daha fazla artık monomer tespit etmişlerdir.

Köroğlu,⁵⁰ ısı ve mikrodalga ile polimerize rezinleri hem polietilen fiber hem de cam fiber kullanarak güçlendirdiği çalışmasında, güçlendirmenin artık monomer miktarına etkisini HPLC cihazı ile incelemiştir. Çalışmasında fiberleri akışkan kıvamda rezin hamuru ile ıslattıktan sonra hamurun arasına yerleştirmiştir. Çalışmada ısı ile polimerize örneklerin kontrol grubundaki artık monomer oranı % 1,57, mikrodalga ile polimerize örneklerin kontrol grubundaki artık monomer oranını % 0,29 olarak bulunmuştur. Ribbond ile güçlendirilmiş örneklerde, ısı ile polimerize grupta % 3,14, mikrodalga ile polimerize grupta % 0,32 olarak bulunmuştur. Isı ile polimerize gruptaki artış anlamlı, mikrodalga ile polimerize gruptaki artış ise anlamsız bulunmuştur. Ayrıca çalışmada polietilen fiber ilavesinin cam fiber ilavesine göre artık monomer miktarını daha az oranda artırdığını bildirilmiştir. Çalışmada bulunan değerler bizim çalışmamızla farklılık göstermektedir. Bunun nedeninin kullanılan rezin ve analiz yöntemindeki farklılıklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Yapılan SEM çalışmaları fiberle akrilik rezinler arasında boşluk olduğunu göstermiştir.^{70,94,154,179} Bu boşlukların sebebi tam olarak bilinmemekle birlikte monomerle ıslatılan fiberlerin emdiği monomerin polimerizasyon büzülmesinin akrilik rezinden fazla olması şeklinde yorumlanmıştır.¹⁵⁴

Fiberle resin arasında oluşan boşluklar oksijen rezervuarı görevi yaparlar. Oksijenin varlığında serbest radikaller oksijenle reaksiyona girmeye daha eğilimli olduğundan oksijenle reaksiyona girerek reaktif olmayan peroksi radikalleri oluştururlar. Böylece polimerizasyon reaksiyonu tam olarak gerçekleşmez ve monomerler reaksiyona girmemiş halde kalırlar. Sonuçta rezinlerdeki artık monomer miktarı artar.^{117,147}

Miettinen ve Vallittu,⁵³ fiberlerin akrilik resin ile impregnasyonunun daha iyi olması için, fiberlerin ıslatılmasında kullanılan polimer monomer oranında değişiklik yapılması gerektiğini ancak polimer-monomer oranındaki değişikliklerin de kritik bir öneme sahip olduğunu bildirmişlerdir. Karışımdaki fazla miktarda monomerin akrilik resin-fiber kompozit yapıda artık monomer miktarını artırdığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda fiberleri ıslatmak için kullandığımız polimer- monomer karışımı oranı daha önce yapılan çalışmalar referans alınarak belirlenmiştir. Fiber ile resin arasında boşluk oluşumunu artırabilecek olan akışkan kıvamdaki akrilik resin hamurunun farklı oranlarda hazırlanıp ileri çalışmalar yapılmasını gerektiğini düşünmekteyiz.

G ner¹⁷⁷ dört farklı polimerizasyon yöntemiyle hazırladığı akrilik resin örneklerde cam fiberle güçlendirmenin artık monomer miktarına etkisini değerlendirdiği çalışmasında ısı ile polimerizasyon yöntemi hariç diğer polimerizasyon yöntemlerinde cam fiberin artık monomer miktarını artırdığını tespit etmiştir. Çalışmada ısı ile polimerize olan fibersiz grupta artık monomer miktarı ağırlıkça % 0,64, güçlendirilmiş grupta % 0,48 oranında bulunmuştur. Çalışmada bu düşüş istatistiksel

olarak anlamlı bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda, ısı ile polimerize fibersiz grupta artık monomer miktarı % 0,64, güçlendirilmiş grupta % 0,69 olarak bulunmuştur. Çalışmamızda bu çalışmaya paralel olarak diğer polimerizasyon yöntemlerinden farklı olarak ısı ile polimerize örneklerde artık monomer miktarında düşüş gözlenmiştir. Bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Çalışma sonuçlarındaki benzerliğin, her iki çalışmada yer alan terminal kaynatma işleminden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Mikrodalga ile ve otopolimerizasyon yönteminde muflanın her yerinde aynı anda ve aynı derecede ısı oluşmaktadır. Isı ile polimerizasyon yönteminde ise muflanın iç ve dış kısmı aynı anda ısınmamakta, dış kısmında daha fazla, iç kısmında ise daha az ısı oluşmaktadır. Yani muflanın dış kısmı ile akrilik rezinin bulunduğu iç kısmı arasında ısı farkı oluşmaktadır. Çalışmamızda kullandığımız terminal kaynatma işleminin ısı ile polimerizasyon yönteminde oluşan ısı farkı sorununu çözdüğü kanısındayız. Terminal kaynatma işleminin polimerizasyon derecesini yükselttiği, muflanın iç ve dış kısmı arasındaki ısı farkını azalttığı, fazla monomerin buharlaşmasına neden olduğu, bu şekilde fiber ile rezin arasındaki impregnasyonu artırdığı ve daha az artık monomere neden olduğu kanısındayız.

Akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarı ISO 2567 no'lu standartta belirtilmiştir. Buna göre artık monomer miktarı ısı ve mikrodalga ile polimerize rezinler için % 2,2 ve otopolimerize rezinler için % 4,5 sınırları içerisinde olmalıdır.¹⁷ Tez çalışmamızın sonucunda elde ettiğimiz artık monomer miktarları hem güçlendirilmiş gruplarda hem de güçlendirilmemiş gruplarda bu sınırlar içerisinde. Ancak hassas bireylerde otopolimerize rezinler kullanılırken dikkatli olunmalı ve artık monomer miktarını azaltacak önlemler alınmalıdır. Bu nedenle özellikle otopolimerize rezinler kullanılarak hazırlanan protezlerin hastaya

tesliminden önce suda bekletilmesi, polimerizasyon ısısının yüksek tutulması ve polimerizasyondan sonra mikrodalga ışınına veya ısı ile ilave polimerizasyona tabi tutulması gerektiği bildirilmiştir.

Çalışmamızda polietilen fiber güçlendirilmesi işleminde ısı ile polimerizasyon yöntemi haricinde diğer tüm polimerizasyon yöntemlerinde artık monomer miktarındaki artışın fiberlerin rezin ile impregnasyonunun yetersizliğinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ancak çalışmamızın sınırları dahilinde bağlantı mekanizmasını inceleme imkanımız olmadığından esas gerekçelerin belirlenmesi için araştırmamızın ileri çalışmalarla desteklenmesi gerektiğine inanmaktayız. Ayrıca fiberle güçlendirilmiş rezinlerin oluşturabileceği mukozal reaksiyon riskinin azaltılması ve mekanik özelliklerinin zayıflamaması için artık monomer miktarını azaltacak önlemler alınmalıdır. Bu yönde fiberlerin akrilik rezin ile impregnasyonunu artıracak işlemler yapılırken dikkatli olunmalı, fiberlerin ıslatılması için hazırlanan akışkan kıvamda rezin hamurunun monomer/polimer oranına dikkat edilmesi gerekmektedir.

6. SONUÇ

Dört farklı polimerizasyon yöntemiyle hazırlanan güçlendirilmemiş ve polietilen fiber ile güçlendirilmiş akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarının in vitro koşullarda değerlendirildiği tez çalışmamızdan şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Hem güçlendirilmemiş hem de polietilen fiber ile güçlendirilmiş gruplarda artık monomer miktarı açısından polimerizasyon yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. ($p < 0.05$)

2. Güçlendirilmemiş ve polietilen fiber ile güçlendirilmiş gruplar arasında en az artık monomer miktarı mikrodalga ile polimerize edilen, en fazla artık monomer miktarı otopolimerize gruplarda elde edilmiştir.

3. Polietilen fiber ile güçlendirme işlemi ısı ile polimerize edilen grupta artık monomer miktarında azalmaya neden olmuştur. Ancak bu azalma istatistiksel olarak anlamlı değildir. ($p > 0.05$)

4. Polietilen fiber ile güçlendirme işlemi oto, gama ve mikrodalga ile polimerize edilen grupların artık monomer miktarlarında istatistiksel olarak anlamlı artışa neden olmuştur. ($p < 0.05$)

7. ÖZET

Polietilen fiberle güçlendirilen akrilik rezinlerde farklı polimerizasyon yöntemlerinin artık monomer miktarına etkisinin in-vitro koşullarda değerlendirilmesi

Son yıllarda akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi için fiberler kullanılmaktadır. Artık monomer akrilik rezinlerin neden olduğu lokal doku reaksiyonlarında primer rol oynamaktadır. Bu çalışmada farklı polimerizasyon yöntemleriyle polimerize edilmiş ve polietilen fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş akrilik rezinlerin artık monomer miktarları in-vitro koşullarda değerlendirilmiştir.

Çapraz kilit örgülü dokuma formundaki Ribbond polietilen fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş akrilik rezin örnekler dört farklı polimerizasyon yöntemiyle (ısı ile polimerizasyon, otopolimerizasyon, mikrodalga ve gama ışını ile polimerizasyon) polimerize edildi. Her grup için beşer adet örnek hazırlandı. Örneklerdeki artık monomer miktarı UV-VIS cihazı kullanılarak tespit edildi. Sonuçlar tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile ve gruplar arasındaki farklılıklar Tukey HSD ve eşleştirilmiş örneklem t testi ile değerlendirildi.

Güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş gruplar arasında en fazla artık monomer miktarı otopolimerizasyon yöntemiyle hazırlanan grupta, en düşük artık monomer miktarı ise mikrodalga ile polimerize gruplarda bulunmuştur. Fiber ile güçlendirme işlemi ısı ile polimerize gruplarda artık monomer miktarını azaltmıştır. Ancak bu azalma istatistiksel olarak anlamlı değildir. Diğer gruplarda ise istatistiksel olarak önemli derecede artırmıştır ($p < 0,05$).

