

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÖNTEMLERLE POLİMERİZE EDİLEN FİBERLE
GÜÇLENDİRİLMİŞ AKRİLİK REZİNLERİN ARTIK
MONOMER MİKTARININ VE BAZI FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ayşegül KÖROĞLU

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ahmet Duru PAMİR

2007 – ANKARA

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÖNTEMLERLE POLİMERİZE EDİLEN FİBERLE
GÜÇLENDİRİLMİŞ AKRİLİK REZİNLERİN ARTIK
MONOMER MİKTARININ VE BAZI FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ayşegül KÖROĞLU

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ahmet Duru PAMİR

Bu tez, Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü
tarafından 20050802077 proje numarası ile desteklenmiştir.

2007 - ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı
çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma, aşğıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:21/03/2007

Prof. Dr. Ahmet Duru PAMİR

Ankara Üniversitesi

Prof. Dr. Ali USANMAZ

ODTÜ

Prof. Dr. Arife DOĞAN

Gazi Üniversitesi

Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ

Ankara Üniversitesi

Prof. Dr. Yasemin KESKİN

Ankara Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	v
Simgeler ve Kısaltmalar	vi
Şekiller	vii
Resimler	ix
Çizelgeler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Protez Kaide Materyallerinin Tarihçesi	1
1.2. Akrilik Rezinler	3
1.2.1. Metil Metakrilat (Sıvı)	4
1.2.2. Poli(metil metakrilat) (Toz)	5
1.3. Akrilik Rezinlerin Polimerizasyonu	6
1.3.1. Serbest Radikal Katılma Polimerizasyonunun Kinetiği	6
1.3.1.1. Başlama Aşaması	6
1.3.1.2. Büyüme Aşaması	8
1.3.1.3. Sonlanma Aşaması	9
1.4. Protez Kaide Rezinlerinin Sınıflandırılması	10
1.5. Akrilik Kaide Rezinlerinin Bazı Özelliklerinin İncelenmesi	12
1.5.1. Transvers Dayanıklılık	15
1.5.2. Young Modülü (Elastik Modül veya Elastisite Modülü)	16
1.5.3. Çarpma Dayanıklılığı	17
1.5.4. Artık Monomer	18
1.6. Yüksek Basınç (Performans) Sıvı Kromatografi (HPLC)	19
1.6.1. Yüksek Basınç Sıvı Kromatografide Kullanılan Ayırıştırma Mekanizmaları	21
1.6.2. Yüksek Basınç Sıvı Kromatografi Sisteminde Yer Alan Ekipmanlar	22
1.6.2.1. Enjektörler	22
1.6.2.2. Pompalar	23
1.6.2.3. Kolonlar	23
1.6.2.4. Dedektörler	25
1.7. Tam Protez Kaide Plaklarının Kırılmasına Neden Olan Faktörler	25
1.8. Akrilik Rezinlerin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerinin Geliştirilmesine Yönelik Yaklaşımlar	28
1.9. Fiber Sistemleri ve Özellikleri	29
1.9.1. Karbon Fiberler	29

1.9.2. Aramid Fiberler	31
1.9.3. Polietilen Fiberler	32
1.9.4. Cam Fiberler	35
1.10. Fiber İlavesi Yapılmış Rezinlerin Mekaniğinde Etkili Faktörler	39
1.10.1. Fiberlerin Yapı, Çap ve Uzunluğuna İlişkin Faktörler	40
1.10.2. Fiber Formları ve Yerleştirilme Pozisyonlarına İlişkin Faktörler	43
1.10.3. Fiber-Polimer Matriks Bağlantısı	48
1.10.4. Fiber Miktarı	51
2. GEREÇ VE YÖNTEM	53
2.1. Fiberlerin Hazırlanması	55
2.2. Örneklerin Hazırlanması	55
2.2.1. Isı ile Polimerize Olan Test Örneklerinin Hazırlanması	55
2.2.2. Mikrodalga ile Polimerize Olan Test Örneklerinin Hazırlanması	57
2.3. Test Yöntemleri	59
2.3.1. Transvers Dayanıklılık Testi	59
2.3.2.Çarpma Dayanıklılığı Testi	62
2.3.3. Artık Monomer Testi	64
3. BULGULAR	68
3.1. Transvers Dayanıklılık Test Sonuçları	68
3.2. Elastik Modül Test Sonuçları	74
3.3. Çarpma Dayanıklılığı Test Sonuçları	76
3.4. Artık Monomer Test Sonuçları	82
4. TARTIŞMA	89
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	120
ÖZET	123
SUMMARY	124
KAYNAKLAR	125
ÖZGEÇMİŞ	137

ÖNSÖZ

Akrilik protez kaide rezinlerinin sıklıkla görülen kırılma problemlerinin ortadan kaldırılması ve dayanıklılığının artırılması amacıyla, son yıllarda üretimleri ve gelişimleri hızla artan fiber sistemlerinin kullanımları yaygınlaşmıştır. Kullanılan fiber tipi, formu, miktarı ve uygulama şekline ilişkin farklılıklar, fiber-akrilik rezin kompozit yapıların başarısında önemli rol oynamaktadır. Çalışmamızda son yıllarda en çok kullanılan cam ve polietilen fiberlerin akrilik rezinlerin birtakım mekanik özellikleri ve artık monomer miktarı üzerine etkileri irdelenmiş ve önceki çalışmaların ışığı altında değerlendirilmiştir. Bu bağlamda, tez çalışmam sırasında ve doktora eğitimim boyunca bilgi birikimi ve tecrübeleriyle bana rehber olan değerli hocam Prof. Dr. Ahmet Duru Pamir'e sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Beş yıl boyunca güler yüzlülüğü, içtenliği, bilgi birikimi ve manevi destekleri ile benden yardımlarını esirgemeyen sayın hocalarım Prof. Dr. Yasemin Keskin ve Prof. Dr. Ayhan Gürbüz'e, tez çalışmamın başlangıç aşamasından itibaren bana yol gösteren ve destek olan Prof. Dr. Arife Doğan'a teşekkürü bir borç bilirim.

Tezimin test sonuçlarının istatistik olarak değerlendirilmesinde ve yorumlanmasında yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Fikret Gürbüz ve Araş. Gör. Özgür Koşkan'a çok teşekkür ederim.

Tez çalışmamın başlangıcından bitimine kadar her aşamasında hep yanımda olan, maddi ve manevi hiçbir yardımı esirgemeksizin güler yüzlülüğünü ve içtenliğini koruyan ve bana ışık olan sayın hocam Prof. Dr. Ali Usanmaz'a en derin saygılarımı sunarım.

En zor anlarımda hep yanımda olan ve hiçbir konuda desteklerini esirgemeyen değerli arkadaşlarım Dt. Serhat Emre Özkır ve Dt. Meryem Ateş'e de teşekkürü bir borç bilirim.

Maddi ve manevi hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, karşılıksız sevgi ve ilgilerini hiçbir zaman esirgemeyen anne ve babalarım Zekiye-Halit Öztürk ve Güler-Kemal Köroğlu'na çok teşekkür ederim.

Son olarak da çalışmamı ithaf ettiğim eşim Serdar Köroğlu'na, bana huzurlu bir çalışma ortamı sağladığı, her zaman yanımda olamasa da sevgi ve desteğini hiç esirgemediği, fedakarlık ve emeğiyle bana rehber ve umut ışığı olduğu için sonsuz teşekkürler...

SİMGELER ve KISALTMALAR

α	Alfa
ADA	American Dental Association (Amerikan Diş Hekimleri Birliği)
β	Beta
EDA	Etilen diamin
g	Gram (ağırlık birimi)
GPa	Giga Paskal (kuvvet birimi)
HEMA	Hidroksietil metakrilat
ISO	International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Örgütü)
J	Joule (Enerji, Isı, İş birimi)
kJ	Kilo Joule (Enerji, Isı, İş birimi)
kPa	Kilo Paskal (kuvvet birimi)
MHz	Megahertz (frekans birimi)
MMA	Metil metakrilat
MPa	Mega Paskal (kuvvet birimi)
m	Metre (uzunluk birimi)
m ²	Metrekare (alan birimi)
μ l	Mikrolitre (=10 ⁻⁶ litre, hacim birimi)
μ m	Mikrometre (=10 ⁻⁶ m, uzunluk birimi)
ml	Mililitre (=10 ⁻³ litre, hacim birimi)
mm	Milimetre (=10 ⁻³ m, uzunluk birimi)
mm ²	Milimetrekare (alan birimi)
N	Newton (kuvvet birimi)
nm	Nanometre (=10 ⁻⁹ m, uzunluk birimi)
PEEK	Polieter eterketon
PMMA	Polimetil metakrilat
ppm	Part per million
s	Saniye (zaman birimi)
°C	Santigrad derece (ısı birimi)
SEM	Scanning electron microscope (Tarama elektron mikroskobu)
TEGDMA	Trietilenglikol dimetakrilat
UHMWPE	Ultra high molecular weight polyethylene fiber (çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiber)
W	Watt (elektrik güç birimi)

ŞEKİLLER

Şekil 1.1.	Akrilat (a) ve metakrilat (b) monomerlerinin kimyasal yapısı (PSLC, 2005).	3
Şekil 1.2.	Metil metakrilat monomerinin kimyasal yapısı (PSLC, 2005).	4
Şekil 1.3.	Benzoil peroksit ve azo bileşiklerinden serbest radikallerin oluşması (Ravve, 1967).	7
Şekil 1.4.	Tersiyer aromatik amin ve benzoil peroksit arasındaki kimyasal reaksiyon (Ravve, 1967).	8
Şekil 1.5.	Metil metakrilata ait orantısız sonlanma (Ravve, 1967).	9
Şekil 1.6.	Oksijenin metil metakrilat katılma polimerizasyonuna etkisi (Ravve, 1967).	10
Şekil 1.7.	Çekme, basma ve makaslama gerilimlerinin şematik görüntüsü (Craig ve ark., 2004).	13
Şekil 1.8.	Basit bir sıkıştırma veya germe testi sonrası elde edilen gerilim-gerilme grafiği (McCabe, 1990).	14
Şekil 1.9.	Transvers dayanıklılık testinin şematik görüntüsü (Emerald Group Pub., 2007).	15
Şekil 1.10.	Silindirik bir maddenin yüzey alanı-hacim oranının (A/V), uzunluk-çap oranına ($a=l/d$) göre değişim grafiği (McCrum ve ark., 1997).	41
Şekil 1.11.	Sürekli tek yönlü fiber uygulamasında kuvvet doğrultularının şematik gösterimi (Hyer, 1998).	45
Şekil 1.12.	Total ve parsiyel fiber güçlendirmesi (Narva ve ark., 2001).	47
Şekil 3.1.	Akrilik rezin-fiber sistemleri için elde edilen transvers dayanıklılık değerleri (MPa).	69
Şekil 3.2.	Akrilik rezin-fiber sistemleri için elde edilen elastik modül değerleri (GPa).	75
Şekil 3.3.	Akrilik rezin-fiber sistemleri için elde edilen çarpma dayanıklılığı değerleri (kJ/m^2).	77
Şekil 3.4.	Standart monomer kromatogramı.	82
Şekil 3.5.	Kalibrasyon eğrisi.	83
Şekil 3.6.	Isı ile polimerize olan kontrol grubu örneğine ait kromatogram.	83
Şekil 3.7.	Isı ile polimerize olan Stick fiber grubu örneğine ait kromatogram.	84
Şekil 3.8.	Isı ile polimerize olan Stick Net grubu örneğine ait kromatogram.	84
Şekil 3.9.	Isı ile polimerize olan Ribbond fiber grubu örneğine ait kromatogram.	85
Şekil 3.10.	Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan kontrol grubu örneğine ait kromatogram.	85

Şekil 3.11.	Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Stick fiber grubu örneğine ait kromatogram.	86
Şekil 3.12.	Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Stick Net fiber grubu örneğine ait kromatogram.	86
Şekil 3.13.	Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Ribbond fiber grubu örneğine ait kromatogram.	87
Şekil 3.14.	Artık monomer test örneklerine ait ortalama değerler (ağırlıkça %).	88

RESİMLER

Resim 2.1.	Çalışmada kullanılan, mikrodalga enerjisi (a) ve ısı ile (b) polimerize olan akrilik rezinler.	54
Resim 2.2.	Dokuma formunda (Stick Net) ve sürekli paralel formdaki (Stick) cam fiber sistemleri.	54
Resim 2.3.	Çapraz kilit örgülü şerit formundaki polietilen fiber sistemi (Ribbond-THM).	54
Resim 2.4.	Isı ile polimerizasyon yönteminde kullanılan termostatlı fırın.	57
Resim 2.5.	Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminde kullanılan fiberle güçlendirilmiş plastik mufla.	58
Resim 2.6.	Mikrodalga fırın.	58
Resim 2.7.	Transvers dayanıklılık test örnekleri a. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler b. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler (1. Kontrol 2. Stick 3. Stick Net 4. Ribbond fiberler ile hazırlanmış örnekler).	60
Resim 2.8.	Transvers dayanıklılık örneklerinin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp.	60
Resim 2.9.	Transvers dayanıklılık tesbitinde kullanılan test cihazı.	61
Resim 2.10.	Çarpma dayanıklılığı test örnekleri a. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler b. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler (1. Kontrol 2. Stick 3. Stick Net 4. Ribbond fiberler ile hazırlanmış örnekler).	62
Resim 2.11.	Çarpma dayanıklılığı örneklerinin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp.	62
Resim 2.12.	Çarpma dayanıklılığı tesbitinde kullanılan Charpy tipi test cihazı.	63
Resim 2.13.	Artık monomer test örnekleri a. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler b. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler (1. Kontrol 2. Stick 3. Stick Net 4. Ribbond fiberler ile hazırlanmış örnekler).	64
Resim 2.14.	Artık monomer test örneklerinin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp.	64
Resim 2.15.	Artık monomer ekstraksiyon (seçici ayırma) düzeneği.	65
Resim 2.16.	Yüksek basınç sıvı kromatografi cihazı.	66
Resim 3.1.	Transvers dayanıklılık testi sonrası ısı ile polimerize kontrol grubu test örneğine ait kırık yüzeyi.	70
Resim 3.2.	Transvers dayanıklılık testi sonrası ısı ile polimerize Stick cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.	71
Resim 3.3.	Transvers dayanıklılık testi sonrası ısı ile polimerize Stick Net cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.	71

Resim 3.4.	Transvers dayanıklılık testi sonrası ısı ile polimerize Ribbond polietilen fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.	72
Resim 3.5.	Transvers dayanıklılık testi sonrası mikrodalga ile polimerize kontrol grubu test örneğine ait kırık yüzeyi.	72
Resim 3.6.	Transvers dayanıklılık testi sonrası mikrodalga ile polimerize Stick cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.	73
Resim 3.7.	Transvers dayanıklılık testi sonrası mikrodalga ile polimerize Stick Net cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.	73
Resim 3.8.	Transvers dayanıklılık testi sonrası mikrodalga ile polimerize Ribbond polietilen fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.	74
Resim 3.9.	Çarpma dayanıklılığı testi sonrası ısı ile polimerize kontrol grubu test örneğine ait kırık yüzeyi.	78
Resim 3.10.	Çarpma dayanıklılığı testi sonrası ısı ile polimerize Stick cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.	78
Resim 3.11.	Çarpma dayanıklılığı testi sonrası ısı ile polimerize Stick Net cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.	79
Resim 3.12.	Çarpma dayanıklılığı testi sonrası ısı ile polimerize Ribbond Polietilen fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.	79
Resim 3.13.	Çarpma dayanıklılığı testi sonrası mikrodalga ile polimerize kontrol grubu test örneğine ait kırık yüzeyi.	80
Resim 3.14.	Çarpma dayanıklılığı testi sonrası mikrodalga ile polimerize Stick cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.	80
Resim 3.15.	Çarpma dayanıklılığı testi sonrası mikrodalga ile polimerize Stick Net cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.	81
Resim 3.16.	Çarpma dayanıklılığı testi sonrası mikrodalga ile polimerize Ribbond polietilen fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.	81

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1.	A-cam, C-cam E-cam, S-cam ve D-cam'ın ağırlıkça % olarak bileşimleri (Bunsell, 1988; Agarwal ve Broutman, 1990; About Inc., 2007).	36
Çizelge 2.1.	Çalışmada kullanılan akrilik rezinler.	53
Çizelge 2.2.	Çalışmada kullanılan dental fiber sistemleri.	53
Çizelge 2.3.	Araştırma grupları, kullanılan test yöntemleri ve örnek sayılarının gruplara göre dağılımı.	59
Çizelge 3.1.	Transvers dayanıklılık test örneklerine ait ortalama ve standart hata değerleri.	69
Çizelge 3.2.	Transvers dayanıklılık test örneklerinin elastik modül sonuçlarına ait ortalama ve standart hata değerleri.	75
Çizelge 3.3.	Çarpma dayanıklılığı test örneklerine ait ortalama ve standart hata değerleri.	76
Çizelge 3.4.	Artık monomer test örneklerine ait ortalama ve standart hata değerleri.	88

1. GİRİŞ

Akrilik rezinler protetik diş hekimliğinde uzun yıllardan beri en yaygın şekilde kullanılan materyaller olmakla beraber, mekanik özelliklerinin yetersizliği ve kırılmaya olan yatkınlıklarından dolayı hala idealden uzaktırlar.

Akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla günümüze kadar, poli(metil metakrilat)'a alternatif yeni materyallerin geliştirilmesi, yapısına kopolimerlerin ve düşük moleküler ağırlıklı bütadin stiren lastik ilavesiyle kimyasal modifikasyonlarının elde edilmesi ve farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip fiberlerin katılmasıyla dayanıklılığının artırılmasına yönelik yaklaşımlarda bulunulmuştur.

Son yıllarda yapılan çalışmalar incelendiğinde, fiber sistemlerinin üretiminde, gelişiminde ve diş hekimliğindeki kullanımlarında büyük yol katedildiği gözlenmiştir. Akrilik rezinlerin güçlendirilmesinde kullanılan fiber sistemlerinin kimyasal yapıları, formları, miktarları ve rezine bağlanma mekanizmaları sonuç kompozit yapıların başarısında kritik bir öneme sahiptir. Dolayısıyla fiber-akrilik rezin yapıların mekanik, biyolojik ve doku uyumu ile ilgili özelliklerinin istenilen düzeye getirilmesi ve en uygun materyallerin ortaya konması ve seçilmesi amacı doğrultusunda çalışmalar devam etmektedir.

1.1. Protez Kaide Materyallerinin Tarihçesi

Günümüze kadar protez kaidelerinin yapımında çok çeşitli materyaller kullanılmıştır. Materyallerin seçiminde geleneksel olarak maliyet, fiziksel özellikler, estetik ve manipülasyon özellikleri temel alınmıştır. İlk protezler kemik, tahta ve fildişi gibi doğal materyallerin oyulması ile elde edilmiştir. Döküm tekniklerinin gelişimi ile birlikte metal ve metal alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Bu amaçla altın, gümüş, alüminyum ve soy olmayan metal alaşımları kullanılmıştır (Phoenix, 1996).

Metal ve metal alaşımları, protez kaide uygulamaları için gerekli birçok özellik sergilemektedir. Isı iletkenliği, az hacimle yüksek direnç özelliği ve boyutsal stabilite metal ve metal alaşımlarının başlıca avantajları olarak sıralanabilir (Woelfel, 1971). Bununla birlikte, yüksek maliyetleri, ağırlıkları, astarlama yapılamaması ve kötü estetikleri gibi bazı özellikleri de bu materyallerin dezavantajlarındandır.

18. yüzyılın ikinci yarısında DeChemant ve DuChateau, porseleni protez kaide materyali olarak sunmuşlardır. Porselen protez kaideleri tahta, kemik ve fildişi kullanılarak hazırlananlara göre birçok avantaj sergilese de kullanımları, manipülasyonlarının zor olması ve kırılabilirlikleri nedeniyle terk edilmiştir.

19. yüzyılın ikinci yarısından itibaren protez kaidelerinin yapımında, vulkanize kauçuk (vulkanit), polistiren, epoksi, polivinil akrilik, polikarbonat, poliamid, naylon ve poli(metil metakrilat) (PMMA) kullanılmaya başlanmıştır (Phillips, 1982; Phoenix, 1996).

Vulkanize kauçuk (vulkanit) 1839 yılında, Charles Goodyear tarafından geliştirilmiştir (Winkler, 1984). Vulkanit, çiğneme kuvvetlerine dayanıklı ve biyolojik olarak dirençli bir materyal olmakla beraber, kendine özgü koyu rengi ve opasitesi nedeniyle canlı mukozanın görünümünü taklit etmede oldukça başarısızdır (O'Brien, 2002).

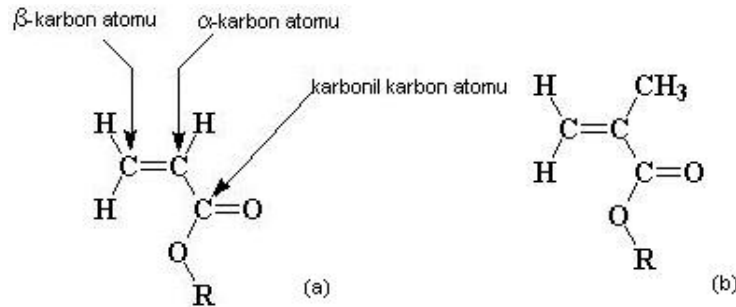
PMMA, 1937 yılında kullanıma sunulmuştur. İlk akrilik rezin olan Kolladent'in 1935 yılında Imperial Kimya Sanayi tarafından üretilmesini takiben 1937 yılında Walter H. Write tarafından geliştirilen ısı ile polimerize olan akrilik rezin, protez kaide plağı yapımında etkin bir rol üstlenmiştir. PMMA, fiziksel, estetik ve manipülasyon özellikleri açısından önemli gelişmeler ortaya koymuştur (Stafford ve Smith, 1968; Phoenix, 1996).

Naylonlar, yüksek su emilimi ve polimerizasyon büzülmesi, renk stabilitesinin iyi olmaması gibi nedenlerden ötürü; epoksiler ise yüksek oranda su emilimine eşlik

eden boyutsal değişiklikler, kırılma, posterior diş kayıpları ve renk stabilitesinin olmaması gibi dezavantajlarından ötürü tatmin edici olamamıştır. Polikarbonatlar, hassas ve pahalı enjeksiyon sistem ekipmanı ve polimerizasyon için yüksek sıcaklık gerektirmektedir. Akrilik protezlerle karşılaştırıldığında daha yüksek su emilimi, esneklik, daha düşük sertlik ve akrilik dişlere daha az adezyon gösterirler. 1942'den sonra protez kaideleri olarak tanıtılan vinil akrilik kopolimer (Luxene 44) ve polistiren (Jectron) materyallerinin dayanıklılıkları akrilik rezinlere göre daha yüksektir, ancak, polistiren kaidelerde çok sayıda üst çene orta hat kırıkları bildirilmiştir (Woelfel, 1971; O'Brien, 2002). Bahsettiğimiz bu materyallerin her biri istenilen belirli özellikleri sergilese de, hiçbirisi PMMA tarafından ortaya konulan fiziksel ve estetik özelliklerin eşsiz kombinasyonunu sağlayamamıştır (Phoenix, 1996).

1.2. Akrilik Reziner

Diş hekimliğinde kullanılan birçok rezinin yapısı akrilat monomerlerinin alfa karbon atomlarına bağlı metil gruplarınca oluşturulan metakrilatlara dayanmaktadır (Şekil 1.1). En çok kullanılan metakrilat polimerlerinden biri olan ve akrilik rezinler olarak da adlandırılan PMMA, protez kaide materyali olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (McCabe, 1990; Rawls, 2003).



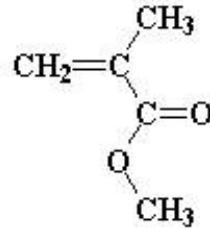
Şekil 1.1. Akrilat (a) ve metakrilat (b) monomerlerinin kimyasal yapısı (PSLC, 2005).

PMMA, şeffaf bir rezin olup ultraviyole alanda 250 nm dalga boyuna kadar olan ışığı geçirir. Knoop sertlik no'su 18-20, gerilme direnci yaklaşık 60 MPa, yoğunluğu 1.19

g/cm^3 ve elastik modülü yaklaşık 2,4 GPa'dır. Bu polimer oldukça kararludur, ultraviyole ışıktaki renklenmez, 125 °C' de yumuşar ve 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. PMMA lineer bir polimer olduğundan kloroform ve aseton gibi birçok organik çözücünde çözünür (Rawls, 2003).

1.2.1. Metil Metakrilat (Sıvı)

Metil metakrilat (Şekil 1.2), oda ısısında şeffaf bir sıvı olup, moleküler ağırlığı 100 g/mol, erime noktası -48 °C, kaynama noktası 100,8 °C, yoğunluğu 20 °C' de 0,945 g/cm^3 , polimerleşme ısısı ise 53,9736 kJ/mol'dür. Metil metakrilat yüksek buhar basıncı sergiler ve mükemmel bir organik çözücüdür (Rawls,2003).



Şekil 1.2. Metil metakrilat monomerinin kimyasal yapısı (PSLC, 2005).

Metil metakrilat monomeri içine polimerizasyon önleyici olarak çok az miktarda (%0,006 veya daha az) hidrokinon gibi bir inhibitör ve çapraz bağlanma ajanı olarak da genellikle etilen glikol dimetakrilat eklenir (Zaimoğlu ve ark., 1993). Etilen glikol dimetakrilat, rezinin çatlama, çarpma, yorulma ve ısıya karşı direnci ile beraber sertliğini artırıp, çözünürlüğünü azaltarak, sonuç materyalin fiziksel özelliklerini geliştirir (McCabe, 1990). Monomere dibütil fitalat gibi plastizerler de eklenebilir. Plastizer sadece polimerin monomer tarafından çözünmesini kontrol etmekle kalmaz;

moleküller arasına nüfuz ederek daha yumuşak ve daha esnek bir rezinin oluşumuna katkıda bulunur (Leinfelder ve Lemons, 1988). Aktivatör ise sadece kimyasal olarak polimerize olan (otopolimerizan) protez kaide materyallerinde bulunur. Aktivatörün fonksiyonu, toz içindeki peroksit ile reaksiyona girerek monomerin polimerizasyonunu başlatabilecek serbest radikalleri oluşturmaktır. Bunun için genellikle yaklaşık %1 oranında bir tersiyer amin olan *N N'*-dimetil-*p*-toludin kullanılır (McCabe, 1990).

1.2.2. Poli(metil metakrilat) (Toz)

PMMA toz, küçük küresel tanecikler şeklindedir. Yüksek moleküler ağırlıklı PMMA toz, monomer içinde oldukça yavaş bir şekilde çözüneceğinden çözünürlüğü artırmak için yapısına bazı katkı maddeleri eklenebilir. Bunun için örneğin, metil metakrilat kopolimeri ve etil akrilat (%5 veya daha az) kullanılabilir. Çözünürlüğü artırmak için ikinci bir yöntem de dibütil fitalat gibi bir plastizerin daha önce de bahsedildiği gibi direkt olarak monomer içine veya üretim esnasında toz içine ilavesidir. Plastizer miktarı rezinin ağız sıvılarında bozunmasını önlemek için %8-10 arasında tutulmalıdır.

Toza, polimerizasyon reaksiyonunu başlatıcı olarak, benzoil peroksit veya daha az kullanılan diizobütil azonitril (%0,5-1,5) katılır. Bunlar kimyasal reaksiyonun ilerlemesine yardımcı ajanlardır. Polimerin dokulara benzer renkte olmasını sağlamak için polimer küreciklerine civa sülfid, kadmiyum sülfid, kadmiyum selenit veya karbon siyahı eklenir. Radyopak özellik içinse toza, çinko oksit veya titanyum oksit, çok ince submüköz damarları taklit etmek için boyanmış sentetik fibriller ve akriliğin görünümü doğallaştırmak için de cam lifleri ve tanecikleri veya zirkonyum silikat gibi inorganik maddeler katılırlar (Phillips,1991; Zaimoğlu ve ark., 1993; O'Brien, 2002).

1.3. Akrilik Rezinlerin Polimerizasyonu

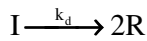
Akrilik rezinler, metil metakrilat monomerlerinin “serbest radikal katılma polimerizasyonu” ile polimerize olurlar. Katılma polimerizasyonunda monomer molekülleri çok kısa bir süre içerisinde birbirlerine eklenerek zincir oluştururlar (Rawls, 2003). Bu polimerizasyon metodu serbest radikallerin oluşumuna bağlıdır. Paylaşılmamış elektron içeren bir serbest radikal monomerle reaksiyona girerek zincir büyümesini başlatır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.3.1. Serbest Radikal Katılma Polimerizasyonunun Kinetiği

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

1.3.1.1. Başlama Aşaması

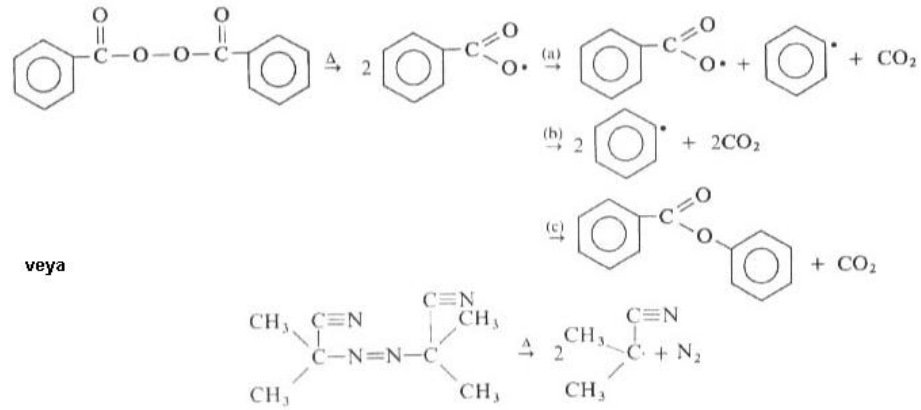
Bu ilk aşama, başlatıcıların bozunmasını ve serbest radikallerin (paylaşılmamış elektronu bulunan kimyasal gruplar) oluşmasını içerir ve genellikle iki basamakta gerçekleşir. İlk basamak, başlatıcıdan serbest radikallerin oluşmasıdır.



(I: başlatıcı; k_d : başlatıcının ısıya bağlı bozunma hız sabiti; R: serbest radikal).

Serbest radikaller, organik peroksit/hidroperoksit veya azo/diazobileşiklerinin ısıyla bozunması, ışık (ultraviyole) veya yüksek enerjili radyasyon yöntemlerinden birinin kullanımıyla elde edilirler. Protez kaidelerinin yapımında kullanılan akrilik rezinlerin polimerizasyon yöntemlerindeki farklılıklar, serbest radikallerin oluşması için kullanılan enerjinin de farklı olmasına neden olur (Ravve, 1967; Zaimoğlu ve ark., 1993; O’Brien, 2002).

Şekil 1.3’de özellikle konvansiyonel ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerde başlatıcı olarak en çok kullanılan ve yaklaşık 60 °C’de hızla bozunan benzoil peroksitin ve daha az kullanılan azo bileşiklerinin serbest radikal oluşturma mekanizması görülmektedir.

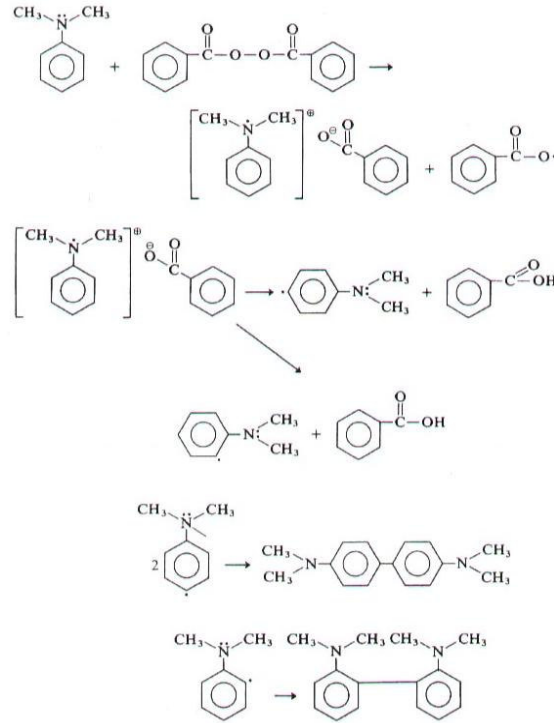


Şekil 1.3. Benzoil peroksit ve azo bileşiklerinden serbest radikallerin oluşması (Ravve, 1967).

Isı ile polimerize olan rezinlerde polimerizasyon reaksiyonu ısı ile başlatılır. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin sistemlerinde ise serbest radikaller genellikle benzoil peroksit ve tersiyer aromatik aminin Şekil 1.4’de görülen reaksiyonuyla oluşturulur (Rawls, 2003).

Işıkla aktive olan rezin sistemleri ise mavi-mor bölgedeki ışığa maruz kaldığında, serbest radikaller oluşur. Polimerleşme için UV, X ve gama ışınları gibi iyonize ışınlar kullanılabilir. Bu ışınlarla reaksiyonda, rezin içinde kimyasal başlatıcıya (benzoil peroksit) gerek olmayabilir. Ancak 400 nm dalga boyunun üzerindeki görünür ışık, infrared ve radyodalgaları ile doğrudan polimerleşme olmaz. Bunlardan ısı verecek şekilde bir düzenleme yapılırsa ısı etkisiyle kimyasal başlatıcı bozunarak serbest radikaller verir ve bu radikaller polimerleşmeyi başlatırlar (O’Brien, 2002; Phoenix, 2003).

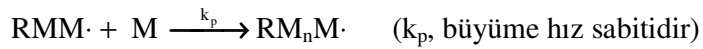
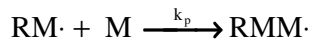
Başlama aşamasının ikinci basamağı ise serbest radikallerin monomerlere katılma işlemleridir.



Şekil 1.4. Tersiyer aromatik amin ve benzoil peroksit arasındaki kimyasal reaksiyon (Ravve, 1967).

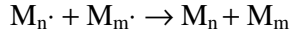
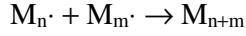
1.3.1.2. Büyüme Aşaması

Bu aşama, monomerlerin aktif merkeze katılmasıyla polimer zincirinin büyüdüğü aşamadır.

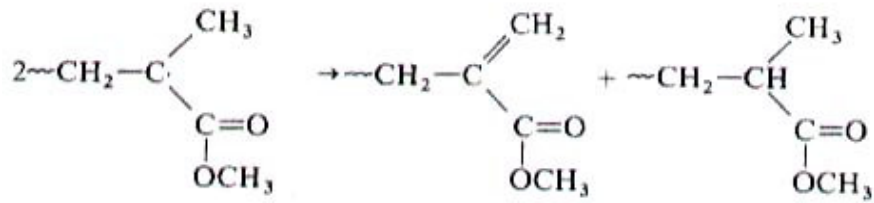


1.3.1.3. Sonlanma Aşaması

Sonlanma aşaması, birleşme veya orantısız sonlanmayla gerçekleşebilir.

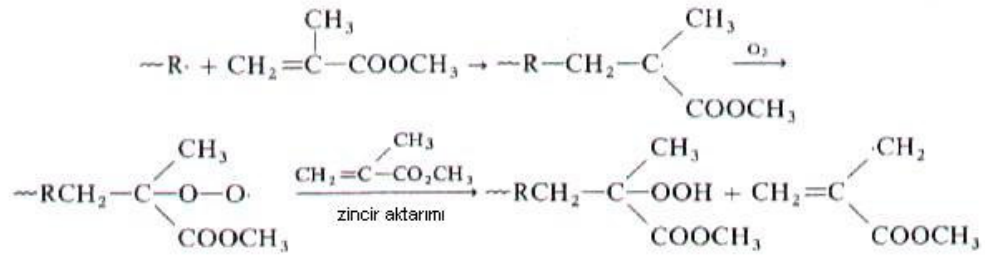


Metil metakrilat polimerizasyonunda orantısız sonlanma Şekil 1.5'deki gibi gerçekleşir.



Şekil 1.5. Metil metakrilata ait orantısız sonlanma (Ravve, 1967).

Serbest radikallerce başlatılan bir polimerizasyon inhibisyon ve geciktirilmeye de maruz kalır. Geciktirici olarak davranabilen maddeler diğer radikallerle reaksiyona girebilecek kararlı radikaller içerirken, monomerlerle reaksiyona giremezler. İnhibitörler ise normal orandaki polimerizasyonları takip eden indüksiyon periyoduna neden olan kimyasal maddelerdir. Hem inhibitörler hem de geciktiriciler başlatıcı radikallerle reaksiyona girerler ancak inhibitörler daha hızlı, geciktiriciler ise daha yavaş reaksiyon verirler. Sonuç olarak inhibitörler hızlı bir şekilde tüm radikalleri tüketirlerken, geciktiriciler sadece bazılarını tüketirler ve diğerlerinin zincir büyümesini başlatmalarına izin verirler. Kinon yüksek konsantrasyonlarda çok etkili bir inhibitördür ancak düşük konsantrasyonlarda sadece geciktirici olarak davranır. Oksijen de serbest radikal katılma polimerizasyonunda ilginç ve önemli bir rol oynar.



Şekil 1.6. Oksijenin metil metakrilat katılma polimerizasyonuna etkisi (Ravve, 1967).

Şekil 1.6’da görülen peroksit radikali yeni metil metakrilat monomeri ilavesine karşı karardır. Bu da oksijen tarafından polimerizasyonun geciktirilmesiyle sonuçlanır. Bu yüzden yukarıdaki şekilde de görüldüğü gibi oksijen, polimerizasyonu birçok yolla etkileyebilir. Ayrıca oksijen, bazen inhibitör gibi, bazen geciktirici gibi, hatta katalizör gibi davranabilir (Ravve, 1967).

1.4. Protez Kaide Rezinlerinin Sınıflandırılması

Dış hekimliğinde kullanılan protez kaide rezinleri, yapılarındaki başlatıcıların aktivasyonuna ve polimerizasyon için kullanılan enerjinin tipine göre genel olarak aşağıdaki şekilde sınıflandırılırlar:

1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler

- a. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak polimerize olan akrilik rezinler
 - i. Doldurucusuz akrilik rezinler
 - ii. Güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - Metallerle güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - Çeşitli fiber sistemleri ile güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - Yüksek çarpma dayanıklılığına sahip rezinler
- b. Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılarak polimerize olan akrilik rezinler

2. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler (Otopolimerizan rezinler)
 - a. Konvansiyonel otopolimerizan akrilik rezinler
 - b. Akışkan akrilik rezinler
3. Işıklı polimerize olan akrilik rezinler
4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler (Keskin, 1993; Zaimoğlu ve ark., 1993; Uzun, 2000; O'Brien, 2002).

Isıyla Polimerize Olan Akrilik Reziner: Isıyla polimerize olan akrilik reziner konvansiyonel basınçla kalıplamanın dışında enjeksiyon tekniğı ile de hazırlanabilirler. Bu reziner genellikle polimer toz ve monomer likit bileşenlerden oluşur. Polimer ve monomer uygun oranlarda karıştırıldıktan sonra sırasıyla ıslak kum, liflenme, hamur ve lastik aşamaları gözlenir. Hamur aşamasının sonlarına doğru materyalin gösterdiği fiziksel ve kimyasal özellikler basınçla tepim için idealdir. Bundan dolayı materyal hamur aşamasının sonlarına doğru muflaya tepilmelidir. ANSI/ADA (Amerikan Uluslararası Standartlar Enstitüsü/Amerikan Diş Hekimliği Birliği) Spesifikasyon No:12, protez kaide rezineri için karıştırma işleminin başlamasını takiben 40 dakikadan daha az bir zamanda hamur aşamasına gelmeyi öngörür. Klinik kullanımda rezinerin büyük çoğunluğu 10 dakikadan daha az bir zamanda hamur aşamasına ulaşır. Çalışma zamanı ise protez kaide rezininin hamur aşamasında kaldığı süre olarak tanımlanabilir. Bu periyot, basınçla kalıplama işlemi için kritiktir. ANSI/ADA Spesifikasyon No: 12, hamurun en az 5 dakika şekillenebilir halde olmasını gerektirir (McCabe, 1990; Zaimoğlu ve ark., 1993; Phoenix, 2003).

Akrilik rezinerin güçlendirilmesi amacıyla yapıya, metallerin, cam, karbon, aramid ve polietilen fiberlerin eklenmesi ya da kimyasal yapının lastik bir faz oluşturacak şekilde değiştirilmesi söz konusudur. Kimyasal yapısında lastik-PMMA aşırı kopolimerleri bulunduran güçlendirilmiş akrilik rezinlere yüksek çarpma dayanıklı rezin (high impact resin) denilmektedir (Kantar, 2005).

Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler: 1968’de Nishii ve Hashimoto, protez kaide rezinlerinin mikrodalga ile aktivasyonu konusundaki ilk raporu yayınlamışlardır. 1984 ve 1985’de fiberle güçlendirilmiş plastik (FRP) muflalar, bu çalışmalar için gerekli ağır piring muflaların yerini almıştır.