8. SUMMARY

An in-vitro evaluation of the influence of different polymerization methods on residual monomer amount of acrylic resins reinforced with polyethylene fibers.

In recent years fibers are used to improve the mechanical properties of acrylic resins. Acrylic resins may cause local tissue reactions and residual monomer is the primary factor for these reactions. In this study residual monomer amount of polyethylene fiber reinforced and unreinforced acrylic resin polymerized different methods was evaluated by in vitro.

Acrylic resin specimens were reinforced with cross-link stitch leno woven form Ribbond polyethylene fiber. Reinforced and unreinforced specimens were prepared by using four different polymerization methods (heat polymerized, autopolymerized, gamma and microwave polymerized). Five specimens were prepared for each group. Amount of residual monomer was evaluated by using UV-VIS device. Results were analysed with one-way ANOVA followed by Tukey HSD and paired samples t test.

The highest residual monomer content was found in autopolymerized reinforced and unreinforced groups, the lowest residual monomer was found in microwave polymerized reinforced and unreinforced groups. In heat polymerized groups; fiber reinforcement decreased residual monomer content insignificantly ($p>0,05$), increased residual monomer content of other groups significantly ($p<0,05$), respectively

9. KAYNAKLAR

1. Van Noort R: Dental Materials Properties and Manipulation, 4th Ed; Mosby, St. Louis 1994: 15-35
2. McCabe JF. Applied Dental Materials, 7th Edition, Mass Publishing Co, London 1994: 1-38
3. Craig EG, Peyton FA: Restorative Dental Materials. 5th ed, The CV Mosby Comp, St. Louis, 1975.
4. Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials. 9th ed, WB Saunders Comp, 1991.
5. Phillips RW, Swartz MJ, Norman RD: Materials for the Practicing Dentist. The CV Mosby Comp, St Louis, 1969
6. alikkocaoğlu S. Tam Protezler. 3. Baskı, Cilt 2. İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 2. Bilimsel Yayını; 1998.
7. O'Brien W. J. Dental Materials: Properties and Selection, 3rd ed, Mosby, Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago, 2002.
8. Rawls H. R. Dental Polymers. In: Philips' Science of Dental Materials, Ed: KJ. Anusavice St Louis: Elsevier Science Ltd, Chapter 7, 2003.
9. Anderson JN: Applied Dental Materials. 5th ed. Blackwell Scientific Publications, Oxford-London, 1976.

10. Leinfelder KF, Lemons JE. Clinical Restorative Materials and Techniques. LEA and Febiger, Philadelphia, 1988.
11. Craig RG, O' Brien WJ, Powers JM. Dental materials properties and manipulation. St Louis: CV Mosby Co 1987, 4 th Ed.
12. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi. Ankara, 1993.
13. Craig RG. Restorative Dental Materials. Mosby Company; 1996.
14. Stevens MO. Polymer Chemistry, 2nd Ed, Oxford Uni Pres, Newyork: 1990.
15. Donovan TE, Hurst RG, Campagni WV. Physical Properties of Acrylic Resin Polymerized by Four Different Tecniques. J Prosthet Dent 1985; 54: 522-4
16. Winkler S. Denture Base Resins. Dent Clin North Am 1981; 28: 287-97.
17. International organization for standardization (ISO). Dentistry-denture base polymers. ISO/ technical report No 1567/ Switzerland; 1999.
18. Karaağaçlıoğlu L, Kalıpçılar B, Hasanreisoğlu U. Oda ısısında polimerize olan enjeksiyon akriliklerinin su emilimi-çözünürlük ve yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi. AÜ Diş Hek Fak Derg 1988; 15: 59-63.
19. Huggett R, Bates JF, Knott NJ: A comparison of some properties of denture base acrylic resins polymerized by dry and wet curing systems. Quint Dent Tech 1987; 11: 265-269.

20. Bal Ç. Kuantum fiziğine giriş ve uzay. 2005. Erişim tarihi 9.7.2007. <http://www.zamandayolculuk.com.htm>
21. Ateş J. Polymerisation and Polymer Characterization of Methyl Methacrylate As Denture Base Material Using Microwave. Doktora. Ankara: Orta Doğu Teknik Üniversitesi: 1999.
22. Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation. J Osaka Dent Univ Dent Sch 1968; 2: 23-40.
23. Kimura H, Teraoka F, Saito T. Applications of microwave for dental technique(part 2): Adaptability of cured acrylic resins. J Osaka Univ Dent Sch 1984; 24: 21-9.
24. Azzarri MJ, Cortizo MZ, Alessandrini JL. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. J Dent 2003; 31: 463-8.
25. Takamata T, Setcos JC, Philips RW, Bone ME. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. J Am Dent Assoc 1989; 119: 271-6.
26. Şekeroğlu T. Thermal And Mechanical Properties Of Ultra High Modulus Polyethylene Reinforced Poly(Methyl Methacrylate) Cured By Gama Radiation Used As Dental Base Material, Doktora. Ankara: Orta Doğu Teknik Üniversitesi: 2000.
27. Jagger DC, Harrison R, Jandt KD. The reinforcement of dentures. J Oral Rehabil 1999; 26: 185-94.

28. Radford RA. Further development and evaluation of high impact strength base materials. *J Dent* 1980; 18: 151-7.
29. Stafford GD, Brooks SC. The loss of residual monomer from acrylic orthodontic resins. *Dent Mater* 1985; 1: 135-8.
30. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 543-547.
31. Galan D, Lynch E. The effect of reinforcing fibres in denture acrylics. *J Irish Dent Assoc* 1990; 35: 109-113.
32. Stipho HD. Effect of glass reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 580-584.
33. Karacaer Ö, Doğan A, Gürbüz R. Polietilen ve karbon fiber ile desteklenmiş akrilik rezinlerin kırılmaya karşı dirençleri. *GÜ Dişhek Fak Derg* 1995; 12: 69-74.
34. Vallittu PK. A review of methods used to reinforce polymethyl methacrylate resin. *J Prosthodont* 1995; 4: 183-187.
35. Sehajpal SB, Sood VK. Effect of fillers on some physical properties of acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 746-51.
36. Blatterfien L, Payne SH. Bond strength of 4-META acrylic resin denture base to cobalt chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1998; 60: 570-6.

37. Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J Proshet Dent* 1992; 67: 417-419.
38. Goldberg AI, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992; 8: 197-202.
39. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont* 1996; 5: 270-276.
40. Vallittu PK. The first international symposium on fibre-reinforced plastics in dentistry. A special symposium of the annual meeting of the EPA on 26-27 August, Finland, 1998.
41. Eirich FR. Reinforcement of polymers. *J Dent Res* 1967;46: 1193.
42. Freilich A, Goldberg AJ. The use of a pre-impregnated, fiber-reinforced composite in the fabrication of a periodontal splint: A preliminary report. *Pract Perio Aesth Dent* 1997; 9: 873-876.
43. Vallittu PK. Some aspects of the tensile strength of unidirectional glass fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 100-105.
44. Vallittu PK, Ekstrand K. In vitro cytotoxicity of fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 666-671.
45. Schreiber CK. Polymethyl methacrylate reinforced with carbon fibres. *Brit Dent J* 1971; 130: 29-30.

46. Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, Clancy JMS. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resin. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 816-820.
47. Malquartı G, Berruet RG, Bords D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 251-257.
48. Braden M, Davy KW, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibers. *Br Dent J.* 1988; 164: 109-13.
49. Powell DB, Nicholls JI, Yuodelis RA, Strygler H. A comparison of wire and kevlar-reinforced provisional restorations. *Int J Prosthodont* 1994; 1: 81-89.
50. Koroğlu A. Farklı Yöntemlerle Polimerize Edilen Fiberle Güçlendirilmiş Akriklik Rezinlerin Artık Monomer Miktarının ve Bazı Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi. Doktora. Ankara: Ankara Üniversitesi: 2007.
51. Vallittu PK. Dimensional accuracy and stability of poly methyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 617-621.
52. Miettinen VM, Vallittu PK. Release of residual methyl methacrylate into water from glass-fibre poly (methyl methacrylate) composite used in dentures. *Biomaterials* 1997; 18: 181-185.

53. Narva KK, Vallittu PK, Helenius H, Urpa AY. Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 219-224.
54. Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater* 2005; 21: 421-428.
55. Çökeliler D, Erkut S, Zemek J, Biederman H, Mutlu M. Modification of glass fibers to improve reinforcement: a plasma polymerisation technique. Erişim tarihi: 10.5.2007, Erişim: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov.tr.htm>
56. Waltimo T, Tanner J, Vallittu PK, Haapasalo M. Adherence of *Candida albicans* to the surface of methacrylate-E glass fiber composite used in dentures. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 83-86.
57. Harrison A, Constantinidis V, Vowles R. The effect of surface treated UHMWPE beads on some properties of acrylic denture base material. *Eur J Prosthet Rest Dent* 1997; 5: 39-42
58. Gutteridge DL. The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. *Br Dent J* 1988; 164: 177-180.
59. Jagger DC, Harrison A. The effect of chopped poly (methyl methacrylate) fibers on some properties of acrylic resin denture base material. *Int J Prosthodont*. 1999; 12: 542-6.
60. Ladizesky NH, Ho CF, Chow TW. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 934-939.

61. Carlos B, Harrison A. The effect of untreated UHMPE beads on some properties of acrylic resin denture base material. J Dent 1997; 25: 59-64.
62. Belvedere PC. Single-sitting, fiber-reinforced fixed bridges for the missing lateral or central incisors in adolescent patients. Dent Clin North Am 1998; 42: 665-682.
63. Rudo DN. Ribbond, bondable reinforcement ribbon. 2001. Erişim tarihi: 29/04/2001. Erişim: <http://www.ribbon.com/newhome.htm>.
64. Rudo N, Karbhari ME. Physical behaviours of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. Dent Clin North Am 1999; 43: 7-35
65. Miller TE, Hakimzadeh F, Rudo DN. Immediate and indirect woven polyethylene ribbon-reinforced periodontal-prosthetic splint: a case report. Quintessence Int 1995; 26: 267-271.
66. Andreopoulos AG, Papaspyrides CD, Tsilibounidis S. Surface treated polyethylene fibres as reinforcement for acrylic resins. Biomaterials 1991; 12: 83-87.
67. Jagger D, Harrison A, Vowles R, Jagger R. The effect of the addition of surface treated chopped and continuous poly (methyl methacrylate) fibres on some properties of acrylic resin. J Oral Rehabil 2001; 28: 865-872.
68. Vallittu PK. Curing of a silane coupling agent and its effect on the transverse strength of autopolymerizing polymethyl methacrylate-glass fibre composite. J Oral Rehabil 1997; 24: 124-130.