Genellikle mikrodalga polimerizasyonu çalışmalarında bilinen rezinler kullanılmasına rağmen, bazı firmaların bu amaç için ürettikleri özel “mikrodalga rezinleri” bulunmaktadır. Mikrodalga ile ısıtmanın konvansiyonel ısıtmaya göre en büyük avantajı, materyalin içi ve dışının hemen hemen eşit bir şekilde ısınması ve ısının hızlı bir şekilde artmasıdır. Konvansiyonel muflalama yönteminde kullanılan alçı materyalinin ısısı, muflanın kenarlarında orta kısmına oranla daha yüksektir. Halbuki mikrodalga ile polimerizasyon yönteminde orta kısım daha hızlı ısınmaktadır. Yapılan çalışmalarda bu yöntemle artık monomer miktarının çok düşük seviyede olduğu saptanmıştır. Bütün bu özelliklerin yanında mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminin zamandan tasarruf sağlama, su banyosu ortadan kalktığı için daha az alete gereksinim duyulması ve laboratuvarı daha temiz bir çalışma alanının sağlanması gibi avantajları da vardır. Tekniğin dezavantajı ise ısının ani yükselişine bağlı olarak rezin içinde boşluklar ve bazı düzensizliklerin oluşmasıdır. Dolayısıyla mekanik özellikler konusu tartışmalıdır (De Clerk, 1987; Wallace ve ark., 1991; Zaimoğlu ve ark., 1993; Çalikkocaoğlu, 1998; Lai ve ark., 2004).

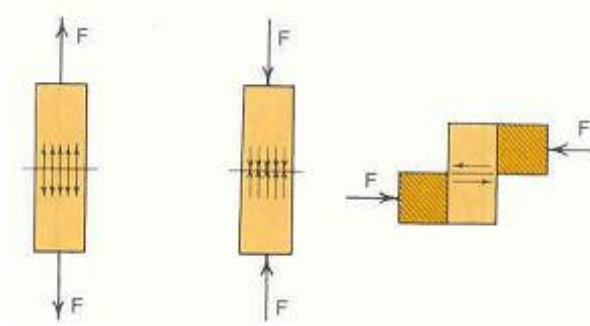
1.5. Akrilik Kaide Rezinlerinin Bazı Özelliklerinin İncelenmesi

Materyallerin mekanik özellikleri, materyallerin uygulanan kuvvete cevabıyla ilişkilidir (Leinfelder ve Lemons, 1988). Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin bazı mekanik özelliklere sahip olması gerekir. Örneğin kırılma olmaksızın ısırma kuvvetlerine dayanıklı ve yük altında şekillerini koruyabilecek derecede rijit olmaları gerekmektedir. Materyallerin bu tür özellikleri genellikle gerilim-gerilme ilişkisiyle tanımlanır. Düşünülen deneylerin gerçekleştirilmesinden ve verilerin elde edilmesinden önce gerilim ve gerilme terimlerinin tanımlanması gerekir (McCabe, 1990).

Gerilim (Stress): Belirli bir düzlemde materyalin birim alanı üzerine etkiyen kuvvet “gerilim” (stres) olarak adlandırılır.

Gerilim=Kuvvet/Alan ($\sigma = F/A$) formülüyle ifade edilir. Gerilim birimi N/m^2 yani Pascal’dır.

Dental uygulamalar için uygulanan kuvvetlerin çeşidine ve materyalin şekline göre gelişen birçok tipte gerilim vardır. Bunlar çekme (uzama) gerilimi, makaslama (kayma) gerilimi ve sıkıştırma (basma) gerilimi olarak tanımlanabilir (Şekil 1.7) (Noort, 2002; Anusavice, 2003; Craig ve ark., 2004).



Şekil 1.7. Çekme, basma ve makaslama gerilimlerinin şematik görüntüsü (Craig ve ark., 2004).

Herhangi bir kütleye tek bir tip gerilim uygulamak son derece zordur. Pratik şartlarda, yapıda bir gerilim varsa, baskın olmasına rağmen, diğer iki tip gerilim de daima mevcuttur. Bunlara “kompleks gerilimler” denir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice, 2003).

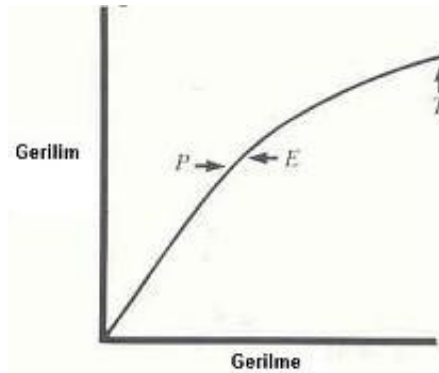
Gerilme (Strain): Bir materyale dışarıdan kuvvet uygulaması materyalin boyutlarında değişikliklerle sonuçlanır. Gerilme, birim boyut başına uzunluk değişimidir.

Gerilme= Uzunluktaki değişim/Orijinal uzunluk, formülü ile hesaplanır.

Gerilmenin birimi yoktur, % olarak gösterilir. Gerilme, elastik veya plastik veya hem elastik hem plastik olabilir. Elastik gerilme geri dönüşümlüdür. Uygulanan kuvvet

ortadan kalktıktan sonra materyal orijinal boyutlarına geri döner. Plastik gerilmede ise kuvvet uzaklaştığında materyal deforme olduğundan tekrar eski haline dönemez. Üçüncü olasılık ise gerilmenin parsiyel geri dönüşümlü olabilmesidir. Bu da materyalin elastik özellikleriyle ilgili bir fonksiyondur. Gerilme uygulanan kuvvet tarafından uzunlukta meydana gelen çok ufak değişikliklerin ölçütü olarak görülebilir (McCabe, 1990; Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice, 2003; Craig ve ark., 2004).

Gerilim-Gerilme Eğrileri: Gerilim ve gerilme bağımsız olmayıp birbirleriyle yakından ilişkilidir. Dışarıdan kuvvet uygulaması materyal içinde gerilim oluşturur ve gerilmeye veya boyutta değişikliklere sebep olur. Materyallerin mekanik özelliklerini karşılaştırmanın en uygun yöntemi materyale çeşitli kuvvetler uygulamak ve karşılığındaki gerilim ve gerilme değerlerini saptamaktır. Ortaya çıkan gerilim ve gerilme değerlerinin çizimleri bize gerilim-gerilme eğrilerini verir (Noort, 2002; Craig ve ark., 2004).



Şekil 1.8. Basit bir sıkıştırma veya germe testi sonrası elde edilen gerilim-gerilme grafiği (McCabe, 1990).

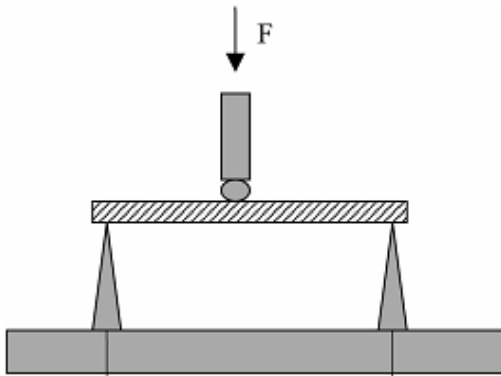
Şekil 1.8'deki gerilim-gerilme grafiğinde, P noktasına kadar gerilim ve gerilme arasında doğrusal bir ilişki vardır. Gerilimdeki daha fazla bir artış T noktasında materyal kırılana kadar gerilmede büyük miktarlarda orantısız bir artışa neden olur. T noktasına eşlik eden gerilim “kırama gerilimi”dir. Çekme (germe) testinde bu bize “germe gerilimi”ni basma testinde ise “basma gerilimi” değerini verir. Gerilim veya gerilmenin orantılı olduğu en yüksek gerilim miktarı (P) “orantı sınırı” olarak

tanımlanır. E noktası “elastik sınır”dır. Bir malzemeye uygulanan kuvvetler ortadan kalktığında tekrar orijinal boyutuna döndüğü en yüksek gerilime “elastik sınır” adı verilmektedir. Bu, materyalin daimi deformasyon olmaksızın dayandığı maksimum gerilimdir (McCabe, 1990; Zaimoğlu ve ark., 1993).

Dayanıklılık: Materyalin dayanıklılığı, materyalin belirli miktarda plastik deformasyon gösterdiği veya kırılmanın gerçekleştiği ortalama gerilim derecesi olarak tanımlanır. Akrilik rezinden yapılan bir protezin dayanıklılığı bileşimine, hazırlanma yöntemine ve protezin tutulduğu ortama bağlı olarak büyük farklılıklar gösterebilir. Rezinin polimerizasyon şekli de çok önemlidir. Dayanıklılık ayrıca gerilme oranı, test örneğinin şekli, bitim yüzeyi ve materyalin test edildiği ortam gibi birçok faktöre de bağlıdır. Dayanıklılık baskın olan gerilim cinsine göre çekme, basma, makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.5.1. Transvers Dayanıklılık

Protez kaide rezinlerinin değerlendirilmesinde basma veya germe dayanıklılıklarına göre transvers dayanıklılık ölçümleri daha yaygın bir şekilde kullanılmaktadır çünkü in vivo yükleme tipini en yakın bu test temsil etmektedir (Craig ve Powers, 2002).



Şekil 1.9. Transvers dayanıklılık testinin şematik görüntüsü (Emerald Group Pub., 2007).

Transvers dayanıklılık testi, iki ucundan desteklenen bar şeklindeki örneğe kırılma oluncaya kadar artan statik yük uygulayarak gerçekleştirilir (Şekil 1.9). Üç nokta eğme uygulanan bar şeklindeki örnek için transvers dayanıklılık $3Fl/2bh^2$ formülü ile hesaplanır. Bu formüle göre F kırılma noktasındaki maksimum yükü, l destekler arası uzaklığı, b örnek genişliğini ve h ise örnek kalınlığını temsil eder.

Bu test çekme, basma ve makaslama gerilimlerinin ortak eş zamanlı ölçümüdür. Bununla birlikte yeterli kalınlıktaki örnekler için genellikle hakimiyet alt yüzeyde gelişen çekme geriliminindir. Yük uygulandığında örnek eğilir. Düz şerit şeklindeki örnekler için sonuç gerilme, örneğin üst yüzeyinin (basma gerilmesi) uzunluğunda azalma ve alt yüzeyi (çekme gerilmesi) uzunluğunda ise artış ile temsil edilir. Sonuç olarak üst yüzeydeki başlıca gerilimler basma iken, alt yüzeydekiler çekme gerilimidir. Örnek içinde üst ve alt yüzeyler arasında gerilimler yön değiştirir ve değişim bölgesinde hem gerilim hem de gerilme sıfırlanır. Bu nötral yüzey boyut olarak değişmez ve nötral eksen olarak bilinir. Örneğin desteklenen uçlarına yakın yerlerde makaslama gerilimleri oluşur ancak kırılma işleminde önemli bir rol oynamaz (Anusavice, 2003).

1.5.2. Young Modülü (Elastik Modül veya Elastisite Modülü)

Elastik modül, gerilimin gerilmeye oranıdır ve materyalin sertliğini tanımlar. Gerilim/gerilme grafiğinin eğimiyle ölçülür. Bu bakımdan bir gerilime ne kadar küçük gerilme karşılık geliyorsa modülün değeri o kadar büyük olur.

Young Modülü= Gerilim/Gerilme

Young modülü gerilimin gerilmeye oranı olduğundan, birimi de gerilimle aynı olup N/m^2 (Pascal) ile ifade edilir. Young modülü değerleri büyük olduğundan Giga Pascal (GPa) ile de ifade edilir ($1 \text{ GPa} = 10^9 \text{ N/m}^2$) (Zaimoğlu ve ark., 1993; Noort, 2002; Anusavice, 2003).

1.5.3. Çarpma Dayanıklılığı

“Çarpma” terimi, durgun bir objenin hareket eden bir objeyle çarpışmasını tanımlamaktadır. Bir cismin başka bir cisimle çarpışması sonunda oluşan dinamik kuvvete “çarpma kuvveti” adı verilir (Zaimoğlu ve ark, 1993). Çarpma testi materyalin ani uygulanan bir kuvvete karşı direncini test etmek üzere tasarlanmıştır. Standart çubuklar ağır bir sarkaç tarafından sağlanan ani yüke maruz kalır. Sarkaç bilinen bir yükseklikten serbest bırakılır ve desteklere paralel yerleştirilen örneğe çarparak kırar. Sarkacın enerjisinin bir kısmı örneği kırmada kullanılır. Sarkacın örneğin kırılmasından önceki ve sonraki yüksekliklerinin bilinmesi ile enerjideki farklılık hesaplanabilir. Bu farklılık örnek tarafından absorbe edilen ve kırılmasını sağlayan enerji miktarının ölçütüdür. Test amprik olduğu halde materyallerin çarpma direncinin karşılaştırılmasında kullanışlıdır (Noort, 2002).

“Çarpma dayanıklılığı” çarpma kuvveti altındaki bir materyali kırmak için gerekli enerji olarak tanımlanabilir. Çarpma dayanıklılığını ölçmek için genellikle Charpy tipinde çarpma test cihazı kullanılır. Izod çarpma test cihazında örnek dik olarak cihaza tutturulur. Darbe örneğin merkezi yerine, tutturulan bu ucun üst kısmından uygulanır. Eğer darbe alan bir obje daimi olarak deforme olmamışsa çarpışma enerjisini elastik biçimde saklıyor demektir. Bu yetenek materyalin reziliensi olarak tanımlanır ve gerilim-gerilme eğrisinde elastik sınır bölgesinin altındaki alanla ölçülür (Anusavice, 2003). Düşük elastik modülü olan ve yüksek çekme gerilimli bir materyal çarpma kuvvetlerine daha dayanıklıdır. Düşük elastik modül ve düşük çekme gerilimi ise düşük çarpma direnci sunar (Anusavice, 2003). Plastiklere plastikleştirici ilavesi çarpma dayanıklılığını artırsa da bu artışa sertlik, orantı sınırı, elastik modül ve basma dayanıklılığındaki azalma eşlik eder. İdeal olarak protez kaide maddesi kazara düşürmelerde kırılmalara karşı yeterli derecede yüksek çarpma dayanıklılığına sahip olmanın yanı sıra diğer özelliklerini de korumalıdır (Craig ve Powers, 2002).

1.5.4. Artık Monomer

PMMA'nın toksik ve allerjik reaksiyonlar yapabileceği bilinmektedir. Teorik olarak kimyasal irritasyon, polimer, artık monomer, benzoil peroksit, hidrokinon, boya maddeleri veya protez kaide maddeleri bileşenlerinden ya da çevre ile olan reaksiyonlar sonunda meydana gelen ürünlerden kaynaklanabilir. Yıllar önce Fisher (1956), metil metakrilat monomerinin deri veya ağız mukozası ile temas etmesi halinde allerjik bir reaksiyona sebep olabileceğini bildirmiştir. Araştırmalar bu tür reaksiyona esas sebebin metil metakrilat polimerinin kendisinin değil, fakat tam olarak polimerize olmayan artık monomerin olduğunu göstermiştir. Dolayısıyla artık monomerin en önemli irritasyon kaynağı olduğu kabul edilmektedir.

Akrilik rezinlerin polimerizasyonu sırasında monomerlerin tamamı polimere dönüşmez ve polimerize olmuş rezinde çeşitli miktarlarda serbest veya reaksiyona girmemiş monomer kalır. Artık monomer plastizer olarak davranır ve akrilik rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkiler. Bununla birlikte yapılan çalışmalar rezinden salınan artık monomerin sitotoksik etkilerinin olduğunu ve polimerize olmamış monomerin tükürüğe geçerek yumuşak dokular için bir irritasyon kaynağı olarak davranarak, mukozal zararlara sebep olabileceğini göstermiştir. Bu nedenle artık monomer içeriğini azaltmak birtakım özellikleri geliştireceği gibi, akrilik rezinin sitotoksik etkilerini de azaltır (Urban ve ark., 2006b).

Otopolimerizan akriliklerde %5 kadar monomer polimerize olmadan bulunabilmektedir. Polimerizasyonun uygun bir şekilde gerçekleştirildiği ısıyla polimerize rezinler ise yaklaşık %0,5' lik polimere çevrilmemiş monomer içerirler. Protezdeki artık monomerin su içinde protezin 17 saat bekletilmesinden sonra yüzeyden tamamen temizlendiği görülmüştür. Ancak monomerin geri kalan kısmı bu kadar kolay giderilemez. Çünkü geri kalanı akrilik rezine sıkıca bağlıdır ve allerjik reaksiyonlara sebep olan artık monomer de budur. Protezin devamlı bir gerilime maruz kalması durumunda bir miktar daha ortaya çıksa da protezden tamamen uzaklaştırılabildiği söylenemez. Akrilik rezin içinde kalan artık monomer miktarının toz-likit oranı, polimerizasyon yöntemi ve süresi ile ilişkisi vardır. Artık monomer

miktarının azaltılması için toz-likit miktarına dikkat edilmesi, çok düşük ısıda ya da çok kısa sürede polimerizasyon yapılmasından kaçınılması, polimerizasyon derecesinin yüksek olması gerekir (Phillips, 1984; Keskin, 1993; Zaimoğlu ve ark., 1993; Çalikkocaoğlu, 1998; Phoenix, 2003).

Akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarının saptanması için değişik analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar gaz kromatografi, gaz-likit kromatografi ve yüksek basınç (performans) sıvı kromatografi (high pressure liquid chromatography) (HPLC) yöntemleridir. Ayrıca rezinin suda veya alkolde bekletilmesi sonucu suya geçen artık monomerin ultraviyole spektroskopisi tekniği ile tesbit edilmesi de mümkündür (Keskin, 1993).

1.6. Yüksek Basınç (Performans) Sıvı Kromatografi (HPLC)

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

Yüksek basınç sıvı kromatografi, 1970'lerin ortalarında geliştirilmiş olup bugün endüstrinin birçok dalında en çok kullanılan analitik ayrıştırma metodudur (Neue, 1997). Yüksek basınç sıvı kromatografi; belli bileşenlerin, belirli bir kolon ve mobil fazda değişen migrasyonları vasıtasıyla kimyasal olarak ayrıştırılması işlemi, hedef bileşenin, diğer bileşenler veya kontaminantlardan ayrılması ve çıkarılmasını amaç edinen arıtma işlemi, bileşenlerin teşhis ve tespit edilmesi ve bileşenlerin bilinmeyen konsantrasyonlarının saptanması ve miktarlarının belirlenmesi işlemlerinde uygulanmaktadır (Lodder, 2005).

Yüksek basınç sıvı kromatografi sistem türleri;

-Isocratic sistem (tek pompa, tek solvent, solvent karışım olabilir, ayırım yetersizdir)

-Düşük basınçlı gradient sistem (tek pompa, maksimum 4 farklı hareketli faz, karışma pompadan önce)

-Yüksek basınçlı gradient sistem (2 ya da 3 pompa, 2 ya da 3 farklı hareketli faz, karışma pompadan sonra) olarak sınıflandırılabilir (Kılınç, 2007).

Yüksek basınç sıvı kromatografi tekniğinde, iki temel faz vardır. Bunlar hareketli faz ve sabit fazdır. Hareketli faz sıvı iken, sabit faz katı veya katı içinde hareketsizleştirilmiş sıvı olabilir. Yüksek basınç sıvı kromatografide, sıvıyı sabit faza doğru baskılamak için artan bir basınç kullanımı gerekmektedir. Basınç kullanımı, bileşenlerin kolon içinde difüzyonu için daha az zaman gerektirir (Neue, 1997).

Hareketli faz, kromatografik kolon (sabit faz) boyunca hareket eden ve analiz edilecek örnek maddeyi taşıyan çözelti veya çözücü karışımı olan sıvıdır. Kullanılan çözücüler su veya çeşitli organik sıvıların (en yaygınları metanol ve asetonitrildir) karıştırılabilir kombinasyonunu içerir. Sabit faz ise hareketli faz içerisinde gelen örneğe ait bileşenlerin etkileşime girdikleri ve belirli ölçüde alıkondukları fazdır ve kolon içindeki katı desteği ifade etmektedir. Sabit faz, genellikle silika esaslı özel yüzey özelliklerine sahip olan ve rijit pöröz partiküller içeren katı yapıdır. Özel uygulamalar için matriks olarak alüminyum oksit de kullanılabilir.

Örnek solüsyon, enjektör girişinden doğrudan hareketli faz içine enjekte edilir. Örnek solüsyon, hareketli faz ile beraber kolon boyunca akarken, bu solüsyonun bileşenleri kolon ile non-kovalent etkileşime bağlı olarak bir miktar tutulurlar. Bu tutulma örnekteki farklı bileşenler için farklı miktarlarda olur. Böylece bileşenler sabit fazın sonlarına doğru farklı hızlarda ilerledikleri için birbirinden ayrılmış vaziyette sabit fazı farklı zamanlarda terk ederler. Bu şekilde sabit fazdan çıkan bileşenlerin

derişimleri uygun bir şekilde ölçölür ve zamana ve hareketli fazın kullanılan hacmine karşı Y-ekseninde işaretlenerek ‘kromatogram’ denilen grafikler elde edilir. Zamana karşı Y-ekseninde ölçülen fiziksel özelliğın artıp tekrar azalması şeklinde oluşan pik şeklindeki eğrilerin herbiri analizlenen maddeye ait bir bileşeni göstermektedir. Bu piklere ait değerler (pik alanı, yüksekliğı, vb.) kullanılarak kalitatif ve kantitatif analizler yapmak olasıdır (Levin, 1997; Lodder, 2005; Wikipedia Foundation Inc., 2007).

1.6.1. Yüksek Basınç Sıvı Kromatografide Kullanılan Ayırıştırma Mekanizmaları

Sıvı kromatografinin geleneksel türü, silika veya alüminyum oksit gibi bir polar sabit faz ile benzin eter veya kloroform gibi klorlanmış hidrokarbonları temel alan polar olmayan hareketli fazı esas alır. Bugün bu tip kromatografi “normal faz kromatografisi” olarak bilinir. “Adsorpsiyon kromatografisi” olarak da adlandırılmaktadır. Bileşikleri, polaritelerini temel alarak ayırıştırır. Normal faz kromatografisi, 1970’lerde başlangıçtaki önemini kaybederek yerini “ters faz kromatografisi” ye bırakmıştır.

Ters faz kromatografisi, polar olmayan bir sabit faz ve polar oldukça sulu bir hareketli faz içerir. Yüksek basınç sıvı kromatografisi uygulamalarının yaklaşık %70-80’inde bu teknik kullanılmaktadır. Popülaritesi, kolay kullanımı, dengelemesinin hızlı olması, alıkonma (retansiyon) zamanının tekrarlanabilir olması ve bu alıkonma mekanizmasının kolay anlaşılabilmesine bağlıdır. “İyon değıştirme kromatografisi”nde ise, yüklenmiş bileşiklerin sabit fazdaki zıt yüklenmiş fonksiyonel gruplarla etkileşimi kullanılmaktadır. Bu tekniğın kullanım aralığı organik ve inorganik bileşikleri kapsayacak şekilde geniştir. Biyopolimerler, özellikle de protein ve nükleik asitlerin ayırıştırılması uygulamalarında kullanılmaktadır. “Jel filtrasyon kromatografisi”, molekülleri boyutlarını temel alarak ayırıştırır. Yaygın bir şekilde endüstriyel polimerlerin ve biyopolimerlerin analizinde kullanılır. “İyon çifti/affinite kromatografisi” ise biyolojik olarak aktif maddelerin

kararlı, özgül ve tersinir kompleksler oluşturma özelliklerini esas alır. Bu komplekslerin oluşumu Van der Waal's etkileşimi, elektrostatik etkileşimler, dipol-dipol etkileşimleri, hidrofobik etkileşimler ve hidrojen bağları gibi moleküler kuvvetlerin katılımını gerektirir (Neue, 1997).

1.6.2. Yüksek Basınç Sıvı Kromatografi Sisteminde Yer Alan Ekipmanlar

Tüm kromatografik sistemlerin bileşenleri temel olarak aynıdır. Bununla birlikte birtakım özellikler ve boyutlar, sistemler arasında farklılıklar gösterir. Sıvı kromatografi için gerekli apaneylere ait genel kavramlar, çalışma mekanizmaları ve ayırma işlemleri üzerine etkileri aşağıda belirtilmektedir (Hanai, 1999).

1.6.2.1. Enjektörler

Örnekler, sabit faz (kolon) öncesinde hareketli faza enjektör aracılığıyla gönderilirler. Örneklerin enjeksiyonu için genellikle otomatik olarak veya elle kumanda edilen (manuel) enjektörler kullanılır.

Manuel enjektörler: Örneğin enjekte edilebilmesi için enjektör önce doldurma pozisyonuna (load position) getirilerek örnek, isteğe göre seçilebilen sabit hacimli loop içerisine doldurulur. Yüksek doğruluk için loop'un her zaman örnekle tam doldurulması gerekir. Kullanılan loop hacimleri çok değişken olup 5µl-5ml arasında değişir. Loop'a ait en uygun boyut, kolon ebatları, dedektörün hassasiyeti ve ayırıştırma işlemi türüne göre saptanır. Loop hacmi küçüldükçe tekrarlanabilirlik adına yapılan hata oranı da artar.

Otomatik enjektörler: 2 tip otomatik enjektör mevcuttur. Bunlar XY tipi ve carousel tipidir. XY tipi hareketli olup, belirtilen koordinatlara giderek örneği şişesinden çekmekte ve loop vasıtasıyla hareketli faza enjekte etmektedir. Carousel tipinde ise

örnekler dönen dairesel şekilli bir taşıyıcı vasıtasıyla sabit bir enjektörün altına taşınmaktadır. (Pasch ve Trathnigg, 1998; Hanai, 1999; Kılınç, 2007).

1.6.2.2. Pompalar

Pompa, yüksek basınç sıvı kromatografi uygulamalarında hareketli fazı oluşturan çözücü karışımlarının enjektör, kolon ve dedektör içerisinde belirli, sabit veya değişken bir hızda, belirli basınç altında geçmesini sağlar. Yüksek basınç sıvı kromatografi analizinde kullanılmak üzere birçok tipte pompa mevcuttur. Pompalar yapıldıkları malzemeye göre metalik veya ametalik olabilirler. Akış hızına göre ise microbore pompa sistemleri, standart bore pompa sistemleri ve preperatif pompa sistemleri olmak üzere sınıflandırılabilirler. Microbore pompalar, iç çapı 2 mm'ye kadar olan kolonlar için kullanılır ve akış hızı 1-250 $\mu\text{l}/\text{dk}$ aralığındadır. Standart bore pompalar, analitik uygulamalarda en çok kullanılan çeşit olup 100 μl -10 ml/dk aralığında akış hızı sağlarlar. Preperatif pompa sistemlerinde ise akış hızı 10 ml/dk 'dan fazladır (Kılınç, 2007).

1.6.2.3. Kolonlar

Kolon, karmaşık örneklerde bileşenlerin birbirinden iyi çözünürlükle ayırımından sorumlu sabit fazdır. Kolon imalatında yapı materyali olarak 316 paslanmaz çelik, teflon, cam veya PEEK (polieter eterketon) en sık tercih edilenlerdir. Kolonun ayırım gücü ve performansı yapıldığı materyalden çok iç yüzeyine yapılan kaplamada kullanılan malzemenin kimyasal ve fiziksel özelliklerinden etkilenmektedir. Ayırıştırma mekanizmasına bağlı olarak polimerlerin sıvı kromatografisinde, farklı tipte ve boyutlarda kolonlar kullanılmaktadır. Kullanılan kolonlarla ilişkili aşağıdaki parametreler oldukça önemlidir:

İç Çap ve Uzunluk: Yüksek basınç sıvı kromatografi kolonunun iç çapı, kolona yüklenebilecek analiz edilecek madde miktarını belirleyen ve duyarlılığı etkileyen

kritik bir faktördür. Kolonun iç çapı arttıkça akış hızı ve iç doldurma hacmi artar, ancak oluşacak piklerin çözünürlüğü, dolayısıyla duyarlılık azalır. Sıvı kromatografi uygulamalarında geniş iç çaplı kolonlar (10 mm üzerindeki) geniş yükleme kapasitelerinden dolayı kullanılabilir miktardaki materyali arıtmada, analitik ölçekli kolonlar (4,6 mm) örneklerin geleneksel nicel analizinde, küçük iç çaplı kolonlar (1-2 mm) oldukça hassas çalışmalar istendiğinde özel UV-vis dedektörlerle, floresan saptamalar veya sıvı kromatografi-kütle spektrometresi gibi saptama metotları uygulamalarında ve kapiller kolonlar (0,3 mm'nin altında) ise sadece kütle spektrometresi gibi alternatif saptamalarla kullanılır. Kullanılan kolon uzunlukları da çok çeşitli olup, genellikle 30-300 mm aralığında değişmektedir. Kolon uzunluğu arttıkça örnek bileşenlerinin ayrımı daha iyi olmakta fakat analiz süresi uzadığı için daha fazla hareketli faz harcanmaktadır.

Partikül Büyüklüğü: Birçok geleneksel yüksek basınç sıvı kromatografisi küçük küresel silika parçalarına tutunmuş sabit faz ile gerçekleştirilir. Bu partiküller genellikle en çok kullanılan 5 µm olmak üzere değişen boyutlardadır. Küçük partiküller genellikle daha fazla yüzey alanı ve daha iyi ayrıştırma sağlar ancak uygun doğrusal hız için gerekli basınç da artar. Bu, aynı boyutlardaki kolonda, partikülleri yarısı büyüklüğündekilerle değiştirmenin performansı iki kat artıracağı, ancak gerekli basıncı da 8 kat kadar artıracağı anlamı taşımaktadır.

Gözenek Büyüklüğü: Birçok sabit faz daha geniş yüzey alanı sağlamak için pöröz yapıdadır. Küçük gözenekler daha geniş yüzey alanı sağlarken büyük olanların kinetikleri daha iyidir.

Pompa Basıncı: Pompaların basınç kapasiteleri değişmektedir ancak performansları gösterdikleri süreklilik kapasitesi ve tekrarlanabilir akış oranları kabiliyetleriyle ölçülür. Basınç en yüksek yaklaşık 40 MPa'a ulaşabilir. Modern yüksek basınç sıvı kromatografi sistemleri oldukça yüksek basınçlarda çalıştırılmak üzere geliştirilmişlerdir ve bu nedenle kolonlarda oldukça küçük partikül büyüklükleri kullanabilmektedir. Bu sistemler, yaklaşık 100 MPa basınçta çalışabilir (Kılınç, 2007; Wikipedia Foundation Inc., 2007).

Kolon etkinliği: Belirli ayrıştırılmaları gerçekleştirmek için sabit fazın performansı ile ilgili olan bir kavramdır. Kolonun doldurulması ve performansının ne kadar iyi olduğuyla alakalıdır. Kolon etkinliği kromatografik anomalilerden etkilenmeyecek birkaç metotla ölçülebilir. Bunlar eğilme (kıvrılma) metodu, yarım-tepe yüksekliği metodu, tanjant metodu, sigma metodu, moment metodu ve yükseklik/alan metotlarıdır (Wikipedia Foundation Inc., 2007).

1.6.2.4. Dedektörler

Kolonda ayrımı yapılan analizlenecek maddeye ait bileşenlerin alıkonma zamanlarına göre sırasıyla içerisinden geçerken miktar tayinlerinin yapıldığı donanımdır (Kılınç, 2007). Dedektörün seçiminde örneğin tipi ve konsantrasyonu, dedektörün hassasiyeti, kullanılan çözücüler ve yıkama şekilleri göz önüne alınmalıdır. Yüksek basınç sıvı kromatografi cihazı ile kullanılabilen birçok çeşitte dedektör vardır. En yaygın dedektörlerden bazıları kırıcı indeks, ultraviyole, floresans, radyokimyasal, elektrokimyasal, kütle, nükleer magnetik rezonans ve ışık saçılımı dedektörleridir (Lodder, 2005). Bunlar arasında en popüler olanı ise ultraviyole emilim dedektörüdür. Bu dedektör seçilen dalga boyundaki ışık emilimini ölçer ve kromoforik gruplar içeren polimerlere uygulanabilir. Çalışılan dalga boyu aralığı 180-350 nm' dir (Pasch ve Trathnigg, 1998).

1.7. Tam Protez Kaide Plaklarının Kırılmasına Neden Olan Faktörler

1937'li yılların başlarından günümüze kadar PMMA en yaygın şekilde kullanılan protez kaide materyali olmuştur. Bu materyali protez kaidesi olarak, mükemmel görünümü, doku uyumu, uygulanabilme kolaylığı ve tamir kolaylığı gibi özellikleri başarılı kılmaktadır. Ancak PMMA, mekanik özellikleri baz alındığında tam anlamıyla çok tatmin edici özellikler sunmamaktadır. Düşük çarpma ve yorulma direncini kapsayan zayıf dayanıklılık özellikleri, primer problem olarak boy göstermektedir. Ayrıca akrilik rezin protez kaidelerinin yük altında akma özellikleri

ve bu nedenle zaman içinde deforme olmaları ve su emilim özellikleri de istenmeyen durumlardandır. Diş hekimliği pratiğinde akrilik rezin protez kaidelerinin kırılması, bu materyalin kullanımındaki en büyük dezavantajlardan biridir (Uzun, 2000; Uzun ve ark., 1999; John ve ark., 2001; Kim ve Watts, 2004).

Protezlerdeki kırılmalar, ağız içinde tekrarlayan çiğneme kuvvetlerine bağlı olarak gelişen yorulma kuvvetlerine ve ağız dışında ise protezlerin kazara düşürülmesi gibi sebeplere dayalı yüksek çarpma kuvvetlerine bağlı olarak meydana gelmektedir (Zappini ve ark., 2003). Protezler, çiğneme esnasında çok sayıda düşük devirli gerilimlere maruz kalırlar. Çiğneme basınçları altında, akrilik protez kaideleri yılda yaklaşık 500 000 eğilmeye maruz kalmaktadır. Bu da protez kaidesinde materyal yorgunluğuna ve deformasyonlara yol açar.

Kim ve Watts (2004), maksiller protezlerdeki kırıkların çoğunluğunun nedeninin yorulma ve çarpma kuvvetlerine bağlı iken, mandibular protezlerdeki kırıkların %80'inin çarpma kuvvetlerine bağlı olarak meydana geldiğini ifade etmişlerdir. Maksiller protezlerde orta hat kırıkları en fazla görülen kırık tipi olup yorulma başarısızlığı olarak ifade edilir (Ladizesky ve Chow, 1992; Uzun, 2000). Matthews ve Wain (1956), fonksiyon sırasında en fazla stresin palatinal kısımda, parlatılmış yüzeyde, ön dişlerin arkasında olduğunu belirtmişlerdir. Orta hat kırıklarında, santral kesici dişler arasındaki palatinal kaidenin esas başlatıcı nokta olduğunu bildirmişlerdir. Alt protezlerde yorulma sonucu kırıklar ciddi bir problem değildir ve kırıkların büyük bir kısmı çarpma veya sert zemine düşme sonucu meydana gelir. Alt protez sert bir zemine düşünce en büyük stres labial ve lingual 2. küçükazı bölgesinde oluşur (Ladizesky ve Chow, 1992). Kaide plağı kırıklarında etkili olan diğer faktörleri şu başlıklar altında toplayabiliriz:

Kaide Plağının Deformasyonu: Üst tam protezlerde, fonksiyonda, kaidenin periyodik deformasyonlarının neden olduğu bükülme yorulma başarısızlıkları sonucu, orta hat kırıkları görülür çünkü protez kaidelerindeki bükülme orta hat boyunca gerçekleşir (Polyzois ve ark., 1996). Lambrecht ve Kydd (1962), üst tam protezlerde çiğneme ve

yutkunmanın kaidenin orta hat kurvatüründe artış ve azalmaya neden olduğunu ve buna protez flanjlarda gerilme ve sıkışmanın da eşlik ettiğini ifade etmişlerdir.

Mandibular tam protezlerde 3 tip deformasyonun varlığından bahsedilmektedir. Bunlardan birincisi molar bölgelerinin birbirinden uzaklaşma hareketi, ikincisi molar bölgelerinin birbirine yaklaşma hareketi ve üçüncüsü ise posterior dişlerin bukkale rotasyonu, lingual flanjlarda ise linguale rotasyonu hareketlerinin kombinasyonudur. Birinci ve ikinci tip deformasyon horizontal düzlemde eğilme/bükülme tipindedir. Diğer tip deformasyonda, anterior lingual kaide plağında çekme ve basma gerilimleri, bütün olarak protezde ise horizontal düzlemde çekme gerilimleri ile torsiyonel deformasyon olmaktadır. Frenilum çentiği de kırık başlangıcı için diğer bir önemli etkidir. Bu bölgede başlayan çatlaklar, palatinal kısma doğru devam eder. Uzun frenilumlar ve frenilum sayısının fazla olması da kaide kırığı nedenlerindendir (Ladizesky ve Chow, 1992; Uzun, 2000). Kaide plağı yapısındaki yabancı cisimler ve pörözite, overdenture protezlerde hassas bağlantı, kök veya dişlerin bulunduğu kaide kısımlardaki zayıf noktalar, üst tam protez labial kısım kaidesinin ince olması veya ajusteli diş dizim tercihi, kaide deformasyonu ile beraber kırılmalara olan eğilimi artırmaktadır (Jagger ve Harrison, 1998; Kaplan, 2002).

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

Yetersiz Rölyef Yapılması: Palatinal bölgedeki belirgin toruslar veya sutura palatina medianının sert ve belirgin olması da kırılmayı kolaylaştırır (Uzun, 2000). Çene kemiğinde toruslar veya kemik çıkıntıları varsa ve cerrahi olarak çıkartılamayacak durumda iseler bu bölgelerde mutlaka rölyef yapılmalıdır. Eğer yapılmazsa mukoza zedelenir, oluşan kaldırma kuvvetlerinin etkisiyle stabilite bozulur ve tek protezlerde sıkça rastlanılan kaide kırıkları meydana gelebilir (Çalikkocaoglu, 1998).

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

1.8. Akrilik Rezinlerin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerinin Geliştirilmesine Yönelik Yaklaşımlar

Son yıllarda teknolojiye paralel olarak yeni materyallerin geliştirilmesi, daha yüksek standartlarda protezler yapabilmeyi olası kılmışsa da akrilik rezinler diş hekimliğinde kullanıma girdiği 70 yılı aşkın süreden beri istenilen şekilde iyileştirilememiştir (Uzun, 2000). Bu doğrultuda, akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini geliştirerek, direncini artırmaya yönelik olarak PMMA'ya alternatif yeni bir madde geliştirmek, PMMA'nın kimyasal yapısını modifiye etmek ve çeşitli güçlendiriciler ile PMMA'yı desteklemek gibi yöntemler kullanılmıştır.

PMMA'ya alternatif bir madde olarak poliamid, epoksi rezin, polistren, vinil akrilik, plastik greft kopolimer, polikarbonat ve naylon gibi değişik polimerler kullanıma sunulmuş ancak tatmin edici bir sonuç elde edilememiştir (Polat, 2002).

İkinci yöntem polimer taneciklerine lastik faz katılması ile çarpma direncini artırmayı esas almaktadır. Plastik teknolojisinde bu, çok iyi bilinen bir metot olsa da oldukça pahalı bir uygulamadır. Bütadin stiren formunda lastik ilavesi ile akrilik

rezinin kimyasal modifikasyonları, yüksek çarpma dayanıklı rezinlerin (high impact resins) hazırlanmasına olanak sağlar. Bu tip güçlendirilmiş rezinler sürekli kullanılan konvansiyonel rezinlere göre çok yüksek sıkışma, transvers ve yorulma dayanıklılığına sahiptir (Uzun, 2000; Uzun ve ark., 1999). Bu rezinler diğerlerine oranla kırılma olmadan önce daha yüksek gerilim ve daha fazla enerji absorbe etmektedirler. Ancak esnekliğin çok fazla artması problem yaratabilmektedir (Rodford, 1986). Stafford ve arkadaşları (1986), lastikle güçlendirilmiş rezinin darbe direncinin ve boyutsal stabilitesinin iyi, ancak yorulma ve eğilme testlerine karşı daha dirençsiz olduğunu ve renk stabilitesinin de düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Üçüncü yöntem ise akrilik rezinlerin güçlendirilmesi amacıyla rezine birtakım materyallerin ilavesini esas almakta ve metal tozları, metal teller, plakalar ve çeşitli formlarda fiberlerin kullanımını içermektedir (Uzun, 2000). Polimerlerin transvers dayanıklılıkları ve çarpma dirençleri metal güçlendiriciler kullanılarak artırılabilir bununla birlikte metal güçlendiricilerin dental apareylerin yorulma direncine etkisi azdır. Ayrıca estetiğe olumsuz etkilerinden dolayı da kullanımları sınırlıdır. Bu problemlerin üstesinden gelmek için dental polimerlerle beraber kullanılabilecek birçok tipte fiber araştırma konusu haline gelmiştir (Vallittu, 1999; Kanie ve ark., 2000). Son zamanlarda karbon, aramid, yüksek moleküler ağırlıklı polietilen ve cam fiber gibi değişik fiber çeşitleri güçlendirme materyalleri olarak kullanılmakta ve üzerinde çalışmalar yapılmaktadır (Kanie ve ark., 2000).