69. Soderholm KJM, Shang WS. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res* 1993; 72: 1050-1054.
70. Solnit GS. The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated glass fibers. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 310-314.
71. Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibers and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 533-539.
72. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 318-326.
73. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin fibre composite. Part 1: The effect of fibre concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1999; 71: 607-612.
74. Hild DN, Schwartz P. Plasma-treated ultra-high strength polyethylene fibers. Part II. Increased adhesion to poly (methyl methacrylate). *J Adhesion Sci Technol* 1992; 6: 897-917.
75. Ramos V, Runyan DA, Christensen LC. The effect of plasma treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 94-96.
76. Ladizesky NH, Ward IM. A study of the adhesion of drawn polyethylene fibre, polymeric resin systems. *J Mater Sci* 1983; 18: 533-544.

77. Samadzadeh A, Kugel G, Hurley E, Aboushala A. Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated woven polyethylene fiber. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 447-450.
78. Marei MK. Reinforcement of denture base resin with glass fillers. *J Prosthodont.* 1999; 8: 8-26.
79. Ladizesky NH, Pang MKM, Chow TW, Ward IM. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibers. Mechanical properties and further aspects of denture construction. *Aust Dent J* 1993; 38: 28-38.
80. Favonius Corp. Reinforcement fabrics, woven materials. Erişim tarihi: 21.5.2007 Erişim: <http://www.favonius.com/soaring/materials.htm>
81. Chow TW, Ladizesky NH, Clarke DA. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 2. Water sorption and clinical trials. *Aust Dent J* 1992; 37: 433-438.
82. Vallittu PK. Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate: A short communication. *Dent Mater* 1997; 13: 381-382.
83. Güner Ç, Karacaer Ö. Polietilen fiber ile güçlendirilmiş rezin tutuculu köprü restorasyonu: Olgu sunumları. *CÜ Diş Hek fak Derg* 2007; 10: 26-30.
84. Belli S, Ozer F. A simple method for single anterior tooth replacement. *J Adhes Dent* 2000; 2: 67-70.

85. Eminkahyagil N, Erkut S. An innovative approach to chairside provisional replacement of an extracted anterior tooth: Use of fiber-reinforced ribbon-composites and a natural tooth. *J Prosthodont* 2006; 15: 316-320.
86. Hornbrook DS, Hastings JH. Use of bondable resin cement fiber for post and core build-up in an endodontically treated tooth: Maximizing strength and aesthetics. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry* 1995; 7: 33-42.
87. Arı H, Belli S. Endodontik olarak tedavi edilen dişlerde güçlendirilmiş polietilen fiber post/core uygulaması: Olgu bildirisi. *CÜ Diş Hek Fak Derg* 1999; 2: 29-32.
88. Deliperi S, Bardwell DN, Coiana C. Reconstruction of devital teeth using direct fiber-reinforced composite resins: a case report. *J Adhes Dent* 2005; 7: 165-171.
89. Eskitaşcıoğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (Fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod* 2002; 28: 629-633.
90. Strassler H, Serio FG. Stabilization of the natural dentition in periodontal cases using adhesive restorative materials. *Periodontal Insights* 1997; 4: 4-10.
91. Strassler HE. Aesthetic management of traumatized anterior teeth. *Dent Clin North Am* 1995; 39: 181-202.

92. Karaman A, Kir N, Belli S. Four applications of reinforced polyethylene fiber material in orthodontic practice. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 121: 650-4.
93. Georgaklis CC. Anterior retention with a reinforced composite resin splint after cosmetic orthodontic treatment. *Dent Today* 2002; 21: 54-57.
94. Gutteridge DL. Reinforcement of poly (methyl methacrylate) with ultra-high-modulus polyethylene fibre. *J Dent* 1992; 20: 50-54.
95. Karacaer O, Dogan OM, Tincer T, Dogan A. Reinforcement of maxillary dentures with silane-treated ultra high modulus polyethylene fibers. *J Oral Sci* 2001; 43: 103-107.
96. Derrick, I. W., Boyer, D. B., Aquilino, S. A., Leary, J. M. Effect of polyethylene fiber reinforcement on the strength of denture base resins polymerized by microwave energy. *J Prosthet Dent*. 1994; 72: 635-638.
97. Cheng TH, Jones FR, Wang D. Effect of fiber conditioning on the interfacial shear strength of polyethylene fiber composite. *Compos Sci Technol*. 1993; 48: 89-96.
98. Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforcement with chopped high performance polyethylene fibres properties and denture construction. *Dent Mater* 1993; 9: 128-135.
99. Vallittu PK. Comparison of in vitro fatigue resistance of acrylic resin partial denture reinforced with continuous glass fibres or metal wire. *J Prosthodont* 1996; 5: 115-121.

100. Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. Dent Mater 2004; 20:947-55.
101. Levent H, Karaağaçlıoğlu L. Protez Kaide rezinlerinin Güçlendirilmesi. GÜ Diş Hek Fak Der 2004; 21: 135-42.
102. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. J Prosthet Dent 1994; 72: 639-643.
103. Vallittu PK. The effect of void space and polymerization time on transverse strength of acrylic - glass fibre composite. J Oral Rehabil 1995; 22: 257-61.
104. Tezvergil A. Farklı Yönlerde ve Ypıdaki Cam Fiber ile Güçlendirilen Kompozit Materyallerin Mine ve Dentin Bağlantılarının Değerlendirilmesi. Doktora. Ankara: Gazi Üniversitesi: 2004.
105. Deng M, Shalaby SW. Properties of self-reinforced ultra-high-molecular-weight polyethylene composites. Biomaterials. 1997; 18: 645-655.
106. Kalıpçılar B, Karaağaçlıoğlu L, Hasanreisoğlu U. Evaluation of the level of residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties. J Oral Rehabil 1991; 18: 399-401.
107. Aykan L. Farklı Yöntemlerle Polimerize Edilen Bazı Akrilik Rezinlerin Biyolojik Uyumlarının In-Vitro incelenmesi. Doktora. Ankara: Gazi Üniversitesi: 1998.

108. Jorge JH, Giampaolo Et, Machado AL, Vergani CE. Cytotoxicity of Denture Base acrylic resins: A literature review. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 190-3
109. Huang FM, Tai KW, Hu CC, Chang YC. Cytotoxic effects of denture base materials on a permanent human oral epithelial cell line and on primary human oral fibroblasts in vitro. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 439-43.
110. Nalçacı A, Öztan MD, Yılmaz ş. Cytotoxicity of composite resins polymerized with different curing methods. *Int Endod J* 2004; 37: 151-6.
111. Pfeiffer P, Rosenbauer EU. Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 72-78.
112. Doğan A, Bek B, Çevik NN, Usanmaz A. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *J Dent* 1995; 23: 313-8.
113. Lung CYK, Darvell BW. Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. *Dent Mater* 2005; 21: 119-28.
114. Shim JS, Watts DC. Residual monomer concentrations in denture base acrylic resin after an additional, soft liner, heat cure cycle. *Dent Mater* 1999; 15: 296-300.
115. Ruyter IE. Release of formaldehyde from denture base polymers. *Acta Odontol Scand* 1980; 38: 17-27.

116. Tsuchiya H, Hoshino Y, Tajima K, Takagi N. Leaching and cytotoxic effect of formaldehyde and methyl methacrylate from acrylic denture base materials. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 618-24.
117. Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent Mater* 1995; 11: 338-42.
118. Hochman N, Zalkind M. Hypersensitivity to methyl methacrylate: Mode of treatment. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 93-9.
119. Denli SN. Protez Materyali Olarak Ağızda Kullanılan Akrilik Türevlerinin Sebep Oldukları Reaksiyonlar ve önlemleri Üzerine Çalışmalar. Doktora. Ankara: Ankara Üniversitesi: 1985.
120. Wiltshire WA, Ferreira MR, Lighthelm AJ. Allergies to dental materials. *Quintessence Int* 1996; 27: 513-520.
121. Mürer AJ, Poulsen OM, Tüchsen F, Roed-Petersen J. Rapid increase in skin problems among dental technician trainees working with acrylates. *Contact Derm* 1995; 33: 106-11.
122. Rustemeyer T, Frosch PJ. Occupational skin diseases in dental laboratory technicians. (I) Clinical picture and causative factors. *Contact Derm* 1996; 34: 125-33.
123. Kenerva L, Jolanki R, Estlander T. 10 years of patch testing with the (meth)acrylate series. *Contact Derm* 1994; 30: 80-5.
124. Tucker N. Allergy to acrylic resin denture base. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 602.

125. Kiec-Swierczynska MK. Occupational allergic contact dermatitis due to acrylates in Lodz. Contact Derm 1996; 34 :419-22.
126. Esmer F, Karacaer Ö, Doğan A. Metilmetakrilat buharının inhalasyonu ile burun epitelyumu ve akciğerde oluşan değişikliklerin histopatolojik incelenmesi. OMÜ Diş Hek Fak Der 2002; 4: 7-11.
127. Sadamori S, Ganefiyanti T, Hamada T, Arima T. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. J Prosthet Dent 1994; 72: 19-22.
128. Keskin Y. Farklı Yöntemlerle Polimerizasyonu Sağlanan Akriliklerin Bazı Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi. Doktora. Ankara: Ankara Üniversitesi: 1993.
129. Baydaş S. Dokunun akrillere karşı duyarlılığı. İÜ Diş Hek Fak Derg 1978;12:248-254.
130. Huggett R, Brooks SC, Bates JF: The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrylic resin denture base materials. Quint Dent Tech 1984; 8: 81-85.
131. Jerolimov V, Hugget R, Brooks SC, Bates JF: The effect of variations in the polymer/monomer mixing ratios on residual monomer levels and flexural properties of denture base materials. Quint Dent Tech 1985; 9: 431-434.
132. Valittu PK. The effect of surface treatment of denture acrylic resin on the residual monomer content and its release into water. Acta Odontol Scand 1996; 54: 188-192.

133. Jagger RG. Effect of the curing cycle on some properties of polymethylmethacrylate denture base material. J Oral Rehabil 1978; 5: 151-7.
134. Harrison A, Huggett R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. J Dent 1992; 20: 370-4.
135. Fisher AA: Denture Sore Mouth. Cutis 1985; 36: 384-386.
136. Lasilla LVJ, Valittu PK. Denture Base Polymer Allident Sinomer: mechanical properties, water sorption and release of residual compounds. J Oral Rehabil 2001; 28: 607-13.
137. Koda T, Tsuchiya H, Yamauchi M, Hoshino Y, Takagi N, Kawano J. High performance liquid chromatographic estimation of eluates from denture base polymers. J Dent 1989; 17: 84-9.
138. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used estimate monomer conversion analysis of contemporary dental resins. Dent Mater 1990; 6: 241-9
139. Mehmetoğlu İ. Klinik Biyokimya Laboratuvarı El kitabı 3. baskı. 2004 Konya.
140. Skoog DA, Holler FC, Nicman TA. Principles of Instrumental Analysis. 5 th Ed. Saunders Collage Publ,1998. Chapter 3: 300-312.
141. Ertan L. Ultraviyole ve görünür bölge absorpsiyon spektroskopisi. Erişim tarihi: 18.8.2007 www.kimyamuhendisi.com/ultraviyole.htm

142. Baysal B. Polimer Kimyası. Orta Doğu Teknik Üniversitesi Yayınları
Bölüm 1. baskı 1981: 1-9.
143. Guerra RM, Duran I, Ortiz P. FTIR monomer conversion analysis of
UDMA-based dental resins. J Oral Rehabil 1996; 23: 632-637.
144. Uzun G. Protez kaide rezinlerinin güçlendirilmesinde liflerin kullanımı.
HÜ Diş Hek Derg 2000; 24: 70-6.
145. Karaağaçlıoğlu L, Keskin Y, Özkan P. Değişik materyallerle
güçlendirilmiş akriliklerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi.
Türkiye Klin Diş Hek Bil Derg 1996; 2: 189-193.
146. Kim SH, Watts DC. The effect of reinforcement with woven E-glass
fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with
high-impact acrylic resin. J Prosthet Dent 2004; 91: 274-80.
147. Uzun G, Hersek N. Değişik liflerle güçlendirilmiş akrilik rezinin
elektron mikroskop görüntülerinin değerlendirilmesi. Hacettepe Diş
Hek Fak Derg 1999; 23: 32-37.
148. Keyf F, Uzun G. The effect of glass-fibre reinforcement on the
transverse strength of, deflection and modulus elasticity of repair
acrylic resins. Int Dent J 2000; 50: 93-7
149. Uzun G, Hersek N, Tinçer T. Effect of five woven fiber reinforcements
on the impact and transverse strength of a denture base resin. J
Prosthet Dent 1999; 81: 616-620.

150. Rahamneh A, Jagger DC, Harrison A. The effect of the addition of different fibres on transverse and impact strength of acrylic denture base material. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2003; 11: 75-81
151. Ladizesky NH, Chow TW, Cheng YY. Denture base reinforcement using woven polyethylene fiber. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 307-314.
152. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of Different Techniques of Laboratory Construction on the Fracture Resistance of Fiber-Reinforced Composite (FRC) Bridges. *J Contemp Dent Pract* 2004; 5: 1-13.
153. Vallittu PK, Alakuijala P, Lassila VP, Lappalainen R. In vitro fatigue fracture of an acrylic resin-based partial denture: An exploratory study. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 289-95
154. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dent Mater* 1994; 10: 116-121.
155. Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S. Effect of polymerisation temperature and time on residual monomer content of denture base polymers. *Eur J Oral Sci* 1998; 106: 588-93.
156. Bayraktar G, Güvener B, Bural C, Üresin Y. Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2006; 76: 340-5.
157. Austin AT, Basker RM. The level of residual monomer in acrylic denture base materials. *Br Dent J* 1980; 149: 281-286.