1.9. Fiber Sistemleri ve Özellikleri

1.9.1. Karbon Fiberler

Karbon fiberler ilk olarak 19. yüzyılın sonlarına doğru Edison tarafından ticari amaçla ince bambu filizlerinin ve pamuk liflerinin karbonizasyonu ile üretilmişlerdir. Karbon fiberler, birçok sentetik materyalin yapımında kullanılan bir polimer olan poliakrilonitrilin (PAN) 200-250 °C'de havada oksitlenmesi ve oluşan yüksek erime

noktalı polimerin saflaştırılması amacıyla karbonizasyon işlemine tabi tutulması ile elde edilir. Bu işlem ise nitrojenden zengin bir ortamda polimeri ısıtmayı böylelikle de polimer %92-100 oranında karbon içerene kadar 1000-2500 °C'de ısıtılmasını gerektirir. İşlem, H₂, N₂ ve O₂' nin karbon atomları zincirlerinden uzaklaştırılmasıyla karbon fiber oluşumunu sağlar. Karbon fiber üretiminin son aşaması ise karbon fiberlerin tabakalar, yapraklar halinde dokunması, veya epoksi rezine katılması işlemleridir (Yazdanie ve Mahood, 1985; University of Bristol, 2006). Karbon fiberler, ayrıca taşkömürü tortusundan ve poliimid yani aromatik poliamid, polibenzimidazol gibi ısıl kararlı polimerlerden elde edilirler.

“Karbon fiber” karbon içeriği %80-95 olan fiberleri tanımlarken ‘Grafit fiber’ terimi ise karbon içeriği %99’dan fazla olan fiberleri belirtmektedir. Karbon içeriği ısıtılma işlem derecesine göre değişir. Karbon fiberler 1316 °C’de üretilirken grafit fiberler 1900 °C’nin üzerinde üretilirler (Agarwal ve Broutman, 1990; Kaw, 1997).

Karbon fiberlerin en önemli özelliği düşük yoğunluğa (1,8 g/cm³) sahip olmalarına rağmen oldukça sağlam olmalarıdır. Ortalama 7-10 µm çapında, 3000 °C’ye kadar dayanıklı, çekme dayanıklılığı çelikten fazla ve hafif bir materyaldir. En önemli eksikliği fiber eksenine dik yöndeki darbelere dayanıksız olmasıdır. Bu eksiklik, fiberleri üretim esnasında matris içerisine çapraz ve birbirine dik biçimlerde yerleştirilerek kapatılmaktadır.

Karbon fiberlerin en önemli avantajları; birçok kimyasal maddeye ve neme karşı oldukça dirençli olmaları, fiber aksı boyunca iyi ısı ve elektrik iletkenliği sağlamaları ve protez kaide rezinlerine uygulamalarında esnek yapıları sayesinde bükülme ve çarpma dayanıklılığını artırarak yorulmaya bağlı kırılmaları önlemeleri ve boyutsal stabilite sağlamalarıdır. Yapılan çalışmalarda özel yöntemlerle tabakalandırılmış fiber içeren rezinlerin uygulanan streslere karşı artmış bir direnç gösterdiği saptanmıştır. Karbon fiberlerin en önemli dezavantajı ise potansiyel toksisitesi ve koyu renkli rezinler oluşturmalarıdır. Bu özelliği nedeniyle ancak belli bölgelerde kullanılabilmektedir. Bu bölgeler tam protezlerde üstte damak bölgesi, altta yumuşak astar kullanılıyorsa, astarla dişler arasındadır. Bölümlü protezlerde dayanıklılığın

artırılmasının düşünüldüğü bölgelerde kullanılabilirler (DeBoer ve ark., 1984; Kanie ve ark, 2000; Uzun, 2000; Rahamneh ve ark., 2003).

Karbon fiberler PMMA'a sürekli formda, kırılmış formda, dokuma formunda veya dağınık iplikler formunda eklenebilirler. Kuru fiberlerin kullanılması zordur ancak fiberlerin kullanılabilirliğini kolaylaştırabilmek için fiberler monomer ile ıslatılabilir (Jagger ve ark., 1999).

Karbon fiberlerle yapılan önceki çalışmalar ümit verici sonuçlar sunmuş olsa da 1980'lerden sonra PMMA'ı güçlendirme metodu olarak karbon fiber kullanımına ait çok az yayınlanmış veri bulunmaktadır. Sonraki dönemlerde bu tür çalışmaların yapılmamasının nedenleri karbon fiberlerin birtakım dezavantajlarından kaynaklanmaktadır. Bunlar; karbon fiberlerin kullanım ve yerleştirme zorlukları, fiber ilaveli protez kaide rezinlerinin cilalanmasına yönelik zorluklar, fiberlerin koyu renklerine yönelik istenmeyen estetik problemler, karbonun potansiyel toksisitesi ve alternatif güçlendirme materyallerinin üretimi olarak sıralanabilir (Jagger ve ark., 1999).

1.9.2. Aramid Fiberler

“Aramid” terimi “aromatik poliamid”in kısaltılmış şeklidir. Aromatik poliamidler diaminlerin ve diasit halojenürlerinin düşük ısılarda polikondensasyonu ile oluşur. Aramid fiberler poli-p-fenilen tereftalamidden oluşan güçlü sentetik fiberlerdir. Aramid fiberlerin elastik modülleri (50-130 GPa) çok yüksek, yoğunlukları ise ($1,44 \text{ g/cm}^3$) düşük olup bu fiberler mekanik özelliklerini yüksek sıcaklıklarda da (400-500 °C) korurlar, abrazyona, organik çözücülere ve termal bozunmalara karşı dirençlidirler. Ancak UV ışımalarına karşı hassastırlar, nemden ve tuzlardan etkilenirler ve iletken değildirler.

Kevlar lifi, Du Pont de Nemours firmasının üretilen bir aramid fiberdir. Stephanie Kwolek ve Herbert Blades tarafından firmanın laboratuvarında 1965 yılında üretilmiş

ve 1970'lerin başlarında ticari olarak kullanıma sunulmuştur. Kimyasal olarak uzun zincirler arası bağları nedeniyle güçlü bir yapıdadır. Artmış direnç özelliklerinin bir kısmını da moleküller arası hidrojen bağları sayesinde elde eder. Yerleştirildiği protezlerde özellikle kırılma direncini önemli ölçüde artırır. Kevlar fiberin rezinlerin çarpma direncini de önemli miktarda artırdığı gösterilmiştir. Ancak Kevlar fiber sıkıştırma kuvvetlerine karşı zayıf özellikler sergiler. Bu da fiberin anizotropik yapısından kaynaklanmaktadır. Kevların 3 yaygın tipi bulunmaktadır: Kevlar, Kevlar 29 ve Kevlar 49. Kevlar, tipik olarak lastik güçlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Kevlar 29, genellikle endüstriyel uygulamalarda, Kevlar 49 ise plastikleri güçlendirme amacıyla kullanılmaktadır. Bütün aramidler içinde en yüksek gerilme direncine sahip olan Kevlar 49'dur (Agarwal ve Broutman, 1990; Kanie ve ark.,2000; Uzun, 2000; Uzun ve ark., 1999).

Aramid fiberlerin ıslanabilirlik özellikleri karbon fiberlere göre daha üstündür dolayısıyla herhangi bir bağlama ajanı uygulamasına gerek duymazlar. Ancak sarı renkleri protezin estetik gereksinimi olan ön bölgelerde kullanımını sınırlamaktadır. Ayrıca protez yüzeylerinde ortaya çıktıklarında oluşan pürüzlü bölgelerin polisaj işlemlerinde zorluğa ve bunun sonucunda mukoza irritasyonlarına neden olması gibi dezavantajları nedeniyle de kullanımları tercih edilmemektedir (Jagger ve ark., 1999).

1.9.3. Polietilen Fiberler

Polietilen, formülü (CH_2CH_2) olan etilenin, polimerlerinin tümüne verilen genel isimdir ve en çok üretilen sentetik polimerdir. Polietilen, erime noktasının altındaki sıcaklıklarda çekilerek fiber haline getirilir ve aksiyel yönde dayanıklılığı ve elastik modülü yükselmiş bir materyal üretilir. Elastik modülü çekilme oranına bağlıdır ve çekilme oranı 30 olduğunda, modülü 60 GPa'a ulaşabilir (Braden ve ark., 1988; Jagger ve ark., 1999).

Polietilen fiberler, protez kaidelerinin güçlendirilmesi amacıyla ilk kez 1988'de Braden ve arkadaşları tarafından kullanılmış ve çarpma direncini, elastik modülü ve bükülme direncini artırdıkları ifade edilmiştir. Polietilenin doğal rengi, düşük yoğunluğu, biyouyumluluğu, inert yapısı ve dayanıklılığı belli başlı avantajları arasındadır. Polietilen fiberler, karbon ve Kevlar fiberlerin aksine protez kaide akrilik rezinleri için estetik olarak tatmin edici sonuçlar sağlarlar (Gutteridge, 1992; Uzun ve ark., 1999; Uzun, 2000).

Çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiberler (UHMWPE) $0,97\text{g/cm}^3$ yoğunluğa ve 3×10^6 ile 6×10^6 aralığında moleküler ağırlığa sahip olup etilenin doğrusal homopolimerleridir. Yüksek aşınma ve çarpma direnci ile düşük sürtünme direncine sahip olup, sünek yapıdadırlar ve kırılğan değildirler. Bu fiberler iyi mekanik özelliklere sahip oldukları halde fiberlerin yüzey enerjilerinin düşük olması ve dolayısıyla ıslanabilirliklerinin de az olması neticesinde polimer matrikse zayıf bağlanma gösterdiğine dair raporlar söz konusu olup, yüzeylerine plazma uygulaması ile polar gruplar oluşturularak bağlantıları artırılmaya çalışılmaktadır. Ancak plazma uygulamasıyla bile protez kaide polimerlerinin mekanik özelliklerini önemli ölçüde artıramadığına dair raporlar söz konusudur (Braden ve ark., 1988; Kanie ve ark., 2000; Ellakwa ve ark., 2002; Narva ve ark., 2005). Spyrides ve Bastian (2004), polietilen fiberlerin gerilme durumunda yüksek mekanik özellikler sergilerken, sıkıştırılma durumunda zayıf özellik gösterdiğini bildirmişlerdir.

Polietilen fiberler paralel, dokuma ve kırpılmış formlarda kullanılabilirler. Yakın zamandaki çalışmalar, hacimce %35 oranında paralel veya kırpılmış formlu fiberlerin rezine ilave edilebileceğini göstermiştir (Ladizesky ve ark., 1994).

Diş hekimliği uygulamalarında kullanılmak üzere Dyneema, Spectra ve Connect ve Ribbond gibi çeşitli polietilen fiber sistemleri geliştirilmiştir. Bunlardan Ribbond (Ribbond, Seattle, WA, USA) 1992 yılında David N. Rudo tarafından geliştirilen, soğuk gaz plazma uygulaması yapılmış, çok yüksek moleküler ağırlığa sahip, özel olarak dizayn edilmiş, çapraz kilit örgülü dokuma formunda (cross-link stitch leno weave) polietilen fiber sistemidir. Ribbond'un çekme direnci 3,0 GPa, elastik

modülü 171 GPa, erime derecesi 147 °C, uzama miktarı %2,8 ve su emilimi ise %1'den azdır. Tüm çözücü, asit ve alkaline karşı kimyasal olarak inerttir. Dokulara biyouyumluluk ve uygulamalar sırasında dental ark ve diş konturları, tam protez kaide kalıp boşluğuna da uyumlu yapı gösterir. Islatıldığında ve bağlantısı sağlandığında fiberoptik transparan bir görünüm sergiler. Akrilik ve diğer rezinler için mükemmel estetik sonuçlar ortaya koyar. Uygun koşullarda muhafaza edildiğinde, hava, nem ve kontaminantlarla teması engellendiğinde sınırsız raf ömrü vardır (Agarwal ve Broutman, 1990; Rudo ve Karbhari, 1999; Kaplan, 2002).

Ribbond'un , Ribbond-THM, Orjinal Ribbond ve Ribbond Triaxial olmak üzere üç tipi vardır. Ribbond-THM diş hekimliği için en popüler üründür. Orijinal Ribbond'a göre daha ince (0,18 mm), elastik modülü daha yüksek ve adaptasyonu daha kolaydır. Periodontal splintler, ortodontik tutucular, endodontik post ve korlar ile protetik uygulamalar için tercih edilmektedir. Orjinal Ribbond da genel fiber güçlendirmesi amacıyla diğer iki ürünlerle aynı endikasyonlarda kullanılmaktadır. Ribbond-THM'den daha kalındır (0,35 mm). Ribbond Triaxial ise 0,50 mm kalınlığında, adaptasyonu diğerlerine göre daha zor olan fiber çeşididir. Yalnız kullanıldığında genellikle preparasyona ihtiyaç duyar. Kronların ve köprü gövdelerinin dirençlendirilmesinde, endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin restorasyonlarında ve implant bağlantılı geçici köprülerde kullanılabilir (Rudo, 2006).

Diğer dokuma fiberlerinin aksine Ribbond fiberlerin çapraz kilit örgülü yapısının dayanıklılık, stabilite ve direnç özelliklerini artırdığı, düz dokuma formlara göre kilit örgü yapısının sıkışma kuvvetleri altında fiber ipliklerinin kaymasına ve yer değiştirmesine engel olduğu ve fiziksel olarak sıkı bir şekilde dokunmuş kilit örgü yapısının açık geometrisinin, fiberlerin rezin tarafından tam olarak ıslanabilmesine olanak sağladığı bildirilmiştir. Kimyasal olarak çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiberler (UHMWPE), soğuk gaz plazma uygulaması ile hidrofobik bir materyalden hidrofilik bir materyal haline dönüşür. Parsiyel iyonize gaz uygulaması, aşınma ve aktivasyon sağlar. Aktivasyon, fiber yüzeyindeki O-C=O fonksiyonel gruplarının varlığı ile sağlanır. Yapılan çalışmalar, plazma uygulaması ile çok

yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiberlerin ıslanabilirliğinin, fiber yüzeyindeki fonksiyonel grupların ve fiber ile matriks arasındaki arayüzey makaslama direncinin arttığını göstermektedir (Rudo ve Karbhari, 1999; Rudo, 2006).

1.9.4. Cam Fiberler

Cam, aşırı soğutulmuş alkali ve toprak alkali metal oksitleriyle, diğer bazı metal oksitlerin çözülmesinden oluşan bir sıvı olup ana maddesi (SiO_2) silisyumdur. Camlar erimiş haldeki amorf yapısını koruyarak katılaştıran inorganik cisimler olarak tanımlanabilir. Üretim sırasında hızlı soğuma nedeniyle kristal yapı yerine amorf yapı oluşur. Bu yapı cama sağlamlık ve saydamlık özelliğini kazandırır (Demir ve ark., 2000). Cam fiberler ise camın oldukça ince liflerinden oluşmuş materyallerdir. Yalıtım ve dokuma ürünleri ile birçok polimer ürünün güçlendirilmesinde kullanılmaktadırlar. Güçlendirme amacıyla kullanımdaki tek bir cam filamanının çapı 3 ile 19 μm arasında değişmektedir. Tek filamanlar 1400 $^\circ\text{C}$ 'de, eritilmiş camın, platin alaşımı kaplanmış ısıya dayanıklı fırın potasının tabanında bulunan binlerce küçük delikten hızlı bir şekilde (25 m/s) mekanik olarak çekilip uzatılması ve soğutma bölgelerinden geçirilerek katılaştırılması ile üretilirler. Daha sonra filamanlar demetler halinde biraraya getirilip toplanarak iplik haline getirilirler. Bu iplikler, filaman sarmalları halinde sürekli tek yönlü, kırılmış ve dokuma formlarında, kullanılabilirler (Kaw, 1997; Jagger ve Harrison, 1999).

Günümüzde fiber yapımında kullanılan camlar 5 ana grupta toplanırlar ve karakteristik özelliklerini belirten harflerle isimlendirilirler. A-cam, %25 oranında sodyum bikarbonat ve kalsiyum oksit içeren kimyasal maddelere karşı dirençli ancak elektrik özellikleri düşük olan yüksek alkali bir camdır. C-cam, oldukça yüksek kimyasal dirence sahip özel bir karışım olan kimyasal camdır. E-cam, düşük alkali içeriği (<%2) ile elektrik sınıfındadır. İyi elektrik izolasyonu ve suya dayanıklılık gösterir. Günümüzde güçlendirme amacıyla kullanılan cam fiberlerin %50' den fazlası E-cam'dır. Sürekli fiber lifleri halinde kullanılan ilk cam tipidir. S-cam, magnezyum alüminyum silikat yapısında, E-cam'dan %33 daha fazla gerilim

direncine sahip, yüksek dayanıklı camdır. D-cam ise yüksek bor içerikli, üstün elektrik özelliklere sahip, düşük dielektrik sabitli camdır. Ancak mekanik özellikleri E-cam ve S-cam kadar iyi değildir. Sınırlı sayıda bulunmaktadır Bunların dışında C-camın Kuzey Amerika’da kullanılan değişik bir biçimi olan T-cam ve alkalilere dirençli AR-cam bulunmaktadır (Jagger ve Harrison, 1999; About Inc., 2007). Çizelge 1.1’de güçlendirme amacıyla kullanılan A-cam, E-cam, C-cam, S-cam ve D-cam’ın kimyasal bileşimleri görülmektedir.

Çizelge 1.1. A-cam, C-cam E-cam, S-cam ve D-cam’ın ağırlıkça % olarak bileşimleri (Bunsell, 1988; Agarwal ve Broutman, 1990; About Inc., 2007).

	CAM				
	A	C	E	S	D
SiO ₂	72,0	64,6	54,3	64,20	74,5
Al ₂ O ₃	0,6	4,1	14,8	24,80	0,3
Fe ₂ O ₃	-	-	0,4	0,21	-
CaO	10,0	13,4	17,3	0,01	0,5
MgO	2,5	3,3	4,7	10,27	-
Na ₂ O	14,2	7,9	0,6	0,27	1,0
K ₂ O	-	1,7	-	-	1,3
B ₂ O ₃	-	4,7	8,0	0,01	22,0
BaO	-	0,9	-	0,20	-
F ₂	-	-	0,1	-	-
SO ₃	0,7	-	-	-	0,1
Diğer	-	-	-	0,03	0,3

E-cam fiberler, boro alümina silika camdır ve bunları cam fiberler ve diğer cam fiberle güçlendirilmiş kompozit yapılar içinde popüler kılan özellikleri; düşük maliyeti, beyaz renkleri, yüksek dayanıklılığı (2 000 MPa gerilim direnci ve 3 400 MPa çekme direnci), elastik modülü (80 GPa), yüksek sertliği, düşük yoğunluğu (2,54 g/cm³), ısıya ve kimyasallara olan direnci, nemden etkilenmemesi ve elektriksel yalıtım özellikleri olarak sıralanabilir. E-camlara ait tek bir fiberin çapı 10-12 µm iken kırılma anındaki uzama miktarı ise %2,8’dir (Azom Ltd., 2007).

Birçok cam fiber suda sınırlı çözünürlük gösterir. Nemli ağız ortamında suyun polimer matriks boyunca difüze olarak E-cam fiber yüzeyinde korozyona neden olmasıyla kompozitin yapısı bozulur ve mekanik özellikleri azalır (Kaplan, 2002). Hidroskobik bozulmaya fiberin kimyasal yapısında bulunan borun neden olduğu

ifade edilmektedir. Dolayısıyla endüstride şimdiki yaklaşım cam fiberlerdeki bor içeriğini azaltmak veya elimine etmektir.

Cam fiberler yüzey alanlarının ağırlıklarına olan oranları yüksek olduklarından oldukça kullanışlıdır. Ancak artan yüzey, kimyasallardan daha fazla etkilenmeye neden olur. Cam fiberler ne kadar ince ise o kadar güçlüdürler bunun sebebi ince fiberlerin daha kolay bükülebilmelerine atfedilmektedir. Cam amorf bir yapıya sahip olduğundan, özellikleri, fiber boyunca ve fiber içerisinde değişmez (Ellakwa ve ark., 2002).

Plastik endüstrisinde poliesterlerin takviyesi için sıklıkla kullanılan cam fiberler protetik diş hekimliğinde polimerlerin güçlendirilmesinde kullanılmaktadır (Uzun, 2000; Polat, 2002). Cam fiberlerin protez kaide polimerlerini içeren polimerik materyallerin çarpma dayanıklılığını, transvers direncini, elastik modülünü, ısı dayanımını ve yorulma direncini geliştirdiği bildirilmiştir (Çökeliler ve ark., 2006). Cam fiberler polietilen fiberlerin aksine gerilme veya sıkışmaya maruz kaldıklarında her iki durumda da yükün doğrultusu gözardı edilerek aynı mekanik özellikleri sergilerler. Bu bağlamda bükülme özellikleri polietilen fiberlere göre daha iyidir (Spyrides ve Bastian, 2004). Ayrıca cam fiberler diğer fiberlere kıyasla mükemmel saydamlıklarından dolayı estetik özellikler açısından da protez kaide polimerleri için oldukça uygun materyallerdir (Kanie ve ark., 2000).

Cam fiber ile güçlendirilmiş sonuç kompozit materyalin mekanik özellikleri, büyük miktarda fiber-matriks arayüzeyine bağlıdır. Güçlü bir arayüzey, kompozit yapının özelliklerini geliştirir. Bu amaçla, birçok etkili arayüzey bağlama ajanları kullanılmaktadır (Çökeliler ve ark., 2006). Bağlama ajanları ayrıca su ve diğer çevresel kuvvetlerin arayüzey bağlantısına olan yıkıcı etkilerini de engellemektedir. Bağlama ajanları organo-metalik ve organo-silikon kimyasallar sınıfında olan ve dual fonksiyon gösteren maddelerdir. Her bir metal veya silikon atomu bir veya daha fazla grupta cam yüzeyi ve rezin yapıya bağlanır. Bağlama ajanları sayesinde cam yüzeyi ve polimer arasında kimyasal köprü oluşur (Agarwal ve Broutman, 1990; Hyer, 1998).

Fiberlerin akrilik rezin içine katılma yöntemleri farklılık gösterir. Bir kısım çalışmacı fiberi monomer ile ıslattıktan sonra, bir kısmı polimer-monomer karışımı ile işlem yaptıktan sonra bir kısmı da direkt toza katma tekniğini kullanmışlardır (Uzun, 2000; Polat, 2002). Cam fiberin akrile katılmadan önce monomer içerisinde bekletilmesi polimerizasyon büzülmesini artırmaktadır. Artan polimerizasyon büzülmesi de protezin boyutsal stabilitesinin azalmasına neden olmaktadır. Yapılan çalışmalar bunu minimize etmek için fiberi polimer-monomer karışımı ile muamele etme gereğini bildirmektedir (Vallittu, 1996; Vallittu ve ark., 1994b).

Fiberlerin rezin matriks ile olan bağlantı problemlerini çözmek amacıyla yapılan çalışmalar, ileri teknoloji kullanılarak temel cam fiber yapısına sahip iyi doyurulmuş fiberlerin geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Bu amaçla piyasaya sunulan Stick (Stick Tech Ltd, Turku, Finland) fiberler silanlanıp pöröz polimerle doyurularak yüzey işlemi yapılmış olan sürekli tek yönlü fiber demetleri olup, çapı 10-12 μm olan ve yaklaşık 100-180 000 tane liften meydana gelen cam fiberlerdir. Stick fiberler tam ve hareketli bölümlü protezlerin yapımında ve tamirlerinde, ortodontik aygıtların yapımında, geçici köprüler ile rezin bağlantılı (maryland) köprüler, labial ve oklüzal periodontal splintlerin yapımında kullanım alanı bulurlar. Stick fiberler tek yönlü paralel formda olup sonuç ürünün dayanıklılık ve sertliğini fiberlerin doğrultusu yönünde artırır. Aynı teknoloji ile üretilen dokuma formunda cam fiber olan Stick Net (Stick Tech Ltd, Turku, Finland) ise sonuç materyalin dayanıklılığını ve sertliğini birçok yönde artırır. Sahip olduğu fiber çapı 5 μm iken kalınlığı ise 0,06 mm'dir. Stick Net fiberler, köprü gövdeleri, labial travma splintleri ile hareketli protezler ve apareylerin ince bölgelerini güçlendirme amacı ile kullanılmaktadırlar (Vallittu, 2006). Stick Net fiberler tüm polimerler için kırılmadaki gerinimi artırır. Bu klinik açıdan önemli bir noktadır çünkü bazı protez yapılarında materyalin dayanıklılığı daha da önem kazanmaktadır. Örneğin, overdenture protezlerde hassas bağlantı bölgeleri çoğunlukla incedir ve protez kaidelerinin bu bölgeden perfore olma riski vardır. Ayrıca, laboratuvar ve klinik işlemler sırasında indirekt yöntemle hazırlanan kompozit kronların marjınlarında gelişen defektler, materyalin dayanıklılığını azaltabilir. Dokuma cam fiberlerin geçici kronların dayanıklılığında ve direncinde olumlu etkisinin olduğu gösterilmiştir (Vallittu, 1999).

Bu iki materyale ek olarak yine aynı firma tarafından en son kullanıma sunulan everStick ürünlerinin transvers dayanıklılığı, diğerlerine göre %50 oranında artırdığı ifade edilmektedir. EverStick polimer matriksi içerisindeki 'Interpenetrating Polymer Structure' (IPN-structure) sayesinde yüksek bağlanma kuvvetlerinin elde edildiği ifade edilmektedir. Bu da fiberin polimer matriksinin bağlanma için kullanılacak rezin içerisinde kısmen çözünme özelliğine dayandırılmaktadır. Bu ürünler de Stick ve Stick Net ile aynı endikasyon alanlarına sahiptirler (Vallittu, 2006).

Bu fiber sistemlerinin dışında pöröz polimer yerine ışıkla polimerize olan dimetakrilat monomer kullanarak ön doyurulması yapılan fiber sistemleri de mevcuttur. Bu sistemlere örnek olarak sabit bölümlü protezlerin altyapısı için tasarlanmış Vectris (Ivoclar) ve FibreKor (Jeneric/Pentron) verilebilir. Ancak ön doyurulması yapılmış ışıkla polimerize olan dimetakrilat monomer sistemlerinin kullanımı dimetakrilat rezinlerde olasıdır. Yüksek çapraz bağlantılı dimetakrilat polimer matriks, multifaz akrilik rezinler ile bağlantı oluşturmamaktadır. Teorik olarak ve üretici firma önerileri doğrultusunda pöröz polimer ile ön doyurulması sağlanmış Stick ve Stick Net fiber sistemleri multifaz ve dimetakrilat monomer sistemleri ile kullanılabilir (Vallittu, 1999). Çapraz kilit örgülü şerit formunda hazırlanan bir cam fiber sistemi olan GlasSpan (Eoton) ise post-core, periodontal splint ve geçici köprü yapımlarında kullanılmaktadır (Kaplan, 2002).

1.10. Fiber İlavesi Yapılmış Rezinlerin Mekaniklerinde Etkili Faktörler

Protez kaide rezinlerinin fiberlerle güçlendirilmesine yönelik yaklaşımlar 'kompozit' olarak da bilinen materyallerin oluşumuna olanak sağlar. 'Kompozit' iki veya daha fazla bileşen içeren yapısal materyallere verilen addır. Bu bileşenler makroskopik düzeyde birleşirler ve birbirleri içinde çözünmezler. Bileşenlerden bir tanesi 'güçlendirici faz' adını alırken, ilave edildiği yapı ise 'matriks' adını alır. Matriks yapı fiberleri birarada tutan, kuvvetleri fiberlere dağıtan ve fiberleri çevresel etkilerden koruyan yapıdır. Matriks yapı tek başına düşük mekanik özellikler sergilese de kompozit yapının transvers dayanıklılık, makaslama dayanıklılığı,

sıkışma dayanıklılığı, termal genleşme katsayısı, termal direnç ve yorulma direnci gibi mekanik özelliklerini etkiler.

Kompozit materyallerin bağıl mekanik özelliklerinin ölçülmesinde iki parametre yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu parametrelerden birincisi ‘spesifik modül’dür ve materyalin elastik modülü (E) ve yoğunluğu (ρ) arasındaki oran olarak ifade edilir (E/ρ). Diğer parametre ise ‘spesifik dayanıklılık’ olarak adlandırılır ve materyalin dayanıklılığı (σ_{ult}) ile yoğunluğu (ρ) arasındaki oran olarak ifade edilir (σ_{ult} / ρ). Bu iki oran kompozit materyallerde oldukça yüksektir (Kaw, 1997).

Fiber ilavesi yapılmış rezinlerin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler;

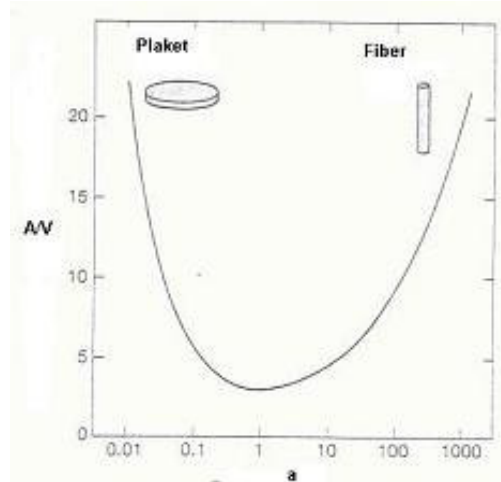
- 1) Fiberlerin yapı, çap ve uzunluğuna ilişkin faktörler
- 2) Fiber formları ve yerleştirilme pozisyonlarına ilişkin faktörler
- 3) Fiber-polimer matriks bağlantısı
- 4) Fiber miktarı, olarak sınıflandırılabilir (Rahamneh ve ark., 2003; Dyer ve ark., 2004).

1.10.1. Fiberlerin Yapı, Çap ve Uzunluğuna İlişkin Faktörler

Akrilik protez kaide rezinlerine fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek için ilave edilen fiber sistemlerinin değişen yapı, çap, uzunluk ve formlarının, sonuç materyal üzerinde farklı etkileri olmaktadır (Uzun ve ark., 1999; Rahamneh ve ark., 2003).

Fiberlerin güçlendirme etkinliğini ifade eden parametrelerden bir tanesi fiber yüzey alanının (A), hacmine (V) olan oranıdır. ‘d’ çapında ve ‘l’ uzunluğunda bir fiberi ele

alırsak $A = (\pi d^2/2) + (\pi dl)$ ve $V = \pi d^2 l/4$ olduğundan $A/V = (2/l) + (4/d)$ olarak ifade edilir. Güçlendirmenin etkin olması için A/V oranının olabildiğince büyük olması gerekmektedir. $a = l/d$ oranının A/V ye göre değişim grafiği Şekil 1.10'daki gibidir. Şekilde de görüldüğü gibi uygun bir güçlendirme için (A/V 'nin büyük olması için) $a > 1$ (fiber) veya $a < 1$ (plaket) olmalıdır (McCrum ve ark., 1997).



Şekil 1.10. Silindirik bir maddenin yüzey alanı-hacim oranının (A/V), uzunluk-çap oranına ($a=l/d$) göre değişim grafiği (McCrum ve ark., 1997).

Fiberlerin çapları ile gösterdikleri direnç ve dayanıklılık ters orantılıdır. Fiber ilavesi yapılmış akrilik rezinlerin yüksek dayanıklılık ve polimer matriksten fiberlere iyi bir kuvvet aktarımı gösterebilmesi için, fiber-polimer matriks arayüzeyi bağlantısının mümkün olduğunca büyük olması gerekmektedir. Fiberle güçlendirilmiş bir polimerde, fiber-polimer matriks arayüzey alanı $A = n\pi dl$ formülüyle hesaplanabilir. Burada 'n' fiber sayısını, 'l' fiber uzunluğunu ve 'd' ise fiber çapını göstermektedir. Eğer 'd' çaplı fiber yerine, hacim oranı değişmeyecek şekilde, 'd₁' çapında ve 'n₁' tane fiber kullanacak olursak;

$$A = n_1 \pi d_1 l = n \pi d^2 l / d_1 = 4(\text{fiberlerin hacmi}) / d_1$$

eşitliği sağlanmış olur. Bu da bize sabit hacimde fiber ilavesi ile fiber-polimer matriks arayüzey alanının fiber çapı ile ters orantılı olduğunu göstermektedir.

Protez kaide rezinlerine ilave edilen fiberlerin kırılmadan ziyade bükülme özelliği sergilemesi gereklidir. Bükülme özelliği fiber çapının azalması ile artar ve esneklik olarak ölçülür. Esneklik sertliğin, rijitliğin tersidir ve fiberin elastik modülü ile orantılıdır. Aşağıda da görüldüğü gibi esneklik fiber çapının dördüncü kuvveti ile ters orantılıdır.

Esneklik = $1/Ed^4$ fomülünde E= fiberlerin elastik modülü, d= fiberlerin çapı olarak gösterilmiştir (Kaw, 1997).

Fiberlerin kullanılan en yaygın şekli silindirik formdur çünkü üretimleri ve kullanımları daha kolaydır. Hekzagonal ve kare şekilli fiberler de vardır ancak bunların kullanım ve uygulama zorlukları, dayanıklılık avantajlarına göre daha ağır basmaktadır (Kaw, 1997).

Fiber uzunluğu da mekanik için önemli bir faktördür. Kompozit yapılarda kuvvet direkt olarak fiberlere uygulanmaz. Matriks materyale gelen kuvvetler fiber sonlanmaları boyunca fiberlere iletilirler. Eğer fiber uzunluğu, kuvvet iletiminin gerçekleştiği uzunluktan daha fazlaysa fiber sonlarının etkisi ihmal edilebilir ve fiberler sınırsız uzunlukta ve sürekli kabul edilirler. Uzun sürekli fiberler yerleştirme sırasında kolaylıkla yönlendirilebilirlerken kısa fiberlerin uygun şekilde yönlendirilmesi oldukça zordur. Uzun fiberlerin kısa olanlara göre birçok üstünlükleri vardır. Bunlar çarpma direnci, düşük büzülme oranı, yüzeyin daha üstün özellikler taşıması ve boyutsal stabilite olarak özetlenebilir. Ancak artan fiber uzunluğunun da akrilik rezinin akıcılık özelliği üzerine zararlı etkileri vardır (Kaw, 1997; Jagger ve ark., 2000; Rahamneh ve ark., 2003).

Kısa fiberlerle güçlendirilmiş kompozitlerde ise fiber sonlanmalarının etkisi ihmal edilemez. Kısa fiber ilavesi yapılmış kompozit yapıların özellikleri, fiber dizilimindeki zorluklar nedeniyle önemli derecede azalma gösterir. Ayrıca sürekli olmayan fiber ilavesinde fiber uçları stres konsantrasyon noktaları olarak davranır. Bu durum ise çok küçük yüklemelerde bile fiber sonlanmalarının matriks yapıdan ayrılmasına neden olur ve matriks yapıda mikroçatlaklar gelişir. Benzer durum

sürekli fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde fiber en zayıf kesit alanından kırıldığında da meydana gelir. Arayüzeydeki makaslama kuvvetleri, fiber uzunluğu boyunca çatlağı yayarak fiberin kompozit yapıdan ayrılmasına neden olabilir. Bu gerçekleştiğinde, fiber tamamiyle etkisiz hale gelir. Fiber ve matriks yapı arayüzey bağlantısının güçlü olması bu durumu engelleyebilir. Bununla birlikte kısa fiberler daha düşük maliyetli olup çalışılması daha kolaydır (Agarwal ve Broutman, 1990; Kaw, 1997).

1.10.2. Fiber Formları ve Yerleştirilme Pozisyonlarına İlişkin Faktörler

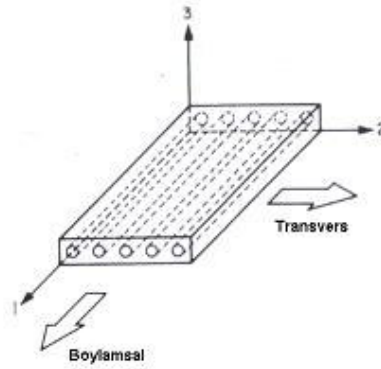
Akrilik rezinlere güçlendirme amacıyla ilave edilen fiberler, sürekli tek yönlü (sürekli paralel), kırılmış (kesilmiş) ve dokuma (örgü) olmak üzere üç farklı formda kullanılabilmektedirler (Uzun ve ark., 1999).

Sürekli tek yönlü fiberler, kompozit yapıya fiberlerin doğrultusu boyunca yani sadece tek yönde yüksek dayanıklılık ve sertlik sağlarlar. Bu nedenle sürekli tek yönlü fiberlerin kompozit yapıyı güçlendirme etkisi anizotropiktir. Bu formdaki fiberlerin uygulama zorlukları söz konusudur. Akril tepimi sırasında uygulanan basınçla, yerleştirilen fiberlerin hem konumu değişmekte hem de paralellliği bozulmaktadır. Yer değiştirme ve ayrılmalar, bu sistemlerin dayanıklılığa olan katkısını azaltmaktadır (Vallittu, 1999; Uzun, 2000).

Tek yönlü fiber güçlendirmesinin yüksek anizotropik davranışını minimize etmek için fiberlerin çok yönlü tasarımlarda kullanımı söz konusu olmuştur. Dokuma formu, iplik formundaki fiberlerin “pre-preg” tekniği ile biraraya getirilmesiyle elde edilir. Bunlardan en yaygın olarak kullanılanlar düz, çapraz ve saten dokuma tasarımlarıdır. Dokuma formundaki fiber sistemleri ile protetik uygulamalarda iki yönde güçlendirme sağlanmakta ve yapıya ortotropik mekanik özellikler kazandırılmaktadır. Bu formdaki fiberler tek parça olduğundan istenilen bölgeye daha kolay yerleştirilirler. Olumsuz yönleri ise bu formun akrille bağlantısının sorun yaratmasıdır. Kumaş şeklinde olduğu için bütün liflerin akrile teması zor olabilir. Öte

yandan uyumlandırılmasının sınırlı özellikler taşıması ve zayıf makaslama direnci de kompozit yapının mekanik özelliklerini azaltmaktadır. Protez kaidesinin uzun aksına 45° açıyla düzenlenmiş dokuma cam fiberlerin esneme özelliklerinin güçlendirme etkisi, kaidenin uzun aksı doğrultusunda yerleştirilen tek yönlü fiberlerinki ile kıyaslandığında daha azdır (Uzun, 2000; Dyer ve ark., 2004). Yapılan çalışmalarda sürekli tek yönlü ve dokuma cam fiberlerle güçlendirilmiş akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin birbirinden farklı olduğu bildirilmiştir. Tek yönlü fiber ilavesinin polimerlerin transvers dayanıklılığını ve sertliğini artırdığı ve buna kıyasla dokuma formun güçlendirici etkisinin daha az olduğu belirtilmiştir. Bu bulgu, güçlendirmenin teorik etkinliği (Krenchel faktörü) yani tekyönlü fiberler için bir, dokuma fiberler için yarım etkinlik, mantığı ile de uyusmaktadır (Chou, 1992; Vallittu, 1999; Kanie ve ark., 2000).

Eğer fiberler kırılmış formda ve gelişigüzel bir düzende yerleştirilmişlerse, kompozit yapı izotropik bir hal alır (Vallittu, 1999). Kısa kesilmiş, kırılmış fiber formu, protez içine en kolay yerleştirilen formdur. Ancak bu form düşük oranda fiber katılması istendiğinde (ağırlıkça %1-2) kullanılabilir. Yüksek oranda kullanıldığında kuru, katı bir karışım elde edilmekte ve uygulaması zor olmaktadır. Ayrıca kısa kesilmiş formun dayanıklılığa önemli katkısının olmadığı, akrilik rezin içinde inklüzyon cisimcikleri olarak görev yaptıkları, homojen bir dağılım göstermeyip bazı bölgelerde yığılmaların olacağı ve özellikle yüksek miktarlarda ilave edildiklerinde akrili zayıflatabileceği ve dayanıklılığı azaltabileceği belirtilmektedir. Yine fiber konsantrasyonunun düşük olduğu bölgelerde de kırıklar daha kolay oluşabilir. Kırılmış ve gelişigüzel dağılım gösteren, sürekli olmayan fiberler, sürekli fiberlere göre daha düşük kırılma direnci gösterirler. Bu formda, fiberlerin açığa çıkması irritasyona neden olurken, parlatılmış yüzeyde açığa çıkması polisajı güçleştirmekte ve pürüzlü bir yüzey oluşmasına neden olmaktadır (Gutteridge, 1988; Jagger ve ark., 2003; Rahamneh ve ark., 2003).



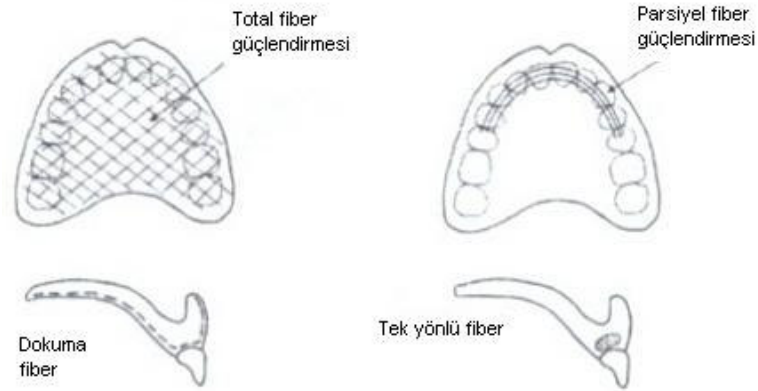
Şekil 1.11. Sürekli tek yönlü fiber uygulamasında kuvvet doğrultularının şematik gösterimi (Hyer, 1998).

Kompozit yapının mekaniğinde, etkiyen kuvvetlere karşı koyan fiberlerin doğrultuları oldukça önemlidir. Fiberlere doğrultuları boyunca kuvvet uygulandığında çok yüksek dayanıklılık ve sertlik değerleri verirler. Fiber doğrultusunda oluşan başarısızlıklar, fiberlere dik yönde oluşanlara göre daha fazla gerilim gerektirmektedir. Fiber doğrultusundaki gerilme başarısızlıkları, fiberlerin dayanıklılığı ile kontrol edilir. Fiber doğrultusunda uygulanan gerilme kuvvetlerine bağlı başarısızlıklar, fiberdeki kırılmalara bağlı olarak meydana gelir. Bir fiber kırıldığında kuvvet matriks yapı boyunca taşınarak komşu fiberlere ulaşır. Kuvvet arttıkça daha fazla fiber etkilenir. Çevredeki matriks materyal de bu kuvvetleri bünyesinde tutamayıp, hızlı bir şekilde fiberlere iletilmesiyle oluşan kırılma başarısızlıklarına engel olamaz. Fiber doğrultusundaki sıkıştırma kuvvetleri ile fiberlerin birbirine dolaşması ve bükülmeleri kompozit yapıyı başarısızlığa sevkeder. Fiberlerdeki bu bükülmeler fiberlerde gruplar halinde oluşur ve bu lokalize bölgelerde fiberlerde oluşan bükülmelerin her iki yanında da kırıklar oluşur. Birçok kompozit yapıda fiber bükülme açısı 15-30 °C arasındadır. Oluşan bükülme genişliği ise 10-15 fiber çapı kadardır. Bu durumdan sorumlu primer mekanizma, matriks yapının içindeki stresin artmasına bağlı olarak yumuşaması ve fiberleri bükülmeye zorlamasıdır (Hyer, 1998).

Fiberlerle güçlendirilmiş bir polimer materyal transvers yüklemeye maruz kaldığında fiberler yükün büyük bir kısmını karşılayamazlar. Fiber doğrultusuna dik yöndeki

yükün tamamı fibere aktarılamaz. Bir kısmı fiberin etrafında yayılırken, geri kalanı da fiberi çevreleyen matriks yapıda kalır. Fiberlere dik yönde meydana gelen gerilme başarısızlıkları, fiber ve polimer matriks arasındaki bağlanma yüzeyi ve matriks yapının kendi dayanıklılığı ile ilgili problemlerden ileri gelmektedir. Fiberlere dik yöndeki sıkıştırma başarısızlığı fiber ve matriksin ezilmesi ve birbirlerini etkilemelerine bağlı olarak meydana gelir. Sıkıştırma kuvvetleri başarısızlığa yol açma konusunda, bu yöndeki gerilme kuvvetlerinden daha etkilidir. Yine doğrultularına dik gelen kuvvetler karşısında yüksek modülüsli fiberler, polimer matriks yapının deformasyonunda etkili bir baskılayıcı olarak davranırlar. Fiberlerce polimer matriksdeki bu baskılayıcı etki, fiberlere yakın matriks bölgelerinde gerilim ve gerilme konsantrasyonlarına neden olurlar ve bu da kompozit yapıda başarısızlıkla sonuçlanır. Böylelikle fiber varlığında transvers dayanıklılık azalır. Bu zayıf özelliklere rağmen daha önce de belirttiğimiz gibi kompozit yapının spesifik dayanıklılığı ve spesifik sertliği tek başına homojen akrilik polimer yapısınıninkine nazaran daha yüksektir (Agarwal ve Broutman, 1990; Hyer, 1998).

Protez kaidelerine fiberler kaidenin tamamına veya sadece zayıf bölgelerine olmak üzere iki şekilde yerleştirilebilirler. Birinci yöntemde dokuma veya kırılmış fiberler kullanılmakta ve yöntem ‘total fiber güçlendirmesi’ olarak adlandırılmaktadır. İkinci yöntem ise ‘parsiyel fiber güçlendirmesi’ olarak adlandırılır ve dokuma ve sürekli tek yönlü fiber kullanımını gerektirir (Narva ve ark., 2001) (Şekil 1.12). Fiberlerin protezlere doğru yerleştirilmeleri gerekir; aksi takdirde beklenen verimin elde edilmesi mümkün olmaz. Parsiyel fiber güçlendirmesinde, kullanılan sürekli fiberler, yapay dişlerin alt kısımlarına gelecek şekilde, total fiber güçlendirilmesinde kullanılan fiberler ise rezin kalınlığının tam ortasına gelecek şekilde protezlere uygulanmalıdırlar. Alveoler kretlere çok yakın olarak düzenlenen fiberler çiğneme sırasında proteze gelen baskılara karşı koyamazlar (Kaplan, 2002).



Şekil 1.12. Total ve parsiyel fiber güçlendirmesi (Narva ve ark., 2001).

Maksiller tam protezlerde orta hat kırıkları en çok görülen kırıklardandır. Fonksiyon sırasında en yüksek stres konsantrasyonlarının görüldüğü santral dişler bölgesinin hemen arkasındaki palatal cıvalı bölgenin, orta hat kırıklarında primer başlatıcı rol oynadığı ifade edilmiştir. Fonksiyon sırasında orta hat, anteroposterior yönde deforme olmayan bir bölge olduğundan, bu doğrultuda yerleştirilen fiberler strese direnç gösteremezler. Çatlak oluşumu ve sonuç yorulma başarısızlıkları, palatal bölgeye lateral yönde yerleştirilen fiberlerle azaltılabilir. Frenilum bölgelerindeki potansiyel kırıklar ise labial flanjlara anterior bölgesine horizontal yönde yerleştirilen fiberlerle azaltılabilir. Çiğneme ve yutkunma işlemleri orta hatta, protez kaidesinin kurvatüründe artma veya azalmaya ve flanjlarda buna eşlik eden sıkışma ve genişlemeye neden olur. Bu nedenle tüm protez kaidesi lateral yönde yerleştirilmiş fiberlerle güçlendirilmelidir.

Mandibuler protezlerde çarpma kuvvetlerinde maksimum stres noktaları olarak rol oynayan labial ve lingual 2. premolar dişler bölgesinde horizontal plana paralel yerleştirilen fiberler maksimum güçlendirme sağlar. Mandibular protez kaidelerinin horizontal plandaki bükülme deformasyonlarına, protez konturlarına paralel yerleştirilen fiberlerle direnç gösterilebilir. Flanjlara birbirinden uzaklaşma veya birbirlerine yaklaşma hareketlerinin ise krete dik açıda ve doku yüzeyi ile cıvalı yüzeylere yakın yerleştirilen fiberlerle üstesinden gelinebilir (Ladizesky ve Chow, 1992).

1.10.3. Fiber-Polimer Matriks Bağlantısı

Akrilik kaide rezinlerine fiber ilavesiyle elde edilen kompozit yapıların dayanıklılığının yüksek olması ve çevresel koşullarda iyi bir performans sergileyebilmesi için, polimer matriks ile fiberler arasında iyi bir adezyona ve arayüzey bağlantısına ihtiyaç vardır. Arayüzey bağlantısı, polimer matriksten fiberlere kuvvet aktarımında önemli bir rol oynamaktadır (Agarwal ve Broutman, 1990; Polat, 2002).

Özellikle ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerde visköz hamur aşamasının zayıf ıslatma özelliği ve fiber yüzeyinin kuru olması, fiber-polimer matriks yapı arasında zayıf bağlantı bölgelerinin oluşmasına ve fiberler arasında boşluklar kalmasına neden olur ve bu da kompozit yapının dayanıklılığını ve elastik modülünü azaltır. Polimer toz ve monomer likit karışımının viskozitesi toz/likit oranı değiştirilerek farklılaştırılabilir. Azalan viskozite, fiberlerin ıslanabilirliğini artırır ancak karışımdaki yüksek orandaki monomer, fiber demetlerine uygulanan rezinin polimerizasyon büzülmesini artırır. Polimerizasyon büzülmesi, polimer matriks ile fiberler arasında çatlaklar ve yarıklar oluşmasına neden olur. Polimerizasyon büzülmesine bağlı diğer bir problem de fiberle güçlendirilmiş yapının artmış distorsiyonudur. Kompozit yapıdaki zayıf bağlantı bölgeleri su emilimini artırarak, yapının mekanik özelliklerinin azalmasına neden olur. Bir diğer problem ise oral mikroorganizmaların boşluklara penetrasyonuna bağlı olarak gelişen renklenmelerdir. Ayrıca bu bölgelerin kompozit yapı içinde akrilik rezinin serbest radikal polimerizasyonunu engelleyen, oksijen kaynakları olarak davrandıkları gösterilmiştir. Bu da kompozit yapının artık monomer içeriğinin artmasına ve yapının dayanıklılığının azalmasına sebep olmaktadır (Vallittu, 1999).

Fiberler ve protez kaide rezinlerinin arayüzey bağlantısını geliştirmek, bağlantı direncini ve fiberlerin ıslanabilirliği artırmak için birçok yaklaşımdan yararlanılmaktadır (Braden ve ark., 1988; Solnit, 1991; Uzun ve ark., 1999). Fiber ve polimer matriks arasındaki arayüzey bağlantısı, kimyasal ve mekanik bağlanma şeklinde olup, birçok durumda birden fazla bağlantı tipi de söz konusu

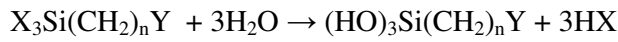
olabilmektedir. Bazı fiberler doğal olarak rezin matrikse bağlanırken bazıları bağlanamaz. Fiber yüzeyinin doğal pürüzlülüğü veya asitlenmesi, fiber ve matriks arasında kilitlenme mekanizması ile mekanik bağlantı sağlar. Ayrıca eğer polimer matriksin termal genleşme katsayısı fiberinkinden daha yüksek ise matriks fiberden daha fazla yarıçapsal (radyal) büzülme gösterir. Bu ince arayüzey tabakası da bağlantı oluşumuna yardım eder ancak fiberlerde istenmeyen mikroçatlaklar oluşturabilir. Fiber ve polimer matriks arasında kimyasal bağlantı oluşması için de genellikle bağlanma ajanları ilave edilir (Vallittu, 1999). Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış fiberler, akrilik rezin içinde inklüzyon cisimcikleri olarak davranır ve dayanıklılığı artırmak yerine rezini zayıflatabilir. Fiber yüzeyine uygulanan yüzey işlemi ya fiberin yüzeyini artırarak ve pürüzlendirerek mekanik tutunmayı sağlar ya da yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği artırarak kimyasal bağlanmayı sağlar (Solnit, 1991; Uzun, 2000; Çökeliler ve ark., 2006).

Protez kaide rezini ile olan arayüzey bağlantısını geliştirmek amacıyla fiberler için aminopropil trietoksisilan, epoksi rezin, kromik asit, metakrilat-kromik bileşikler, benzoil peroksit, okzalat, Silicoater (Kulzer) veya Rocatec (Kulzer) sistemleriyle pürüzlendirme, kumlama, silanizasyon, plazma uygulaması ve pöröz polimerle ön doyurulma işlemleri gibi uygulama çeşitleri önerilmiştir (Kaplan, 2002; Rahamneh ve ark., 2003). Bu işlemler uygulandığında fiberlerin akril tepimine kadar hava ile temas etmeyecek ambalajlarda saklanması gerekir. Akril ve fiber arayüzey bağlantısının sağlam olabilmesi için fiberin akril içine kontamine edilmeden yerleştirilmesi gerekir. Aksi takdirde fiberlerin çevresinde mikroskobik düzeyde boşluklar oluşur (Uzun, 2000).

Cam fiberlerle yaygın bir şekilde kullanılan silan bağlama ajanlarının moleküldeki silikon atomuna bağlanan farklı tiplerde en az iki reaktif grubu vardır. Farklı çeşitlerdeki reaktif gruplardan bir tanesi (metoksi, etoksi ve silanolik hidroksi grupları) çeşitli inorganik materyallere (örneğin cam ve metaller gibi) reaktif iken ve bu materyalin yüzeyi ile kimyasal bağlanma sağlarken, diğeri (örneğin vinil, epoksi, metakril, amino ve merkaptto grupları) çeşitli organik materyaller veya sentetik rezinlerle kimyasal bağlanma oluşturmak üzere reaktiftir. Sonuç olarak iki farklı

çeşitte reaktif gruba sahip olmasından dolayı organik materyaller ile inorganik materyaller arasında kimyasal bağlanma sağlarlar (Mitsubishi Int. Corp., 2007).

Silan bağlama ajanlarının genel kimyasal formülleri; $X_3Si(CH_2)_nY$ olarak ifade edilebilir. Formülde $n= 0-3$, $Y=$ polimer matriksle uyumlu organofonksiyonel grup, $X=$ silikondaki hidrolize olabilir gruptur (Agarwal ve Broutman, 1990). Hidroliz olabilen grup aşağıdaki formülde de görüldüğü şekilde arada silanolların oluşması için gereklidir.



Silanol fonksiyonel grup cam yüzeyinde bulunan hidroksil (OH) grupları vasıtasıyla cam yüzeyi ile hidrojen bağları oluşturur. Organofonksiyonel grup polimer matriks ile etkileşerek güçlü kovalent bağları ve/veya fiziksel bağlar veya Van der Waals bağları oluşturur (Agarwal ve Broutman, 1990). Silanların cam fiberler haricindeki diğer fiber sistemlerinde kullanım amacı ise ıslanabilirliği artırmaktır. Böylelikle fiber yüzeyindeki silan tabakası mikroboşluklar oluşturur ve oluşan bu boşluklara polimer fiziksel olarak tutunma sağlar (Kaplan, 2002). Silanlanmış fiberlerin rezine adezyonunda polimerize olan silan kalınlığı da etkilidir. Silan miktarı, silan solüsyonunun konsantrasyonu değiştirilerek ayarlanabilir. Yüksek konsantrasyonda silan kullanımı adezyonu artırır ancak silanın kondensasyon polimerizasyonuna bağlı olarak birbirine sıkıca yapışan fiberler rezin matriksin ıslatma özelliğini engellerler. %0,5-2 konsantrasyonlarında silan ajanı kullanımı bu problemi çözer.

Silan, fiber yüzeyinde oda ısısından daha yüksek derecelerde polimerize olur. Bu yaklaşık olarak $80\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de 2 saattir. Isıyla polimerize akrilik rezinler kullanıldığında ulaşılan polimerizasyon ısısı, silan ajanının polimerizasyonunu da sağlar ancak otopolimerize rezin kullanımı sırasında polimerizasyon ısısı düşük olacağından silanın rezine yerleştirilmeden önce polimerizasyonu sağlanmalıdır (Levent, 2002).

Fiberlere plazma yüzey işlemi uygulama amacı ise fiberlerin esas mekanik özelliklerini değiştirmeden, fiber yüzeyinin kimyasal ve fiziksel yapısını modifiye etmek, fiber-matriks bağlanma direncine yeni bir şekil vermektir. Plazma, iyonları, elektronları ve diğer enerji seviyelerindeki nötral türleri içeren, kısmi iyonize gazdır. Bir elektrik alan ile enerjilendirildiğinde, uygulandığı katı yüzey ile etkileşen serbest radikaller, iyonlar ve atomlar oluşturur. Bu da katı yapıların yüzey kimyasının modifikasyonu ile sonuçlanır (Ramos ve ark., 1996). Polimer matriks ile plazma uygulanmış fiber arasındaki adezyonun geliştirilmesi hem fiziksel hem de kimyasal modifikasyonlarla sağlanmaktadır. Fiziksel modifikasyon fiberin, püskürtme etkisiyle, yüzey pürüzlülüğünün sağlanmasıdır. Böylelikle fiber ve polimer matriks arasındaki temas alanı genişler, ıslanabilirliği artar. Kimyasal modifikasyon ise fiber yüzeyindeki aktif polar grupların implantasyonu ile yüzey enerjisini azaltmak ve fiber ile polimer matriks arasındaki kimyasal bağlanmayı artırmaktır. Oksijen veya argon plazma gaz uygulaması hidroksil fonksiyonel grupların materyalin yüzeyinde ortaya çıkarılmasında en yaygın olarak kullanılan metotlardan biridir (Çökeliler ve ark., 2006).

1.10.4. Fiber Miktarı

Polimer matriks ve güçlendirici fiberlerin bağıl oranları, kompozit yapının mekanik özellikleri üzerinde oldukça etkilidir. Bu bağıl oranlar ağırlık veya hacim oranları şeklinde verilebilir. Ağırlık oranlarının elde edilmesi daha kolaydır. Bununla birlikte hacim oranları özellikle fiber ilavesi yapılmış materyallerin teorik analizlerinde kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda, ağırlık oranları vasıtasıyla fiberle güçlendirilmiş materyallerin saptanan deneysel ve teorik yoğunlukları farklılıklar sergilemektedir. Yoğunluktaki bu farklılıklar materyal içindeki boşluklardan ileri gelmektedir. Güçlendirilmiş materyaldeki bu boşluklar mekanik özellikleri önemli derecede etkilemektedir. %2'den daha fazla boşluk içeriği zayıf, %0,5'den daha az boşluk içeriği ise yüksek kaliteli kompozit yapıları ifade eder (Agarwal ve Broutman, 1990; McCrum ve ark., 1997).

Hacimce fiber miktarı $V_f = (W_f/d_f) / (W_f/d_f + W_m/d_m)$ formülüyle hesaplanır. Burada d_f fiber yoğunluğu, d_m ise matriks yapının yoğunluğunu ifade etmektedir. Kompozit yapıdaki boşluklar ve bağlantı yetersizlikleri hacimce fiber hesaplamasının doğruluğunu olumsuz yönde etkiler. Dolayısıyla güvenilir sonuçlar elde edilemeyeceğinden hacimce fiber hesaplama yöntemi kullanılamaz (Vallittu, 1999).

Fiber konsantrasyonu ilave edildikleri rezinlerin mekaniğinde önemli rol oynamaktadır. Protez kaide polimerine gelişigüzel yerleştirilen kısa, düşük konsantrasyonlu (ağırlığın %1'i) cam fiberlerin kırılma direncinde, yüksek konsantrasyonlu (ağırlığın %14,8'i) cam fiberin ise gerilme direncinde artmaya neden olduğu bildirilmiştir (Kanie ve ark., 2000; Polat, 2002). Belvedere (1998), fiber miktarı arttıkça direncin artacağını ifade etmiştir. Vallittu ve ark. (1994a) ise uygun bir güçlendirme için kullanılacak cam fiber konsantrasyonunun fazla olması gerektiğini belirtmişlerdir. Ancak protez kaide rezinine ağırlıkça %20 oranında veya daha fazla cam fiber ilavesiyle materyalin hamurlaşma özelliklerinin bozulabileceği belirtilmektedir.

Tezin Amacı: Tez çalışmamızda, ısı ve mikrodalga enerjisiyle polimerize olan akrilik rezinlere, kimyasal, fiziksel ve yüzey özellikleri bakımından farklılıklar sergileyen üç çeşit fiber sisteminin ilave edilmesi ile elde edilen sonuç kompozit yapıların transvers dayanıklılık, elastik modül, çarpma dayanıklılığı ve artık monomer miktarları bakımından in vitro olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamız A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Orta Doğu Teknik Üniversitesi Kimya Bölümü Polimer Araştırma Laboratuvarları ile Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu Ankara Test ve Analiz Laboratuvarında yürütülmüştür.

Çalışmamızda iki farklı yöntem ile polimerize olan protez kaide rezinlerine, yapı ve formları farklı 3 çeşit dental fiber sistemi yerleştirilerek, hazırlanan örnekler transvers dayanıklılık, elastik modül, çarpma dayanıklılığı ve artık monomer içeriği özellikleri yönünden in vitro olarak incelenmiştir.

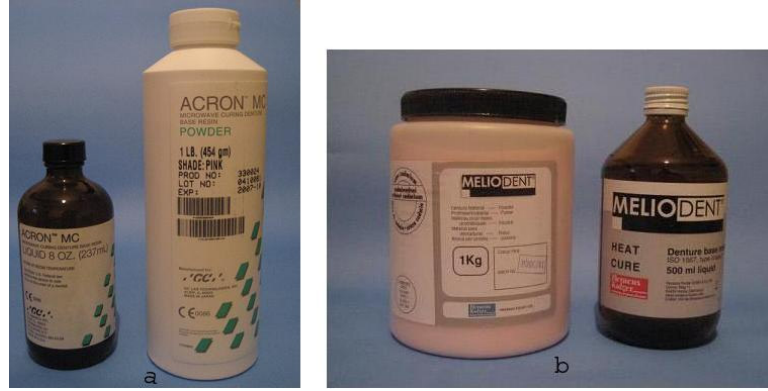
Çalışmamızda kullanılan akrilik rezin tipleri ve dental fiber sistemleri Çizelge 2.1, 2.2’de ve Resim 2.1, 2.2, ve 2.3’de görülmektedir.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan akrilik rezinler.

Gruplar	Akrilik Rezinler	Polimerizasyon Tipi	Üretici Firma
1	Meliodent	Isı	Bayer Dental, Newbury, Berkshire, UK
2	Acron MC	Mikrodalga	GC Dental, Tokyo, Japan

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan dental fiber sistemleri.

Gruplar	Dental Fiber Sistemleri	Üretici Firma	Fiziksel Yapı	Kimyasal Yapı
1	Stick	Stick Tech Ltd., Turku, Finland	Sürekli paralel	Cam
2	Stick-Net	Stick Tech Ltd., Turku, Finland	Dokuma	Cam
3	Ribbond THM	Ribbond Inc., Seattle, WA, USA	Çapraz kilit örgü	Polietilen



Resim 2.1. Çalışmada kullanılan, mikrodalga enerjisi (a) ve ısı ile (b) polimerize olan akrilik rezinler.



Resim 2.2. Dokuma formunda (Stick Net) ve sürekli paralel formdaki (Stick) cam fiber sistemleri.



Resim 2.3. Çapraz kilit örgülü şerit formundaki polietilen fiber sistemi (Ribbond-THM).

2.1. Fiberlerin Hazırlanması

Çalışmamızda, uygulanacak her bir test için gerekli örnek boyutları birbirinden farklı olduğundan kullanılan fiber sistemleri de bu doğrultuda, örneklerin merkezine yerleştirilmeye ve kenarlardan taşmamaya olanak sağlayacak şekilde farklı boyutlarda kesilerek hazırlanmışlardır. Fiberler gerekli boyut tespiti yapılarak set içinde bulunan özel steril makas ve pamuk eldivenler kullanılarak, kullanımdan hemen önce özenli bir biçimde kesilmişlerdir.

Fiberler, akrilik rezin hamur ile bağlanmalarını artırmak amacıyla üretici firma önerileri doğrultusunda, kullanılacak rezinlerden akışkan bir kıvamda hazırlanan toz/likit karışımı (ağırlıkça 10:8 oranında) ile ıslatılarak, polietilen folyo arasında bir miktar basınç uygulayarak bekletilmişlerdir. Polietilen fiberler 5 dakika, cam fiberlerin sürekli paralel formu 2 dakika ve dokuma formu ise 10 dakika bekletilerek kullanıma hazır hale getirilmişlerdir.

2.2. Örneklerin Hazırlanması

Standart boyutlardaki örneklerin hazırlanması için, her bir test yöntemine uygun olarak şekillendirilmiş, paslanmaz çelikten kalıplar kullanılmıştır. İzole edilen kalıplara pembe mumların eritilerek dökülmesi ile standart mum kesitler elde edilmiş ve bilinen yöntemlerle muflaya alınan bu mum yapılar rutin işlemlerle eritilerek mufladan uzaklaştırılmıştır.

2.2.1. Isı ile Polimerize Olan Test Örneklerinin Hazırlanması

Isı ile polimerize test örneklerinin hazırlanmasında protez kaide akriliği olarak Meliodent (Denture Material, Heraeus Kulzer Ltd., Newbury, Berkshire, UK) kullanılmıştır (Resim 2.1b). Akril toz ve likiti, üretici firmanın talimatları doğrultusunda 23,4 gr /10 ml oranında karıştırılmıştır. 1 dakikalık karıştırma süresi

ve 6 dakikalık hamurlaşma zamanının ardından tepim işlemlerine geçilmiştir. Fiberlerle hazırlanacak örnekler için, daha önceden uygun boyutlarda kesilmiş ve ıslatılmış fiberlerin, örneklerin tam merkezine yerleştirilmesine dikkat edilmiştir. Mufladaki örnek boşluğuna önce bir miktar akrilik konulduktan sonra, ıslatılmış fiberler bir presel yardımıyla boşluğun tam merkezine gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Sonra üzerine tekrar akril hamuru ilave edilerek, polietilen film ile iki kez prova kapanışı yapılmış böylelikle dağılan ve yer değiştiren fiberler tekrar düzenlenmiştir. Muflalar pres ile 10 dakika basınç altında bırakılmıştır. Daha sonra muflalar programlanabilir mikropresör kontrol sistemli, kurulu güç değeri 350 W olan termostatlı kuru hava fırınında (Nüve EN500, Ankara, Türkiye) başlangıçta, yapıdaki benzoil peroksitin bozunması ve çapraz bağlanmaların gerçekleştirilmesi için 60 °C' de 1 saat, ardından akrilik rezin polimerizasyonunun tamamlanması, rezinin sonuç sertliğine ve dayanıklılığına ulaşması için de 100 °C' de 2 saat bekletilmiştir (Resim 2.4). Pişirme işlemleri sırasında yaylı britler (Hanau flask press 2, Teledyne, Colorado, USA) kullanılmıştır. Muflalar oda ısısında soğumaya bırakılmış ardından, mufladan çıkarılan örnekler standart bir yüzey sağlamak için otomatik bir cihaz ile (Grin PO 2V, Grinder-Polisher, Metkon A.Ş., Bursa, Türkiye), sırasıyla 200, 400 ve 600 grenli zımparalar (Waterproof silikon carbide paper, English Abrasives Ltd., London, UK) kullanılarak 250 devir/dakika hız ve su soğutması altında zımparalanmışlardır. Örnekler farklı basınçlar uygulayarak yüzeyde mikroçatlaklara neden olmamak için tesviye ve cilalama amacıyla turlu aletler kullanılmamıştır.



Resim 2.4. Isı ile polimerizasyon yönteminde kullanılan termostatlı fırın.

2.2.2. Mikrodalga ile Polimerize Olan Test Örneklerinin Hazırlanması

Bu yöntemle polimerize olan akrilik test örneklerini hazırlamak için mum örnekler bilinen rutin yöntemlerle mikrodalga enerjisiyle polimerizasyona uygun yapıda fiberle güçlendirilmiş özel plastik muflalara (FRP Flask, GC Industrial Corp, Tokyo, Japan) yerleştirilmiştir (Resim 2.5). Mufla polikarbon vidalarla sıkıştırılarak kapatıldıktan sonra 2 450 MHz mikrodalga salınımlı, 500 W güce sahip, mutfak tipi mikrodalga fırın (Arçelik Intellrowave MD554, Bolu, Türkiye) (Resim 2.6) içine yerleştirilmiştir.



Resim 2.5. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminde kullanılan fiberle güçlendirilmiş plastik mufla.



Resim 2.6. Mikrodalga fırın.

Mikrodalga fırında 500 W'ta 1 dakika boyunca mikrodalga ışımasına maruz bırakılan mufla açılarak, erimiş mumlar sıcak su altında artık kalmayacak biçimde temizlenmiştir. Daha sonra akril tepimi aşamasına geçilmiştir. Mikrodalga polimerizasyonu için üretilmiş olan Acron MC (Microwave Curing Denture Base Resin, GC Dental, Tokyo, Japan) (Resim 2.1a) üretici firma önerileri doğrultusunda toz/likit oranı 100gr/43 ml olacak şekilde karıştırılarak 23 °C' de, 15-20 dakika hamur aşamasına gelmesi için beklenmiştir. Daha sonra akril hamurunun bir kısmı örnek boşluğunun alt kısmına yerleştirilip ara tabakaya merkezi şekilde fiberler yerleştirilip üzerleri tekrar akril hamuru ile örtülmüş ve polietilen film ile iki kez prova kapanışı yapılmıştır. Muflalar tekrar polikarbon vidalarla sıkıştırılarak preslenmiş ve yine üretici firma önerileri doğrultusunda 3 dakika 500 W'ta

mikrodalga ısımasına tabi tutulmuşlardır. Muflalar 30 dakika oda ısısında soğumaya bırakıldıktan sonra tam soğutma için akan soğuk su altında da yaklaşık 20 dakika bekletilmişlerdir. Elde edilen örneklerin bitirme işlemleri ısı ile polimerize edilen örneklerinki gibi yapılmıştır.

2.3. Test Yöntemleri

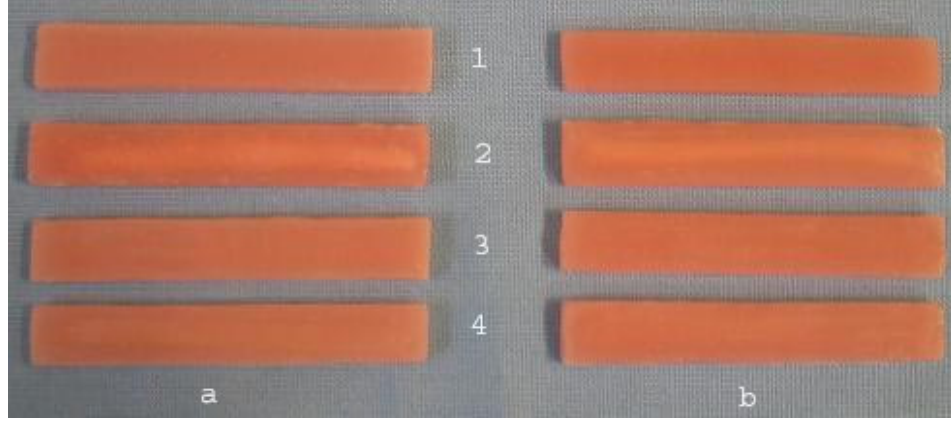
Çalışmamızda kullanılan test yöntemleri ve örnek sayıları Çizelge 2.3.'de görülmektedir.

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

Akrilik Rezinler	Fiber Sistemleri	Test Yöntemleri		
		Transvers Dayanıklılık	Çarpma Dayanıklılığı	Artık Monomer
Meliodent	Kontrol	5	5	5
	Stick	5	5	5
	Stick-Net	5	5	5
	Ribbond	5	5	5
Acron MC	Kontrol	5	5	5
	Stick	5	5	5
	Stick-Net	5	5	5
	Ribbond	5	5	5

2.3.1. Transvers Dayanıklılık Testi

Transvers dayanıklılık, üç nokta eğme testi ile değerlendirilmiştir. Bu test için gerekli örnekler ISO/DIS 1567:1998 no'lu standartlara uygun olarak 64 x 10 x 3.3 mm boyutlarında hazırlanmıştır (Resim 2.7).



Resim 2.7. Transvers dayanıklılık test örnekleri a. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler b. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler (1. Kontrol 2. Stick 3. Stick Net 4. Ribbond fiberler ile hazırlanmış örnekler).

Akrilik örneklerin hazırlanması için; paslanmaz çelikten hazırlanmış metal kalıpların izole edilmesi (Resim 2.8), yumuşatılmış mumların bu kalıp boşluğuna sevk edilmesi, bu mum yapıların bilinen yöntemlerle muflaya alınarak eritilmesi ve muflada oluşan örnek boşluklarına akril tepimi işlemleri sırasıyla gerçekleştirilmiştir.



Resim 2.8. Transvers dayanıklılık örneklerinin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp.

Fiberli örneklerde her bir örnek içerisindeki fiber oranları ağırlıkça % olarak hesaplanmıştır. Bu doğrultuda ısı ve mikrodalga akrilikleri için; Stick %5,26-%6,30, Stick Net %0,74-%0,82 ve Ribbond %0,93-%1,02 değerleri elde edilmiştir. Örnekler içerisine yerleştirilecek fiberlerin boyutları, örneğin boyutlarına uygun, merkezine lokalize ve kenarlarından taşmayacak şekilde tesbit edilmiştir. Buna göre sürekli tek

yönlü ve şerit formundaki Stick cam fiberler 55 mm, dokuma formundaki Stick Net cam fiberler 55 x 6 mm ve çapraz kilit örgülü şerit formundaki Ribbond polietilen fiberler ise 55 x 4 mm boyutlarında kesilmişler ve akışkan kıvamda hazırlanan toz/likit karışımı ile ıslatılarak hazırlanmışlardır. Hazırlanan bütün örnekler testten önce 37 °C'lik etüvde distile su içerisinde 50 ± 2 saat bekletilmişlerdir.

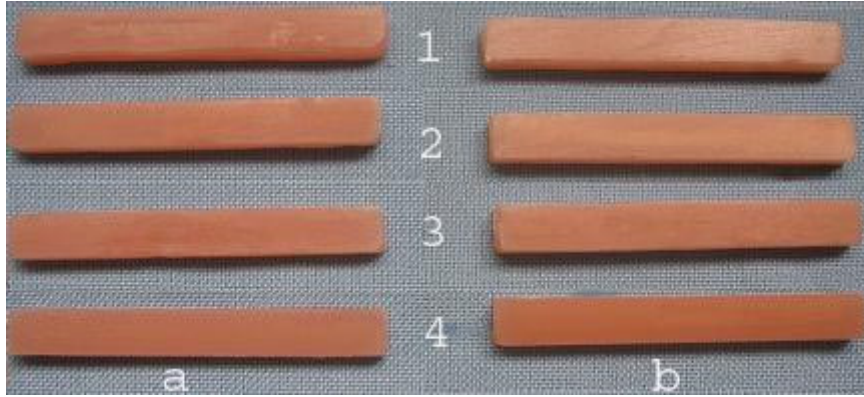
Transvers dayanıklılığın tesbiti için gerekli üç nokta eğme testi Lloyd Universal Test Cihazı (Universal Testing Machine, Lloyd, Instruments, LRx, Fareham Hant,UK) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Resim 2.9). Cihazın kırma hızı 5 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Örnekler birbirinden 50 mm uzaklıkta bulunan ve birbirine paralel destekler üzerine yerleştirilmiş ve kırılma olana kadar kuvvet uygulanmıştır. Her bir örneğin kırılması için gerekli maksimum kuvvet (N) ve örneğin bükülme derecesi (mm) cihazın bilgisayar sistemine otomatik olarak kaydedilmiştir. Nexygen Software Programı ile kaydedilen değerler formüldeki yerlerine konularak transvers dayanıklılık (MPa) ve elastik modül (GPa) hesaplamaları gerçekleştirilmiştir. Testten sonra kırılan örneklerin yüzeyleri ve fiberler, Pro-Series High Performance CCD Camera (Model 2252-1040/0000, San Diego, USA) ile büyütme olarak incelenmiştir.



Resim 2.9. Transvers dayanıklılık tesbitinde kullanılan test cihazı.

2.3.2. Çarpma Dayanıklılığı Testi

Çarpma dayanıklılığı testi için gerekli örnekler ISO/DIS 1567:1998 standartlarına uygun olarak 50 x 6 x 4 mm ebatlarında hazırlanmıştır (Resim 2.10). Akrilik örneklerin hazırlanması için paslanmaz çelikten hazırlanmış metal kalıplar kullanılmıştır (Resim 2.11).



Resim 2.10. Çarpma dayanıklılığı test örnekleri a. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler b. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler (1. Kontrol 2. Stick 3. Stick Net 4. Ribbond fiberler ile hazırlanmış örnekler).



Resim 2.11. Çarpma dayanıklılığı örneklerinin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp.

Fiberli örneklerde her bir örnek içerisindeki fiber oranları ağırlıkça % olarak hesaplanmıştır. Bu doğrultuda ısı ve mikrodalga akrilikleri için; Stick için %7,2-%8,3 değerleri, Stick Net için %0,61- %0,75 ve Ribbond için %0,9-%1,09 değerleri elde edilmiştir. Örnekler içerisine yerleştirilecek fiberlerin boyutları, örneğin

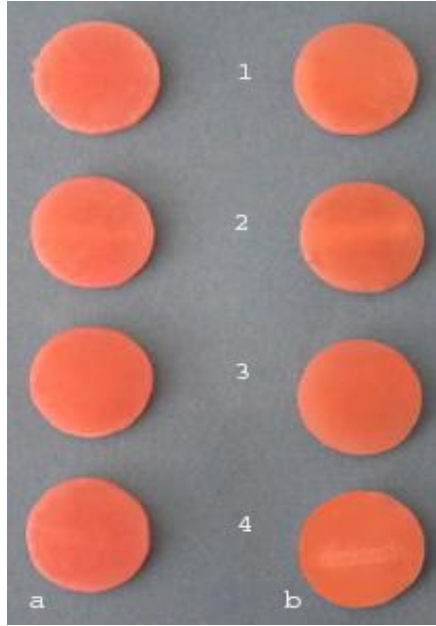
boyutlarına uygun, merkezine lokalize ve kenarlardan taşmayacak şekilde, sürekli tek yönlü ve şerit formundaki Stick cam fiberler 45 mm, dokuma formundaki Stick Net cam fiberler 45 x 4 mm ve çapraz kilit örgülü şerit formundaki Ribbond polietilen fiberler ise 45 x 3 mm boyutlarında kesilmişler ve akışkan bir kıvamda hazırlanan toz/likit karışımı ile ıslatılarak hazırlanmışlardır. Hazırlanan bütün örnekler testten önce 37 °C'lik etüvde distile su içerisinde 2 hafta süresince bekletilmişlerdir. Çarpma dayanıklılığının belirlenmesinde Charpy tipi çarpma test cihazı (Coesfeld, Pendulum Impact Tester, Dortmund, Germany) kullanılmıştır (Resim 2.12). Örnekler sistemde yere paralel halde bulunan iki destekten oluşan örnek haznesine yerleştirilmiş ve 4 J'lük kırma apareyi, tutucu koldan serbest bırakılarak örneğe ortasından çarptırılmıştır. Cihazda bulunan dijital göstergeden her bir örnek için karşıt gelen enerji miktarları saptanmıştır. Daha sonra bu enerji miktarlarından saptanan hava sürtünme değerleri çıkarılmış ve enerji birimleri dönüşümü sağlanıp, örneklerin yüzey alanına bölünerek her bir örnek için çarpma direnci kJ/m^2 cinsinden hesaplanmıştır. Testten sonra kırılan örneklerin yüzeyleri ve fiberler, Pro-Series High Performance CCD Camera (Model 2252-1040/0000, San Diego, USA) ile büyütme olarak incelenmiştir.



Resim 2.12. Çarpma dayanıklılığı tesbitinde kullanılan Charpy tipi test cihazı.

2.3.3. Artık Monomer Testi

Artık monomer miktarının tesbiti için 20 mm çapında 2 mm kalınlığında disk şeklinde örnekler hazırlanmıştır (Resim 2.13). Örneklerin hazırlanmasında paslanmaz çelikten yapılmış metal bir kalıp kullanılmıştır (Resim 2.14).



Resim 2.13. Artık monomer test örnekleri a. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler b. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler (1. Kontrol 2. Stick 3. Stick Net 4. Ribbond fiberler ile hazırlanmış örnekler).



Resim 2.14. Artık monomer test örneklerinin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp.

Fiberli örneklerde, her bir örnek içerisindeki fiber oranları ağırlıkça % olarak hesaplanmıştır. Bu doğrultuda ısı ve mikrodalga akrilikleri için; Stick %3,15-%4,08, Stick Net %0,45-%0,62 ve Ribbond %0,39-%1,41 değerleri elde edilmiştir. Örneklerin merkezlerine yerleştirilmek üzere sürekli tek yönlü ve şerit formundaki Stick cam fiberler 15 mm, dokuma formundaki Stick Net cam fiberler 10 x 10 mm ve çapraz kilit örgülü şerit formundaki Ribbond polietilen fiberler ise 15 mm boyutlarında kesilmişler ve akışkan bir kıvamda hazırlanan toz/likit karışımı ile ısıtılarak akril hamuru arasına yerleştirilmişlerdir. Hazırlanan örneklerin her biri içerisindeki artık monomerin ekstraksiyonu (seçici ayırma) amacıyla 100 ml'lik cam balon içine konulmuş ve %99,9 saflıkta 50 ml metanol (Lab-Scan Analytical Sciences, Ireland) ilave edilmiştir. Akrilik resin ve metanolün bulunduğu cam balonlar geri soğutuculara bağlanarak sıcaklığı ayarlanabilen su banyosuna yerleştirilmişlerdir (Resim 2.15).



Resim 2.15. Artık monomer ekstraksiyon (seçici ayırma) düzeneği.

Su banyosu sıcaklığı 60 °C -70 °C aralığında ayarlanmış ve metanolün 64,5 °C olan kaynama noktası baz alınarak içinde örnek disklerin bulunduğu her bir metanol, 6

saat kaynatılmıştır. Böylelikle ısı etkisiyle PMMA'nın çözünmesi ve içeriğindeki artık monomerin metanole geçmesi sağlanmıştır. 6 saatlik kaynatma işlemini takiben artık monomer içeren metanol, disk şeklindeki örneklerden ayrılıp cam şişelere doldurulmuş, numaralandırılmış ve bir sonraki aşamaya kadar soğutucuda bekletilmişlerdir.

Artık monomer miktarının tesbitinde Yüksek Basınç Sıvı Kromatografi Cihazı (Agilent 1100 System, Woldbronn, Germany) kullanılmıştır (Resim 2.16). Cihaz 254 nm dalga boyuna sahip Agilent 1100 UV dedektörü, ısı kontrollü Ace 5 C18 kolon (25 x 4,6 mm), ikili pompa sistemi ve otomatik enjeksiyon sisteminden oluşmuştur.



Resim 2.16. Yüksek basınç sıvı kromatografi cihazı.

Analiz için hareketli faz olarak metanol-su isocratic karışımı (70:30) kullanılmıştır. Cihazın kolon ısı 25 °C, pompa akış hızı 1 ml/dk ve enjeksiyon hacmi 2 µl olarak ayarlanmıştır. Kalibrasyon için her iki gruptaki akril monomerlerinin metanol içinde %1'lik standart stok çözeltileri hazırlanmış ve bunların %0,025-%0,05 (25 ppm–500 ppm) aralığında farklı konsantrasyonları da kromatografi cihazına enjekte edilerek, monomerlere ait standart pikler elde edilmiş, pik alanları kaydedilmiş ve kalibrasyon grafiklerinin oluşturulması için bu alanlar ölçülmüştür. Standartların bilinen derişimlerinden ve standart monomer piklerinin alanlarından faydalananarak bir

kalibrasyon eğrisi hazırlanmıştır. Daha sonra otomatik enjektör sistemi ile artık monomer konsantrasyonu bilinmeyen her bir numuneden 2 µl solüsyon sisteme enjekte edilmiş ve her bir numune için standart solüsyon piklerinin yükseklik ve zaman lokalizasyonlarından da yararlanılarak, artık monomer pik alanları belirlenmiştir. Bunu takiben, hazırlanan kalibrasyon eğrisine dayanarak, örneklerin konsantrasyonları (%v/v) bulunmuştur. Bulunan bu konsantrasyonlar, her bir örnek için ağırlıkça % (%w/w) olarak hesaplanmıştır.

Testler sonrası elde edilen verilere ait değerlendirme sonuçları, faktöriyel düzende, varyans analizi tekniği ile irdelenmiştir. Test sonuçlarında kullanılan akrilik rezin faktörünün ısı ve mikrodalga olmak üzere iki seviyesi, fiber faktörünün ise kontrol, Stick, Stick Net ve Ribbond olmak üzere dört seviyesi mevcuttur. Grup ortalamaları arasındaki farklılığın belirlenmesinde ise çoklu karşılaştırma yöntemlerinden Duncan testi kullanılmıştır.

3. BULGULAR

Protez kaide materyali olarak kullanılan ısı ve mikrodalga yöntemleri ile polimerize olan akrilik rezinlere, güçlendirme amacıyla kullanılan iki farklı kimyasal yapıya sahip, üç çeşit dental fiber sisteminin ilave edilmesi ile hazırlanan test örneklerinin transvers dayanıklılık, elastik modül, çarpma dayanıklılığı ve artık monomer yönünden in vitro olarak incelendiği çalışmamızın bulguları 4 bölümde incelenecektir.

3.1. Transvers Dayanıklılık Test Sonuçları

Transvers dayanıklılık testleri sonrası elde edilen değerler, kullanılan iki farklı akrilik rezin ve üç farklı dental fiber sistemi olmak üzere toplam iki faktör bakımından karşılaştırılmıştır. Elde edilen verilerin ortalama ve standart hata değerleri Çizelge 3.1’de ve Şekil 3.1’ de görülmektedir.

Transvers dayanıklılık özelliği bakımından yapılan varyans analizi sonucunda akrilik ve fiber faktörlerinin ayrı ayrı seviye ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.01$). Duncan testi sonuçları da tanıtıcı istatistiklerin üzerinde harflerle gösterilmiştir.

Acron-MC ile hazırlanan fiberli ve fibersiz bütün örneklerin test sonuçlarına ait ortalama değerler, Meliodent ile hazırlananların ortalama değerleriyle kıyaslandığında aralarındaki farkın istatistik olarak önemli olduğu saptanmıştır ($p<0,05$).

Meliodent ve Acron-MC akrilik rezinleri ile hazırlanan örneklerin testlerine ait değerlerde, fiberler arası farklılıklar değişmeyip sabit kalmıştır. Dolayısıyla fiber*akrilik rezin interaksiyonu istatistik olarak önemli değildir. Bir başka deyişle Meliodent ve Acron-MC ile hazırlanan kontrol grubuna ait örneklerin testler sonrası

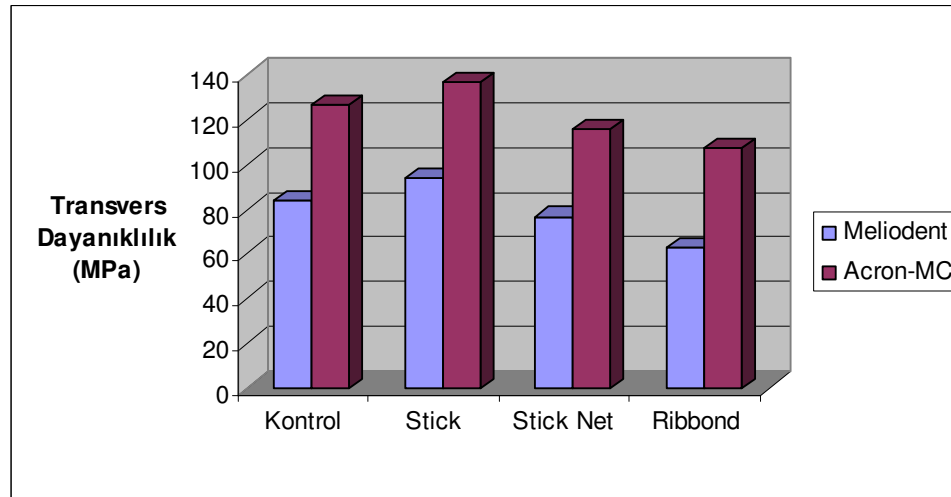
elde edilen değerleri arasındaki farklılıklar, diğer fiber sistemleri ile hazırlanan örnekler arasında da değişmeyip sabit kalmıştır.

Çizelge 3.1. Transvers dayanıklılık test örneklerine ait ortalama ve standart hata değerleri.

Akrilik Rezin tipi	Transvers Dayanıklılık (MPa)				
	Kontrol (n=5)	Stick (n=5)	Stick Net (n=5)	Ribbond (n=5)	Genel
	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$
Meliodent	83,94 ± 4,80	93,96 ± 7,49	76,75 ± 3,53	63,20 ± 2,59	80,78 ± 3,53 B
Acron- MC	126,98 ± 4,06	136,70 ± 13,70	115,46 ± 6,16	107,44 ± 6,81	121,66 ± 4,66 A
Genel	105,46 ± 7,76 ab	111,79 ± 9,31 a	96,10 ± 7,27 bc	85,32 ± 8,13 c	

*Akrilik rezin tipi bakımından aynı sütunda farklı büyük harfi olan ortalamalar arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($p < 0,05$).

*Fiber sistemleri bakımından aynı satırda farklı küçük harfi olan ortalamalar arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($p < 0,05$).



Şekil 3.1. Akrilik rezin-fiber sistemleri için elde edilen transvers dayanıklılık değerleri (MPa).

Hem Meliodent hem de Acron MC ile hazırlanan örneklere ait test sonuçları irdelendiğinde, kontrol grubu ile Stick içeren örneklerin ortalamaları arasında ve kontrol grubu ile Stick Net içeren örneklerin ortalamaları arasında istatistik olarak fark yoktur. Ancak kontrol grubu ile Ribbond'lu örneklerin ortalamaları arasındaki

fark istatistik olarak önemlidir ($p < 0,05$). Transvers dayanıklılık test sonuçlarına göre en düşük değerleri Meliodent ve Ribbond ile hazırlanan örnekler göstermiştir.

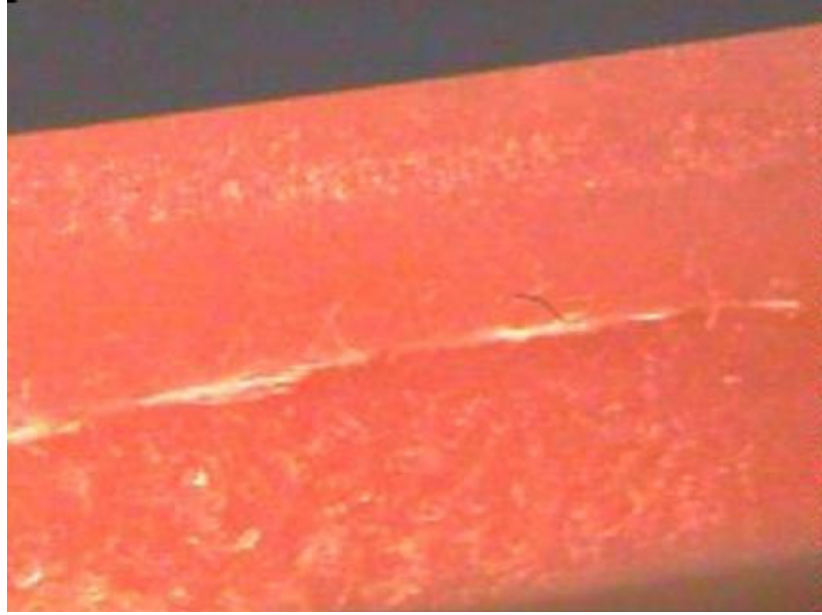
Transvers dayanıklılık testi sonrasında ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan test örneklerinin kırık yüzeyleri ve fiberlerin durumları Resim 3.1-3.8’de görülmektedir. Kontrol grubunda düz bir hat halinde seyreden kırık yüzeyleri (Resim 3.1 ve 3.5), Stick Net ile hazırlanan örneklerde de aynı şekilde gözlenmiştir. Hem Stick Net fiber hem de akrilik rezin yapıda tam bir kopma meydana gelmiştir (Resim 3.3 ve 3.7). Her iki akrilik rezin grubunda da Stick fiberle hazırlanan örneklerde fiberler, düzgün bir şekilde seyretmiş, kopma göstermemiş ve kırık parçaları birarada tutmuştur (Resim 3.2 ve 3.6). Isı ile polimerize olan Ribbond fiberli örnekte de aynı durum gözlenmişken (Resim 3.4), mikrodalga akriliği ile hazırlananda fiberde belirgin uzamalar saptanmıştır (Resim 3.8).



Resim 3.1. Transvers dayanıklılık testi sonrası ısı ile polimerize kontrol grubu test örneğine ait kırık yüzeyi.



Resim 3.2. Transvers dayanıklılık testi sonrası ısı ile polimerize Stick cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.



Resim 3.3. Transvers dayanıklılık testi sonrası ısı ile polimerize Stick Net cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.



Resim 3.4. Transvers dayanıklılık testi sonrası ısı ile polimerize Ribbond polietilen fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.



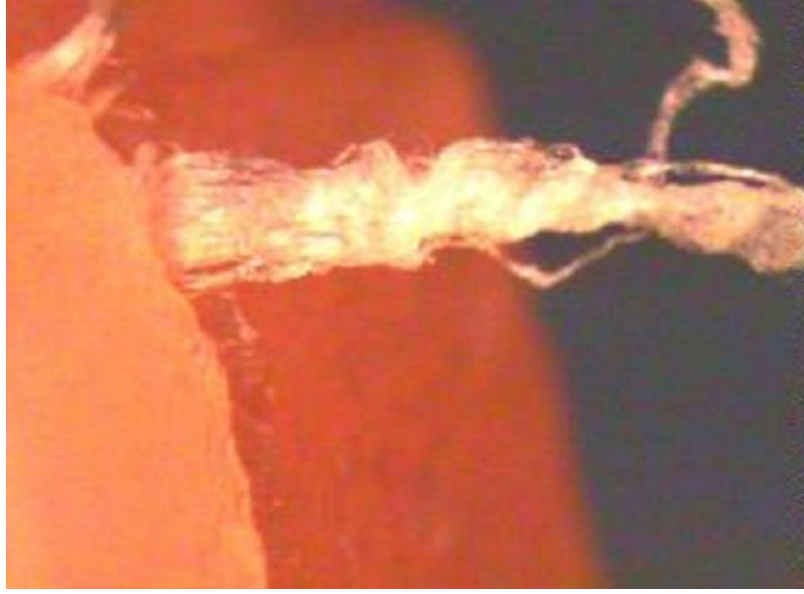
Resim 3.5. Transvers dayanıklılık testi sonrası mikrodalga ile polimerize kontrol grubu test örneğine ait kırık yüzeyi.



Resim 3.6. Transvers dayanıklılık testi sonrası mikrodalga ile polimerize Stick cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.



Resim 3.7. Transvers dayanıklılık testi sonrası mikrodalga ile polimerize Stick Net cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.



Resim 3.8. Transvers dayanıklılık testi sonrası mikrodalga ile polimerize Ribbond polietilen fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.

3.2. Elastik Modül Test Sonuçları

Isı ile polimerize ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlere üç farklı dental fiber sisteminin ilavesi sonucu elde edilen elastik modül değerlerine ait ortalama ve standart hata değerleri Çizelge 3.2 ve Şekil 3.2’de görülmektedir.

Elastik modül özelliği bakımından yapılan varyans analizi sonucunda akrilik ve fiber faktörlerinin ayrı ayrı seviye ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0,01$). Duncan testi sonuçları da tanıtıcı istatistiklerin üzerinde harflerle gösterilmiştir.

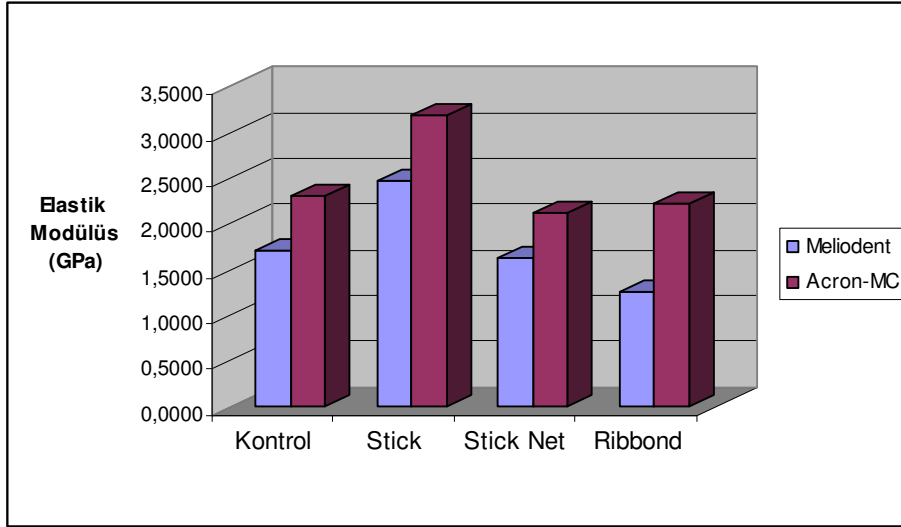
Acron-MC ile hazırlanan fiberli ve fibersiz bütün örneklerin test sonuçlarına ait ortalama değerler, Meliodent ile hazırlananların ortalama değerleriyle kıyaslandığında aralarındaki farkın istatistik olarak önemli olduğu saptanmıştır ($p<0,05$). Acron MC li örnekler daha yüksek elastik modül değerleri vermişlerdir.

Çizelge 3.2. Transvers dayanıklılık test örneklerinin elastik modül sonuçlarına ait ortalama ve standart hata değerleri.

Akrilik Rezin tipi	Elastik Modül (GPa)				
	Kontrol (n=5)	Stick (n=5)	Stick Net (n=5)	Ribbond (n=5)	Genel (n=20)
	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$
Meliodent	1,704 ± 0,136	2,461 ± 0,194	1,628 ± 0,097	1,264 ± 0,2	1,855 ± 0,129 B
Acron-MC	2,314 ± 0,147	3,192 ± 0,309	2,124 ± 0,220	2,228 ± 0,204	2,465 ± 0,143 A
Genel (n=10)	2,009 ± 0,139 b	2,765 ± 0,196 a	1,876 ± 0,140 b	1,800 ± 0,217 b	

*Akrilik rezin tipi bakımından aynı sütunda farklı büyük harfi olan ortalamalar arasındaki fark istatistik olarak önemlidir (p<0,05).

*Fiber sistemleri bakımından aynı satırda farklı küçük harfi olan ortalamalar arasındaki fark istatistik olarak önemlidir (p<0,05).



Şekil 3.2. Akrilik rezin-fiber sistemleri için elde edilen elastik modül değerleri (GPa).

Meliodent ve Acron-MC akrilikleri ile hazırlanan örneklerin testlerine ait sonuç elastik modül değerlerinde, fiberler arası farklılıklar değişmeyip sabit kalmıştır. Dolayısıyla fiber*akrilik rezin interaksiyonu istatistik olarak önemli değildir. Bir başka deyişle Meliodent ve Acron-MC ile hazırlanan kontrol grubuna ait örneklerin testleri sonrası elde edilen değerleri arasındaki farklılıklar, diğer fiber sistemleri ile hazırlanan örnekler arasında da değişmeyip sabit kalmıştır.

Kontrol grubu ortalamaları ile Stick Net ve Ribbond içeren örnek ortalamaları arasındaki farklar istatistik olarak önemli değilken kontrol grubu ile Stick'li grup ortalamaları arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($p<0,05$). Bu durum hem Meliodent hem de Acron MC rezin grubu için geçerlidir. Elastik modül testleri sonucu en yüksek değeri Acron MC ve Stick ile hazırlanan örnekler vermiştir.

3.3. Çarpma Dayanıklılığı Test Sonuçları

İki farklı yöntemle polimerize edilen akrilik rezinler ile bunlara ilave edilen fiberlerle hazırlanan örnekler için çarpma dayanıklılığı testine ait değerlerin ortalama ve standart hataları Çizelge 3.3 ve Şekil 3.3'de görülmektedir.

Çizelge 3.3. Çarpma dayanıklılığı test örneklerine ait ortalama ve standart hata değerleri.

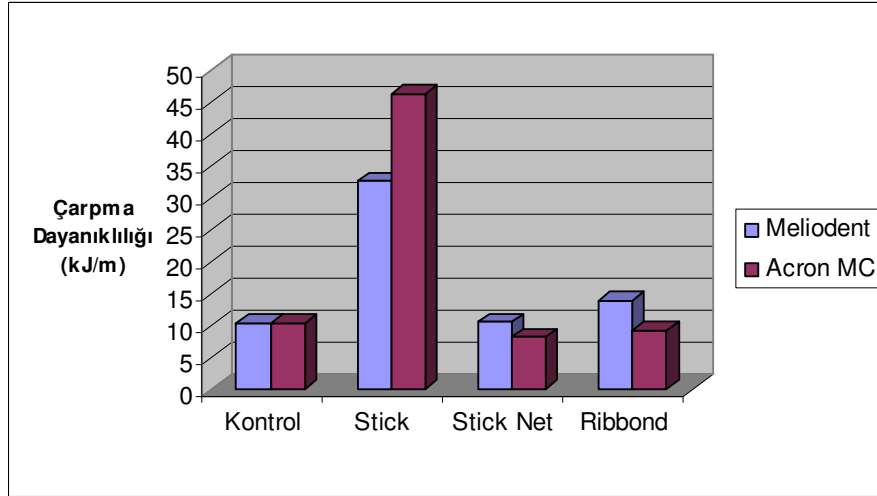
Akrilik Rezin Tipi	Çarpma Dayanıklılığı (kJ/m ²)			
	Kontrol (n=5)	Stick (n=5)	StickNet (n=5)	Ribbond (n=5)
	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$
Meliodent	10,349 ± 0,286 b A	32,691 ± 4,100 a B	10,532 ± 0,410 b A	13,955 ± 0,746 b A
Acron MC	10,300 ± 1,333 b A	46,400 ± 3,591 a A	8,166 ± 1,016 b A	9,283 ± 0,983 b A

*Akrilik rezin tipi bakımından aynı sütunda farklı büyük harfi alan ortalamalar arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($p<0.05$).

*Fiber sistemleri bakımından, aynı satırda farklı küçük harfi olan ortalamalar arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($p<0.05$).

Çarpma dayanıklılığı için yapılan varyans analizi sonucunda akrilik rezin*fiber interaksyonu istatistik olarak önemlidir ($p<0,01$). Bunun anlamı fiberli grupların ortalamaları arasındaki farklılıkların Meliodent ile ve Acron MC ile hazırlanan örneklerde farklı olmasıdır. Bir başka deyişle Meliodent ve Acron MC kullanılarak hazırlanan örneklerin ortalamaları arasındaki farklılık, kontrol, Stick, Stick Net ve Ribbond gruplarının her birinde değişmektedir.

Hem Meliodent hem de Acron MC kullanıldığında sadece Stick fiberli örneklerin ortalamaları ile diğer fiber gruplarının ortalamaları arasındaki farklar istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0,05$).



Şekil 3.3. Akrilik rezin-fiber sistemleri için elde edilen çarpma dayanıklılığı değerleri (kJ/m^2).

Akrilik rezin tipleri bakımından da bir tek Stick fiberle hazırlanan Acron MC ve Meliodent örneklerin ortalamaları arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($p<0,05$). Acron MC ile hazırlanan Stick fiberli örnekler en yüksek değerleri göstermişlerdir.

Çarpma dayanıklılığı testi sonrasında ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan test örneklerinin kırık yüzeyleri ve fiberlerin durumları Resim 3.9-3.16'da görülmektedir. Kontrol grubunda düz bir hat halinde seyreden kırık yüzeyleri (Resim 3.9 ve 3.13), Stick Net ile hazırlanan örneklerde de aynı şekilde gözlenmiştir. Stick Net'li örnekte hem fiber hem de akrilik rezin yapıda tam bir kopma meydana gelmiştir (Resim 3.11 ve 3.15). Her iki akrilik rezin grubunda da Stick fiberle hazırlanan örneklerde kırık hattında fiber liflerinin düzgün bir şekilde seyrettiği, tam kırık hattında fiber liflerinin birbirinden ayrıldığı gözlenmiş ve koparak ayrılan rezin ve fiber bölgesinde kırık hattının düz bir yapı sergilemediği, parçalı olduğu gözlenmiştir (Resim 3.10 ve 3.14). Isı ile polimerize akrilik rezine Ribbond fiber ilavesi ile hazırlanan örnek yapıda, esneyen fiberler kırık akrilik rezin parçalarını

birarada tutmuştur (Resim 3.12). Mikrodalga akriliği ile hazırlananda ise fiberde belirgin uzamalar ve parçalanmalar ve tam bir kopma saptanmıştır (Resim 3.16).



Resim 3.9. Çarpma dayanıklılığı testi sonrası ısı ile polimerize kontrol grubu test örneğine ait kırık yüzeyi.



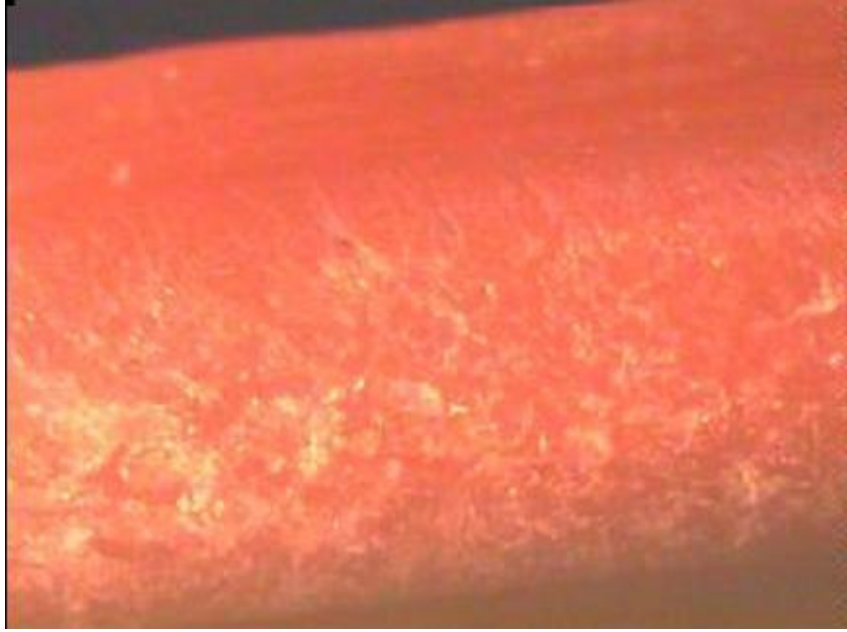
Resim 3.10. Çarpma dayanıklılığı testi sonrası ısı ile polimerize Stick cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.



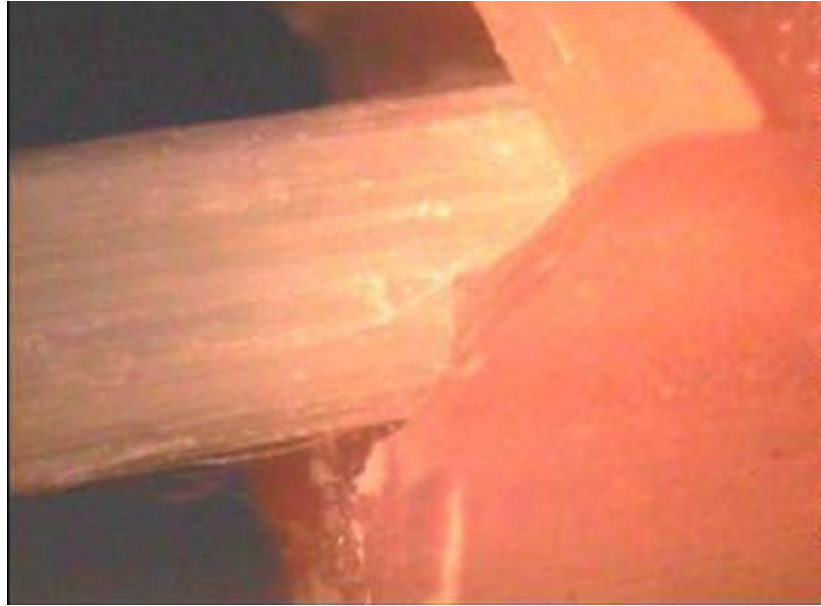
Resim 3.11. Çarpma dayanıklılığı testi sonrası ısı ile polimerize Stick Net cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.



Resim 3.12. Çarpma dayanıklılığı testi sonrası ısı ile polimerize Ribbond polietilen fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.



Resim 3.13. Çarpma dayanıklılığı testi sonrası mikrodalga ile polimerize kontrol grubu test örneğine ait kırık yüzeyi.



Resim 3.14. Çarpma dayanıklılığı testi sonrası mikrodalga ile polimerize Stick cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.



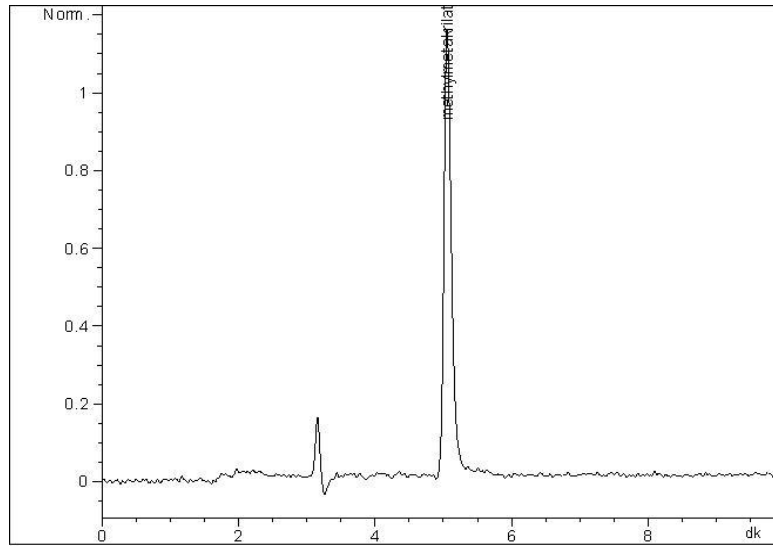
Resim 3.15. Çarpma dayanıklılığı testi sonrası mikrodalga ile polimerize Stick Net cam fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.



Resim 3.16. Çarpma dayanıklılığı testi sonrası mikrodalga ile polimerize Ribbond polietilen fiberli test örneğine ait kırık yüzeyi.

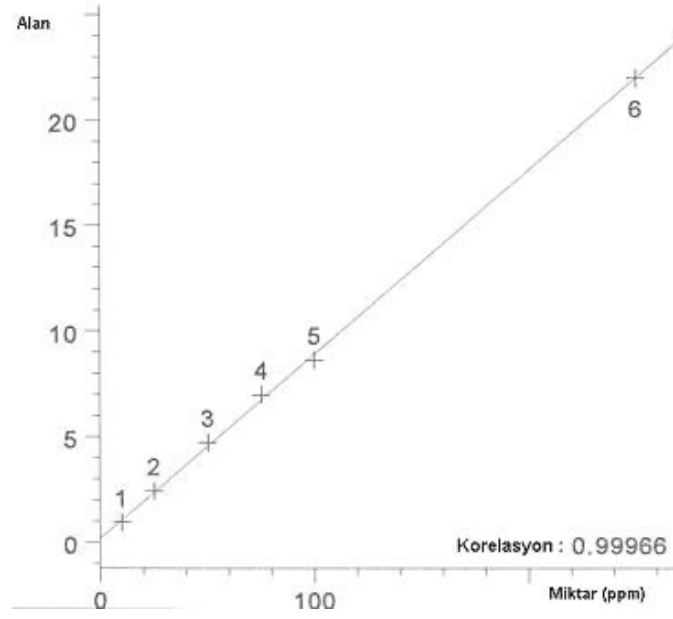
3.4. Artık Monomer Test Sonuçları

Artık monomer miktarlarının tesbiti için başlangıçta, kullanılan monomerlere ait standart bir monomer kromatogramı elde edilmiştir. Şekil 3.4’de görülmekte olan bu kromatogramın metakrilat fraksiyonunun dedektöre gönderilmesi ile ölçülen absorpsiyon (soğurma), değişik derişimler için de saptanarak elde edilen değerler ile bir kalibrasyon eğrisi çizilmiştir (Şekil 3.5).

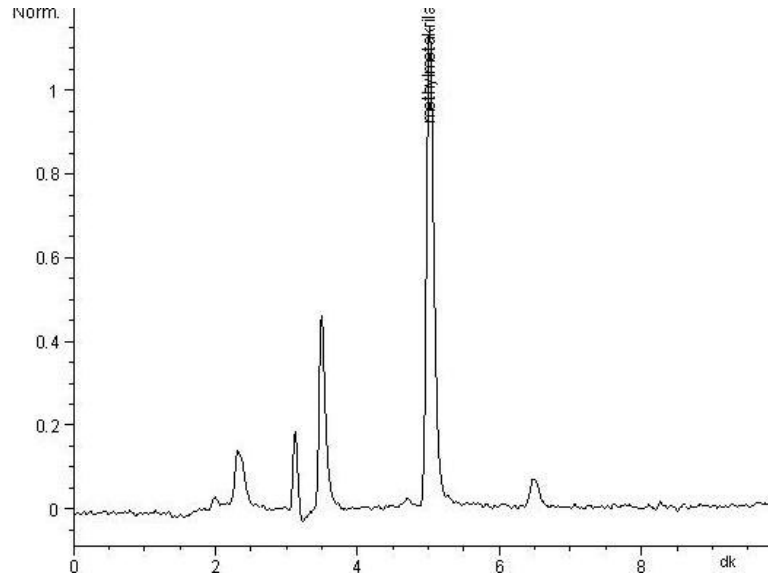


Şekil 3.4. Standart monomer kromatogramı.

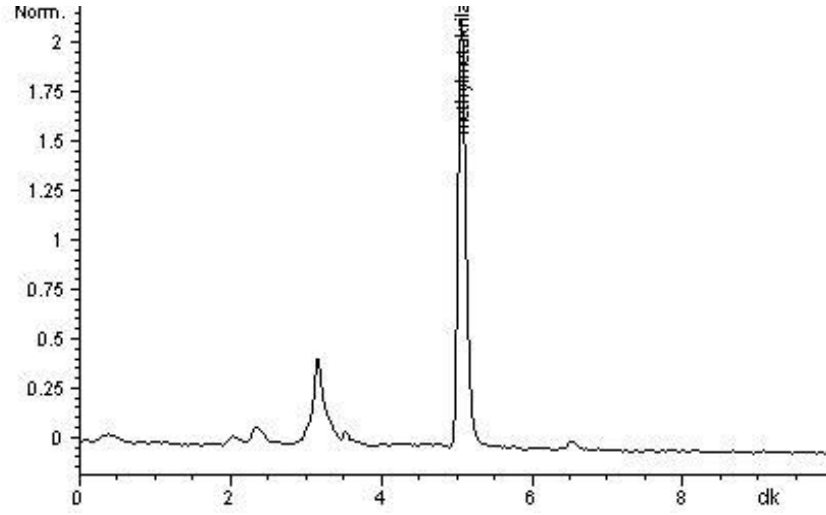
Daha sonra, örneklerin her birinin elde edilen kromatogramlarındaki (Şekil 3.6-13), metil metakrilat fraksiyonlarının ölçülen absorpsiyon değerlerinin kalibrasyon eğrisinde kesiştirilmesiyle saptanan artık monomer miktarları ağırlıkça % olarak hesaplanmıştır.



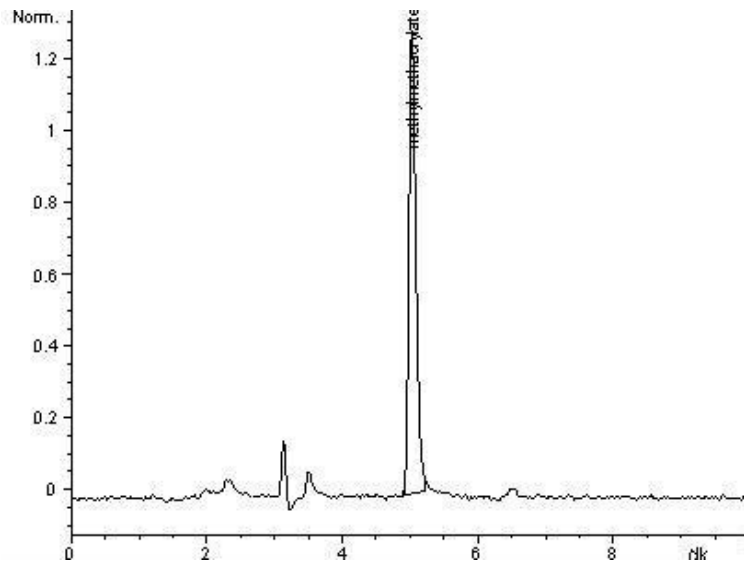
Şekil 3.5. Kalibrasyon eğrisi.



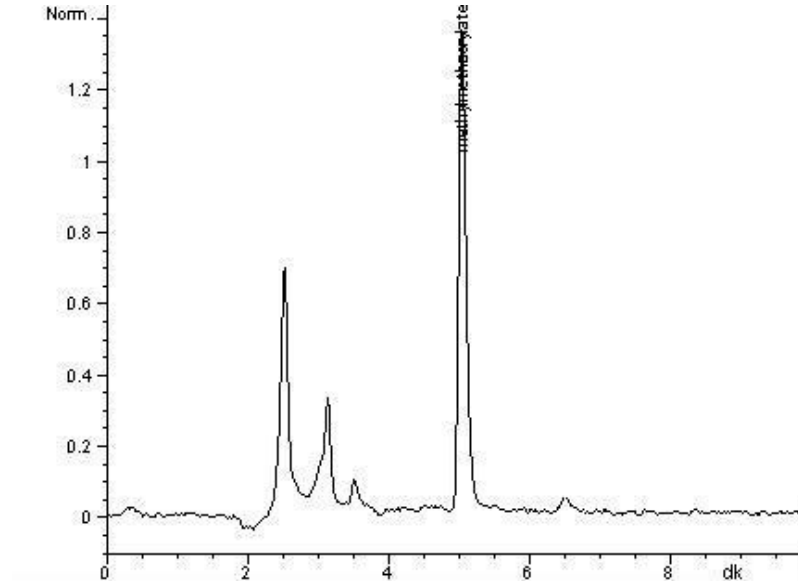
Şekil 3.6. Isı ile polimerize olan kontrol grubu örneğine ait kromatogram.



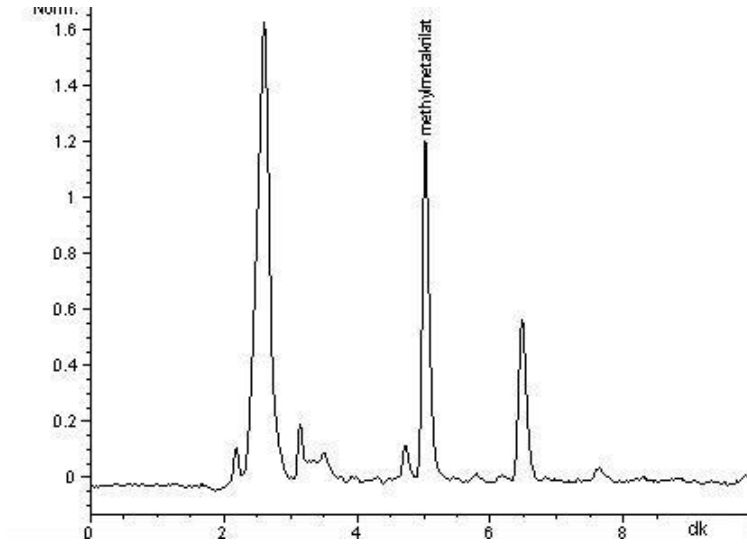
Şekil 3.7. Isı ile polimerize olan Stick fiber grubu örneğine ait kromatogram.



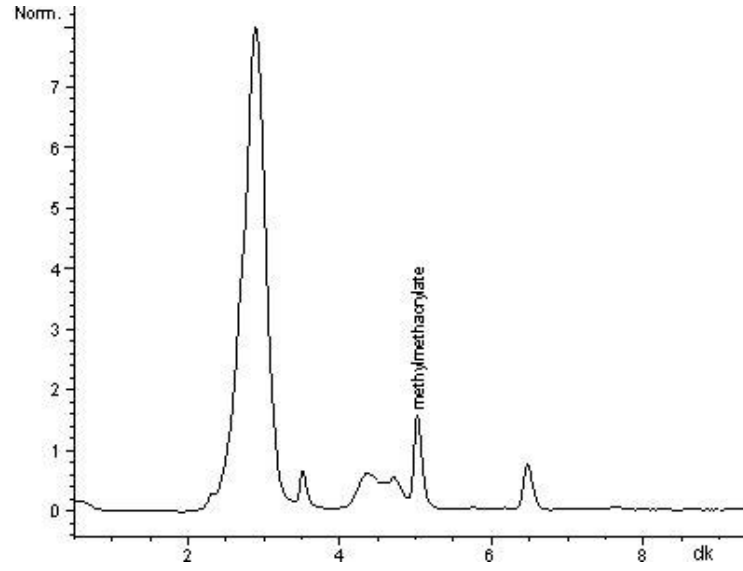
Şekil 3.8. Isı ile polimerize olan Stick Net grubu örneğine ait kromatogram.



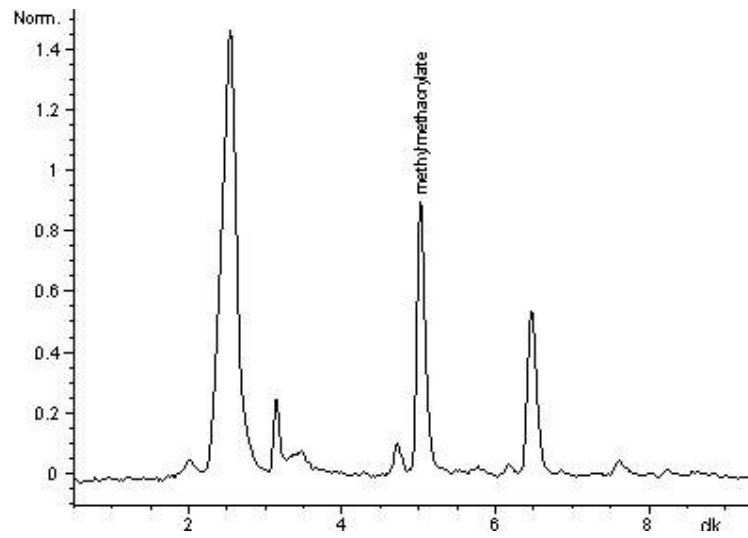
Şekil 3.9. Isı ile polimerize olan Ribbon fiber grubu örneğine ait kromatogram.



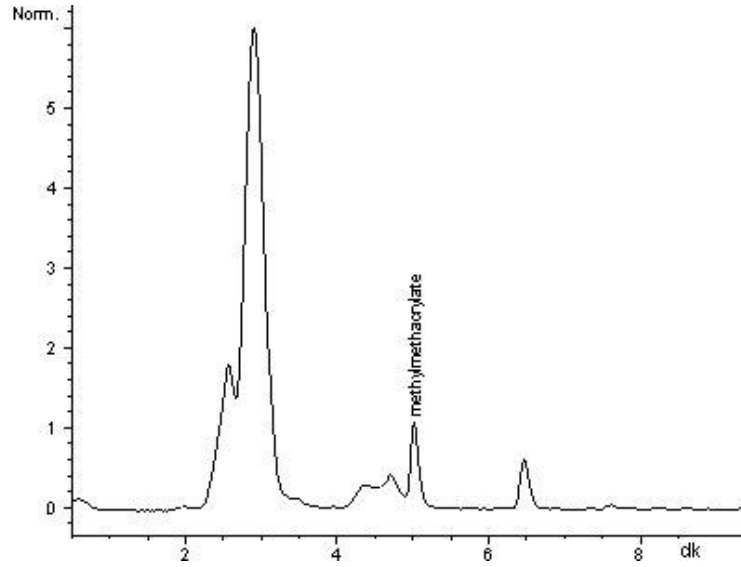
Şekil 3.10. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan kontrol grubu örneğine ait kromatogram.



Şekil 3.11. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Stick fiber grubu örneğine ait kromatogram.



Şekil 3.12. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Stick Net fiber grubu örneğine ait kromatogram.



Şekil 3.13. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Ribbond fiber grubu örneğine ait kromatogram.

Artık monomer testleri sonrası elde edilen değerler, kullanılan iki farklı akrilik rezin ve üç farklı dental fiber sistemi olmak üzere toplam iki faktör bakımından karşılaştırılmıştır. Elde edilen verilerin ortalama ve standart hata değerleri Çizelge 3.4'te ve Şekil 3.14'de görülmektedir.

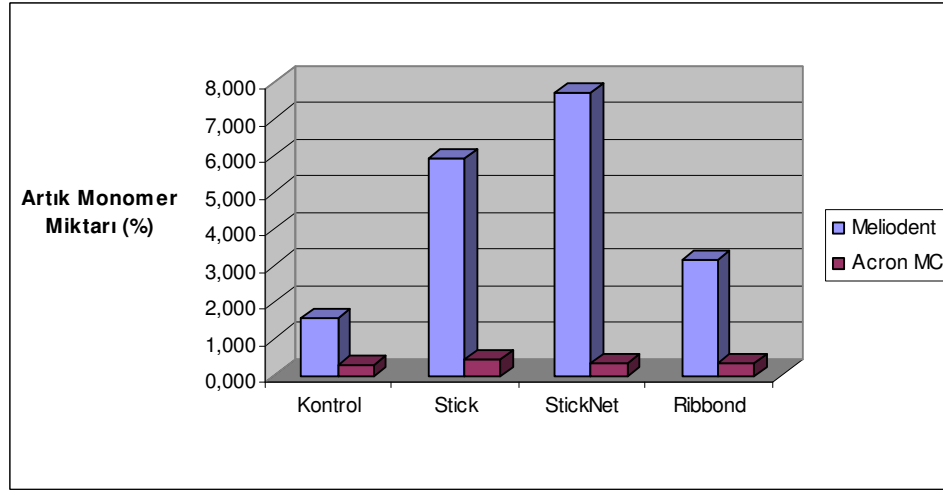
Varyans analizi tekniğine ilişkin hesaplamalardan sonra, akrilik rezin*fiber interaksyonu istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p < 0,01$). Bunun anlamı, Meliodent ve Acron MC örnek değerlerinin ortalamaları arasındaki farkın, kontrol grubu, Stick fiber grubu, Stick Net fiber grubu ve Ribbond fiber grubunda başka başka olduğu yani değiştiğidir. Başka bir deyişle, kontrol, Stick, Stick Net ve Ribbond grubu ortalamaları arasındaki farklar, Meliodent ve Acron MC akrilik rezinlerinde farklılıklar sergilemektedir. Dolayısıyla akrilik rezin ve fiber sistemlerine bağlı ortalamaların karşılaştırılmasında Duncan testi kullanılmıştır.

Çizelge 3.4. Artık monomer test örneklerine ait ortalama ve standart hata değerleri.

Akrilik Rezin Tipi	Artık monomer miktarı (ağırlıkça %)			
	Kontrol (n=5)	Stick (n=5)	StickNet (n=5)	Ribbond (n=5)
	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$	$\bar{X} \pm S_x$
Meliodent	1,577 $\pm$ 0,130 d A	5,906 $\pm$ 0,236 b A	7,707 $\pm$ 0,561 a A	3,143 $\pm$ 0,339 c A
Acron MC	0,296 $\pm$ 0,085 a B	0,437 $\pm$ 0,033 a B	0,345 $\pm$ 0,028 a B	0,321 $\pm$ 0,015 a B

*Akrilik rezin tipi bakımından aynı sütunda farklı büyük harfi alan ortalamalar arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($p < 0.05$).

*Fiber sistemleri bakımından, aynı satırda farklı küçük harfi olan ortalamalar arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($p < 0.05$).

**Şekil 3.14.** Artık monomer test örneklerine ait ortalama değerler (ağırlıkça %).

Duncan testine ilişkin hesaplamalardan sonra, Meliodent ve Acron MC ortalamaları arasındaki fark, kontrol, Stick, Stick Net ve Ribbond gruplarında ayrı ayrı olmak üzere istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Meliodent ve Acron MC ortalamaları arasındaki fark kontrol grubunda en az iken, Stick Net'te en fazladır. Kontrol, Stick, Stick Net ve Ribbond grupları ortalamaları arasındaki farklar, akrilik rezin faktörü bakımından ayrı ayrı karşılaştırıldığında, Meliodent akrilik rezin kullanımında bütün ortalamalar arasındaki farklar istatistik olarak önemliyken ($p < 0,05$), Acron MC kullanımında ortalamalar arasındaki farklar istatistik olarak önemli bulunmamıştır. Artık monomer miktarları bakımından en yüksek değerleri Meliodent ve Stick Net ile hazırlanan örnekler vermiştir.

4. TARTIŞMA

PMMA, uygulama ve tamir kolaylığı, düşük maliyeti, hastaların çoğunluğu tarafından kabul görmesi, oral kavitedeki stabilitesi ve estetik özellikleri bakımından memnun edici sonuçlar sergilemekle beraber, mekanik özellikler açısından hala idealden uzaktır. PMMA'nın transvers dayanıklılığı, çarpma dayanıklılığı ve yorulma direncinin düşük olması birtakım başarısızlıklara neden olmaktadır. Kazara protezlerin düşürülmesi ile meydana gelen çarpma başarısızlıkları ve çiğneme kuvvetleri altında tekrarlayan esnemelere bağlı olarak gelişen yorulma başarısızlıkları neticesinde gerçekleşen protez kırıkları, hala çözülmemiş bir problem olarak varlığını sürdürmektedir (Jagger ve Harrison, 1999; Uzun, 2000; Polat ve Karacaer, 2002; Kim ve Watts, 2004).

Akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla günümüze kadar farklı birçok yöntem denenmiştir. Ulaşılan son nokta ise akrilik rezinlere çeşitli ürünlerin ilave edilmesiyle özelliklerinin iyileştirilmesidir. Polietilenglikol dimetakrilat gibi bir çapraz bağlantı ajanının ilave edilmesi veya lastikle kopolimerizasyon ile akrilik rezinlerin kimyasal modifikasyonunun elde edilmesi, bu yöntemlerden bir tanesidir. Bu tip rezinlerin konvansiyonel rezinlere göre çarpma dayanıklılığı artmış olmakla beraber elastik modül, yorulma ve transvers dayanıklılıklar yönünden önemli gelişmeler göstermediği bildirilmiştir. Ayrıca bu rezinlerin, konvansiyonel rezinlere göre artan maliyeti de kullanımlarını sınırlamaktadır (Karaağaçlıoğlu ve ark., 1996; Uzun, 2000; Jagger ve ark., 2001). Diğer bir yöntem ise akrilik rezinlere metal çubuk, ağ veya plakaların katılmasıdır. Metal kullanımındaki en önemli problemlerden bir tanesi, kimyasal bağlantı sağlanamamasından dolayı metal ve akrilik yapılar arasındaki zayıf adezyondur. Adezyonu artırmak amacıyla birçok yöntem kullanılmakla beraber yapılan çalışmalar metal ilavesinin transvers dayanıklılık, çarpma dayanıklılığı ve yorulma direnci gibi mekanik özellikleri istenilen ölçüde artırmadığını ve metal kullanımının estetik problemler nedeniyle sınırlı olduğunu göstermektedir. Metallerin korozyon eğilimleri de diğer dezavantajlarındandır (Kanie ve ark., 2000; Kim ve Watts, 2004).

Son yıllarda akrilik rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla birçok fiber sistemi piyasaya sunulmuştur. Fiberlerin protetik uygulamaların yanısıra ortodontik ve periodontal uygulamalarda da kullanım alanları mevcuttur. Fiber uygulamaları metal uygulamalarına kıyasla daha iyi mekanik özellikler, estetik özellikler ve manipülasyon kolaylığı sağlamaktadır. Metal uygulamalarda görülen biyolojik problemler fiberlerle görülmemekte olup, adeziv sistemler kullanılarak diş yapısına bağlanabilmeleri de diğer avantajları arasındadır. Ancak vaka seçimi, dizayn özellikleri ve üretici firma önerileri doğrultusunda uygun şekilde kullanımları başarılarında önem taşımaktadır (Vallittu, 1996; Goldberg ve Freilich, 1998).

Protez kaidelerinin fiberlerle güçlendirilmesi, özellikle çeşitli nedenlerle protezi sık kırılan hastalarda düşünülebilir. Tek protez olguları, üst çenede aşırı rezorpsiyon olan durumlar, sutura palatina medianın belirgin olması ve torus varlığı, transvers dayanıklılığı artmış protezleri gerektirir. Bu tip durumlarda fiberle güçlendirme düşünülebilir. Yine fiberlerle güçlendirmede, herhangi bir kaza veya travma ile protezin kırılması halinde kırık parçalardan birinin aspirasyonu, yutulması ya da kaybolması söz konusu olmaz. Lifler ve boşukları rehber alınarak kırık tamiri kolay ve güvenilir bir şekilde yapılabilmektedir (Uzun, 2000). Bununla birlikte, fiber uygulamaları, hassas ve zaman alıcı olup, iyi presleme ve prova kapanışları yapılmadığı, talimatlara uyulmadığı durumlarda kısa sürede başarısızlıklara, protez yüzeylerine çıkarak mukoza irritasyonlarına ve plak birikimlerine neden olmaktadır (Vallittu, 1996; Goldberg ve Freilich, 1998).

Protez kaide polimerlerini güçlendirmek amacıyla karbon/grafit, aramid/Kevlar, polietilen ve cam fiberler kullanılmaktadır. Son yıllarda protez kaidelerinin polietilen ve cam fiberler ile güçlendirilmesi çalışmaları ağırlık kazanmıştır. Doğal rengi, düşük yoğunluğu ve biyouyumluluğu polietilen fiberlerin ilgi görmesine neden olmuştur. Bir diğer estetik fiber sistemi olan cam fiberlerin de rezinin transvers dayanıklılığını, esneme modülünü ve çarpma dayanıklılığını artırdığına dair birçok çalışma mevcuttur (Dixon ve Breeding, 1992; Uzun, 2000).

In vitro çalışmalar sonunda elde edilen bulguların klinik kullanımlarda büyük bir rehber olacağı düşüncesinden hareketle çalışmamızda, kimyasal, fiziksel ve yüzey özellikleri farklılıklar gösteren üç çeşit fiber sisteminin, ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlerin elastik modül, transvers dayanıklılık, çarpma dayanıklılığı ve artık monomer miktarları üzerine etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

PMMA'nın polimerizasyonu için mikrodalga enerjisinin kullanımı popülerliği gittikçe artan, konvansiyonel ısı ile polimerizasyon tekniğine kıyasla çok kısa sürede polimerizasyon işleminin gerçekleştiği, rezinin yüzeyindeki ve derinlerindeki kısımlarının homojen bir biçimde ısıtıldığı ve sıcaklığın hızlı bir şekilde artış gösterdiği bir yöntemdir (Memon ve ark., 2001). Birçok araştırmacı, mikrodalga enerjisi ile ve konvansiyonel ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerin özelliklerini karşılaştırdıkları çok sayıda çalışma yapmışlardır. Bazı araştırmacılar mikrodalga yöntemiyle mekanik özellikleri çok daha gelişmiş akrilik rezinler elde edileceğini savunurken; bir kısım araştırmacı da bu yöntemin konvansiyonel yöntemle aynı sonuçları verdiğini ifade etmişlerdir. Lai ve arkadaşları (2004), mikrodalga enerjisinin protez kaide polimerlerini etkin bir şekilde polimerize ettiğini ancak mikrodalga enerjisi seviyesindeki artışla pörözite miktarının da arttığını bildirmişlerdir. Mikrodalga enerjisinin zamandan tasarruf için iyi bir polimerizasyon yöntemi olmakla beraber pöröziteyi en aza indirmek için uygun enerji miktarı ve polimerizasyon süresinin oldukça önemli faktörler olduğunu ifade etmişlerdir. Reitz ve arkadaşları (1985) ile Shlosberg ve arkadaşları (1989), mikrodalga enerjisi ve konvansiyonel ısı ile polimerize olan akriliklerin pörözite, sertlik ve transvers dayanıklılıkları arasında istatistik olarak önemli bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Biz de çalışmamızda ısı ile polimerizasyon yöntemi ile bu yönteme göre belirli avantajları olan ve hala rutin kullanıma geçmemiş mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemini kullanarak, bu iki yöntemi karşılaştırmayı hedefledik. Çalışmamızda ısı ile polimerizasyon işlemini, çalışmaların çoğunda görülen su banyosu tekniği yerine kolaylıkla sabit bir polimerizasyon derecesine ayarlanabilen ısıtılabilir fırınlarda gerçekleştirdik. Mufları ısıyla polimerize olan akrilik rezin

içindeki benzoil peroksitin bozunması ve polimerleşme reaksiyonlarının gerçekleşmesi için 60 °C’de 1 saat, daha sonra rezinin çapraz bağlantılarının gerçekleşerek sonuç sertliğine ve direncine sahip olması için 100 °C’de 2 saat beklettik.

Benzoil peroksitin bozunma işlemi, bozunma hızı ve polimerleşme reaksiyonları, sıcaklık faktörüne bağlı olarak gerçekleşen fonksiyonlardır. Polimerleşmenin kontrolü ve homojen olması için sıcaklığın sabit olması çok önemlidir. Polimerleşme tamamlanmadan sıcaklığın ani artışı, monomerin buharlaşmasına neden olur. Bu durumda rezin içinde pörözite artar ve rezinin mekanik özellikleri zayıflar. Diğer taraftan, PMMA’nın çapraz bağlanması yaklaşık 110-140 °C arasında gerçekleşmektedir. Ancak polimerin 100 °C’de uzun süre tutulması ile de çapraz bağlanmalar yeteri kadar gerçekleşebilmektedir. Polimerizasyon işlemi su banyosunda yapıldığında, suyun kaynama sıcaklığı Ankara’da en çok 95 °C dolaylarında olduğundan, çapraz bağlanma istenilen seviyede olmayacaktır. Bu nedenle çalışmamızda su banyosu yerine 60 °C ve 100 °C’ye ayarlanmış termostatlı fırınların kullanılması uygun görülmüştür. PMMA’nın çapraz bağlanmalarının gerçekleşmesinde en ideal sıcaklık 120 °C olmakla beraber çalışmamızda rutinde kullanılan yöntemle daha iyi kıyaslama yapabilmek için sıcaklık 100 °C’de ve uzun süre uygulanmıştır.

Fiber ilavesi yapılmış akrilik rezinlerde fiber-polimer matriks arayüzey bağlantısı kompozit yapının mekanik özellikleri açısından büyük önem taşımaktadır. Fiberlere uygulanan yüzey işlemi ya fiber yüzeyini artırarak ve pürüzlendirerek mekanik tutunma ya da yüzey enerjisi ve ıslanabilirliği artırarak kimyasal bağlanma sağlar. Fiberler bu amaçla plazma, silan veya epoksi rezinle yüzey işlemine tabi tutulabilmektedir (Uzun, 2000).

Cam fiberlerin polimer matrikse adezyonunda silanlamanın etkileri üzerine birçok çalışma bulunmaktadır. Solnit (1991) ve Vallittu’nun (1993, 1997a) bu konuda yapmış olduğu çalışmalarda, cam fiberleri silanlamanın, fiberlerle polimer matriks

arasındaki adezyonu artırdığı gösterilmiş ve silanlanmış cam fiberli protez kaide polimerlerinin kırılma direnci ve transvers dayanıklılıklarının arttığı saptanmıştır.

Çökeliler ve arkadaşları (2006), plazma uygulaması yapılmış E-cam fiberlerin PMMA protez kaide akriliklerinin mekanik özelliklerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, EDA (etilendiamin), HEMA (2-hidroksietil metakrilat) ve TEGDMA (trietilenglikoldimetakrilat) olmak üzere üç farklı monomer kullanarak cam fiberlerin 'glow discharge' yöntemi ile plazma yüzey modifikasyonunu sağlamışlardır. Hazırlanan örneklerin bükülme dayanıklılıkları saptanmış ve yüzey analizleri için SEM değerlendirmeleri yapılmıştır. Sonuçlar EDA ile yapılan plazma yüzey uygulamasının fiberle güçlendirilmiş PMMA'ların bükülme dayanıklılıklarını artırmada etkin alternatif bir metot olduğunu göstermiştir.

Ramos ve arkadaşları (1996), herhangi bir yüzey işlemi uygulamadıkları ve plazma uyguladıkları polietilen fiberleri ilave ederek hazırladıkları PMMA örnekleri değerlendirdikleri çalışmalarında, plazma uygulaması yapılan fiberlerle hazırlanan örneklerin kırılma dayanıklılığının önemli ölçüde arttığını bildirmişlerdir.

Fiberlerin rezinle doyurulması, fiberlerin polimer matrikse bağlanması ve kompozit yapının dayanıklılığının artması için gerekli bir faktördür. Üretim aşamasında pöröz polimer veya ışıkla polimerize rezin ile doyurulmuş fiberlerde fiber yüzeyinde oluşturulan mikroçukur yapılarla yüzey alanı artırılarak rezin ve fiber arasında mikromekanik bir kilitleme sağlanır. Fiberlerin yeterince ıslatılamaması ve polimerle yeterince doyurulmamış olması sonucu, kompozit yapının su emilimi artar, renklenmeler ve mikroorganizma penetrasyonları meydana gelir. Ayrıca yeterli doyurulmanın gerçekleşmediği alanlardaki boşluklar, polimerizasyonu engelleyen oksijen kaynakları olarak davranırlar ve böylelikle sonuç materyalin mekanik özellikleri zayıflar. Boşlukların oluşumundaki önemli faktörlerden biri de rezinin polimerizasyon büzülmesidir. Polimer toz ve monomer sıvısı karışımının viskozitesi toz/likit oranına bağlı olarak değiştirilebilir. Azalan viskozite teorik olarak fiberlerin rezinle ıslanabilirliğini artırır. Fiberlerin ıslatılmasında kullanılan monomerin polimerizasyon büzülmesi yaklaşık %21 iken fiberleri çevreleyen rezin yaklaşık %8

oranında büzülme gösterir. Dolayısıyla karışımındaki yüksek orandaki monomerin, matriks yapıdaki normal toz/likit oranlı rezine kıyasla, fiberlere uygulanan rezinin polimerizasyon büzülmesini, daha da artırdığı bildirilmiştir (Vallittu, 1999; Aydın ve ark., 2002). Dolayısıyla başarılı bir kompozit yapının gereğı olarak bu konuda kabul edilen görüş, fiberlere çeşitli yüzey işlemleri uygulanması ve bunu takiben akışkan kıvamda hazırlanan polimer toz/monomer likit karışımında fiberlerin ısıtılarak polimer matriks yapıya yerleştirilmesidir (Williamson ve ark,1994; Vallittu, 1999).

Vallittu (1994), fiber demetlerini çevreleyen PMMA'nın polimerizasyon büzülmesinin akrilik rezin-cam fiber kompozit yapısının transvers dayanıklılığı üzerine etkisini araştırdığı çalışmada; yerleştirilme öncesinde 4 farklı oranda (0; 3:8; 6:8; 10:8) PMMA-MMA karışımı uygulanmış sürekli formda E-cam fiberlerle hazırlanmış ısıyla polimerize akrilik rezin (Paladon 65) örneklerin kırılma dayanıklılıklarının, uygulanan PMMA-MMA oranının artmasına bağlı olarak arttığını, polimerizasyon büzölmelerinin de ters orantılı bir şekilde %10 ile %24 arasında değiştiği saptanmıştır.

Vallittu'nun (1995) yapmış olduğu bir diğer çalışmada ise polimer ile uygun bir şekilde doyurulmamış fiber demetleri, protez kaide polimerinin transvers dayanıklılığının azalmasına sebep olmuş ve polimerizasyondan önce fiber demetleri içine monomer sıvısının yeterince penetre olmayışı test örnekleri içinde boşluklara neden olmuştur.

Bu noktadan hareketle çalışmamızda, son dönemlerde geliştirilmiş iyi estetik, mekanik ve biyolojik özelliklere sahip farklı tiplerdeki cam fiberler ile polietilen fiberlerin protez kaide rezinlerine etkilerini gözlemleyebilmek için üretim aşamasında silanlanıp pöröz polimerle doyurulmuş E-cam fiber sistemleri olan Stick ve Stick Net fiberler ile soğuk gaz plazma uygulaması ile yüzey işlemlerine tabi tutulmuş Ribbond-THM fiber sistemleri kullanılmıştır. Fiberler daha önce yapılan çalışmalar (Vallittu, 1994; Vallittu ve ark., 1994b; Bayraktar ve ark., 2003) ve üretici firma önerileri doğrultusunda akışkan kıvamdaki polimer toz/monomer likit karışımı (ağırlıkça 10:8 oranında) ile ıslatılarak rezine ilave edilmiştir.

Fiberlerin kompozit yapıya kazandırdığı mekanik özellikler, fiber formu, doğrultusu ve dağılımlarına bağlı olarak farklılıklar sergilemektedir. Kırılmış ve gelişigüzel bir dağılım gösteren fiberlerin sürekli fiberlere göre daha düşük kırılma dirençleri vardır. Bu formdaki fiberlerin rezinle tam ıslanamamasından ve düzgün bir dağılım gösterememesinden dolayı, rezinin mekanik özelliklerini artırmak yerine azaltacağı ileri sürülmektedir. Dolayısıyla uygun bir dirençlendirme için sürekli fiberlerin en iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Ayrıca, kısa formdaki fiberlerin protezlerin doku yüzeyine çıkması ve polisaj işlemlerine engel olması sonucunda doku irritasyonları da muhtemel olmaktadır (Solnit, 1991; Rahamneh ve ark., 2003). Diğer taraftan sürekli tek yönlü fiberlerin kompozit yapıya sadece bir doğrultuda yani fiber doğrultusunda artmış dayanıklılık ve sertlik özellikleri kazandırdığı söylenebilir. Sürekli tek yönlü fiberlerin anizotropik dirençlendirme etkisi vardır. Dokuma formdaki fiberler ise kompozit yapıya ortotropik özellikler kazandırırılar çünkü iki yönde dirençlendirme sağlarlar (Vallittu, 1999).

Daha önce yapılan birçok çalışmaya göre (Yazdanie ve Mahood, 1985; Vallittu ve ark., 1994), polimer matriks içerisindeki fiber konsantrasyonunu uygun dayanıklılık etkisi sağlayacağı seviyede artırmak oldukça zordur. Bununla ilişkili üç problem vardır: 1) akrilik rezin hamurunun tepimi sırasında fiberlerin yanlara dağılması, polimer matriksteki fiber konsantrasyonunun azalmasına ve fiberlerin matriks içinde homojen olmayan dağılımına sebep olur; 2) fiberlerin akrilik rezin materyali tarafından ıslatılması azalır; 3) PMMA'nın polimerizasyon büzülmesi, fiber yüzeyindeki akrilik rezin tabakasının zarar görmesine ve fiberlerle polimer materyal arasındaki bağlantının azalmasına neden olur.

Çalışmamızda, farklı kimyasal yapıda ve farklı formlarda olan fiberlerin rezin sistemlerinin mekanik özellikleri ve artık monomer miktarları üzerine etkilerini irdeleyebilmek için, sürekli paralel bir form sergilemekte olan Stick ve dokuma formunda olan Stick Net fiberler ile bu iki cam fiber grubundan farklı olarak polietilen ve çapraz kilit örgülü bir dokuma formuna sahip Ribbond fiberlerin kullanımı uygun görülmüştür. Söz konusu fiberler her bir test için, test yöntemine uygun boyutlarda örnekler hazırlayacak şekilde eşit uzunluklarda kesilerek sürekli

formda yerleştirilmiştir. Yerleştirme sırasında üretici firma önerileri doğrultusunda hareket edilerek muflalama aşamasında kayan ve yer değiştiren fiberli örnekler tekrar hazırlanmıştır. Fiberlerin akrilik rezin kalınlığı içindeki yerleşim pozisyonları kompozit yapının mekanik özelliklerini etkileyen önemli faktörlerden biridir. Dolayısıyla çalışmamızda fiber yerleşimlerine dikkat edilerek, fiberlerin akrilik kalınlıklarının tam ortasında konumlandırılmasına özen gösterilmiş ve merkezde yerleşmeyen fiberli örnekler tekrar hazırlanmıştır.

Fiber ilavesi yapılmamış homojen bir test örneğinde nötral eksen test örneklerinin ortasında lokalizedir. Test örnekleri, fiber ve homojen polimer tabakasını birarada içeriyorsa nötral eksen fiberlere doğru kayar. Fiberler, test örneklerinin sıkıştırma yüzeyine yerleştirilirse nötral eksen fiber tabakasına yakın bir yere kayar ve homojen polimer yüksek gerilme direncine maruz kalır, bu da test örneklerinin düşük kuvvetlerde bile kırılmasına neden olur. Gerilme yüzeyine yakın yerleştirilen fiberler daha yüksek bükülme dayanıklılığı ve modülü sağlamaktadır. Dolayısıyla klinik uygulamalarda, fiberlerin protezlerin fonksiyonel yüklemeler altında yüksek gerilmeler gösterdiği bölgelere yakın yerleştirilmesi önerilmektedir (Narva ve ark., 2005).

Narva ve arkadaşları (2005), sıkıştırma veya gerilme yüzeylerine doyurulmamış polietilen fiber (Ribbond), ışıkla polimerize monomerle doyurulmuş cam fiber (FibreKor), pöröz polimerle önceden doyurulmuş cam fiber (Stick) ve ışıkla polimerize monomer-polimer ile doyurulmuş cam fiber (everStick) yerleştirdikleri otopolimerizan akrilik rezin (Palapress) test örneklerini 5 mm/dk kırma hızıyla üç nokta statik eğme testine tabi tutmuşlardır. Test sonuçları, doyurulmuş fiberlerin protez kaide polimerlerini doyurulmamış olanlara göre daha iyi güçlendirdiğini ve test örneklerinin gerilme yüzeylerine yerleştirilen fiberlerin daha yüksek bükülme dayanıklılığı sağladığını, elastik modülün ise fiber pozisyonlarından etkilenmediğini göstermiştir. Test sırasında fiberlerin yerleşim pozisyonlarına göre değişen dayanıklılıklar, en az Stick fiber güçlendirmesinde gözlenmiştir. Bunun da fiberlerin rezin içindeki düzenli dağılımına bağlı olduğu ifade edilmiştir. Ribbond polietilen fiberlerin her iki yerleşimde de en düşük değerleri sunmasının, bu fiberlerin protez

kaide polimerleriyle olan arayüzey bağlantısının yetersizliğinden kaynaklandığı ifade edilmiştir. Ayrıca fiber geometrisi ve Krenchel faktörüne göre tek yönlü güçlendirmenin iki yönlü güçlendirmeye göre daha etkili olduğu bildirilmiştir. Bu da polietilen fiberlere ait düşük değerlerin diğer bir sebebi olarak gösterilmiştir. Çalışmada ayrıca örneklerin test sonrası görsel değerlendirilmeleri yapılmış ve kırık orijinleri ve lokalizasyonları gözlenmiştir. Stick fiberli test örnekleri bozulmamış bütün halde iken bunun Stick fiberlerin örnek boyunca düzgün dağılımından kaynaklandığı bildirilmiştir. FibreKor içeren örneklerden çoğu iki parçaya ayrılmıştır. Ribbond fiberli grupta ise kırık, fiberleri geçerek diğer tarafa ulaşmıştır. Klinik uygulamalarda protezlerin iki parçaya ayrılması hasta için son derece sıkıntı verici bir durumdur dolayısıyla kırık hattının fiberlerde tutulu kalması protezin fonksiyonunun devamlılığını ve hasta konforunu sağlamaktadır.

Protez kaide materyallerinin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde transvers dayanıklılık, çekme ve çarpma dayanıklılığı testleri yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Transvers dayanıklılık testleri ağız içinde protezlerin maruz kaldığı kuvvetleri en çok taklit eden testlerdir (Craig ve Peyton, 1993). Akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde transvers dayanıklılığın yanında önemli olan bir diğer özellik de elastik modül (Young modülü) değeridir.

Isı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlerinin transvers dayanıklılıklarını karşılaştıran birçok çalışma vardır. Kantar (2005), Paladent 20 (ısıyla polimerize akrilik rezin) ve Acron MC (mikrodalga enerjisi ile polimerize akrilik rezin) kullandığı çalışmasında, kontrol grubu Acron MC örneklerin transvers dayanıklılık değerini ortalama 104 MPa, Paladent 20 örneklerin transvers dayanıklılığını ise 77 MPa olarak saptamıştır. Levent ise 2002 yılında gerçekleştirdiği çalışmasında, Acron MC kontrol grubu ortalama değerlerini 100 MPa, Paladent 20'nin ortalama değerlerini ise 78 MPa olarak tesbit etmişlerdir. Archadian ve arkadaşları (2000), transvers dayanıklılık testi uyguladıkları akrilik rezinlerin kontrol grupları arasında Acron MC'nin 105 MPa ile en yüksek değerleri sunduklarını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz transvers dayanıklılık değerleri, ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerin (Meliodent) kontrol

grubu ortalamaları için 83,94 MPa ve mikrodalga ile polimerize akrilik rezinlerin (Acron MC) kontrol grubu ortalamaları için 126,98 MPa olup, bulgularımız mikrodalga enerjisiyle polimerize olan akrilik rezinlerin ısıyla polimerize olanlara göre daha yüksek değerler verdiğini göstermekte ve yukarıdaki çalışmaların bulgularını desteklemektedir.

Memon ve arkadaşları (2001), Microbase (enjeksiyon yöntemi ile polimerize akrilik rezin), Meliodent (konvansiyonel ısıyla polimerize akrilik rezin) ve Acron MC (mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin) kullandıkları çalışmalarında, bu üç rezinle hazırladıkları 64 x 10 x 2.5 mm boyutlarındaki örneklerin transvers dayanıklılıklarını Microbase için 66,2 MPa, Acron MC için 84 MPa ve Meliodent için ise 83,6 MPa; elastik modüllerini ise sırasıyla Microbase için 2 832 MPa, Acron MC için 2 753 MPa ve Meliodent için 2 355 MPa olarak bulmuşlardır. Isı ile polimerize akrilik rezin örneklerin transvers dayanıklılıkları bizim çalışma sonucumuz ile birebir aynı iken, çalışmamızda mikrodalga ile polimerize örneklerin elastik modülü için benzer, dayanıklılığı için ise daha yüksek değerler elde edilmiştir.

Akrilik rezinlere cam ve polietilen fiber ilavesi ile elde edilen kompozit yapıların mekanik özelliklerini değerlendirmek amacıyla, transvers dayanıklılıklarının ve elastik modüllerinin tesbit edildiği çok sayıda çalışma mevcuttur. Ancak farklı araştırmacılar tarafından yapılan değerlendirmelerde, bu iki fiber sistemi arasında farklı sonuçlarla karşılaşılmaktadır. Bizim çalışmamızda da cam ve polietilen fiberlerle hazırlanan örneklerin transvers dayanıklılık ve elastik modül değerleri bakımından belirgin farklılıklar gözlenmiştir.

John ve arkadaşları (2001), konvansiyonel ısıyla polimerize akrilik rezin (Trevalon) içine 5 mm uzunluğunda kesilmiş cam, aramid ve naylon fiber ilavesiyle hazırladıkları örneklerin üç nokta eğme testleri sonrasında, kontrol grubuna göre fiber ilave edilmiş örneklerin daha yüksek değerler gösterdiğini, en yüksek değerlerin ise cam fiber ilavesi ile elde edildiğini bildirmişlerdir.

Karaağaçlıoğlu ve arkadaşları, 1996 yılında yaptıkları çalışmalarında, ısı ile polimerize olan konvansiyonel rezin (Paladent) ve mikrodalga enerjisi ile polimerize rezin (Acron MC) içine toz ağırlığının %1'i oranında Kevlar, cam ve polietilen fiber ilave etmişler ve hazırladıkları örnekleri transvers dayanıklılık testine tabi tutmuşlardır. Çalışma sonunda transvers dayanıklılık açısından her iki rezin grubunda da fiberli örneklerin, kontrol grubuna göre daha az dayanıklılık gösterdiğini, en düşük değerlerin ise polietilen ilavesiyle hazırlanan örneklerde ortaya çıktığını ifade etmişlerdir.

Uzun ve arkadaşları (1999), ısıyla polimerize PMMA (Trevalon) kullanarak, transvers dayanıklılık tesbiti amacıyla üç nokta eğme testi için 60 x 10 x 4 mm ebatlarında hazırladıkları örneklerden kontrol grubunun transvers dayanıklılık değerini 400,51 MPa olarak saptamışlardır. Bu değer polietilen ilavesi ile 380,22 MPa'a düşerken, cam fiber ilavesi sonrasında ise 406,50 MPa değerine yükseldiği bildirilmiştir. Test örneklerine ait elastik modül değerlerini ise kontrol grubunda 1,79 GPa, polietilen ilave edilen örneklerde 2,76 GPa ve cam fiberlilerde ise 1,90 GPa olarak saptamışlardır.

Transvers dayanıklılık testi sonuçlarına ait ortalama değerler arası farklılıklar yukarıdaki çalışmalarla paralellik göstermekte iken, transvers dayanıklılık ve elastik modül değerleri Uzun ve arkadaşlarının (1999) çalışmalarıyla uyum göstermemektedir. Bu durumun da polimerizasyon yöntemi ve kullanılan fiber miktarındaki farklılıklara bağlı olduğu düşünülmektedir.

Araştırma bulgularımız değerlendirildiğinde, ısıyla polimerize olan akrilik rezinlerin kontrol grubuna ait transvers dayanıklılığı 83,94 MPa ve elastik modül değeri 1,704 GPa iken ağırlıkça %5,26-6,30 oranında sürekli paralel formda cam fiber ilavesiyle transvers dayanıklılık değeri 93,96 MPa'a, elastik modül değeri ise 2,461 GPa'a çıkmıştır. Transvers dayanıklılık değerleri, akrilik rezin içine ağırlıkça %0,74-0,82 oranında dokuma cam fiber ilavesiyle 76,75 MPa'a, %0,93-1,02 oranında dokuma formunda polietilen fiber ilavesiyle de 63,20 MPa'a, elastik modül değerleri ise sırasıyla 1,628 GPa ve 1,264GPa değerlerine düşmüştür.

Isı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin transvers dayanıklılık testi sonrası kırık orijinleri ve lokalizasyonları incelendiğinde (Resim 3.1-3.4), kontrol grubunda kırılmanın düz bir hat halinde devam ederek tam bir kopmanın olduğu gözlenmiştir. Buna göre yapının homojen hazırlandığı ve herhangi bir düzensizliğin olmadığı ifade edilebilir. Stick fiber ile hazırlanan örnek için de akrilik rezin yapıda düzgün bir hat boyunca benzer bir kırılma söz konusudur (Resim 3.2). Ancak fiberlerde tam bir kopma olmamış, zayıflamalar olmuş ve dolayısıyla fiberlerin de etkisiyle kompozit yapı birarada tutulmuştur. Stick fiberlerin örnek boyunca düzgün dağılımlarının ve sertliğinin transvers dayanıklılığın ve elastik modülün artmasında etkili olduğu söylenebilir. Diğer taraftan Ribbond polietilen fiberler daha esnek bir yapıya sahip olduğundan uygulanan kuvvetlere karşı dayanıklılığı artırmada etkili olamamış, bir miktar da azalmaya neden olmuştur. Ribbond fiberler elastik modül üzerinde de benzer etkiyi göstermişlerdir. Fiberlerin daha sert olan rezin içinde, kapladığı alan boyunca hacimde azalmaya neden olmaları da dayanıklılığı azaltmada diğer bir etkindir. Çalışmamızın sınırları dahilinde fiber-akrilik rezin bağlantı yüzeylerini inceleme imkanı bulunmamış olmakla beraber, polietilen fiberlerle olan olası bağlantı problemlerinin de başarısızlıkta önemli bir etken olabileceği fikrini taşımaktayız. Stick Net fiberlerle hazırlanan örneklerde de kontrol grubuna benzer şekilde tam bir kopma olmuştur (Resim 3.3). Buna sebep olarak ise dokuma formundaki bu fiberin akrilik rezin kalınlığı içindeki oldukça ince yapısı ve kırılabilirliği gösterilebilir. Stick Net fiber uygulamasının transvers dayanıklılık ve elastik modül üzerinde olumsuz etkisi söz konusu olmuştur.

Mikrodalga enerjisiyle polimerize olan akrilik rezinlerde 126,98 MPa olan transvers dayanıklılık ve 2,314 olan elastik modül değeri, sürekli paralel cam fiber ile 136,70 MPa dayanıklılık ve 3,192 GPa elastik modül değerine yükselirken, dokuma formundaki cam ve polietilen fiberlerde sırasıyla transvers dayanıklılık değerleri, 115,46 MPa ve 107,44 MPa'a, elastik modül değerleri ise 2,124 GPa ve 2,228 GPa'a düşmüştür. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan örnek test sonuçları da kendi içinde ısı ile polimerize örneklerinkiyle benzer sonuçlar sergilemekte olup kırık yüzey alanı incelemelerinde de benzer görüntüler dikkati çekmiştir (Resim 3.5-3.8).

Aydın ve arkadaşları (2002), ısıyla polimerize (QC 20), otopolimerize (Vertex) ve ışıkla aktive (Triad) olmak üzere 3 farklı yöntemle polimerize edilen akrilik rezinlere önceden pöröz polimerle doyurularak silanlama işlemi yapılmış E-cam fiber sistemleri olan Stick ve Stick Net fiberler yerleştirerek, 64 x 10 x 3.3 boyutlarında hazırladıkları örneklerin üç nokta eğme testi ile transvers dayanıklılıklarını değerlendirdikleri çalışmalarında kontrol grubu değerlerinin 85,47 MPa olduğu ısıyla polimerize (QC20) akrilik rezin örneklerin Stick fiber ilavesiyle transvers dayanıklılıklarının 128,31 MPa'a Stick Net fiberle ise 104,61 MPa'a yükseldiği bildirilmiştir. Test örneklerinin transvers kesitlerinde SEM ile yapılan incelemelerde, Stick ve Stick Net cam fiberlerin polimer matriksle iyi bir bağlantı sağladığı, düşük dayanıklılık gösteren örneklerin SEM incelemelerinde ise iç yapıda birtakım boşlukların olduğunu ve bunların da polimer matriks ile zayıf adezyon gösteren fiberlerden kaynaklandığı görülmüştür.

Vallittu (1999) da benzer bir çalışmada, sürekli tekyönlü (Stick) ve dokuma (Stick Net) cam fiberler yerleştirdiği ısıyla polimerize protez kaide rezini (ProBase Hot), otopolimerizan protez kaide rezini (Palapress Vario) ve geçici sabit bölümlü protez kaide polimerlerine (Dentalon Plus) üç nokta eğme testi uygulamış ve SEM ile hazırladığı test örneklerinin kesit alanlarını incelemiştir. Çalışmada ısıyla polimerize akrilik rezinlerin 76 MPa olan transvers dayanıklılıkları Stick ilavesiyle 341 MPa'a, esneme modülleri ise 2550 MPa'dan 19086 MPa'a yükselmiştir. Stick Net ilavesi transvers dayanıklılığı 99 MPa'a esneme modülünü ise 3530 MPa'a çıkarmıştır. Isıyla polimerize rezinlerde Stick fiberler ağırlıkça %39,1; Stick Net fiberler ise %12 oranlarında hesaplanmıştır. Çalışma sonunda Stick fiberlerin polimerlerin transvers dayanıklılık ve esneme modüllerini büyük oranda artırdığı, Stick Net'in ise polimerlerin kırılmasındaki gerilmeyi artırdığı ve her iki fiberin de rezin polimer matriks ile iyi bağlantı sağladığı belirtilmiştir. Yapılan bu çalışmalarda sadece Stick fiber uygulamasıyla transvers dayanıklılığın artması sonucu bizim çalışma bulgularımız ile uyum göstermekte olup, transvers dayanıklılık ve elastik modül değerlerinin arasındaki büyük farklılıklara sebep olarak, akrilik rezin içine ilave edilen fiber miktarlarındaki farklılıkları ve fiber ile polimer matriks yapı arasındaki olası arayüzey bağlantı problemlerini gerekçe gösterebiliriz

Jagger ve arkadaşları (1999)'nın bildirdiğine göre Chow, fiber ile güçlendirilmiş polimerlerin istenen mekanik özellikleri sergilemesi için gerekli şartları şu şekilde sıralamıştır:

- 1) Eksternal kuvvetlere yeterli dayanıklılık için matriks ve güçlendirme materyali arasında iyi bir adezyon olmalıdır.
- 2) Moleküler seviyede iki faz arasındaki maksimum temasın sağlanması için güçlendirme materyalinin rezin ile yeterli ıslanabilirliği sağlanabilmelidir
- 3) Güçlendirme materyalinin konsantrasyonu fiberlerin rezin tarafından tam olarak kaplanabilmesi için yeteri kadar az olmalı ancak stres konsantrasyonları oluşturacak derecede de az olmamalı ve kompozit yapının kalınlığı boyunca fiberlerin yerleşimi dikkatli bir biçimde gerçekleştirilmelidir.

Poliyeten fiber ilavesi sonrası rezin yapıdaki güçlendirme eksikliği veya dayanıklılıktaki azalma, poliyeten fiberlerin rezin yapıyla olan zayıf arayüzey bağlantısından kaynaklanmaktadır. Gutteridge (1988), fazla miktardaki poliyeten fiber ilavesinin akrilik rezin hamurunun kurumasına neden olduğunu, bu faktörün de akrilik rezinin mekanik özelliklerinde azalmaya sebep olduğunu bildirmiştir. Poliyeten fiberlerle PMMA arasındaki bağlantıyı ve fiberlerin ıslanabilirliğini artırmak için gerçekleştirilen plazma, kromik asit, benzoil peroksit, zirkonat bağlama ajanları ve poli(2-hidroksietil metakrilat) yüzey uygulamalarının da fiberle güçlendirilmiş akrilik rezinlerin dayanıklılık özelliklerinde önemli bir artış sağlayamadığı bildirilmiştir.

Gutteridge (1992), Trevalon akrilik rezini içerisine ağırlıkça %1 ve %2 oranlarında herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış ve plazma uygulaması yapılmış yüksek moleküler ağırlıklı poliyeten fiberler yerleştirmiştir. Transvers dayanıklılık testi sonrasında kontrol grubunun transvers dayanıklılığı 92,7 MPa bulunmuş, herhangi bir işlem uygulanmamış poliyeten fiberlerin ağırlıkça %1 ilavesi ile bu değerin 86,3

MPa' a düştüğü, %2 ilavesi ile de bu değerin 94,5 MPa'a çıktığı saptanmıştır. Plazma uygulaması yapılan polietilen fiberlerden ağırlıkça %1' lik orandaki ilavenin transvers dayanıklılığı 96,5 MPa' a çıkardığı, % 2'lik ilavenin ise bu değeri 89 MPa' a düşürdüğü bildirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda ağırlıkça %1'lik plazma uygulanmış veya hiç bir uygulama yapılmamış polietilen fiberin akrilik rezinin transvers dayanıklılık özelliğine önemli bir katkısının olmadığı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise üretim aşamasında soğuk gaz plazma yüzey işlemi uygulanmış Ribbond polietilen fiberin ağırlıkça %0,93–1,02 oranındaki ilavesi, transvers dayanıklılık değerlerinde azalmaya neden olmuştur.

Bir başka çalışmada Vallittu (1997b), Ribbond polietilen fiberlerin protez kaide akriliklerinin transvers dayanıklılığa olan etkisini incelemiştir. Polimer toz-monomer likit karışımında ıslattığı 4 mm enindeki fiberleri 3 x 5 x 50 mm boyutlarındaki akrilik rezin örneklerle tek tabaka (ağırlıkça %3,95) ve iki tabaka (ağırlıkça %7,9) olacak şekilde yerleştirmiştir. 120 mm/dk kırma hızıyla gerçekleştirdiği 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 fibere sahip örnek gruplarında ise 124,7 MPa'a yükseldiğini ifade etmiştir. Araştırmacı SEM ile kırık yüzeylerini adezyon açısından da incelediği çalışma sonunda, Ribbond fiber materyalinin klinik uygulamalarda kullanılabilirliğinin şüpheli olduğunu ileri sürmüştür. Çalışmamızda, tek tabaka Ribbond fiber uygulaması ile en fazla %1,02'lik bir oran elde edilmiş olduğundan, bulgularımız söz konusu çalışma bulguları ile uyum göstermemektedir.

Dixon ve Breeding (1992), polietilen fiber ilavesi yaptıkları ve 65 x 10 x 3 mm boyutlarında hazırladıkları Lucitone 199 (yüksek çarpma dirençli rezin), Accelar 20 (ısıyla polimerize rezin) ve Triad (ışıkla aktive rezin) akrilik rezin örneklerinin, 5 mm/dk kırma hızı olan Instron Universal Test Cihazı ile transvers dayanıklılıklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında polietilen fiber ilavesinin Lucitone 199 ve Accelar 20 akrilik rezinlerinin transvers dayanıklılık değerini önemli ölçüde artırmadığını ancak Triad rezinin ortalama transvers dayanıklılığının fiber ilavesiyle önemli derecede arttığı sonucuna ulaşmıştır. Bu çalışmaya göre muflalama sırasında

polietilen fiberlerin uygun bir şekilde yerleşimi zor olmakla beraber klinik olarak kayan ve açığa çıkan fiberlerin ağız içinde irritasyonlara yol açma olasılığı bulunmaktadır.

Williamson ve arkadaşları (1994), Lucitone 199 (ısıyla polimerize yüksek çarpma dayanıklı akrilik rezin) ve Acron MC (mikrodalga enerjisiyle polimerize akrilik rezin) ile hazırlanmış örnekler içine ağırlıkça %0,5; %1,5 ve %3 oranlarında polietilen fiber ilave ederek kırma hızı 0,5 cm/dk'ya ayarlanmış Instron Universal Test Cihazında transvers dayanıklılık değerlendirmesi yapmışlardır. Lucitone 199 ile hazırlanan fibersiz kontrol grubunun ortalama transvers dayanıklılıklarını 73,3 MPa, Acron MC örneklerinkini ise 85,4 MPa bulmuşlardır. Lucitone 199 rezine polietilen fiber ilavesi transvers dayanıklılığı ya artırmamış ya da çok az artırmışken, Acron MC örneklere fiber ilavesi transvers dayanıklılık değerlerinin %0,5 fiber ilavesinde 68,5 MPa, %1,5 fiber ilavesinde 72,1 MPa ve %3 fiber ilavesinde ise 61,8 MPa değerlerine düşmesine neden olmuştur. Fiber miktarları da gözönünde bulundurulduğunda, Acron MC akrilik rezinine polietilen fiber ilavesinin, transvers dayanıklılık ve elastik modül değerleri üzerine etkisi bizim çalışmamızdaki ile paralellik göstermektedir.

Derrick ve arkadaşları (1994), akışkan kıvamdaki toz-likit karışımında ısılattıkları sürekli paralel formdaki polietilen fiberleri, 13 dk 85-100 W'da polimerize ettikleri Lucitone ve 3 dk 500W'da polimerize ettikleri Acron MC akrilik rezinleri içerisine ağırlıkça % 0,5 - %1,5 - %3 oranlarında ilave etmişler ve hazırladıkları örneklerin üç nokta eğme testi ile transvers dayanıklılık değerlerini tesbit etmişlerdir. Çalışmalarında Lucitone rezin kontrol grubunun 73,3 MPa olan transvers dayanıklılığının %0,5 fiber ilavesi ile 82,2 MPa'a yükseldiğini ancak fiber oranı arttıkça dayanıklılığın azaldığını ifade etmişlerdir. Acron MC ile hazırlanan kontrol grubu örneklerinin 85,4 MPa olan dayanıklılığının fiber ilavesi ve fiber miktarı ile ters orantılı bir şekilde azalma gösterdiğini bildirmişlerdir. Her iki akrilik rezin grubunda da fiber ilavesinin elastik modül değerlerine etkisi önemli olmamıştır. Araştırmacılar her iki rezin grubunda da fiber ilavesinin olumsuz etkisinin fiber-rezin

arası bağlantı eksikliği ve fiber ıslanabilirliğinin az olmasından kaynaklandığını ifade etmişlerdir.

Rahamneh ve arkadaşları (2003), ısıyla polimerize akrilik rezin içerisine tek yönlü polimetil metakrilat (Lite-tec Ltd.), karbon (Accord Dental Lab.) ve cam (Stick) fiberlerle, dokuma formunda cam (Stick Net), polietilen (Connect) ve ipek fiberler yerleştirmişlerdir. 64 x 10 x 3,3 mm boyutlarında hazırladıkları transvers dayanıklılık örneklerini ve 64 x 6 x 4 mm boyutlarındaki çarpma dayanıklılığı örneklerini 37 °C suda 50 saat bekletmişlerdir. Üç nokta eğme testi sonunda kontrol grubunun 81,91 MPa olan kırılma direncinin, sürekli formdaki cam fiberlerle 86,34 MPa, dokuma fiberlerle 82,08 MPa, polietilen fiberlerle 82,73 MPa ve karbon fiberlerle 83,10 MPa' a çıktığı, PMMA ve ipek fiberlerle azalma gösterdiği saptanmıştır. Kontrol grubunun 2614,91 MPa olan elastik modül değeri sürekli cam fiberlerle 2721,73 MPa ve polietilen fiberlerle 2630,78 MPa'a yükselirken diğer fiberlerle azalma göstermiştir.

Protezlerin sert bir zemine düşürülmesi ile oluşan kırıklara, özellikle ileri yaşlardaki ve sistemik eklem ve kas rahatsızlığı olan hastalarda sıklıkla rastlanılmaktadır. Dolayısıyla akrilik rezin protez kaidelerinin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde, çarpma dayanıklılığı özelliği de önemli bir kriterdir (Kaplan, 2002). Çarpma dayanıklılığı, kırılmadan önce materyal tarafından absorbe edilen enerji miktarıdır. Çarpma dayanıklılığı iyi olan materyaller enerjiyi elastik davranışlarından dolayı kolaylıkla absorbe ederler. Bu nedenle materyalin esnekliği önemli bir özelliktir. PMMA ağız kavitesindeki fizyolojik ısıda sert ve kırılğan bir materyaldir. Bu nedenle PMMA'nın çarpma dayanıklılığı oldukça düşüktür (Vallittu ve Narva, 1997).

Birçok araştırmacı, protez kaide materyallerini denemek, protez kaide rezinlerine çevre koşulları ve yüzey defektlerinin olduğu kadar sürekli veya kırılmış formdaki fiberlerin de etkilerini saptamak için çarpma dayanıklılığı testlerini kullanmıştır. Çarpma testleri ayrıca farklı protez kaide rezinlerini karşılaştırmak için de kullanılmaktadır. Çarpma dayanıklılığı, materyalin gerçek özelliği değildir çünkü

örnek boyutları, çentiklerin varlığı ve derinliği, yükleme konfigürasyonu (Charpy veya Izod) ve çarpma hızı gibi faktörlere bağlıdır. Akrilik rezinlerin çarpma dayanıklılığı ile ilgili çalışmalar incelendiğinde sıklıkla Charpy testinin kullanıldığı görülmektedir. Bu doğrultuda, çalışmamızda bu test tipinin kullanılması tercih edilmiştir. Bu tip bir testte akrilik protezlerin stres konsantrasyonlarının yüksek olduğu frenilum bölgelerini simüle etmek için çentik açma işlemi uygulanabilir (Zappini ve ark., 2003). Bununla birlikte çentik uygulama metodu stres birikimine neden olabilir, zordur, zaman alıcıdır ve tekrarlanabilir değildir (Memon ve ark., 2001). Al-Mulla ve arkadaşları (1988), çentik açılmış ve açılmamış protez kaide materyallerinin çarpma dayanıklılıklarını karşılaştırmış ve her iki grupta da aynı değerleri gözlemlemişlerdir.

Çalışmamızda önceki çalışmalarda çentikli ve çentiksiz hazırlanan örneklerin test sonuçlarında farklılık gözlenmemesi ve fiberli örneklerde özellikle sürekli paralel ve dokuma fiber sistemlerinin kullanıldığı durumlarda, fiberlerin zarar görmesini ve parçalanmasını engellemek düşüncesinden yola çıkarak çentiksiz örneklerin kullanımı uygun görülmüştür.

Memon ve arkadaşları (2001), sırasıyla enjeksiyon yöntemi ile polimerize (Microbase), konvansiyonel ısıyla polimerize (Meliodent) ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan (Acron MC) akrilik rezinleri kullanarak yaptıkları çalışmalarında, bu üç rezinle 50 x 6 x 4 mm ebatlarda çentiksiz hazırladıkları örneklerin çarpma dayanıklılığını Microbase için 6,3 kJ/m², Acron MC için 12,5 kJ/m² ve Meliodent için 13,9 kJ/m² bulmuşlardır. Isıyla polimerize rezinlerde artık monomer miktarının mikrodalga ile polimerize olandan daha fazla olması nedeniyle, çarpma dayanıklılığının da daha fazla olduğunu ve bunun otopolimerizan rezinlerin ısıyla polimerize olan rezinlere göre daha yüksek çarpma dayanıklılığına sahip olmasına benzer bir durum olduğunu belirtmişlerdir. Bu duruma sebep olarak da yüksek artık monomer miktarının polimer üzerindeki plastikleştirici etkisini göstermişlerdir. Çalışmamızda çarpma dayanıklılığı testi sonrasında ısıyla polimerize olan akrilik rezin (Meliodent) kontrol grubu ortalama değerleri 10,349 kJ/m², mikrodalga enerjisi

ile polimerize olan akrilik rezin (Acron MC) ortalama değerleri ise 10,300 kJ/m² olarak saptanmıştır ve söz konusu çalışma ile yakın sonuçlar sergilemektedir.

Uzun ve arkadaşları (1999), ısıyla polimerize PMMA (Trevalon)'a dokuma formunda epoksi rezinle kaplanmış cam, karbon, Kevlar ve polietilen fiber ilave ederek hazırladıkları örneklerin çarpma dayanıklılığı, transvers dayanıklılık ve elastik modülü değerlerini saptamışlardır. Çarpma direnci için 60 x 7 x 4 mm ebatlarında hazırlayıp daha sonra 3,5 mm lik çentikler açtıkları ve test öncesi oda ısısındaki suda 2 hafta beklettikleri örneklerden kontrol grubunun 1246,86 N/m olan çarpma dayanıklılığı değeri polietilen fiber ilavesi sonucu 18870,7 N/m, cam fiber ilavesi sonrası ise 14095,9 N/m değerine ulaşmıştır. Bizim alışmamızda ısıyla polimerize olan cam ve polietilen fiberli örneklerle ait değerlerin, Uzun ve arkadaşları (1999)'nın çalışmasında saptananlara göre sergilediği farklılıkların, akrilik rezin tipi ve fiberlerin rezine olan bağlantısını artırmak için epoksi yüzey işlemleri uygulamasından kaynaklandığı düşünölmektedir.

Çalışmamızda, ısıyla polimerize olan akrilik rezin (Meliodent) örneklerle sürekli paralel formdaki fiber (Stick) ilavesi ile çarpma dayanıklılığı 32,691 kJ/m²'ye yükselmişken, dokuma formunda cam fiber (Stick Net) ilavesi ile bu değer 10,532 kJ/m² ve polietilen fiber (Ribbond) ile de 13,955 kJ/m² olarak saptanmıştır.

Çarpma dayanıklılığı testinden sonra ısı ile polimerize olan örneklerin kırık yüzeyleri Resim 3.9-3.12'de gösterilmiştir. Kontrol grubuna ait kırık hattı, transvers dayanıklılık testi sonrasında gözlemlendiği şekilde düz bir yapı sergilemektedir. Stick fiberli örnekte (Resim 3.10), akrilik rezin ve fiberlerde tam bir kopma meydana geldiği ve fiberlerin kopma bölgesinde liflerin birbirinden ayrıldığı, fiber-akrilik rezin kırık hattının da düz bir düzlem şeklinde olmadığı görölmektedir. Bu da her bir fiber lifinin değişik kuvvetlerle kopması anlamı taşımaktadır. Elde edilen bu direnç sayesinde dayanıklılıkta elde edilen artış, beklenenden fazla olmuştur. Stick Net fiberli örnekte ise (Resim 3.11) kırılma, kontrol grubundakine benzer şekilde gerçekleşmiş olup kırık bölgesinde belirgin bir fiber görüntüsü ile karşılaşılmamıştır. Stick Net fiberin akrilik rezin kalınlığı boyunca belli belirsiz şekilde seyreden ince

yapısı dayanıklılıkta etkili olamamıştır. Ribbond fiberli örnekte ise (Resim 3.12), tam bir kopma izlenmemektedir. Kırılma sonrasında esnek fiber yapıları, rezin parçalarını birarada tutmuşlardır. Polietilen fiberler dayanıklılıkta istatistik olarak önemli olmayan bir artışa neden olmuşlardır.

Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezin (Acron MC) örneklerde ise bu değerler sırasıyla Stick ilaveli örnekler için 46,400 kJ/m², Stick Net için 8,166 kJ/m² ve Ribbond için 9,283 kJ/m² olarak gözlemlenmiştir.

Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin kırılma sonrası durumları Resim 3.13-3.16'da gösterilmiştir. Stick fiberli örnekte oluşan kırık (Resim 3.14), akrilik rezin boyunca düz bir hat boyunca seyretmemektedir. Fiberler ise kırılmamış, düzgün bir dağılım göstererek çarpma dayanıklılığını artırmışlardır. Stick Net fiberli yapıda ise düzgün bir hat üzerinde hem rezin hem de fiberde tam bir kırılma izlenmektedir. Dolayısıyla akrilik rezinde meydana gelen hacimce azalma nedeniyle kontrol grubundakine kıyasla, çarpma dayanıklılığında artış yerine azalma söz konusu olmuştur. Ribbond fiberli örnekte (Resim 3.16), düz bir hat üzerinde kırık ve fiberlerde belirgin esnemeler ve dağılmalar görülmekte olup, buna bağlı olarak da çarpma dayanıklılığında azalma saptanmıştır. Transvers dayanıklılık ve çarpma dayanıklılığı testleri sonrasında elde edilen sonuçların irdelenmesinde, fiber-akrilik rezin bağlantı yüzeylerine ilişkin kapsamlı bir incelemenin dayanıklılık değerleri üzerine etkien esas faktörleri belirlemede daha etkili olacağı fikrini taşımaktayız.

Vallittu ve Narva (1997), E-cam fiber yerleştirilmiş otopolimerize akrilik rezinlerin yüzeyel gerilim bölgelerine herhangi bir yüzey işlemi yapılmamış E-cam, silanlanmış E-cam ve aramid fiber ilavesi ile değişen çarpma dayanıklılıklarını değerlendirmişlerdir. Testler, örneklerin 4 hafta 37 °C' deki suyun içinde bekletilmesinin ardından Charpy tipi bir test aletinde gerçekleştirilmiştir. Çarpma dayanıklılığı tesinden sonra PMMA'nın fiberlerden ayrıldığı bölgelerin uzunluğu tesbit edilmiştir. Fibersiz kontrol grubunun çarpma dayanıklılığı 7,8 kJ/m² iken ağırlıkça %12 oranında cam fiber ilavesi yapılmış rezinlerin dayanıklılığı 74,7 kJ/m² olarak saptanmıştır. Test örneklerine ilave fiber güçlendirmesi, çarpma

dayanıklılığını önemli derecede etkilememiştir. Fiberlerin PMMA'dan ayrılma bölgelerinin uzunluğunun da çarpma dayanıklılığı miktarı ile ters orantılı olduğu saptanmıştır. Çalışma sonuçları, akrilik rezinlerin çarpma dayanıklılıklarını artırmak için protezin yüzeyel bölgelerine küçük miktarlarda fiber ilavesine gerek olmadığını, bunun da klinik açıdan önemli bir bulgu olduğunu çünkü protezlerin yüzeyel bölgelerindeki fiberlerin akrilik rezinlerin parlatılma işlemleri sırasında yüzeye çıkabileceği ve oral mukozada mekanik irritasyonlara neden olabileceğini belirtmektedir.

Vallittu 1997 yılında yaptığı bir başka çalışmasında da cam fiber güçlendirmesinin protez kaide polimerinin çarpma direncini artırdığını ancak ilave fiber kullanımının çarpma direncinde bir etkisi olmadığı düşüncesini tekrarlamıştır.

Gutteridge (1988), Trevalon (konvansiyonel ısıyla polimerize rezin), Trevalon-Hi (ısıyla polimerize yüksek çarpma dayanıklı rezin) ve Lucitone 199 (ısıyla polimerize modifiye PMMA protez kaide rezini) akrilik kaide rezinlerini kullandığı çalışmasında, dirençlendirme amacına 6 mm uzunluğunda kırılmış yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiberler kullanmıştır. Resin içine ağırlıkça %0,5-%1-%2-%3 oranlarında kattığı fiberlerle hazırladığı örnekleri 37 °C suda 7 gün beklettikten sonra çarpma dayanıklılığı testini gerçekleştirmiştir. Test sonrasında fiber oranının %3'e kadar artırılmasıyla doğru orantılı olarak çarpma dayanıklılığının arttığını ancak bu orandan sonraki fiber ilavelerinin çarpma dayanıklılığına yararlı bir etkisinin olmadığını saptamıştır. % 4 'lük fiber ilavesinin resin hamurunun yapısını bozarak kuru ve kırılğan bir rezine neden olacağını ifade etmiştir. Kırılmış fiber uygulamalarının kolaylığına karşın, fiberlerin rastgele dağılımlarının akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebileceği düşüncesinden yola çıkarak çalışmamızda, sürekli formda fiber kullanımı uygun görülmüş ve her iki akrilik resin grubuna ağırlıkça %0,9-1,09 oranında polietilen fiber yerleştirilmiştir.

Gutteridge 1992 yılında yaptığı bir diğer çalışmasında da, Trevalon protez kaide akriliklerine %0,5; %1; %2; %3 ve %4 oranlarında herhengi bir yüzey işlemi

uygulanmamış ve plazma uygulaması yapılmış polietilen fiberler yerleştirmiş ve çarpma dayanıklılığı değerlerini saptamıştır. Buna göre kontrol grubunun $1,1 \text{ kJ/m}^2$ olan çarpma dayanıklılığı değeri yüzey işlemine tabi tutulmamış fiber ilavesiyle sırasıyla $1,9 \text{ kJ/m}^2$; $2,8 \text{ kJ/m}^2$; $4,3 \text{ kJ/m}^2$; $6,0 \text{ kJ/m}^2$ ve $4,5 \text{ kJ/m}^2$ değerlerine ulaşırken, plazma uygulaması yapılanlarda kontrol grubunu $1,3 \text{ kJ/m}^2$ ve fiberli olanları ise sırasıyla $1,7 \text{ kJ/m}^2$; $3,2 \text{ kJ/m}^2$; $4,2 \text{ kJ/m}^2$; $3,6 \text{ kJ/m}^2$ olarak saptanmıştır. Bulgular plazma uygulaması yapılmış fiberlerin çarpma dayanıklılığı konusunda diğerlerine göre önemli bir üstünlüğünün olmadığını göstermiştir.

Ladizesky ve arkadaşları 1994 yılında yapmış oldukları bir çalışmada ısıyla polimerize akrilik rezin (Trevalon C) içine 1 tabaka (hacimce %4,5), 2 tabaka (hacimce %8,8), 3 tabaka (hacimce 13,0), 5 tabaka (hacimce %22,4) ve 10 tabaka (%44,7) dokuma polietilen fiber yerleştirerek hazırladıkları örneklerin çarpma dayanıklılıklarını değerlendirmişlerdir. Düz formda hazırladıkları örneklerin bir kısmını 3 ay 37°C 'de, bir kısmını ise 22°C 'de ortam şartlarında kuru halde bekletmişlerdir. Çarpma dayanıklılığı testleri sonrası, suda bekletmenin mekanik testler üzerine önemli bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Suda bekletilen örnekler baz alındığında, fibersiz kontrol grubunun çarpma dayanıklılığı, 10 kJ/m^2 değerini verirken, yüzey işlemi uygulanmamış 1 tabaka fiberli olanlarda 16 kJ/m^2 , 2 tabaka fiberli olanlarda 19 kJ/m^2 , 3 tabaka fiberli olanlarda 44 kJ/m^2 , 5 tabaka fiberli olanlarda 57 kJ/m^2 ve 10 tabakalı olanlarda ise 76 kJ/m^2 değerlerini vermiştir. Yani dokuma polietilen fiber miktarındaki artış çarpma dayanıklılığı önemli derecede artırmıştır. 5 tabaka fiber uygulamasında, plazma yüzey işlemi yapılmış polietilen fiberlerler kullanıldığında ise herhangi bir mekanik avantaj elde edilmediği bildirilmiştir. Araştırmacılar, polietilen fiberlerin hem estetik hem de mekanik özelliklerinin üstünlüğü sayesinde rahatlıkla kullanılabileceklerini ifade etmişlerdir. Çalışmamızda, fiberlerin tek tabaka halinde kullanılması tercih edilmiş olup, kullanılan fiber miktarını ve dolayısıyla dayanıklılığı artırmak için tabakalı fiber kullanımının da alternatif bir yöntem olarak değerlendirilmesi gerektiği fikrini taşımaktayız.

Akrilik rezinlerin polimerizasyon reaksiyonlarında genellikle hangi yöntem kullanılırsa kullanılsın, monomerlerin polimer haline dönüşmesi tamamlanmaz ve polimerize olmuş rezinde, değişen miktarlarda serbest veya reaksiyona girmemiş monomer kalır (Urban ve ark., 2006a). Artık monomer, polimer matrikste bir plastizer olarak davranır, porözitelere neden olur ve böylelikle akrilik rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkiler (Doğan ve ark., 1995). Bununla birlikte, yapılan çalışmalar, polimerize olmuş rezinden salınan artık monomerin, potansiyel sitotoksik etkilerinin de olduğunu göstermiştir.

Metil metakrilat sıvısı tek başına, hem deride hem de ağız mukozasında allerjik egzematöz reaksiyonlara neden olabileceği gösterilmiş primer bir irritandır. Bu maddenin çok az bir miktarının bile polimerize olmuş rezin içinde serbest kalması, duyarlılığı yüksek olan bireylerde allerjik reaksiyon oluşması için yeterlidir. Akrilik rezin protez kaidelerindeki artık metil metakrilat monomeri, salınıp ağız mukozası ile temasa geçerek dokularda kızarıklık, kabarıklık ve ağrı gibi bir takım problemlere neden olmaktadır. Metil metakrilatın mesleki intoksikasyonları da çoğu zaman diş teknisyenlerinde görülen kronik gastrite ve egzema tarzı dermatolojik reaksiyonlara neden olmaktadır. Bununla birlikte, protezlerden salınan metil metakrilatın hastalarda ciddi derecede sistemik etkilerinin olduğunu gösterilmemiştir (Keskin, 1993; Vallittu ve ark., 1995; Bayraktar ve ark., 2003; Yılmaz ve ark., 2003; Urban ve ark., 2006a).

Artık monomerin bahsedilen olumsuzluklarından dolayı, farklı teknikler kullanılarak miktarının tesbit edilmeye çalışıldığı birçok çalışma mevcuttur. Yüksek basınç sıvı kromatografi tekniğinin, polar ve iyonik moleküller içeren birçok organik ve inorganik bileşiklere kolaylıkla uygulanabilmesi, hassas birçok dedektör sisteminin rahat bir şekilde kullanılabilmesine izin vermesi, hem hareketli hem de durgun fazın seçilebilmesi ve ayrıştırılan bileşenlerin kolayca toplanabilmesi gibi birtakım özellikleri, tekniğin avantajları olarak sıralanabilir. Yine Keskin (1993)'in de belirttiği gibi, bu teknikle analizi yapılacak numune, hareketli fazı oluşturan oda sıcaklığındaki taşıyıcı sıvıya enjekte edildiğinden, PMMA ile ilgili çalışmalarda

PMMA'nın yüksek sıcaklıktaki depolimerizasyon riskinin, bu teknikle elimine edilmesi de avantaj sağlamaktadır.

Literatürde yüksek basınç sıvı kromatografi tekniği ile akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarı içeriğinin incelendiği birçok çalışma mevcuttur (Shim ve Watts, 1999; Lee ve ark., 2002; Snauko ve ark., 2004; Urban ve ark., 2006a; Urban ve ark., 2006b). Yine literatürde fiber ilavesiyle hazırlanmış akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini inceleyen çok sayıda çalışma bulunmakla beraber, hem cam fiber hem de polietilen fiberlerin artık monomer içeriği ve rezinlerin mekanik özellikleri üzerine etkilerini irdeleyen ve karşılaştıran çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu doğrultuda araştırmamızda, son yıllarda teknolojiye paralel olarak üretimi ve kullanımı artan cam ve polietilen fiber sistemlerinin, akrilik rezinlerin artık monomer içeriği üzerine etkilerini irdeleyebilmek için, yüksek basınç sıvı kromatografi tekniğinin kullanımı uygun görülmüştür.

Kalıpçılar ve arkadaşları 1991 yılında yaptıkları çalışmalarında, konvansiyonel ısıyla polimerize (QC 20) ve oda ısısında enjeksiyon tekniği ile polimerize (Intopress) olan rezinleri kullanarak hazırladıkları örneklerin artık monomer miktarlarını, yüksek basınç sıvı kromatografi tekniği kullanarak tesbit etmişlerdir. Çalışma sonunda ilk grubun değerleri %0,23-%0,52, ikinci grubun değerleri ise %0,22-%0,54 aralığında bulunmuştur. Bu bulgular her iki grup arasında artık monomer içeriği açısından önemli bir farklılık olmadığı yönündedir.

Keskin (1993), konvansiyonel ısıyla polimerize olan akrilik rezin (QC 20), enjeksiyon akriliği (SR-Ivocap) ve mikrodalga enerjisiyle polimerize olan akrilik rezin (Acron MC) kullanarak hazırladığı örneklerin birtakım mekanik ve fiziksel özellikleri ile artık monomer miktarını değerlendirdiği çalışmasında, deney öncesinde 30 gün boyunca 37 ± 2 °C'deki suda beklettiği ve ardından frezleyerek toz haline getirdiği örneklerin artık monomer miktarı tesbitinde, yüksek basınç sıvı kromatografi tekniğini kullanmıştır. Artık monomer test sonuçları hacimce % (%v/v) olarak bildirilmiştir. Buna göre, konvansiyonel yöntem ile polimerize olan örneklerin artık monomer miktarı %0,102 iken, enjeksiyon yöntemiyle polimerize örneklerde bu

değerin %0,066'ya ve mikrodalga yöntemi ile polimerize olanlarda ise %0,031'e düştüğü ifade edilmiştir.

Vallittu ve arkadaşları 1995 yılında gerçekleştirdikleri çalışmalarında, yüksek basınç sıvı kromatografi tekniğiyle, ısıyla ve kimyasal yolla polimerize olan akrilik rezinlerin içinde bulunan ve bunların suda bekletilmesi ile suya salınan artık monomer miktarlarını saptamışlardır. Kimyasal yolla polimerize akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarının (%5,3), ısıyla polimerize olanlara göre (%2,13) daha yüksek olduğunu ve suda bekletme sırasında su ısisının önemli olduğunu bildirmişlerdir. Su ısisının yüksek olması özellikle kimyasal yolla polimerize olan rezinlerde metil metakrilatin suya difüzyonunu artırarak, artık monomer içeriğini önemli derecede azaltmıştır. Bu çalışma sonuçları, protezleri kullanmadan önce 1-2 gün 37 °C'deki suda bekletmenin protezdeki artık monomer miktarını ve dolayısıyla tükürüğe salınan miktarını azaltacağını göstermiştir.

Vallittu ve arkadaşları (1998), ısıyla polimerize ve otopolimerize akrilik rezin kullanarak, polimerizasyon zamanı ve sıcaklığının rezin içinde kalan artık monomer miktarı üzerine etkilerini değerlendirmişlerdir. 30 mm çapında ve 2 mm kalınlığındaki test örneklerinin artık monomer tesbitinde gaz kromatografi tekniğini kullanmışlardır. Otopolimerize protez kaide rezinlerinin polimerizasyon sıcaklığını 30 °C'den 60 °C'ye çıkarmanın polimerin artık monomer içeriğini ağırlıkça %4,6'dan %3,3'e düşürdüğünü, ısıyla polimerize olan protez kaide rezinlerinde ise 70 °C'lik polimerizasyon sıcaklığının 100 °C'lik bir periyot ile devam ettirilmesinin artık monomer miktarını önemli ölçüde azalttığını bildirmişlerdir. ısıyla polimerize olan rezinleri sadece 100 °C'de ancak artan zaman uzunluklarında polimerize etmek de artık monomer miktarını etkilemiştir. En düşük artık monomer miktarı (%0,007), 100 °C'de 12 saat süren polimerizasyon işlemiyle elde edilmiştir. Çalışma sonuçları, polimerizasyon sıcaklığı ve zamanının, PMMA kaidelerdeki artık monomer miktarı üzerinde oldukça etkili olduğunu ifade etmektedir.

Doğan ve arkadaşları (1995), konvansiyonel ısıyla polimerize akrilik rezin(QC 20 ve Paladon 65), enjeksiyon akriliği (SR-Ivocap) ve oda ısısında polimerize olan akrilik

rezin (Meliodent ve Palapress) kullandıkları çalışmalarında farklı polimerizasyon derecesi ve sürelerinin artık monomer miktarı, gerilme direnci ve su emilimi üzerine etkilerini değerlendirmişlerdir. Isıyla polimerize olan örnekler 100 °C kaynayan suda 30, 40 ve 50 dk'lık değişen sürelerde, otopolimerize örnekler ise 30 dk boyunca 20, 25 ve 30 °C'deki değişik su banyolarında polimerize edilmiştir. Çalışmada, ısıyla polimerize olan rezinlerde artan polimerizasyon süresinin artık monomer miktarını azaltırken gerilim direncini artırdığı, otopolimerize rezinlerde ise artık monomer miktarının polimerizasyon süresi sabit tutulduğunda sıcaklığın artması ile azaldığı ve artık monomer içeriği fazla olan tüm örneklerde su emilim miktarının da yüksek olduğu saptanmıştır.

Bartoloni ve arkadaşları (2000), Lucitone 199 (konvansiyonel polimerizasyon), Accelar 20 (hızlı kaynatma) ve Acron MC (mikrodalga) akriliklerini kullanarak hazırladıkları örneklerin artık monomer miktarlarını, infrared spektrometri yöntemiyle tesbit etmişlerdir. Lucitone 199 örneklerin artık monomer miktarını %0,21 ve Acron MC örneklerinki %0,57 olarak ifade etmişlerdir. Accelar 20 ile hazırlanan örneklerdeki artık monomer miktarı ise diğer yöntemlerle hazırlananlara kıyasla istatistik olarak önemli bulunmuştur (%0,73). Dolayısıyla bu tekniğin dokulara olan irritasyonu artıracağı bildirilmiştir.

Yapılan bu çalışmalardan da anlaşılacağı üzere protez kaide rezininin tipi (ısıyla polimerize olan, mikrodalga enerjisiyle polimerize olan, otopolimerizan vs.), polimerizasyon sıcaklığı ve zamanına bağlı olarak polimer içinde farklı miktarlarda artık monomer kalmaktadır. Çalışmamızda, termostatl kuru hava fırınlarında başlangıçta 60 °C'de 1 saat ve sonrasında 100 °C'de 2 saat polimerizasyon işlemlerini gerçekleştirdiğimiz ısıyla polimerize olan ve mikrodalga fırında 500 W enerjiyle 3 dakika polimerize edilen mikrodalga enerjisiyle polimerize olan akrilik rezin örneklerin ekstraksiyon ve yüksek basınç sıvı kromatografi cihazındaki analizlerini takiben, ısıyla polimerize olan akrilik rezin örneklerin kontrol gruplarındaki ortalama artık monomer miktarı ağırlıkça %1,577 ve mikrodalga enerjisiyle polimerize olanlarda ise %0,296 olarak saptanmıştır. Bu değerler, akrilik rezin faktörü bakımından fiber uygulanmış gruplar arasında da benzer sonuçlar

vermiştir. Isıyla polimerize edilen akrilik örneklerin artık monomer miktarları yukarıda bahsedilen çalışmalarla kıyaslandığında, polimerizasyon yöntemi, zamanı ile analiz öncesi ve sırasında, uygulamadaki bazı değişikliklerden dolayı farklı sonuçlar elde edildiği görülmektedir.

Keskin (1993)'in de bulgularına benzer şekilde çalışmamızda, mikrodalga enerjisi ve konvansiyonel ısı ile polimerizasyon yöntemleriyle hazırlanan örneklerin artık monomer miktarları arasında görülen bu farklılıklar, mikrodalga enerjisi uygulamalarında resin materyalin iç ve dış yüzeylerinde eşit bir ısınma sağlanmasına bağlıdır. Mikrodalga enerjisi uygulamasının etkinliğine bağlı olarak, resinin ısısı daha fazla artar, benzoil peroksit bozunması ve dolayısıyla polimerizasyon reaksiyonları daha hızlı gerçekleşir. Böylelikle mikrodalga uygulamalarında zamandan da tasarruf edilmiş olur. Konvansiyonel ısıyla polimerizasyon yönteminde, monomer molekülleri dışarıdaki ısıya bağlı olarak diğer moleküllerin ısı şoku ile pasif bir şekilde hareket eder. Polimerizasyon sırasında, monomer miktarı azalır ve sıcaklık arttıkça moleküler hareket hızı artarak polimerizasyonun çoğu tamamlanır. Mikrodalga ile polimerizasyonda ise monomer molekülleri yüksek frekanslı elektromagnetik alanın oluşturduğu iç ısı ile hareket eder. Bu ısı ile monomerlerin aktiviteleri giderek yükselir, dolayısıyla polimerizasyon oranı artar ve artık monomer oranı oldukça azalır. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemiyle ilgili yapılan çalışmalarda, 100,3 °C'nin üzerindeki sıcaklıklarda ve artmış enerji seviyelerinde metil metakrilat monomerin buharlaşacağı ve pörözitenin artarak akrilik resinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin değişeceği bildirilmiştir. Dolayısıyla mikrodalga yöntemi uygulamalarında da en uygun güç ve polimerizasyon zamanının saptanması kritik bir öneme sahiptir. Uygun polimerizasyon işlemleri, protez kaidelerindeki artık monomer miktarını azaltarak, artık monomer miktarını birçok birey tarafından tolere edilebilen %1-3'lük seviyede tutar (Keskin, 1993; Bartoloni ve ark., 2000; Lai ve ark., 2004).

Azzarri ve arkadaşları (2003), mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik resinlerde, farklı polimerizasyon enerji ve sürelerinin artık monomer miktarı ve çarpma dayanıklılığına olan etkilerini incelemişlerdir. Akrilik resin çalışma

gruplarını I (200 W 10 dk), II (500 W 5 dk), III (500 W 10 dk) ve IV (800 W 5 dk) olarak belirlemişlerdir. Polimerizasyon süresi 5 dk olan Grup II ve IV'ün benzer miktarlarda artık monomer içerdiğini ve bu miktarın diğer iki grubunkine nazaran daha az olduğunu bildirmişlerdir. Grup I ve III'ün artık monomer içeriğinin de birbirine yakın olduğu saptanmıştır. Araştırmacılar, polimerizasyon süresi 5 dk olan örnek gruplarında rezin içinde yüksek bir sıcaklığın geliştiğini böylelikle polimerizasyon reaksiyonundaki dönüşüm oranının yüksek seviyelere ulaştığını ve dolayısıyla düşük artık monomer içeriğine rastlanıldığını ifade etmişlerdir. 10 dk polimerizasyon süresine sahip gruplardan 200 W'da polimerize edilenlerde artık monomer içeriği fazlalığının düşük enerji seviyesine bağlı olduğu düşünülürken, 500 W enerji ile polimerize edilen rezinlerde miktarın az olması beklenirken herhangi bir farklılık olmadığı gözlenmiştir. Çarpma dayanıklılığı sonuçları da Grup II ve IV'ün daha dirençli olduğunu göstermiştir. Bu çalışma, uygun polimerizasyon enerji ve süresinin, rezinlerin artık monomer içeriği ve dayanıklılık özellikleri açısından, dikkat edilmesi gereken önemli kriterler olduğunu göstermiştir.

Çalışmamızda, daha önce yapılan bazı araştırmalar rehber alınarak (Doğan ve ark., 1995; Vallittu ve ark., 1998) hazırlanan disk şeklindeki örnekler, ekstraksiyon öncesinde yapılacak herhangi bir frezleme işlemi ile içindeki artık monomerin bir kısmının buharlaşacağı da gözönüne alınarak orijinal şekliyle, öğütülmeden, direkt olarak metanol içinde kaynatılmış; ısıyla ve mikrodalga enerjisiyle polimerize olan akrilik rezin örneklerin içerdikleri gerçek artık monomer miktarının tesbit edilmesi için, ekstraksiyon işlemleri, örneklerin hazırlanmalarını takiben suda bekletilmeden direkt olarak gerçekleştirilmiştir.

Miettinen ve Vallittu (1997a), ağırlıkça %12 oranında sürekli cam fiber ilave ederek hazırladıkları ısıyla polimerize ve otopolimerizan test örneklerinden suya salınan artık monomer miktarını değerlendirdikleri çalışmalarında, test örneklerini beklettikleri sudaki artık monomer miktarını yüksek basınç sıvı kromatografi tekniği ile tesbit etmişlerdir. Çalışma sonunda otopolimerizan akrilik rezinlerdeki artık monomer miktarının ısıyla polimerize olanlara göre daha fazla olduğu, cam fiber

ilavesinin ısıyla polimerize örneklerde artık monomer miktarını önemli ölçüde artırdığı ancak otopolimerizan örneklerde önemli bir etkisinin olmadığı saptanmıştır.

Yılmaz ve arkadaşları (2003), her birine 13 x 3 mm sürekli tek yönlü ve dokuma cam fiber (Stick ve Stick Net) yerleştirdikleri 15,0 x 3,3 x 4,5 mm boyutlarındaki ısıyla polimerize ve otopolimerize akrilik rezin örneklerin artık monomer miktarlarını değerlendirmişlerdir. ısıyla polimerize olan örnekler su banyosunda 20 dakika kaynatılarak, otopolimerize akrilik rezin örnekler ise 10 dakika 50-55 °C suda polimerize edilmiştir. Artık monomer miktarının tesbiti için gaz-sıvı kromatografi tekniğini kullanmışlardır. Çalışma sonunda, kontrol grubunun ağırlıkça %0,11 olan artık monomer içeriğinin Stick ilavesiyle %0,21'e, Stick Net ilavesiyle de %0,37'ye çıktığını, %0,18 olan otopolimerizan kontrol grubu artık monomer içeriğinin de Stick ilavesiyle %0,28'e, Stick Net ilavesiyle de %0,46'ya çıktığını saptamışlardır.

Bayraktar ve arkadaşları (2003), uzun ve kısa dönem terminal kaynatma ve konvansiyonel yöntemle hazırladıkları ısıyla polimerize, oda ısısında ve 60 °C suda polimerize ettikleri otopolimerizan ve 3 dakika 500 W enerji ile polimerizasyonunu sağladıkları mikrodalga akriliklerini kullanarak, fibersiz ve ağırlıkça %11,5 oranında sürekli E-cam fiberle hazırladıkları 10 x 10 x 3 mm boyutlarındaki test örneklerinin artık monomer miktarını yüksek basınç sıvı kromatografi tekniği kullanarak tesbit etmişlerdir. Çalışma sonrasında, fiberli ve fibersiz gruplar arasında artık monomer miktarı bakımından önemli farklılıklar saptamışlardır. Fiberli grupların artık monomer miktarı daha fazla tesbit edilmiştir. Fiberli ve fibersiz gruplar için en düşük artık monomer miktarını uzun dönem terminal kaynatma yapılan ısıyla polimerize akrilik rezinler (%0,23-%0,36) gösterirken bunu sırasıyla kısa dönem terminal kaynatılan ısıyla polimerize (%0,40-%0,51), mikrodalga enerjisiyle polimerize (%0,42-%0,69), 60 °C suda polimerize otopolimerizan (%0,72-%0,71), konvansiyonel ısıyla polimerize (%0,75-%0,82) ve oda ısısında polimerize olan (%0,93-%0,94) akrilik rezinler takip etmiştir. Klinik bakış açısıyla %1'in üzerindeki artık monomer konsantrasyonu bazı hastalarda mukozal irritasyonlara neden olmaktadır. Bu çalışmada cam fiber ilavesiyle bu seviyenin aşılmadığı belirtilmiştir.

Çalışma bulgularımız değerlendirildiğinde, ısıyla polimerize akrilik rezin (Meliodent) örneklerin kontrol grubunun %1,577 olan ortalama artık monomer oranı, sürekli paralel cam fiber (Stick) uygulaması ile %5,906'ya, dokuma formunda cam fiber (Stick Net) uygulaması ile de %7,707'ye yükselmiştir. Mikrodalga enerjisiyle polimerize olan akrilik rezin (Acron MC) örneklerin kontrol grubunun %0,296 olan artık monomer oranı ise cam fiber uygulamaları ile sırasıyla %0,437 ve %0,345 değerlerini vermiştir. Mikrodalga enerjisiyle polimerize olan örnek değerleri arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmamıştır. Çalışma sonuçlarımız, mikrodalga enerjisi ile polimerize olan örnekler açısından yukarıdaki çalışmalarla benzerlik göstermektedir. Isıyla polimerize örneklerde fiber uygulamasının artık monomer miktarını artırması sonucu, yukarıdaki çalışmalarla paralellik göstermekle beraber fiber miktarı, polimerizasyon yöntemi, süresi, analiz işlemleri ve örnek kalınlıklarındaki farklılıklardan dolayı elde edilen sonuçların değiştiği düşüncesini taşımaktayız.

Çalışmamızda polietilen fiber (Ribbond) ilave edilmiş mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlerde (Acron MC) ortalama artık monomer miktarı ağırlıkça %0,321 olarak, ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerde (Meliodent) ise %3,143 olarak saptanmıştır. Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin grubunda fiber ilavelerinin artık monomer miktarı üzerine etkileri istatistik olarak önemsiz bulunmuştur. Ancak polietilen fiber ilavesiyle elde edilen değerler, her iki akrilik rezin grubunda da dokuma ve sürekli paralel cam fiber ilave edilen örnek değerlerine göre daha düşüktür. Literatürde akrilik rezinlere polietilen fiber ilavesiyle artık monomer miktarındaki değişimleri değerlendiren çalışmaya rastlanılmamıştır.

Akrilik rezinlere fiber ilavesi ile hazırlanan kompozit yapılar içindeki artık monomer miktarındaki artışın ve söz konusu fiberler arasındaki artık monomer miktarı farklılıklarının fiberlerin tipi, yüzey özellikleri ve dolayısıyla bunlarla ilişkili olarak akrilik rezin-fiber arayüzey bağlantısı farklılıklarından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Ancak daha önce de belirttiğimiz gibi çalışmamızın sınırları dahilinde bağlantı mekanizmasını inceleme imkanımız olmadığından esas

gerekçelerin belirlenebilmesi için, araştırmamızın ileri birtakım çalışmalarla desteklenmesi gerektiğine inanmaktayız.

Miettinen ve Vallittu (1997), fiberlerin rezin içine yerleştirilmeden önce homojen bir PMMA tabakası ile doyurulmasında yaşanan zorlukların, fiberlerin ıslatılmalarında kullanılan PMMA-MMA karışımının oranlarında değişiklik yapmaya zorunlu kıldığını, ancak PMMA-MMA karışımı oranlarındaki değişikliklerin de kritik bir öneme sahip olduğunu ifade etmişlerdir. Karışımındaki fazla miktardaki MMA'ın, akrilik rezin-fiber kompozit yapısında artık monomer miktarını artırdığını aynı problemlerin önceden doyurulmuş deneysel cam fiber ürünlerin kullanımında da ortaya çıkabileceğini belirtmişlerdir. Miettinen ve Vallittu (1997) mekanizması tam olarak bilinmemekle birlikte, artık monomer miktarındaki artışın, cam fiber yüzeyindeki silan-bağlanma ajanları ile metil metakrilattaki aktif olmayan radikal gruplarının kopolimerizasyon eksikliğine bağlı olarak ortamda reaksiyona girmemiş MMA moleküllerinin kalmasına ve böylelikle PMMA'ın camsı geçiş ısısının azalmasına bağlı olarak da gerçekleşebileceğine dikkat çekmişlerdir.

Akrilik rezinlerin artık monomer içeriğinin, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilediği bilinmektedir. Bizim çalışmamızda da, en az artık monomer miktarı sergileyen mikrodalga enerjisi ile polimerize akrilik rezin gruplar, transvers dayanıklılık ve elastik modül değerleri baz alındığında ısıyla polimerize akrilik rezin gruplarına göre istatistik olarak da önemli yüksek değerler sunmuşlardır. Bulgularımız çarpma dayanıklılığı yönünden irdelendiğinde ise her iki rezin grubunda da sadece sürekli paralel formda cam fiber (Stick) uygulamasında artan değerlerle karşılaşılmıştır. Bu bağlamda, laboratuvar zamanını kısaltan ve kısa sürede polimerizasyona imkan veren mikrodalga enerjisi ile polimerizasyonun rutin kullanıma girmesi belli başlı avantajlar sağlayacaktır. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyonda olduğu kadar, yaygın olarak kullanılan ısı ile polimerizasyon yöntemlerinde de, en uygun polimerizasyon sıcaklığı ve süresinin belirlenmesi kritik bir öneme sahiptir. Yine çalışma sonuçlarımıza göre güçlendirme amacıyla kullanılan fiber sistemlerinin polimer matriks yapı içindeki lokalizasyonu ve buna bağlı olarak mekaniği ile kullanım şekli ve miktarları da büyük önem taşımaktadır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Isı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlere sürekli paralel formda ve dokuma formunda cam fiberler ile dokuma formunda polietilen fiber yerleştirilerek oluşturduğumuz fiber-akrilik rezin yapıların transvers dayanıklılık, elastik modül, çarpma dayanıklılığı ve artık monomer miktarları in vitro incelenmiştir.

Yapılan değerlendirmeler sonucunda;

- 1- Her iki akrilik rezinin kontrol grubu transvers dayanıklılıkları karşılaştırıldığında mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinin daha yüksek değerlere sahip olduğu belirlenmiştir.
- 2- Stick fiber ilavesi her iki akrilik rezin grubunda da transvers dayanıklılık değerlerini yükseltmişken, Stick Net ve Ribbond fiber ilavesi ile transvers dayanıklılıkta azalma görülmüştür.
- 3- Akrilik rezin kontrol gruplarının elastik modül değerleri karşılaştırıldığında mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinin daha yüksek değerler sergilediği görülmüştür.
- 4- Her iki akrilik rezin grubunda da Stick Net ve Ribbond fiber sistemleri elastik modül değerlerini düşürmüşken, Stick fiber ilavesi bu değeri yükseltmiştir.
- 5- Çarpma dayanıklılığı değerlendirmelerinde her iki akrilik rezin kontrol grupları benzer değerler göstermiştir.
- 6- Stick fiber ilavesi her iki akrilik rezin grubunda da çarpma dayanıklılığını önemli ölçüde artırmıştır. Isıyla polimerize olan örnek gruplarında Stick Net ve Ribbond ilavesi çarpma dayanıklılığında belirgin olmayan bir artışa,

mikrodalga enerjisi ile polimerize olanlarda ise belirgin olmayan bir azalmaya neden olmuştur.

- 7- Her iki akrilik rezin karşılaştırıldığında, en az artık monomere mikrodalga enerjisi ile polimerize akrilik rezin gruplarında rastlanılmıştır.
- 8- Stick, Stick Net ve Ribbond fiber ilavesi, ısıyla polimerize olan akrilik rezinin artık monomer miktarında belirgin, mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezininkinde ise belirgin olmayan bir artışa neden olmuştur.
- 9- Sonuçlar bir bütün olarak değerlendirildiğinde, laboratuvar aşamalarında ve polimerizasyon süresinde zamandan tasarruf sağlayan mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlerin protez kaideleri için daha uygun özellikler sergiledikleri ve dolayısıyla rutin kullanıma girmeleri gerektiği düşüncesini taşımaktayız.
- 10- Fiber katkılı protetik restorasyonlarda, uygun fiber sisteminin seçimi, fiber yerleştirimi, miktarı ve uygulama kalitesinin yanı sıra polimerizasyon sıcaklığı ve süresi de restorasyonların başarısı açısından kritik bir öneme sahiptir.
- 11- Kullanılan fiber miktarının ve dolayısıyla dayanıklılık değerlerinin artırılmasına yönelik olarak tabakalı fiber uygulamasının da alternatif bir yöntem olarak değerlendirilmesi gerekmektedir.
- 12- Isı ile polimerizasyonda, PMMA'nın çapraz bağlanmaları için gerekli 110-140 °C arası sıcaklığın, rutin kullanımda olan su banyosu tekniği ile sağlanması zor olduğundan, sabit bir sıcaklığa ayarlanabilen termostatl ı fırınların kullanımı da uygulanması kolay alternatif bir yöntem olarak düşünölmelidir.

- 13-Fiber-akrilik rezin kompozit yapıların artık monomer miktarlarındaki değişimlerin ve etken faktörlerin belirlenmesinde daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.
- 14-Fiber mekaniği konusunun ve fiberlerin artık monomer miktarları üzerine etkilerinin in vivo çalışmalar ile de desteklenmesi gerekmektedir.

ÖZET

Farklı Yöntemlerle Polimerize Edilen Fiberle Güçlendirilmiş Akrilik Rezinlerin Artık Monomer Miktarının ve Bazı Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Isı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan protez kaide materyellerine sürekli paralel ve dokuma formunda cam ve çapraz kilit örgülü dokuma formunda polietilen fiber yerleştirilerek oluşturulan fiber-akrilik rezin kompozit yapıların transvers dayanıklılık, elastik modül, çarpma dayanıklılığı ve artık monomer miktarları in vitro olarak değerlendirilmiştir.

Isı ile polimerize Meliodent ve mikrodalga enerjisi ile polimerize Acron MC akrilik rezinleri güçlendirmek için pöröz polimerle önceden doyurulmuş sürekli paralel formdaki Stick ve dokuma formundaki Stick Net cam fiberler ve soğuk gaz plazma uygulanmış çapraz kilit örgülü dokuma formundaki Ribbond polietilen fiberler kullanılmıştır.

Transvers dayanıklılık ve elastik modülün tesbitinde 5 mm/dk kırma hızındaki Lloyd universal test cihazı, çarpma dayanıklılığının tesbitinde Charpy tipindeki çarpma test cihazı ve artık monomer içeriğinin tesbitinde ise yüksek basınç sıvı kromatografi kullanılmıştır. Sonuçlar, varyans analizi ve Duncan testleriyle değerlendirilmiştir.

Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan tüm örnekler, ısıyla polimerize olanlara göre daha iyi transvers dayanıklılık ve elastik modül değerleri göstermişlerdir. Stick fiber her iki akrilik rezinin transvers dayanıklılık ve elastik modülünü artırırken, Stick Net ve Ribbond fiberler azaltmıştır. Isı ve mikrodalga enerjisiyle polimerize olan akrilik rezinlerin kontrol grubunun çarpma dayanıklılıkları benzer sonuçlar göstermiştir. Stick fiber her iki rezinin çarpma dayanıklılığını önemli ölçüde artırmışken Stick Net ve Ribbond fiberlerin çarpma dayanıklılığına önemli bir etkileri olmamıştır. Artık monomer içeriğinin en az mikrodalga enerjisi ile polimerize akrilik rezin örneklerde olduğu, cam ve polietilen fiber güçlendirmesinin özellikle ısıyla polimerize olan akrilik rezinlerde artık monomer içeriğini önemli derecede artırdığı belirlenmiştir. Sonuçlar fiberle güçlendirilmiş protez kaide materyallerinin başarısında fiberlerin doğru ve uygun bir şekilde kullanımının, formlarının, miktarlarının ve polimerizasyon tipi, sıcaklığı ve süresinin kritik bir öneme sahip olduğunu göstermiştir.

Anahtar Sözcükler: Akrilik rezin, fiber, transvers dayanıklılık, çarpma dayanıklılığı, artık monomer.

SUMMARY

Evaluation of the Residual Monomer Amount and Some Physical Properties of Fiber Reinforced Acrylic Resins Polymerized by Different Methods

Transverse strength, modulus of elasticity, impact strength and residual monomer amounts of fiber-acrylic resin composite materials, which had been formed by placing continuous parallel and woven glass fiber and cross-link stitch leno woven polyethylene fiber into the denture base materials polymerized with heat and microwave energy, were evaluated in vitro.

In order to reinforce heat-polymerized Meliodent and microwave-polymerized Acron MC acrylic resins, Stick glass fibers in continuous parallel form and Stick Net glass fibers in woven form preimpregnated with porous polymer and Ribbond polyethylene fiber in cross-link stitch leno woven form treated with cold gaseous plasma were used.

Lloyd universal testing machine with 5 mm/min crosshead speed was used to determine the transverse strength and modulus of elasticity, Charpy type impact tester was used to determine the impact strength and high pressure liquid chromatography was used to determine residual monomer content. Results were evaluated by variance analyze and Duncan test.

All of the samples polymerized by microwave energy exhibited better transverse strength and modulus of elasticity in comparison with the heat-polymerized samples. While Stick fiber increased the transverse strength and elastic modulus of both acrylic resins, Stick Net and Ribbond fibers, on the contrary, decreased them. In terms of impact strength, the control group of acrylic resins polymerized by heat and microwave energy both exhibited similar results. Stick fiber increased the impact strength of both resins significantly whereas Stick Net and Ribbond fibers did not have a significant effect on the impact strength. The acrylic resin samples polymerized by microwave energy were determined to contain the lowest amount of residual monomer, and glass and polyethylene fiber reinforcements were found significantly to increase the residual monomer amount in heat-polymerized acrylic resins in particular. Results shows that correct and proper use, form and quantity of fibers and the type, temperature and time of polymerization have crucial importance in the success of fiber-reinforced denture base materials.

Keywords: Acrylic resin, fiber, transverse strength, impact strength, residual monomer.

KAYNAKLAR

- ABOUT INC. (2007). Glass Fiber Reinforcements. Erişim: [http://composite.about.com/library/glossary/g/bldef-g2440.htm]. Erişim Tarihi: 24.01.2007.
- AGARWAL, B. D., BROUTMAN, L. J. (1990). Analysis and Performance of Fiber Composites. 2nd Ed., New York: Awiley-Interscience Publication., Chapter 2, 3.
- AL-MULLA, M. A. S., HUGGETT, R., BROOKS, S. C., MURPHY, W. M. (1988). Some physical and mechanical properties of visible light-activated material. *Dent. Mater.*, **4**: 197-200.
- ANUSAVICE, K. J. (2003). Phillips' Science of Dental Materials. 11th Ed., St. Louis: Saunders, Elsevier Science Ltd., Chapter 4.
- ARCHADIAN, N., KAWANO, F., OHGURI, T., ICHIKAWA, T., MATSUMOTO, N. (2000). Flexural strength of rebased denture polymers. *J. Oral Rehabil.*, **27**: 690-696.
- AZZARRI, M. J., CORTIZO, M. S., ALESSANDRINI, J. L. (2003). Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *J. Dent.*, **31**: 463-468.
- AYDIN, C., YILMAZ, H., AGLAR, A. (2002). Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of different denture base resins. *Quintessence Int.*, **33**: 457-463.
- AZOM LTD. (2007). E-Glass Fibre. Erişim: [http://www.azom.com/details.asp?ArticleID=764]. Erişim Tarihi: 19.01.2007.
- BARTOLONI, J. A., MURCHISON, D. F., WOFFORD, D. T., SARKAR, N. K. (2000). Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. *J. Oral Rehabil.*, **27**: 488-493.
- BAYRAKTAR, G., DURAN, O., GUVENER, B. (2003). Effect of glass fibre reinforcement on residual methyl methacrylate content of denture base polymers. *J. Dent.*, **31**: 297-302.

- BELVEDERE, P. C. (1998). Single-sitting, fiber reinforced fixed bridges for the missing lateral or central incisors in adolescent patients. *Dent. Clin. North Am.*, **42(4)**: 632-665.
- BERRONG, I. M., WEED, R. M., YOUNG, J. M. (1990). Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly(methyl methacrylate) resin: A preliminary study. *Int. J. Prosthodont.*, **3**: 391-395.
- BRADEN, M., DAVY, K. W., PARKER, S., LADIZESKY, N. H., WARD, I. M. (1988). Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibres. *Br. Dent. J.*, **164**: 109-113.
- BUNSELL, A. R. (1988). Fibre Reinforcements for Composite Materials. New York: Elsevier Science Publishing Co., Pg: 26-27.
- CHOU, TSU-WEI (1992). Microstructural Design of Fiber Composites. Cambridge: Cambridge University Press., Chapter 6.
- CRAIG, R. G., PEYTON, F. A. (1993). Restorative Dental Materials. 9th Ed., St. Louis: Mosby, Inc., Chapter 14.
- CRAIG, R. G., POWERS, J. M. (2002). Restorative Dental Materials. 11th Ed., St. Louis: Mosby, Inc., Chapter 4.
- CRAIG, R. G., POWERS, J. M., WATAHA, J. M. (2004). Dental Materials Properties and Manipulation. 8th Ed., St. Louis: CV Mosby, Inc., Chapter 2, 13.
- ÇALIKKOCAOĞLU, S. (1998). Tam Protezler Cilt II. 3.Baskı, İstanbul: Doyuran Matbaası.
- ÇÖKELİLER, D., ERKUT, S., ZEMEK, J., BIEDERMAN, H., MUTLU, M. (2006). Modification of glass fibers to improve reinforcement: a plasma polymerization technique.
Erişim: [<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?CMD=search&DB=pubmed>].
Erişim Tarihi: 10.01.2007.
- DEBOER, J., VERMILYEA, S. G., BRADY, R. E. (1984). The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *J.Prosthet. Dent.*, **51**: 119-121.

- DECLERK, J. P. (1987). Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, **57**: 650-658.
- DEMİR, M., DEMİRCİ, Ş., USANMAZ, A. (2000). Anorganik Kimya ve Uygulaması II. Ankara: S. H. Ç. E. K. Basımevi.
- DERRICK, I. W., BOYER, D. B., AQUILINO, S. A., LEARY, J. M. (1994). Effect of polyethylene fiber reinforcement on the strength of denture base resins polymerized by microwave energy. *J. Prosthet. Dent.*, **72**: 635-638.
- DIXON, D. L., BREEDING, L. C. (1992). The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J. Prosthet. Dent.*, **67**: 417-419.
- DOĞAN, A., BEK, B., ÇEVİK, N. N., USANMAZ, A. (1995). The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *J. Dent.*, **23**: 313-318.
- DYER, S. R., LASSILA, L. V. J., JOKINEN, M., VALLITTU, P. K. (2004). Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent. Mater.*, **20**: 947-955.
- ELLAKWA, A. E., SHORTALL A. C., MARQUIS, P. M. (2002). Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J. Prosthet. Dent.*, **88**: 485-490.
- EMERALD GROUP PUB. (2007). Emerald-Library. Erişim: [<http://www.emerald-library.com/Insight/viewContentItem>]. Erişim Tarihi: 22.01.2007.
- GOLDBERG, A. J., FREILICH, M. A. (1998). Materials design and clinical experience with fiber composites in dentistry. The first international symposium on fibre-reinforced plastics in dentistry. A special symposium of the annual meeting of the EPA on 26-27 August 1998 in Turku, Finland.
- GUTTERIDGE, D. L. (1988). The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. *Br. Dent. J.*, **164**: 177-180.
- GUTTERIDGE, D.L. (1992). Reinforcement of poly(methylmethacrylate) with ultra-high-modulus polyethylene fibre. *J. Dent.*, **20**: 50-54.

- HANAI, T. (1999). HPLC a Practical Guide. Cambridge: The Royal Society of Chemistry, Chapter 2.
- HYER, M. W. (1998). Stress Analysis of Fiber Reinforced Composite Materials. Singapore: McGraw-Hill Co. Inc., Chapter 1, 9.
- JAGGER, D.C., HARRISON, A. (1998). The fractured denture-solving the problem. An update for general dental practice. *Primary Dental Care*, **5**: 159-162.
- JAGGER, D. C., HARRISON, A. (1999). The effect of chopped poly(methyl methacrylate) fibers on some properties of acrylic resin denture base material. *Int. J. Prosthodont.*, **12**: 542-546.
- JAGGER, D. C., HARRISON, A., AL-MARZOUG, K. (2000). Effect of the addition of poly(methyl methacrylate) beads on some properties of acrylic resin. *Int. J. Prosthodont.*, **13**: 378-382.
- JAGGER, D. C., HARRISON, A., JAGGER, R., MILWARD, P. (2003). The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibres on some properties of high strength heat-cured acrylic resin denture base material. *J. Oral Rehabil.*, **30**: 231-235.
- JAGGER, D. C., HARRISON, A., JANDT, K. D. (1999). The reinforcement of dentures. *J. Oral Rehabil.*, **26**: 185-194.
- JAGGER, D. C., HARRISON A., VOWLES, R., JAGGER, R. (2001). The effect of the addition of surface treated chopped and continuous poly (methyl methacrylate) fibres on some properties of acrylic resin. *J. Oral Rehabil.*, **28**: 865-872.
- JOHN, J., GANGADHAR, S. A., SHAH, I. (2001). Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J.Prosthet. Dent.*, **86**: 424-427.
- KALIPÇILAR, B., KARAAĞAÇLIOĞLU, L., HASANREİSOĞLU, U. (1991). Evaluation of the level of residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties. *J. Oral Rehabil.*, **18**: 399-401.
- KANIE, T., FUJII, K., ARIKAWA, H., INOUE, K. (2000). Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent. Mater.*, **16**: 150-158.

- KANTAR, K. (2005). Kopolimer yapıda hazırlanan akrilik rezinlerin termal ve reolojik özelliklerinin dinamik mekanik analiz (DMA) ile incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- KAPLAN, R. (2002). Isı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik kaide rezinlerine dental fiber sistemlerinin etkilerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- KARAAĞAÇLIOĞLU, L., KESKİN, Y., ÖZKAN, P. (1996). Değişik materyallerle güçlendirilmiş akriliklerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi. *Türkiye Klin. Dişhek. Bil. Derg.*, **2**: 189-193.
- KAW, A. K. (1997). Mechanics of Composite Materials. New York: CRC Press LLC, Chapter 1.
- KESKİN, Y. (1993). Farklı yöntemlerle polimerizasyonu sağlanan akriliklerin bazı fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- KILINÇ, M. E. (2007). Kromatografik yöntemler ve HPLC yöntemi. Erişim: [http://sci.ege.edu.tr/eubio/yaz_okulu_bilimsel_programi.htm]. Erişim Tarihi:11.01.2007.
- KIM, S. H., WATTS, D. C. (2004). 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.*, **91**: 274-280.
- LADIZESKY, N. H., CHOW, T. W. (1992). Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethtlene fibers. *J.Prosthet. Dent.*, **68**: 934-939.
- LADIZESKY, N. H., CHOW, T. W., CHENG, Y. Y. (1994). Denture base reinforcement using woven polyethylene fiber. *Int. J. Prosthodont.*, **7**: 307-314.
- LAI, C.-P., TSAI, M. -H., CHEN, M., CHANG, H. -S., TAY, H. -H. (2004). Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent. Mater.*, **20**: 133-141.
- LAMBRECHT, J. R., KYDD, W. L. (1962). A functional stress analysis of the maxillary complete denture base. *J.Prosthet. Dent.*, **12**: 856-872.

- LEE, S. Y., LAI, Y. L., HSU, T. S. (2002). Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. *Eur. J. Oral Sci.*, **110**: 179-183.
- LEINFELDER, K. F., LEMONS, J. E. (1988). *Clinical Restorative Materials and Techniques*. Philadelphia: Lea-Febiger Co., Chapter 13, 15.
- LEVENT, H. (2002). Farklı materyallerle güçlendirilen akrilik rezinlerin yaşlandırma işlemi sonrası fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- LEVIN, S. (1997). *Fundamentals of liquid chromatography*. Erişim: [<http://www.forumsci.coil/HPLC/profrom.html>]. Erişim Tarihi: 22.01.07.
- LODDER, R. A. (2005). *High performance liquid chromatography (HPLC): A users guide*. Erişim: [<http://www.pharm.uky.edu/ASRG/HPLC/hplcmtry.html>]. Erişim Tarihi: 23.01.07.
- MATTHEWS, E., WAIN, E. F. (1956). Stresses in denture bases. *Br. Dent. J.*, **100**: 167-171.
- McCABE, J. (1990). *Applied Dental Materials*. 7th Ed., London: Blackwell Scientific Publications, Chapter 2,12,13.
- McCRUM, N. G., BUCKLEY, C. P., BUCKNALL, C. B. (1997). *Principles of Polymer Engineering*. Oxford: Oxford University Press, Chapter 6.
- MEMON, M. S., YUNUS, N., ABDULRAZAK, A. A. (2001). Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave-polymerized, injection-molded denture base polymer. *Int. J. Prosthodont.*, **14**: 214-218.
- MIETTINEN, V. M., VALLITTU, P. K. (1997). Release of residual methyl methacrylate into water from glass fibre-poly(methyl methacrylate) composite used in dentures. *Biomaterials*, **18**: 181-185.
- MITSUBISHI INT. CORP. (2007). *Silane Coupling Agents*. Erişim: [<http://www.micchem.com/products/SilaneCouplingAgents.htm>]. Erişim Tarihi: 21.01.2007.

- NARVA, K. K., VALLITTU, P. K., HELENIUS, H., YLI-URPO, A. (2001). Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement. *Int. J. Prosthodont.*, **14**: 219-224.
- NARVA, K. K., LASSILA, L. V., VALLITTU, P. K. (2005). The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent. Mater.*, **21**: 421-428.
- NEUE, U. D. (1997). HPLC Columns: Theory, Technology and Practice. New York: Wiley-VCH, Inc., Chapter 1.
- NOORT, R. V. (2002). Introduction to Dental Materials. 2nd Ed., Edinburgh: Mosby Co., Chapter 1.6, 1.7, 3.2.
- O'BRIEN, W. J. (2002). Dental Materials and Their Selection. 3rd Ed., Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., Chapter 6.
- PASCH, H., TRATHNIGG, B. (1998). HPLC of Polymers. Berlin: Springer –Verlag Co., Chapter 3.
- PHILLIPS, R. W. (1982). Skinner's Science of Dental Materials. 8th Ed., Philadelphia: WB. Saunders Co., Chapter 3.
- PHILLIPS, R. W. (1984). Elements of Dental Materials For Dental Hygienists and Assistants. 4th Ed. Philadelphia: W.B Saunders Co., Chapter 11.
- PHILLIPS, R. W. (1991). Science of Dental Materials. 9th Ed., Philadelphia: W.B. Saunders Co., Chapter 3, 10, 11.
- PHOENIX, R. D. (1996). Denture base materials. *Dent. Clin. North. Am.*, **40**: 113-120.
- PHOENIX, R. D. (2003). Denture Base Resins. In: Phillips' Science of Dental Materials, Ed.: K. J. Anusavice. St. Louis: Saunders, Elsevier Science Ltd., Chapter 22.
- POLAT, N. T. (2002). Polimetil metakrilat (PMMA)' ların cam fiberle güçlendirilmesi. Erişim: [<http://www.cumhuriyet.edu.tr/edergi/makale/651.pdf>]. Erişim Tarihi: 20.12.2006.

- POLAT, N. T., KARACAER, Ö. (2002). Cam fiber ile güçlendirilmiş iki farklı protez kaide polimerinin transvers direnç ve elastikiyet modülünün incelenmesi. Erişim: [http://www.cumhuriyet.edu.tr/edergi/makale/641.pdf]. Erişim Tarihi: 20.12.2006.
- POLYZOIS, G. L., ANDREOPOULOS, A. G., LAGOUVARDOS, P. E. (1996). Acrylic resin denture repair with adhesive resin and metal wires: Effects on strength parameters. *J.Prosthet. Dent.*, **75**: 381-387.
- POLYMER SCIENCE LEARNING CENTER (PSLC) (2005). Polyacrylates. Erişim: [http://www.pslc.ws/mactest/acrylate.htm]. Erişim Tarihi: 21.1.2007.
- RAHAMNEH, A., JAGGER, D. C., HARRISON, A. (2003). The effect of the addition of different fibres on the transverse and impact strength of acrylic resin denture base material. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, **11(2)**: 75-81.
- RAMOS, V., RUNYAN, D. A., CHRISTENSEN, L. C. (1996). The effect of plasma-treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *J.Prosthet. Dent.*, **76**: 94-96.
- RAVVE, A. (1967). Organic Chemistry of Macromolecules: An Introductory Textbook. New York: Marcel Dekker, Inc. Chapter 4.
- RAWLS, H. R. (2003). Dental Polymers. In: Phillips' Science of Dental Materials, Ed.: K. J. Anusavice. St. Louis: Elsevier Science Ltd., Chapter 7.
- REITZ, P. V., SANDERS, J. L., LEVIN, B. (1985). The curing of denture acrylic resins by microwave energy: physical properties. *Quint. Int.*, **8**: 547-551.
- RODFORD, R. A. (1986). The development and evaluation of high impact strength denture base materials. *J. Dent. Res.*, **14**: 214-217.
- RUDO, D. N. (2006). Ribbond, bondable reinforcement ribbon; applications and techniques. Erişim: [http://www.ribbonbond.com]. Erişim tarihi: 20.12.2006.
- RUDO, D. N., KARBHARI, V. M. (1999). Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. *Dent. Clin. Nort Am.*, **43**: 7-35.

- SHIM, J. S., WATTS, D. C. (1999). Residual monomer concentrations in denture-base acrylic resin after an additional, soft-liner, heat-cure cycle. *Dental Mater.*, **15**: 296-300.
- SHLOSBERG, S. R., GOODACRE, C. J., MUNOZ, C. A., MOORE, B. K., SCHNELL, R. J. (1989). Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. *Int. J. Prosthodont.*, **2**: 453-458.
- SNAUKO, M., BEREK, D., HUNKELER, D. (2005). Liquid chromatography of polymers under limiting conditions of adsorption IV. sample recovery. *J. Chromatogr. A*, **1084**: 173-179.
- SOLNIT, G. S. (1991). The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated glass fibers. *J.Prosthet. Dent.*, **66**: 310-314.
- SPYRIDES, S. M. M., BASTIAN, F. L. (2004). In vitro comparative study of the mechanical behavior of a composite matrix reinforced by two types of fibers (polyethylene and glass). *Materials Science and Engineering*, **C 24**: 671-677.
- STAFFORD, G. D., SMITH, D. C. (1968). Some studies of the properties of denture base polymers. *Br. Dent. J.*, **15**: 337-342.
- STAFFORD, G. D., HUGGETT, R., MAC GREGOR, A. R., GRAHAM, J. (1986). The use of a nylon as a denture base material. *J. Dent.*, **14**: 18-22.
- STEVENS M. P. (1999). Polymer Chemistry. 3th Ed, Oxford: Oxford University Press, Chapter 1.
- UNIVERSITY OF BRISTOL (2006). School of Chemistry. Erişim: [<http://www.chm.bris.ac.uk/webprojects2002/mjames/homepage.html>]. Erişim Tarihi: 23.01.2007.
- URBAN, V. M., CASS, Q. B., OLIVERIA, R. V., GIAMPAOLA, E. T., MACHADO, A. L. (2006a). Development and application of methods for determination of residual monomer in dental acrylic resins using high performance liquid chromatography. *Biomed. Chromatogr.*, **20**: 369-376.

- URBAN, V. M., MACHADO, A. L., OLIVERIA, R. V., VERGANI, C. E., PAVARINA, A. C., CASS, Q. B. (2006b). Residual monomer of reline acrylic resins: effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments. Erişim: [http://www. sciencedirect.com]. Erişim Tarihi: 05.02.2007.
- UZUN, G. (2000). Protez kaide rezinlerinin güçlendirilmesinde liflerin kullanımı. *H. Ü. Diş Hek. Derg.*, **24(3-4)**: 70-76.
- UZUN, G., HERSEK, N., TİNÇER, T. (1999). Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J. Prosthet. Dent.*, **81**: 616-620.
- VALLITTU, P. K. (1993). Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibers and acrylic denture base material. *J. Oral Rehabil.*, **20**: 533-539.
- VALLITTU, P. K. (1994). Acrylic resin-fiber composite-part II: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength. *J. Prosthet. Dent.*, **71**: 613-617.
- VALLITTU, P. K. (1995). The effect of void space and polymerization time on transverse strength of acrylic-glass fiber composite. *J. Oral Rehabil.*, **22**: 257-261.
- VALLITTU, P. K. (1996). Dimensional accuracy and stability of polymethyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *J. Prosthet. Dent.*, **75**: 617-621.
- VALLITTU, P. K. (1997a). Curing of a silane coupling agent and its effect on the transverse strength of autopolymerizing polymethyl methacrylate-glass fibre composite. *J. Oral Rehabil.*, **24**: 124-130.
- VALLITTU, P. K. (1997b). Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate: A short communication. *Dent. Mater.*, **13**: 381-382.
- VALLITTU, P. K. (1999). Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J. Prosthet. Dent.*, **81**: 318-326.
- VALLITTU, P. K. (2006). Glass Fibers. Erişim: [http://www.sticktech.com]. Erişim Tarihi:13.12.2006.

- VALLITTU, P. K., LASSILA, V. P., LAPPALAINEN, R. (1994a). Acrylic resin-fiber composite-part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J.Prosthet. Dent.*, **71**: 607-612.
- VALLITTU, P. K., LASSILA, V. P., LAPPALAINEN, R. (1994b). Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dent. Mater.*, **10**:116-121.
- VALLITTU, P. K., MIETTINEN V., ALAKUIJALA, P. (1995). Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent. Mater.*, **11**: 338-342.
- VALLITTU, P. K., NARVA, K. (1997). Impact strength of a modified continuous glass fiber-poly(methyl methacrylate). *Int. J. Prosthodont.*, **10**: 142-148.
- VALLITTU, P., RUYTER, I. E., BUYKUILMAZ, S. (1998). Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *Eur. J. Oral Sci.*, **106**: 588-593.
- WALLACE, P. W., GRASER, G. N., MYERS, M. L., PROSKIN, H. M. (1991). Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. *J. Prosthet. Dent.*, **66**: 403-409.
- WIKIPEDIA FOUNDATION INC. (2007). High Performance Liquid Chromatography. Erişim:[http://en.wikipedia.org/wiki/Reverse_phase_chromatography#Reversed_phase_chromatography]. Erişim Tarihi: 23.01.2007.
- WILLIAMSON, D. L., BOYER, D. B., AQUILINO, S. A., LEARY, M. J. (1994). Effect of polyethylene fiber reinforcement on the strength of denture base resins polymerized by microwave energy. *J. Prosthet. Dent.*, **72**: 635-638.
- WINKLER, S. (1984). Denture Base Resins. *Dent. Clin. North. Am.*, **28**: 287-297.
- WOELFEL, J. B. (1971). Newer materials and techniques in prosthetic resin materials. *Dent. Clin. North. Am.*, **15**: 67-79.
- YAZDANIE, N., MAHOOD, M. (1985). Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J.Prosthet. Dent.*, **54**: 543-547.

- YILMAZ, H., AYDIN, C., ÇAĞLAR, A., YAŞAR, A. Y. (2003). The effect of glass fiber reinforcement on the residual monomer content of two denture base resins. *Quintessence Int.*, **34**: 148-153.
- YOUNG, R. J., LOVELL P. A. (1991). Introduction to Polymers. 2nd Ed., London: Chapman & Hall Co., Chapter 1.
- ZAİMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, A. E., AKSU, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, Bölüm 3, 11, 12.
- ZAPPINI, G., KAMMANN, A., WACHTER, W. (2003). Comparison of fracture tests of denture base materials. *J.Prosthet. Dent.*, **90**: 578-585.

ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı: Ayşegül

Soyadı: Köroğlu

Doğum yeri ve tarihi: Polatlı-1980

Uyruğu: TC

Medeni durumu: Evli

İletişim adresi ve telefonu: Çekirge Cad. 46/11 Keçiören

Tel: 0 312 360 23 73

II- Eğitimi

Ankara Üniversitesi Diş Hek. Fak. Protetik Diş Ted. A.B.D

(Doktora 2002-...)

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

(1997-2002)

Polatlı Anadolu Lisesi

(1995-1997)

Niğde Anadolu Lisesi

(1990-1995)

Niğde İnönü İlkokulu

(1985-1990)

Yabancı dili: İngilizce

III- Mesleki Deneyimi

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim

Dalında 2002 yılından bu yana tam zamanlı olarak görev yapmaktadır.

IV- Bilimsel İlgi Alanları

Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği üyesi

V- Bilimsel Etkinlikleri

Dental Anksiyete, Ankara Üniversitesi Diş Hek. Fak., 2003 Mayıs (Seminer)

Travmatik Oklüzyon, Ankara Üniversitesi Diş Hek. Fak., 2004 Şubat (Seminer)