158. Baker S, Brooks SC, Walker DM: The release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in the human mouth: an assay for monomer in saliva. *J Dent Res* 1988; 67: 1295-1299.
159. Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. *Biomaterials* 1982; 3: 155-9.
160. Ruyter IE, Oysaed H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand* 1982; 40: 179-92.
161. Oysaed HI, Ruyter IE, Sjøvik K. Release of formaldehyde from dental composites. *J Dent Res* 1988; 67: 1289-94
162. Yang HS, Park YJ. The effect of composition on the mechanical properties of composite resin. *Taehan Chikkwa Uisa Hyophoe Chi* 1989; 27: 185-200
163. McCabe JF, Basker RM. Tissue sensitivity to acrylic resin a method of measuring the residual monomer content and its clinical application. *Br Dent J* 1976; 140: 347-50.
164. Ferrecane JL, Condon CR. Rate of elution leachable components from composite. *Dent Mater* 1990; 6: 282-7.
165. Sadamori S, Kotani H, Hamada T. The usage period of dentures and their residual monomer contents. *J Prosthet Dent* 1992; 68 :374-6.
166. Kedjarune U, Charoenworluk N, Koontongkaew S: Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins:

Cytotoxicity testing related to residual monomer. Aust Dent J 1999;44: 25-30.

167. Fletcher AM, Purnaveja S, Amin WM. The level of residual monomer in denture base materials. J Dent Res 1983; 62; 118-20
168. Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerisation of denture base materials. A comparative study. J Oral Rehabil 1999; 26: 650-8.
169. Yunus N, Harrison A, Huggett R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. J Oral Rehabil 1994; 21: 641-8.
170. De Clerck JP. Microwave polymerisation of acrylic resins used in dental prostheses. J Prosthet Dent 1987; 57: 650-8.
171. Bartoloni JA, Murchhison DF, Wofford DT, Sarkar NK. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. J Oral Rehab 2000; 27: 488-93.
172. Karacaer Ö, Doğan A, Doğan OM, Usanmaz A. Dynamic mechanical properties of dental base material reinforced with glass fiber. J Appl Polym Sci 2002; 85: 1683-97.
173. Doğan OM, Karacaer Ö, Tinçer T. Silanla kaplanan ve gama ışını uygulanan çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen örgü fiber ile güçlendirilen akrilik rezinlerin bükülme dayanıklılığı. GÜ Diş Hek Fak Der 2005; 22: 147-51.

174. Doğan Om, Karacaer Ö, Tinđer T Çok yüksek molekül ağırlıklı örgü polietilen fiber ile güçlendirilen akrilik rezinlerin çarpma dayanımı ve adezyonunun değerlendirilmesi. J Dental Sci 2005, 11. 12-19.
175. Truong VT, Thomazs FGV. Comparision of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. Aust Dent J 1988; 33: 201-4.
176. Yılmaz H, Aydın C, Çağlar A, Yaşar A. The effect of glass fiber reinforcement on the residual monomer content of two denture base resins. Quintessence Int 2003; 34: 148-53.
177. Güner Ç. Cam Fiberle Güçlendirilen Akrilik Rezinlerde Farklı Polimerizasyon Yöntemlerinin Rest Monomer Miktarına Etkisinin ve Sitotoksitesinin İn-Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi. Doktora. Ankara: Gazi Üniversitesi: 2007.
178. Bayraktar G, Duran Ö, Güvener B. Effect of glass fibre reinforcement on residual monomer content of denture base polymers. J Dent 2003; 31: 297-302.
179. Katsikas NG, Huggett R, Harrisson A, Vowles RW: The effect of esthetic fibers on the flow properties of an acrylic resin denture base material. Dent Mater 1994; 10:2-5.

10.ÖZGEÇMİŞ

Adı: Görkem

Soyadı: ERTEM

Doğum Yeri ve Tarihi: Ankara, 1978

Eğitimi:

Doktora Eğitimi: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalın (2003-2008)

Lisans: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2002)

Ortaokul: Fethiye Kemal Mumcu Anadolu Lisesi(1993)

Lise: Mehmet Emin Resulzade Anadolu Lisesi(1996)

İlkokul: Sarar İlkokulu

Yabancı Dili: İngilizce

Yayınları: Boynueğri D, Karakoca S, Ertem G. İmplant destekli overdenture protezlerde cerrahi plak seçimi: İki olgu bildiri. Klinik Bilimler Dergisi 2008; 2: 123-6

TEŐEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bana destek olan ve tecrübeleriyle bana yol gösteren danışman kocam Sayın Prof.Dr. Özgöl KARACAER' e,

Bugünlere gelmemi sağlayan, bana her zaman inanan ve güvenen, maddi manevi destekleriyle her zaman beni daha da ileriye taşıyan AİLEME,

Tez çalışmamda çok değerli bilgileriyle bana katkılarda bulunan Sayın Prof.Dr.Arife Doğan' a,

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalında doktora eğitimi almamı sağlayan bölüm başkanımız Sayın Prof. Dr. Cihan AKÇABOY' a,

Tez çalışmamda beraber çalışma imkanı sağlayan sayın Prof.Dr.Ali USANMAZ'a,

Her zaman yanımda varlığını hissettiren ve bana her konuda destek olan sevgili İlkim DEMİREL'e,

G.Ü. Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalındaki eğitimim boyunca emeği geçen tüm öğretim üyelerine ve çalışma arkadaşlarıma,

Doktora eğitimim boyunca beni her zaman destekleyen, beraber çalışmaktan çok mutlu olduğum Sayın Prof.Dr. Cemal AYDIN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım