



T.C.  
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI REZİN ESASLI PROTEZ KAİDE  
MATERYALLERİNİN BAZI REOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN  
ARAŞTIRILMASI

KORAY SOYGUN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI  
DOÇ. DR. GİRAY BOLAYIR

SİVAS  
2009

T.C.  
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI REZİN ESASLI PROTEZ KAİDE  
MATERYALLERİNİN BAZI REOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN  
ARAŞTIRILMASI

KORAY SOYGUN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI  
DOÇ. DR. GİRAY BOLAYIR

SİVAS  
2009

Bu tez Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 24.09.2008 tarihli ve 007 sayılı toplantısında kabul edilen Fen/Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu adlı yönergeye göre hazırlanmıştır.

Çalışmam sırasında bana destek olan eşim Arzu'ya...

## ÖZET

### FARKLI REZİN ESASLI PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNİN BAZI REOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI

Koray SOYGUN

Doktora Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Giray BOLAYIR

2009, 81 sayfa

Bu in vitro çalışmanın amacı, 4 mm uzunluğunda estetik 3 farklı fiber ağırlıkça %3 konsantrasyonda rastgele oryantasyonla akrilik protez kaide rezininin güçlendirilmesinin ve akrilik rezine alternatif yüksek tesirli poliamid 6.6 protez kaide rezinlerin, bükülme dayanımının, darbe dayanımının, ısıl ve reolojik özelliklerini araştırmaktır.

Protez kaide plağı olarak yaygın kullanılan poli(metil metakrilat) rezin kontrol örneklerine 3 farklı türdeki (E-cam, naylon 6, naylon 6.6) fiberlerin ilave edildiği ve ayrıca geleneksel akrilik protez kaidesine alternatif olan yüksek tesirli poliamid 6.6 esaslı (Valplast) protez kaide rezin örnekleri, test gereksinimlerine göre hazırlanan standart metal kalıplar yardımıyla elde edildi. Bükme testi için örnekler, ADA standart No.12, darbe testi için ASTM D-256 standartlarına uygun olarak hazırlandı. Mekanik test öncesi örnekler, 37 °C de 24 saat distile su içerisinde bekletildi. Bükme ve darbe dayanım özelliklerini değerlendirmek için, üç nokta eğme (n=7) test cihazı (Lloyd NK5, Lloyd Instruments Ltd, Fareham Hampshire, UK) 5 mm/dakika hız ile uygulandı. Darbe (n=7) test cihazı (Dynatup 9250 HV, Instron, UK), termogravimetrik analiz (Perkinelmer, Diamond TG/TDA, USA) cihazı, termomekanik analiz (Shimadzu TMA 50, Shimadzu, North America) cihazı ile test edildi. Bükülme testi sonrası her bir grup için tipik kırık yüzeyler, taramalı elektron mikroskopla polimer matris/fiber ara yüz

bağlantısı için incelendi. Tüm testler oda sıcaklığında yapıldı; elde edilen veriler istatistiksel olarak analiz edildi.

Mekanik test sonuçları, yüksek tesirli poliamid 6.6 esaslı protez kaide materyali bükme ve darbe dayanımlarının, kontrol ve fiber eklenen gruplardan daha iyi sonuçlar sağladığını gösterdi.

En yüksek bükme ve darbe dayanımları, sırasıyla Valplast ve cam fiber ilave edilen gruplar için elde edildi. SEM analizi ile polimer matris / fiber adezyonu cam fiber eklenen örneklerde görüldü.

Termogravimetrik ve termomekanik analiz test sonuçları, ilave edilen fiberlerin polimer matrisle uyumlu olduğu, tüm örnek gruplarının ağız sıcaklığı değişim aralığında ısıl bozunma olmadığı, termomekanik analiz test sonuçlarından elde edilen parametreler de örnek grupların kontrol grubuna göre daha iyi sonuçlar verdiği kaydedildi.

Sonuçlar, bu fiberlerin ve alternatif rezinlerin klinikte kullanımları açısından incelenen test yöntemleri dışında daha ileri çalışmalar yapılmasına işaret etmektedir.

**Anahtar kelimeler: Akrilik rezin, güçlendirme, fiber, yüksek tesirli poliamid 6.6 rezin, mekanik özellikler, termogravimetrik özellikler, termomekanik özellikler.**

## ABSTRACT

### INVESTIGATION OF SOME RHEOLOGICAL PROPERTIES OF DIFFERENT RESIN ORIGINATED DENTURE BASE MATERIALS

Koray SOYGUN

Doctoral Thesis, Department of Prosthodontics

Supervisor: Assoc. Prof. Giray BOLAYIR

2009, 81 pages

The purpose of this in-vitro study is to investigate the transverse strength, impact strength, thermal and rheological properties of high influence polyamid 6.6 denture bases resin, which is alternative to acrylic resin, and 4mm length esthetic fiber acrylic denture resin which is 3% concentration in weight and with random orientation.

Denture base was obtained from commonly used poly(methyl methacrylate) control resin samples with three types of fiber ingredients (E-glass, nylon 6, nylon 6.6) and high influence polyamid 6.6 (Valplast ) as an alternative to conventional acrylic denture bases. The base was built with standard metal molds that were prepared according to the test requirements. The samples were produced in accordance with ADA specification No.12 standards for bending tests and ASTM D-256 standards for impact tests. The samples were left in distilled water for 24 hours before the mechanical tests. A three-point bending (n=7) test instrument (Lloyd NK5, Lloyd Instruments Ltd, Fareham Hampshire, UK) was utilized with 5 mm/min speed profile for acquiring bending and impact properties of the material. Impact (n=7) test instrument (Dynatup 9250 HV, Instron, UK), thermogravimetric analysis instrument (Perkinelmer, Diamond TG/TDA, USA) and thermomechanical analysis instrument (Shimadzu TMA-50, Shimadzu, North America) were used in our tests. Typical fractured surfaces were

examined for polymer matrix/fiber interface connections with scanning electron microscope after bending tests. All sets of tests were performed under room temperature. The test results were statistically analyzed.

Mechanical tests showed that high influence polyamid 6.6 denture based material has better bending and impact strength than the control and fiber ingredient groups. The highest bending and impact strength was obtained from Valplast and secondly from glass fiber ingredient group. Polymer matrix / fiber adhesion was observed in glass fiber added groups after SEM analysis.

Thermogravimetric and thermomechanical test results suggested that added fibers were congruent with polymer matrix such that all sample groups were immune to thermal deformation during mouth temperature change. Additionally, sample groups performed better than control groups under thermomechanical tests.

The results suggest further studies other than the tests performed in this study, for testing the validity of fibers and alternative resins in clinical applications.

**Keywords: Acrylic resin, reinforcement, fiber, high influence polyamid 6.6 resin, mechanical properties, thermogravimetry properties, thermomechanical properties.**



## TEŞEKKÜR

Bilgi birikimi ve tecrübeleriyle çalışmam sırasında desteğini esirgemeyen ve ufuk açıcı önerileri ile bana yol gösterici olan danışmanım Sayın Doç. Dr. Giray BOLAYIR'a minnettirim.

Çalışmam sırasında fakülte imkanlarını sonuna kadar kullanmamı sağlayan ve yardımlarını esirgemeyen Dekanımız Sayın Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR'e, çalışmamın kimya alanında bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen ve yönlendirici katkı ve desteklerinden dolayı Sayın Doç. Dr. Ali BOZTUĞ'a, çalışmamda örneklerin oluşturulmasında bilgilerini esirgemeyen ve katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Orhan Murat DOĞAN'a, çalışmamın mekanik test uygulama aşamasındaki katkılarından dolayı Dr. Selda KESKİN'e, istatistiksel değerlendirme için Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a ve çalışmamın son halini almasında ki yardımlarından dolayı Öğr. Gör. Adem ÖKTEN' e teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vii
TEŞEKKÜR.....	ix
İÇİNDEKİLER.....	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xiii
SİMGELER DİZİNİ.....	xiv
KISALTMALAR DİZİNİ.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1 Rezinler.....	3
2.2 Polimerin yapısı.....	4
2.3 Metil metakrilat.....	4
2.4 Poli(metil metakrilat).....	5
2.5 Polimerizasyon.....	5
2.5.1 Kondensasyon (Basamaklı) Polimerizasyon.....	6
2.5.2 İlave (Katılma) Polimerizasyon.....	6
2.5.3 Polimerizasyon safhaları.....	6
2.6 Polimerlerin diğer özellikleri.....	7
2.7 İdeal protez kaide materyallerinin özellikleri.....	9
2.8 Protez kaide materyallerinin bazı fiziksel ve mekanik özellikleri.....	10
2.8.1 Yük (Load).....	10
2.8.2 Gerilim (stres).....	10
2.8.3 Gerinim (strain).....	10
2.8.4 Gerilim-Gerinim eğrileri.....	11
2.8.5 Dayanım (Strength).....	12
2.8.5.1 Transvers Dayanım.....	12
2.8.5.2 Darbe Dayanım.....	13
2.9 Polimerlerin reolojik özellikleri.....	13
2.9.1 Elastik deformasyon.....	14
2.9.2 Vizkoz deformasyon.....	15
2.9.3 Vizkoelastik deformasyon.....	16
2.9.3.1 Ani elastiklik.....	17
2.9.3.2 Kauçuksal deformasyon.....	18
2.9.3.3 Kalıcı deformasyon (Akma).....	18
2.10 Polimerlerin ısısız özellikleri.....	18
2.11 Termogravimetrik Analiz (TGA).....	22
2.12 Termomekanik Analiz (TMA).....	22
2.13 Protez kaide plağının kırılmasında etkili olan faktörler.....	23
2.14 Protez kaide materyalinin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi.....	24
2.14.1 Poli(metil metakrilat)'ın kimyasal modifikasyonu.....	24
2.14.2 Poli(metil met akrilat)'a bazı güçlendirici materyallerin ilave Edilmesi.....	25
2.14.2.1 Matris seçimi.....	26
2.14.2.2 Fiber ile ilgili özellikler.....	26

2.14.2.3	Fiber polimer matris bağlantısı.....	27
2.14.2.4	Karbon Fiberler.....	28
2.14.2.5	Aramid Fiberler.....	28
2.14.2.6	Polietilen Fiberler.....	29
2.14.2.7	Cam Fiberler.....	29
2.14.2.8	Naylon Fiberler.....	30
2.14.3	Poli(metil metakrilat)'a alternatif materyaller geliştirilmesi .....	31
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	34
3.1	Örneklerin Hazırlanması.....	34
3.2	Test yöntemleri.....	39
3.2.1	Transvers dayanıklılık testi.....	39
3.2.2	Darbe dayanıklılık testi.....	40
3.2.3	Termogravimetrik Analiz (TGA).....	41
3.2.4	Termal-Mekanik Analiz (TMA).....	42
3.2.5	Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) incelemesi.....	43
3.2.6	İstatistiksel Metod.....	43
4.	BULGULAR.....	44
4.1	Transvers dayanım test sonuçları.....	44
4.2	Darbe (İmpact) dayanım test sonuçları.....	47
4.3	Termogravimetrik Analiz (TGA) test sonuçları.....	49
4.4	Termomekanik Analiz (TMA) test sonuçları .....	50
4.5	Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) sonuçları.....	53
5.	TARTIŞMA.....	56
6.	SONUÇLAR.....	69
	KAYNAKLAR.....	71
	ÖZGEÇMİŞ.....	81

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.8.1	Basit bir gerilim-gerinim eğrisi [15].....	11
Şekil 2.9.1	Newtonian, Pseudoplastik ve Dilatant materyallerinin viskozite ve makaslama oranına karşı eğrileri [15] .....	16
Şekil 2.9.2	Ani elastiklikte görülen gerilim-gerinim ilişkisi [10].....	18
Şekil 2.10.1	Polimerin yüzde uzama sıcaklık eğrisi[31].....	21
Şekil3.1.1	Transvers dayanım test örneklerinin hazırlanmasında kullanılan paslanmaz çelik kalıp.....	34
Şekil 3.1.2	Muflaya alınmış transvers dayanım test örnekleri.....	35
Şekil 3.1.3	Darbe dayanım test örneklerinin hazırlanmasında kullanılan Metal kalıp.....	35
Şekil 3.1.4	Muflaya alınan darbe dayanım test örnekleri.....	35
Şekil 3.1.5	Valplast enjeksiyon muflasında silikon örneklere tijlerin bağlanması..	37
Şekil 3.1.6	Valplast Super Injector Pres cihazı.....	38
Şekil 3.1.7	Hassas terazi.....	38
Şekil 3.2.1	Tarnsvers dayanıklılık test örnekleri.....	39
Şekil 3.2.2	Transvers dayanım test cihazı.....	40
Şekil 3.2.3	Darbe dayanıklılık test örnekleri.....	41
Şekil 3.2.4	Darbe test cihazı[23].....	41
Şekil 3.2.5	Termogravimetrik analiz cihazı.....	42
Şekil 3.2.6	Termomekanik Analiz test cihazı.....	43
Şekil 4.1.1	Grupların maksimum dayanım değerleri.....	45
Şekil 4.1.2	Grupların maksimum eğilme değerleri.....	46
Şekil 4.1.3	Gruplara ait Young's modülü değerleri.....	46
Şekil 4.2.1	Gruplara ait maksimum yük değerleri.....	48
Şekil 4.2.2	Gruplara ait total enerji değerleri.....	49
Şekil 4.3.1	Farklı rezinlerin Termogravimetrik Analiz test sonuçları.....	49
Şekil 4.4.1	Farklı rezin örnek grupların gerilim-gerinim eğrileri.....	50
Şekil 4.4.2	Farklı Rezin örnek grupların gerinim-sıcaklık eğrileri.....	51
Şekil 4.4.3	Farklı rezin örnek gruplarının LogE-sıcaklık eğrileri.....	51
Şekil 4.5.1	Fibersiz kontrol PMMA örneği (x100).....	53
Şekil 4.5.2	Valplast örneği(x 100).....	53
Şekil 4.5.3	Cam fiber eklenmiş örnek (x 300).....	54
Şekil 4.5.4	Cam fiber eklenmiş örnek (x3000).....	54
Şekil 4.5.5	Naylon 6.6 fiber eklenmiş örnek (x 100).....	54
Şekil 4.5.6	Naylon 6.6 fiber eklenmiş örnek (x 300).....	54
Şekil 4.5.7	Naylon 6 fiber eklenmiş örnek (x 100).....	55
Şekil 4.5.8	Naylon 6 fiber eklenmiş örnek (x 500).....	55

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1.1 Çalışmada kullanılan rezinler.....	36
Çizelge 3.1.2 Çalışmada kullanılan fiberler.....	36
Çizelge 3.2.1 Çalışmada kullanılan test yöntemleri.....	39
Çizelge 4.1.1 Örnek grupların transvers dayanım test sonuçları.....	44
Çizelge 4.2.1 Gruplara ait darbe dayanım test sonuçları.....	47
Çizelge 4.4.1 Tüm örnek rezin gruplarının termomekanik parametreleri.....	52

## SİMGELER DİZİNİ

Au	Altın
b	Örnek genişliği (mm)
°C	Santigrad derece
cm <sup>2</sup>	Santimetre kare
cm <sup>3</sup>	Santimetre küp
d	Örnek kalınlığı
dk	Dakika
E	Elastiklik modülü (N/mm <sup>2</sup> )
F	Uygulanan kuvvet
g	Gram
h	Örnek kalınlığı (mm)
J	Joule
kg	Kilogram
l	Örnek yerleştirilen destekler arasındaki uzaklık (mm)
mg	Miligram
ml	Mililitre
mm	Milimetre
MPa	Mega Pascal
n	Örnek sayısı
N	Newton
N/m <sup>2</sup>	Pascal
p	Yanılma düzeyi
Pd	Palladyum
S	Standart sapma
Sn	Saniye
µm	Mikrometre
Te	Erime sıcaklığı
Tg	Camsı geçiş sıcaklığı
T <sub>s</sub>	Transvers dayanım (N/mm <sup>2</sup> )
$\bar{x}$	Ortalama

## KISALTMALAR DİZİNİ

ADA	Amerikan Dental Association
ASTM	Amerikan Standard Test Metodları
CH <sub>2</sub> CH <sub>2</sub>	Etilenin
De	Deborah sayısı
HMD	Hexamethylene diamin
IUKS	Isısal uzama katsayısı
KCR4	E-cam
MMA	Metil metakrilat
N6	Naylon 6
N6.6	Naylon 6.6
PMMA	Poli (metil metakrilat)
PA6.6	Poliamid 6.6
SEM	Taramalı elektron mikroskop
SiO <sub>2</sub>	Silisyum veya silisyum dioksit
TGA	Termogravimetrik analiz
TMA	Termal mekanik analiz

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Akrilik rezin poli(metilmetakrilat), protez kaide yapımında yaygın olarak kullanılmaktadır. Akrilik rezinler kolay uygulanabilir olması, oral kavitedeki stabilitesi ve estetik özellikleri bakımından hastaları memnun edici sonuçlara sahiptir, fakat bükme dayanım, darbe dayanım ve yorulma direnci gibi bazı mekanik özellikler yönünden başarısızlıklara neden olabilmektedir.

Protezlerin kullanım sırasında çeşitli nedenlerle kırılması hala çözümlenmemiş bir problem olarak devam etmektedir. Protez kullanım sırasında kırık oluşumu protez kaide doku uyumsuzluğu, fonksiyon ve parafonksiyonlarla oluşan stresler, frenilum çentiklerinin oluşturduğu stresler ve yorulma çarpma gibi kendi yetersiz mekanik özelliklere bağlı faktörlerden kaynaklanabilmektedir.

Protez kaide materyallerinin bükme ve darbe dayanım yetersizliğine bağlı olarak gelişen kırıklar klinikte en sık rastlanılan kırık tipleridir. Bu nedenle akrilik rezinlerin bazı mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi için çeşitli çalışmalar uzun yıllardan beri devam etmektedir. Fakat kaide materyalinin iyi mekanik özelliklere sahip olmasının yanında estetik gereksinimleri de karşılaması beklenilmektedir. Çeşitli estetik fiber deneme çalışmaları son günlerde popüler olurken diğer taraftan da akrilik rezine alternatif materyal arayışları devam etmektedir. Son zamanlarda kullanımı daha çok artan yüksek tesirli poliamid 6.6 rezin esaslı protez kaide materyalleri gelişimlerini sürdürmektedirler.

Bu nedenle, poli(metil metakrilat) içerisine fiber ilavesinde 3 farklı estetik fiber E-cam fiber, naylon 6 ve naylon 6.6 fiberler 4 mm uzunluğunda kesilerek ve ağırlıkça %3 konsantrasyonun akrilik rezine ilavesiyle oluşturulan sonuç yapının ve alternatif rezin yüksek tesirli poliamid 6.6 esaslı protez kaide materyallerinin bükme, darbe, ısıl ve reolojik özelliklerini ve üç nokta bükme testi sonrasında kırık yüzeylerde fiber/rezin matris bağlantı bölgesini yüzey taramalı elektron mikroskop ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır.



## 2. GENEL BİLGİLER

Protez kaidelerinin yapımı günümüze kadar incelendiğinde pek çok materyal kullanılarak, rezin sistemlerinin bilimsel gelişimine katkıda bulunmuştur. 1937 yılında geliştirilen sıcaklık ile polimerize olan poli(metil metakrilat) (PMMA) akrilik rezin en yaygın şekilde kullanılan protez kaide materyali olmuştur[1-5].

Modern hayatta sentetik rezinlerin çok geniş kullanım alanı vardır. Sentetik rezinler metalik olmayan, organik bileşiklerden sentetik olarak elde edilen ve çeşitli kalıplara dökülerek kullanıma uygun hale getirilen materyallerdir[6,7]. Rezinler genelde oda koşullarında katı halde bulunan, basınç ve sıcaklıkla mekanik veya kimyasal yolla şekillendirilebilen ve kalıplanabilen organik polimerik maddelerdir. Bu polimerler yüksek molekül ağırlıklı kompleks moleküllerden oluşmaktadır[4,6].

Polimerler, zincirlerinin fiziksel şekli göz önüne alınarak üç temel tip yapıdan söz edilebilir[4,8,9].

- Doğrusal polimerler
- Dallanmış polimerler
- Çapraz bağlı polimerler

Ana zincirleri üzerindeki atomlara yalnız yan grupların bağlı olduğu polimerlere, doğrusal polimerler denir. Bu polimerler doğrusal yönde uzayan aynı tip monomer ünitelerinden oluşur. Doğrusal polimerlerin ana zincirleri, kovalent bağlarla başka zincirlere de bağlı değildir uygun çözücülerde çözünürler ve eritilerek yeniden şekillendirilebilirler[8].

Dallanmış polimerler, ana zincirler üzerinde kendi kimyasal yapısıyla özdeş, kovalent bağlarla bağlı ve dal görüntüsünde başka zincirler bulunur. Bu tip polimer dallara ayrılmış yapı gösterirler. Bütün monomer üniteleri aynı cinstir. Dallanmış polimerler polimerizasyon sırasında dallanmaya yol açan yan tepkimeler ya da ikincil tepkimeler sonucu oluşur. Yan zincirlerin uzunlukları birbirinden farklı olabileceği gibi yan dalları üzerinde başka zincirler de bulunabilir. Ana zincirden ayrılan dalları meydana getiren zincirlerde başka tip monomerler yer almaktadır. Dallanmış polimer genelde doğrusal yapılarına yakın özelliklere sahiptir[8,9].

Çapraz bağlı polimerler, ana zincirler birbirlerine değişik uzunluktaki zincir parçalarıyla kovalent bağlarla bağlıdır. Çapraz bağın yoğun olması halinde ağ yapılı

polimer yapısı elde edilir. Ağ yapılı polimerlerin tüm zincirleri birbirlerine kovalent bağlarla bağlı olduğu için sistem tek bir molekül gibi düşünülebilir. Bu tür polimerler ısıtılınca yumuşamaz, fakat ayrışarak dekompoze olurlar[8,9].

## 2.1 Rezinler

Polimerler, farklı kimyasal yapılarından dolayı farklı fiziksel özellikler gösterirler. Genelde rezinler termoplastik ve termosetler olarak iki gruba ayrılırlar.

Termoplastikler, zincirleri arasında çapraz bağlar bulunmayan doğrusal veya dallanmış zincirli polimerlerdir. Bu özellikleri nedeniyle kimyasal değişime uğramadan ısı ve basınç altında yumuşayabilen, çeşitli formlarda şekillendirilebilirler. Moleküller birbirlerine koheziv kuvvetlerle bağlıdır. Kloroform ve aseton gibi çözücülerde çözünebilir materyallerdir. Akrilik, polisitren, polivinil rezinler bu gruptandır. Polimerler içinde en büyük grubu termoplastikler oluşturmaktadır[4,6,8,9].

Termosetler, çoğunlukla polikondansasyon ürünleridir. Sıcaklık ve basınç altında bir kez şekillendirildikten sonra tekrar ısıtılıp yumuşatılmayan, şekillendirilemeyen, yanıcı olmayan, suda erimeyen makro moleküller arasında da kuvvetli bağlar oluşturarak üç boyutlu çapraz bağlara sahip olan plastiklerdir. Termosetlerde polimerizasyon işlemi, malzemeyi içeren monomerlerin bir araya getirildiği reaktörde başlar ve kalıplama işlemi sırasında biter. Polimerize olunca çok sertleşir ve çabuk kırılır. Fenol formaldehit bu gruba örnektir[4,6,8,10,11].

Rezinler tiplerine göre sınıflandırılabilir[4,6,7].

- Vinil rezin
- Polistiren
- Akrilik rezin
- Epoksi rezin
- Diğer rezin sistemleri (polikarbonat, poliüretan, siyanoakrilat)

Diş hekimliğinde en çok kullanılan akrilik rezin etilenden türemiştir. Kimyasal formülünde vinil grubu içerirler. Dental amaçlarla kullanılan iki çeşit akrilik rezin vardır. Birincisi akrilik asit ve ikincisi metakrilik asitten türetilmişlerdir[4,6,12].

En çok metakrilik asitin metil esteri olan metil metakrilat (MMA) kullanılır. PMMA şeffaf bir rezindir. Dalga boyu 0,25µm olan ultraviyole ışığını geçirebilen, sert bir rezindir. Son derece stabil olup renk kaybına uğramaz. 125°C'de yumuşar ve 125-

200 °C arasında bileşimi bozulur, bileşenlerine ayrılır. Poli(metil metakrilat) (PMMA) bir zincir polimeri olduğundan kloroform ve aseton gibi organik çözücülerde çözünür. En büyük avantajı kolaylıkla işlenebilmesidir[6].

## 2.2 Polimerin yapısı

Polimerler büyük moleküllerden oluşan maddelerdir. Polimer, çok kısımlı anlamındadır. Yapısal olarak monomer denilen çok sayıda tekrarlanan birimlerden meydana gelir. (Poli-çok, Mer-kısım). Mer eki, molekülün yapısında tekrarlanan en basit birim demektir. Bu yapısal birimler kovalent bağlar ile birbirine bağlanır. Bu moleküllerin molekül ağırlığı aralığı oldukça geniştir. Polimer moleküllerinin hepsi ya aynı tip monomer ya da farklı tip monomerler olabilir. Polimerin molekül ağırlığı kendisini oluşturan monomerin toplam molekül ağırlığına eşittir. Molekül ağırlığı maddenin fiziksel özelliklerini etkiler. Maddenin fiziksel özelliklerinin etkilendiği diğer durum ise polimer molekülünün içinde farklı tipte monomerler bulunmasıdır[6,7,13].

## 2.3 Metil metakrilat

Toz-likit tipindeki akrilik reçinenin likidi genellikle metil metakrilattır. Ama bazı değişik monomerlerin ilavesiyle modifiye edilebilirler[4]. MMA oda sıcaklığında saydam bir sıvıdır. MMA, erime noktası -48 °C, kaynama noktası 100,8 °C, yoğunluğu 20 °C'de 0,945g/ml, polimerleşme ısısı 12,9 k.cal/mol'dür. Ayrıca organik çözücü olan MMA yüksek buhar basıncına sahiptir[6].

Monomer; ısı, ışık ve havadaki oksijen ile oda sıcaklığında veya daha soğuk ortamlarda bile rastgele oluşan serbest radikallere bağlı olarak polimerize olma eğilimindedir. Bu nedenle monomerin içine polimerizasyonu önlemek ve raf ömrünü uzatmak için inhibitör eklenir. Bunun için kullanılan madde genellikle % 0,003-0,1 konsantrasyonunda hidrokinondur. Onun için akrilik sıvılarının, daima koyu renkli şişelerde bulunması ve ışıksız yerde saklanmaları gereklidir[5,14,15].

Çapraz bağlanma ajanı olarak elde edilen materyalin özelliklerini geliştirmek için %2-14 oranında glikol dimetakrilat ilave edilir. Çapraz bağlantılı akrilik rezinin en büyük avantajı, darbelere ve küçük yüzey çatlakların oluşumuna karşı dirençlidir[5,14].

Oda sıcaklığında polimerizasyonun sağlanabilmesi için ısıdan başka bir kimyasal aktivatör kullanıldığı zaman bunlar likide ilave edilmektedir. Bu aktivatör üçüncü derecede aminler, sülfonik asit veya daha stabil olan sülfonik asit tuzlarıdır. Yaygın olarak N N'-dimetil-para-toludin kullanılmaktadır[4,5].

## 2.4 Poli(metil metakrilat)

Esas ana madde olarak poli(metil metakrilat) kullanılır. Tozun çapları 100 µm'ye ulaşan düzensiz kürecikleri PMMA blokların ezilerek toz haline getirilmesi suretiyle elde edilir. Darbelere karşı daha dirençli yapı elde edilmesi için küçük miktarda etil, bütül veya diğer alkali metakrilatlarla modifiye edilebilmektedirler. Monomer likidin toza katılmasından sonra reaksiyon başlatıcı olarak benzol peroksit veya diisobutilazonitril ilave edilmektedir[4,5,14]. Yüksek molekül ağırlığına sahip PMMA'nın monomerde çözünürlüğünü arttırabilmek için dibütül fitalat gibi plastikleştirici materyaller likit veya toz kısmına eklenmektedir[14].

Günümüzde en çok kullanılan sıcaklıkla polimerize olan poli(metil metakrilat) amorf yapıda[16], saydam, renklendirilebilir bir rezindir. Rengi optik özellikleri, uygulaması daha kolay olması, hastaların büyük çoğunluğu tarafından kabul görmesi gibi avantajlara sahiptir[17]. Doğala daha yakın protez kaideleri üretebilmek için renklendiriciler kadmiyum tuzları, demir tuzları veya organik boyalar kullanılmaktadır. Damarlı görünüm elde edebilmek için pigmentlerle boyanmış sentetik lifler ilave edilmektedir. Polimerizasyon reaksiyonunun başlatılmasında %0.5-1.5 oranında benzoil peroksit kullanılmaktadır[5,14].

## 2.5 Polimerizasyon

Küçük molekül ağırlıklı moleküllerin birbirleriyle birleşerek büyük molekül ağırlıklı bir bileşik oluşturmasıdır[18]. Polimerler yüksek molekül ağırlıklarına sahip zincirimsi yapıda moleküllerdir[14].

Mer'lerin tek tek ağırlıklarının toplamı, polimerin toplam ağırlığı demektir ve bu da Molekül ağırlığı diye ifade edilir. Yani molekül ağırlığı, polimeri oluşturan bütün monomerlerin molekül ağırlıklarının toplamıdır. Polimerin molekül ağırlığının yüksek olması, polimerizasyon derecesini artırır. Polimerizasyon derecesi, polimerizasyonun şekline, içerdiği monomerin türüne ve sayısına göre değişiklik gösterir[6,14]. Ayrıca, molekül ağırlığının yüksek olması polimerin yumuşama ve erime derecesinin yüksek ve yapının çok sert olmasını sağlamaktadır[14].

Polimerler, değişik kimyasal tepkimelerden yararlanılarak sentezlenebilir. Bu tepkimeler, genel işleyiş mekanizmaları açısından iki temel polimerizasyon yöntemi adı altında toplanırlar:

## Kondensasyon (Basamaklı) Polimerizasyonu

### İlave (Katılma) polimerizasyonu

Polimerleşmeye yatkın kimyasal maddeler, bu iki mekanizmadan birisini izleyerek polimer zincirlerine katılırlar[4,19].

#### **2.5.1 Kondensasyon (Basamaklı) Polimerizasyon**

Fonksiyonel grupları bulunan iki molekülün aralarından küçük bir molekül ayrılarak birleşmesi ile başlar. Kondensasyon tepkimelerinde katılan moleküllerde genelde fonksiyonel gruplar bulunur. Polimer zincirlerinin büyümeleri adım adım ve yavaş bir şekilde ilerler. Polimerizasyon benzer tepkimelerin yinelenmesi ile ard arda ilerleyerek zincir büyümei sürdürür[13,19]. Günümüzde kondensasyon rezinleri dental restorasyon veya protetik uygulamalarda pek fazla kullanılmamaktadır[6,9].

#### **2.5.2 İlave (Katılma) Polimerizasyon**

Zincir reaksiyonu polimerizasyonunda reaksiyon başladıktan hemen sonra oluşur. İlave polimerizasyonda bir başlatıcıya gereksinim vardır. Bu madde reaktif merkezli bir başlatıcı meydana getirir. Reaktif merkez bir serbest radikal, katyon, anyon veya organometalik bir kompleks olabilir. Reaktif merkez bir zincir reaksiyonu ile peş peşe çok sayıda monomerin katılmasıyla çoğalır. Bu çoğalma işlemi çok hızlı ve çok kısa bir sürede yüzlerce monomer katılması ile olur. Bu süre aralığı reaktif merkezin tipine, monomere, sıcaklığa bağlı olarak değişebilmektedir[13,20]. Diş hekimliğinde bu yöntem ile elde edilen polimerler sıklıkla kullanılmaktadır. Kondensasyon polimerizasyonun aksine maddenin yapısında değişiklik olmaz, monomerin yapısı polimer içinde defalarca tekrarlanır[4,9].

#### **2.5.3 Polimerizasyon aşamaları**

Polimerizasyon işlemi dört aşamada gelişir.

1. Başlama,
2. Büyüme,
3. Sonlanma,
4. Zincir transferi

1-Başlama: Bu aşama, başlatıcı moleküllerin aktive olarak enerjisini monomer moleküllerine aktarmaya başladığı süredir. Bu süre monomerin saflığına bağlıdır. Safsızlığın mevcut olması durumunda bu süre oldukça uzar[4,6,9]. Sıcaklık, ışık veya kimyasal aktivatörlerden birinin metilmetakrilat moleküllerine etkimesi gerekir. 60 °C sıcaklığa ulaşıldığında reaksiyon başlatıcı ajan benzoilperoksit molekülü parçalanarak serbest radikal molekülü oluşturması ile başlar[14].

2-Büyüme: Başlama aşamasında oluşan yeni radikal molekülü, başka metilmetakrilat moleküllerine eklenerek iki monomerli yeni bir radikal molekülü oluşturur. Zincir ısıyla birlikte bütün monomer polimere dönünceye kadar devam eder [4,14].

3-Sonlanma: Bir molekül zincirinden diğerine hidrojen atomu aktarımı ile meydana gelir[4,9].

4-Zincir transferi: Zincir aktarımı ile sonlanma reaksiyonu meydana gelmesine rağmen bu işlem sonlanma reaksiyonlarından farklıdır. Çünkü aktive olmuş bir radikalın aktif hali, aktif olmayan başka bir moleküle aktarılır. Böylece yeni bir büyüme merkezi meydana gelir. Bu şekilde transfer edilen polimer zincirleri polimerizasyon olayını devam ettirirler[4,6,9].

## **2.6 Polimerlerin diğer özellikleri**

Polimer sentezi sırasında polimerizasyon ortamında oluşacak zincirlerin uzunluğu kontrol edilemez. Polimerizasyon reaksiyonunun her aşamasında farklı büyüklüklerde polimer molekülleri bulunur ve polimerizasyon sonunda elde edilecek polimer için de aynı durum geçerlidir. Bu nedenle polimerler için verilen molekül ağırlığı ortalama bir değerdir[19,21]. Molekül ağırlığı, zincir uzunluğu belli düzeyde olduğunda polimerin mekanik özellikleri artar. Molekül ağırlığı düşük olduğunda mekanik dayanıklılık oldukça azalır. Polimerlerin mekanik dayanıklılığı molekül ağırlığı ile hızla artarken, çok yüksek molekül ağırlıklarında ise önemli bir değişiklik gözlenmez[6,22].

Polimerizasyon derecesi, zincir başına düşen ortalama monomer molekül sayısı şeklinde tanımlanır[19]. Polimeri oluşturan moleküllerin polimerleşme dereceleri oldukça farklı olabildiğinden ortalama bir değer olarak hesaplanır. Polimerizasyon derecesi; polimerizasyonun şekline, içerdiği monomer türüne ve sayısına göre değişiklik gösterir, polimerizasyon tipi ve süresi ile birlikte materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir[22].

Protez kaide materyalleri polimer yapısı ve polimerizasyon yöntemleri gibi kriterler göz önüne alınarak farklı şekillerde sınıflanabilir

## Polimerizasyon tipine göre yapılan sınıflama

- 1- Sıcaklık ile polimerize olan rezinler
- 2- Kimyasal olarak polimerize olan rezinler
- 3- Işıkla polimerize olan rezinler
- 4- Mikrodalga ile polimerize olan rezinler[6,7].

## Polimerizasyon yöntemlerine ve aktivasyon şekillerine göre yapılan sınıflama

1. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak sıcaklık ile polimerize olan akrilik rezinler

- a. Doldurucusuz PMMA akrilik rezinler
- b. Çeşitli materyallerin ilavesiyle güçlendirilmiş akrilik rezinler
  - Lastikle güçlendirilmiş olanlar
  - Fiberlerle güçlendirilmiş olanlar
  - Metallerle güçlendirilmiş olanlar
- c. Yüksek çarpma dayanıklılığına sahip rezinler

2. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan rezinler

- a. Poli (metil metakrilat)
- b. Polikarbonat
- c. Poliamid
- d. Polisülfon

3. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin (otopolimerizan rezinler)

- a. Konvansiyonel akrilik rezinler
- b. Akışkan akrilik rezinler
- c. Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılan akrilik rezinler

4. Işık ile polimerize olan akrilik rezinler

5. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler[7,17,22].

## 2.7 İdeal protez kaide materyalinin özellikleri

1. Uygulaması kolay olmalı,
2. Dokulara uygun renk seçeneklerine sahip olmalı ve kullanımda renk değişimi göstermemeli,
3. Boyutsal stabilitesini sağlamalı,
4. Tatsız ve kokusuz olmalı,
5. Çiğneme kuvvetleri altında elastik ve plastik deformasyon, kopma, çatlama, kırılma olmamalı, ağız içi ve ağız dışı kuvvetlere karşı yüksek direnç göstermeli,
6. Yüksek yorulma ve darbe dayanım değerlerine sahip olmalı,
7. Yüzey özellikleri yeterli derecede sert ve aşınmaya dirençli olmalı,
8. Sıvı emilimi düşük olmalı,
9. Islanabilirliği yüksek olmalı,
10. Bakteri, mantar ve metabolitlerden etkilenmemeli,
11. Artık monomer miktarı ve monomer salınması düşük olmalı,
12. Toksik ve karsinojenik etki göstermemeli,
13. Allerji, yanma veya irritasyona neden olmamalı,
14. Kolay temizlenebilmeli,
15. Tesviye ve cilalama işlemleri kolay yapılabilmesi ve iyi parlatılabilmeli,
16. Tamir edilebilir olmalı,
17. Raf ömrü yeterli olmalı,
18. Yapay dişlere bağlanma derecesi yüksek olmalı,
19. Isısal iletkenlik özelliği yeterli düzeyde olmalı,
20. Ağırlığı düşük olmalı,
21. Asidik ve bazik çözeltilerde ve ağız ortamında çözünmemeli,
22. Ucuz ve kolay elde edilebilir olmalı[4,5,7,14,15,21].



Günümüzde kullanılan protez kaide materyalleri, bu sayılan özelliklerin hepsinin sağlanmasında yetersiz kalmakta ve ideal protez kaide materyalinin geliştirilmesi yönünde yapılan çalışmalar devam etmektedir.

## **2.8 Protez kaide materyallerinin bazı fiziksel ve mekanik özellikleri**

Protez kaide rezinlerinin fiziksel özelliklerinin in-vitro test yöntemleri kullanılarak değerlendirilmesinden bahsetmeden önce bazı fiziksel terimlerin açıklanması faydalı olabilir.

### **2.8.1 Yük (Load)**

Bir maddeye dışardan bir kuvvet uygulandığında, kütle içerisinde uygulanan kuvvetin yönüne ters, fakat şiddetine eşit bir reaksiyon kuvveti oluşur. Madde üzerine uygulanan bu dış kuvvete ‘yük’ adı verilir[5,6,21].

### **2.8.2 Gerilim (stress)**

Bir materyal üzerine dışardan bir kuvvet uygulandığı vakit, kitle içinde eşit miktarda, ancak ters yönde bir tepki oluşur. Birim alana etkiyen kuvvet olarak tanımlanır. Birimi  $N/m^2$ , pascal’ dır[15,21]. Kuvvetin yönüne göre; çekme, basma ve makaslama gerilimleri olarak üçe ayrılır. Basma kuvvetine karşı gelişen gerilim, basma gerilimi; çekme kuvvetine karşı oluşan gerilim ise çekme gerilimidir. Pratikte tek tip bir gerilimi oluşturmak oldukça zordur. Çekme ve basma gerilimleri, makaslama gerilimi ile beraber diğer tüm karmaşık gerilim tiplerinin yapı taşlarını oluştururlar. Materyalde oluşturulan bir gerilim türü baskın olabilir, fakat bu arada diğer gerilim türleri de yapı içerisinde mevcuttur. Bunlara kompleks gerilimler denir[5,6,15,21].

### **2.8.3 Gerinim (strain)**

Materyale dışardan bir kuvvet uygulaması materyalde boyutsal değişim gösterir. Bu değişimin boyutu uygulanan kuvvete ve materyalin özelliklerine bağlıdır. Gerinim uygulanan kuvvetin etkisi ile meydana gelen boyutsal değişimin, başlangıç boyuna oranıdır. Birimi yoktur[5,6,15].

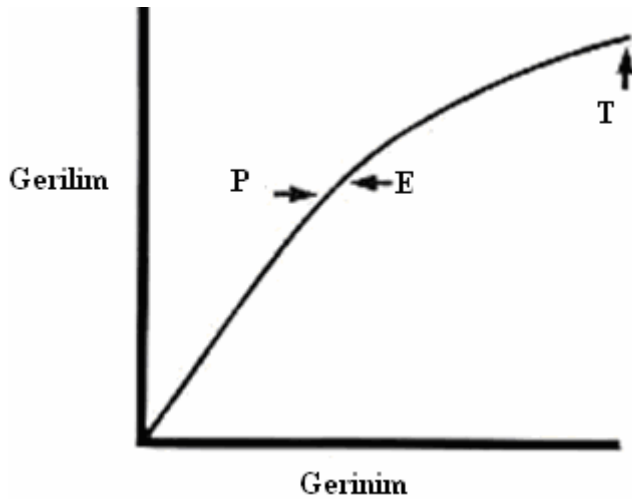
Gerinim, elastik, plastik ve hem elastik hem de plastik olabilir. Özetlenecek olursa, bir materyal üzerine uygulanan kuvvetin oluşturduğu gerinim, kuvvet kaldırıldıktan sonra ortadan kalkıyorsa buna elastik gerinim, kuvvetin kaldırılmasını takiben ortadan kalkmıyor yani daimi kalıyorsa buna plastik gerinim denir. Üçüncü

olasılık ise gerinimin kısmen geri dönüşümlü olabilmesidir. Bu materyalin elastik özellikleri ile ilgilidir[6,15].

#### 2.8.4 Gerilim-Gerinim Eğrileri

Materyallerin mekanik özellikleri genellikle gerilme testleri yapılan mekanik veya termomekanik analiz yöntemleri ile incelenir. Bu cihazlar ile elde edilen eğrilere gerilim-gerinim eğrileri denir[10]. Gerilim ve gerinim birbirleri ile yakın ilişkili iki özelliktir. Etki ve tepki olarak düşünülebilir. Materyale dışardan uygulanan bir kuvvet materyalde gerilime neden olarak boyutunda değişim meydana gelir[15].

Gerinim gerilim arasındaki ilişki maddelerin mekanik özelliklerini tanımlamada kullanılır. Materyallerin mekanik özelliklerini karşılaştırmanın en uygun yöntemi materyale çeşitli kuvvetler uygulamak ve test aletleri aracılığıyla gerilim ve gerinim değerlerini saptamaktır. Gerilimi belli hızda artırarak gerinimi, gerinimi belli hızda artırarak gerilim ölçülebilmektedir. Ortaya çıkan gerilim ve gerinim değerlerinin çizimleri bize gerilim-gerinim eğrilerini verir[5,15].



Şekil 2. 8.1 Basit bir gerilim-gerinim eğrisi [15]

Şekil 2.8.1 gerilim gerinim eğrisinde, P noktasına kadar gerilim ile gerinim arasında lineer bir ilişki bulunmaktadır. Gerilimdeki daha fazla artışlar kopmanın gerçekleştiği T noktasına kadar gerinimde orantısız artışa neden olur. Bu T noktası kopma gerilim noktasıdır. Germe tipi bir testte bu germe mukavemetini, baskı tipi bir testte ise baskı mukavemetini belirtir. Gerilim ve geriniminin orantılı olduğu en yüksek gerilim miktarı (P noktası) orantılı limit denir[15].

E noktası elastik limittir. Gerinimlerin artık tamamen geriye dönüşmediği noktayı belirtir. Yani materyalin daimi deformasyona uğramadan dayanabileceği maksimum gerilimdir. Elastik limitin saptanması deneysel olarak oldukça zordur. Gerilimin yavaşça artırılmasından sonra kaldırıldığı ve elastik düzelmenin gözlemlendiği deneyleri gerektirir. Bu nedenle orantılı limit elastik limit yerine kullanılır. Böylece bir materyalin yüksek orantılı limite sahip olması, materyalin daimi deformasyona uğramadan uygulanan kuvvete ne kadar karşı koyabileceğini göstermektedir[5,6,15].

Gerilim gerinim eğrisinin çizgisel kısmı elastik modülünü gösterir. Elastik modülü gerilimin gerinime oranıdır. Elastik modülü elastiklikten çok rijiditeyi belirten bir özelliktir. Dik bir eğim yüksek elastiklik modülü belirtir, rijit bir materyali tanımlar. Eğimin hafif olması ise, düşük elastiklik modülü ve bükülebilir bir materyali belirtir. E ile T noktası arasında kayıtlı edilen gerinim değeri, materyalin kopma noktasına kadar göstereceği daimi deformasyonu gösterir. Elastik modülü gerilimin gerinime oranı olduğundan, birimi de gerilimle aynı olup  $N/m^2$  (Pascal) ile ifade edilmektedir[5,6,15,21].

Gerilim- Gerinim eğrisinin altındaki alan bize test materyali hakkında önemli bilgiler verir. Eğrinin, düz kısmının altındaki bölüm, elastik limite kadar olan kısım reziliensi belirtir, birimi enerjidir. Reziliens, elastik limite kadar, materyalin elastik deformasyona uğraması için absorbe etmesi gereken enerjidir. Resilient materyallerde, kuvvet uygulandığında enerji dışarı verilerek materyal eski haline döner. Gerilim-gerinim eğrisinin altındaki tüm alan materyalin katılık (toughness) özelliğini gösterir. Birimi enerjidir. Materyalin kopmaya kadar absorbe edeceği enerji miktarını ifade eder. Yüksek miktarda enerji absorbe eden materyallere pek denilir. Bu özelliğin karşıtı kırılgenliktir. Diş hekimliğinde kullanılan materyaller için önemli bir özelliktir[15].

### **2.8.5 Dayanım (Strength)**

Bir materyali bozmak veya kırabilmek için gerekli olan maksimum gerilim dayanıklılık özelliğinin bir göstergesidir. Gerilim uygulanan yapının atomlar arası kuvvetlerinin toplamının bir ölçütüdür. Gerilim cinsine göre çekme, basma ve makaslama dayanımı gibi isimler alır[5,6]

#### **2.8.5.1 Transvers dayanım**

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin dayanıklılık tespiti için en yaygın ve geçerli test üç nokta eğme veya transvers dayanım testidir. Test edilecek akrilik rezin

örnekte, kuvvetin uygulama yönüne bağlı olarak değişik oranlarda basma ve çekme gerilimleri ile makaslama gerilimleri oluşmaktadır. Akrilik rezinlerin transvers dayanıklılığı; rezinin bileşimine, hazırlanma yöntemine göre farklılıklar gösterebilmektedir. Ayrıca su emiliminden ve kullanım süresi içinde maruz kaldığı sıcaklık değişimlerinden etkilenmektedir[5,6,15].

Üç nokta eğme test cihazında, rezin örnekleri kırmak için gerekli olan maksimum yük elde edilerek transvers dayanım aşağıdaki formülle hesaplanır[15];

$$TS = 3FL / 2bd^2$$

$$TS = \text{Transvers dayanıklılık (N/mm}^2\text{)}$$

$$F = \text{Kınlma anındaki yük (N)}$$

$$L = \text{Örnek yerleştirilen destekler arasındaki uzaklık (mm)}$$

$$b = \text{Örnek genişliği (mm)}$$

$$d = \text{Örnek kalınlığı (mm)}$$

### **2.8.5.2 Darbe dayanımı**

Bir maddenin başka bir madde ile çarpışması sonucunda oluşan dinamik kuvvete darbe kuvveti adı verilir[6]. Darbe test cihazı ile yüksek hızlarda deney parçasının kırılmasında soğurulan enerji miktarı ölçülür. Darbe deneyi süresince soğurulan enerji, malzemenin mukavemetinin ve tokluğunun bir ölçüsü olarak kullanılabilir. Malzemenin darbeye dayanıklılığı, malzeme tasarımcıları için en önemli özelliklerden biri olarak göz önünde bulundurulmalıdır. Darbe test cihazı, yay destekli hızlandırıcısı sayesinde belirli bir darbe hızı ile belirli bir darbe enerjisine ulaşabilmektedir[23].

Darbe testi, bir malzemeye aniden kuvvet uygulandığında nasıl cevap vereceğini test eder. Darbe test cihazının sarkacı bilinen bir yükseklikten aniden bırakılır ve örnek malzeme kırıldıktan sonra sarkacın tekrar ulaştığı son yükseklik ile ilk yükseklik arası mesafe hesaplanarak test edilen materyalin absorbe ettiği enerji hesaplanabilir[5,15,21]. Protez kaideleri sert yüzeylere düştüklerinde kırılabilir bu nedenle darbe dayanım akrilik protez kaide materyalleri için önemli bir özelliktir[15].

### **2.9 Polimerlerin reolojik özellikleri**

Reoloji, materyallerin akışkanlığı ve şekil değiştirmesi ile ilgili bilgilerine verilen genel addır. Materyalde moleküler düzeyde meydana gelen değişikliklerin makroskobik özelliklerde oluşturduğu değişimleri anlamamıza yarayan bilgiler içerir[24,25,26,27].

Polimerler viskoelastik sıvılardır, uygulamalar içerisinde akışkanlığının veya şekil bozukluğunun ne kadar hızlı olduğuna bağlıdır[28]. Reolojik özellikler, materyale uygulanan kuvvetler altında oluşan gerinimlere dayanarak belirlenebilmektedir.(24) Reoloji polimer yapısındaki küçük değişiklikler için çok hassastır. Reolojik özellikler yeni materyal gelişimi için anahtardır[28] ve materyallerin kontrollü kullanımını sağlaması, materyaller için büyük öneme sahiptir[29].

Bir materyale uygulanan gerilime karşı basit davranış tipleri vardır. Dış kuvvet etkisi ile materyal değişik deformasyon tepkimeleri gösterirler. Bazı maddeler tamamen elastik davranış gösterirken materyalde deformasyon geçici olarak görülür. Dış kuvvete karşı tamamen viskoz davranış gösteren materyalde ise deformasyon kalıcıdır. Bazı materyallerde ise viskoz ve elastik davranışı aynı anda gösterirler. Viskoelastik maddeler olarak bilinen bu grubun en önemli üyesi polimerlerdir. Bir polimerik malzeme dıştan gelen etkiye karşı göstereceği mekanik davranış tersinir (elastik) ve tersinmez (viskoz) deformasyonların bileşimi şeklinde olur. Katılarda genelde deformasyon boyutlarında uzama, kopma, çatlama şeklinde kalıcı deformasyonlar gözlenebilmektedir[8,24].

Deborah veya Weissenberg sayısı ile materyallerin bu özelliklerinin sınıflaması yapılmaktadır. Deborah sayısı materyalin gevşeme süresinin deney süresine oranıdır[24,28].

Deborah sayısı = gevşeme süresi / deney süresi

$De > 1$  elastik cevap katı

$De < 1$  viskoz cevap sıvı

$De = 1$  viskoelastik cevap

### **2.9.1 Elastik deformasyon**

Gerilim altında enerji kaybı olmaksızın meydana gelen tersinir deformasyondur. Elastik deformasyona uğrayan maddeler, dışardan kendilerine verilen mekanik enerjiyi bağ titreşimlerini, bağ açılarını değiştirme gibi hareketlerle absorbe ederler ve kuvvet kaldırıldıktan sonra almış oldukları enerjiyi ilk şekillerine dönmek için kullanırlar. Sonuçta materyal üzerinde enerji birikimi gözlenmez. Camsı geçiş sıcaklığının altında, polimer maddeler akıcı değildir ve Hook elastikliği gösterirler. Bu sıcaklıklarda polimerik malzeme gerildiğinde, geri dönebilen, çok az bir esneklik gösterirler. Bu esneme, gerdirilen polimer zincirindeki karbon-karbon bağ açısının gerilim ile kısmen

genişletilmesinden ve zorlanmasından kaynaklanmaktadır. Gerilme kaldırıldığında karbon-karbon bağları normal açılara geri döndüğünden materyal de eski boyutlarına geri döner. Elastik deformasyon için en iyi örnek yay davranışı gösterilmektedir. Yay bir g ile çekilmesi ve uzaması ve bırakıldığında ilk boyutlarına geri döner. Yayın yaptığı bu hareket, Hook yasası ile tanımlanır.

$$F = -kx$$

F yaya uygulanan kuvveti, x yaydaki uzama miktarını, k orantı sabitini gösterir[8,11].

### 2.9.2 Viskoz deformasyon

Materyallerin akmaya karşı gösterdiği ve sürtünme etkisi ile ortaya çıkan dirence viskozite (akmazlık) denir. Viskozite řu formülle ifade edilebilir.

$$\text{Viskozite} = \text{Makaslama gerilimi} / \text{Makaslama hızı}$$

Makaslama gerilimi ve Makaslama hızı gibi kavramlar bir şıringadan akışkan bir maddenin dışarı çıkışı göz önüne getirilmesi ile algılanabilir. Materyale belli bir hızla kuvvet uygulanarak sıkılırsa, makaslama gerilimi, şıringanın pistonuna uygulanan kuvvetle bağlantılıdır, Makaslama hızı ise akma hızı ile ilgilidir. Düşük viskoziteli bir materyalde, yüksek bir akma hızı için düşük bir kuvvet gerekirken, daha viskoz bir materyalde oldukça düşük bir akma hızı için bile yüksek bir basınç gerekmektedir[15,21].

Materyallerin daha detaylı reolojik özellikleri řu denkleme başvurularak elde edilebilir.

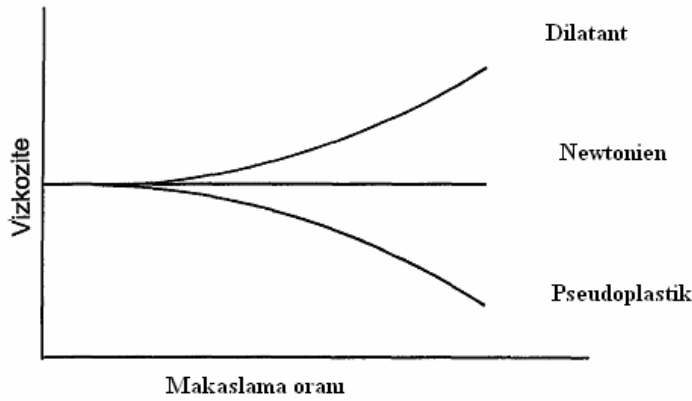
$$\text{Makaslama gerilimi} = K \cdot (\text{Makaslama hızı})^n$$

Burada K ve n sabittir ve n sabiti akışkanlık indeksini ifade etmektedir[15].

n=1 ise, makaslama gerilimi makaslama hızı ile orantılıdır ve malzemenin viskozitesi sabittir ve makaslama hızından bağımsızdır. Bu şekilde davranan materyallere Newtonian sıvıları denilir.

Akışkanlık değeri birden küçük ise makaslama hızında bir artış meydana gelir. Bu artış makaslama geriliminde orantılı bir artış yapmaz. Böylece viskozite, makaslama hızı artırılarak etkili şekilde azaltılır. Bu tip materyallere pseudoplastik materyaller denir. Akışkanlık değeri birden büyük ise, makaslama hızındaki artış oranından daha fazla miktarda gerinim meydana gelir. Böylece viskozite etkili şekilde artar. Bu tip materyallere dilatant denir[5,15,21,26,27].

Vizkozitenin makaslama hızına bağı olarak ölçüldüğü materyallerde elde edilen sonuç şekil 2.9.1' de gösterilmektedir. Dişhekimliğı materyallerinde Newtonian ve pseudoplastik maddelere sık rastlanırken dilatantlar nadir bulunmaktadır. Materyallerin reolojik özelliklerinin bilinmesinin önemli olması onların kullanım kolaylıklarının kontrol edilebilir olmasındandır[5,15].



Şekil 2.9.1 Newtonian, Pseudoplastik ve Dilatant materyallerinin viskozite ve makaslama oranına karşı eğrileri[15].

### 2.9.3 Viskoelastik Deformasyon

Mekanik özellikler açısından kalıcı deformasyon ve tersinir deformasyon arasında davranan maddelere viskoelastik materyaller denir. Polimerlerin çoğu viskoelastik özellik gösterir. Viskoelastik, katı ve gaz fazı arasında bir spektrumu kapsar. İdeal viskoz davranış ideal gazlardan, ideal elastik davranış ise ideal katılardan beklenen davranışlardır. Polimerler kaynamadıkları için buhar ya da gaz halinde bulunmazlar. Bu sebeple polimer eriyiklerinin veya katı haldeki polimerlerin viskoelastik davranışı sıvı-katı arasındaki viskoz davranışlarla sınırlı kalmaktadır. Polimer eriyiklerinin veya katı polimerlerin viskoelastik davranışlarının hangi oranda viskoz sıvıya veya elastik katıya yakın olacağı, yapısındaki moleküller arası etkileşimlere, kristaliteye, zincir sertliğine ve diğer tüm molekül ve yapı özelliklerine bağlıdır[8,21].

Camsı geçiş sıcaklığı altında bulunan amorf ve yarı-kristal polimerler, dışardan etki eden kuvvetlere öncelikle elastik deformasyonla yanıt verirler. Erime ve camsı geçiş sıcaklığı arasında bulunan yüksek mol kütleli amorf polimerler kauçuksal elastikiyet denilen tepkiyi gösterirler. Bu tür polimerlerin zincirleri erime ve camsı geçiş

sıcaklığı arasında yüksek hareket yeteneğine sahiptir, zincirler arasında çapraz bağ ile zincir hareketliği kısmen engellenir[8].

Polimerlerin mekanik dayanım ve ısıl davranışları, o polimerlerin kullanım alanlarının belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır. Polimer malzemenin mekanik davranışı ile zincir yapısı arasında bir paralellik vardır. Zincirden zincire farklılık gösteren mekanik davranış, aynı tür zincir için de, zincir uzunluğuna bağlı olarak bazı değişiklikler gösterir. Mekanik dayanım, polimer materyalin herhangi bir kuvvet karşısında gösterdiği direnç olarak tanımlanmaktadır. Polimerik materyalin göstermiş olduğu direnç az ise, polimer kolaylıkla şekil değiştirir, fakat direnç fazla ise şekil değiştirmesi zordur[30,31].

Bir polimerik malzeme ince film haline getirilip, iki ucundan eşit-ters yönde iki kuvvetle çekilerek deforme etmeye çalışılırsa, bu sırada harcanan enerji, sistemdeki polimer zincirleri tarafından kullanılır ve zincirler birbirlerinden farklı şekillerde deformasyonlara uğrayacaktır. Polimer zincirlerinin türüne, deney sıcaklığına, etkiyen kuvvete, kuvvetin etkiye süresi ile hızına ve polimer filminin kalınlığına bağlı olarak, polimer zincirinde üç farklı deformasyon görülebilir[10].

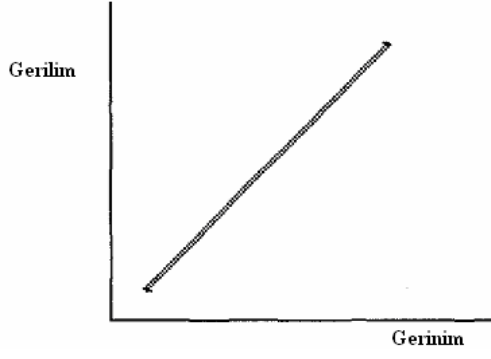
Bunlar;

- 1- Ani elastiklik (Elastik deformasyon)
- 2- Kauçuksal deformasyon
- 3- Kalıcı deformasyon (akma) dır.

### **2.9.3.1 Ani elastiklik**

İlk şeklini tamamen alabilen maddelere elastik materyaller denir. Sert zincirler için ve ani kuvvet uygulamaları için geçerlidir. Atomlar arası bağ açılarının zorlanması söz konusudur. Kuvvet ortadan kaldırıldıktan sonra materyal aynı uzama yolundan ilk haline hemen ve tamamen geri döner bu nedenle ani elastik deformasyon mekanik ve termodinamik olarak tersinir bir deformasyondur[10,31,32]. Böyle bir materyalin elastik deformasyonda gerilim–gerinim ilişkisi şekil 2.9.2’de gösterildiği gibidir.





Şekil 2.9.2 : Ani elastiklikte görülen gerilim-gerinim ilişkisi [10]

### 2.9.3.2 Kauçuksal deformasyon

Zincirdeki bazı segmanların zincirler arası fiziksel bağlarından kurtularak başka farklı konumlara geçer, bu sırada tüm zincirlerin ağırlık merkezi değişmez. Fakat etki eden kuvvet ortadan kaldırıldığında, yükleme sırasında izlediği yoldan başka bir yolu izleyerek önceki konumuna geri gelir. Bu davranışı gösteren uzama mekanik olarak tersinir termomekanik olarak tersinmezdir. Kauçuksal deformasyon sadece belli bir kuvvet ve deformasyon aralığında gözlenebilmektedir[10,31].

### 2.9.3.3 Kalıcı deformasyon (Akma)

Akma dış kuvvetin altında bir maddenin moleküllerinin geri dönülmez bir şekilde yer değiştirmesidir. Etki eden kuvvet kaldırıldığında sistem eski konumuna geri gelemez. Bu nedenle polimerlerin kalıcı deformasyonu yani akma hem mekanik olarak hem de termodinamik olarak tersinmezdir[10,32].

## 2.10 Polimerlerin ısısal özellikleri

Isısal yöntemler, kalite kontrol ve sanayi ürünleri olan polimerler, ilaçlar, mineraller, metaller ve alaşımlarının araştırma uygulamalarında geniş kullanım alanına sahiptir[33].

Termal analiz teknikleri polimerlerin ısı karşısında fiziksel ve yapısal özelliklerin değişimleri hakkında bilgi edinebilmek için kullanılan tekniklerdir. Polimerlerin bu özellikleri polimerin cinsine, yük miktarına, sıcaklığa ve en önemlisi yükleme süresine göre değişiklik gösterir[10,34,35].

Isı karşısında bu yapısal değişimler camsı geçiş sıcaklığı ( $T_g$ ), kristalizasyon, ve erime basamaklarını polimer seçiminde önemli kriterlerdir[36].

Farklı iki polimer, camsı geçiş sıcaklığının altında olacak şekilde, belirlenen bir sıcaklıkta yapılarındaki stres açısından karşılaştırıldığında, camsı geçiş sıcaklığı daha

yüksek olan polimerin daha büyük bir stres altında olduğu, camsı geçiş sıcaklığı daha düşük olan bir rezin ise daha zayıf olduğu bilinmektedir. Benzer yapıda polimer zinciri olan iki polimer karşılaştırıldığında molekül ağırlığı yüksek olan polimerin camsı geçiş sıcaklığı daha yüksek olacaktır[36].

Polimerlerin kristalizasyonu polimer seçiminde önemli olan bir diğer kriterdir. Bir polimer camsı geçiş sıcaklığının üzerinde ısıtıldığında belirli bir sıcaklığa ulaştığında düzenli bir atomik yapı oluşturmaya yetecek kadar enerji sağlamış olur ve kristal bir yapı oluşturur[34,36]. Tamamen kristal yapıya sahip polimer kırılabilir olacaktır fakat yapısındaki düzensiz kısımlar polimerin kırılmadan bükülebilme yeteneğini arttırmaktadırlar[36].

Amorf polimerler belirli bir erime dereceleri yoktur. Fakat bu amorf yapılar sıcaklık artışlarında ikinci bir geçişe sahiptirler. Bu sıcaklığa camsı geçiş sıcaklığı ( $T_g$ ) denir. Diş hekimliği polimerlerinde camsı geçiş özelliği önemlidir. Yeni bir protez kaide materyali geliştirilmesinde ve mevcut materyalin modifiye edilerek fiziksel ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde, materyalin çalışma özelliklerinin davranış modelinin anlaşılmasında camsı geçiş sıcaklığı önemlidir[37,38,39,40,41].

Polimerlerin camsı geçiş sıcaklığı ( $T_g$ ) ve erime sıcaklığı ( $T_e$ ) bu maddelerin kullanılabilirlik sınırlarını belirleyen önemli değerlerdir. Ne tür pratik uygulamada elverişli olduğu bu sıcaklık değerleri tespit edilerek belirlenir. Bir polimerin katı olarak kullanılabilmesi için çalışma sıcaklığı hem ( $T_g$ ) hem de ( $T_e$ ) sıcaklık değerlerinin altında olmalıdır. Bir polimer erime sıcaklığı ( $T_e$ ) katı halden sıvı hale dönüşür, camsı geçiş sıcaklığı ( $T_g$ ) ise katı halden kauçuğumsu bir hale dönüşür[13,31].

Camsı geçiş sıcaklığında polimer içindeki zincirler daha serbest şekilde hareket etme yeteneğine sahiptirler. Bu durum polimerik maddenin camsı geçiş sıcaklığı altındaki sıcaklıklarda kırılabilir sert yapı, camsı geçiş sıcaklığı üzerindeki sıcaklıklarda ise esnek, kauçuğa benzer bir yapı almasını sağlar[39,40].

Polimerlerde camdan kauçuk yapıya geçiş davranışları altında camsı geçiş sıcaklığının belirlenmesi yaygın olarak kullanılmaktadır. Camsı geçiş sıcaklığı sırasında özellikle modulus, elastikiyet, kırılma indisi, ısı kapasitesi gibi çarpıcı değişiklikler ortaya çıkmaktadır. Bu değişiklikler geri dönüşümlü polimer zincirinin moleküler hareketleridir[40].

Bir polimerin hem erime sıcaklığını hem de camsı geçiş sıcaklığını ya da bunlardan sadece birini göstermesi bu polimerin morfolojisi ile ilişkilidir. Tümü ile amorf polimerler camsı geçiş sıcaklığı gösterirken, tümü ile kristal polimerler ise sadece

erime sıcaklığında geçiş gösterirler. Polimerlerin çoğu erime sıcaklığında bir miktar kristallendiği için, genellikle her iki geçiş sıcaklığın da gözlenmesi mümkün olmaktadır[13,31,32].

Camsı geçiş sıcaklığı,

1- Rigit yapılar,

2- Çapraz bağlantılar,

3- Polimerizasyon derecesi,

4- Molekül ağırlığı,

5- Plastikleştirici madde varlığı,

6- Yan zincirlerin uzunluğu,

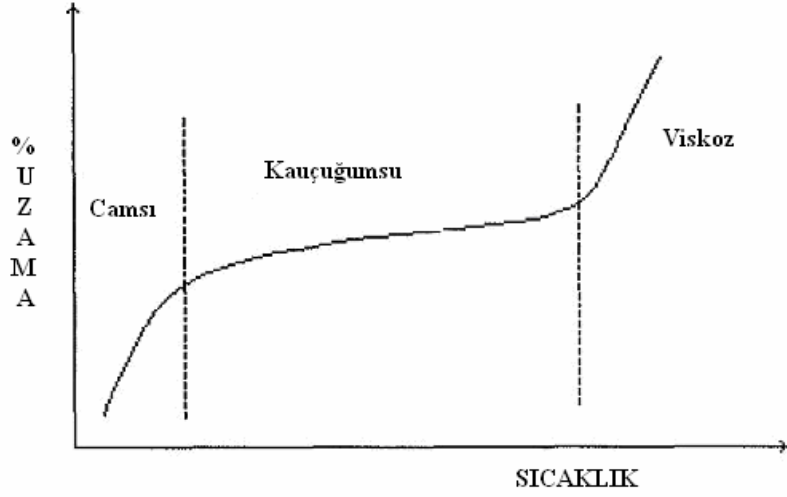
7- Zincirler arası ikinci bağlar, gibi birçok faktör tarafından etkilenmektedir[39].

Camsı geçiş sıcaklığının belirlenmesi yöntemleri çeşitlidir. Bu yöntemler termal mekanik analiz, dinamik mekanik termal analiz ve diferansiyel tarama kalorimetrisi kullanılmaktadır. Fakat bunlar arasında sonuçların kolay elde edilebilir olmasından dolayı ve diğer yöntemlerde elde edilen sonuçlarla benzerlik göstermesi nedeniyle en çok yaygın olarak kullanılan yöntemlerin başında termomekanik yöntem gelmektedir[40].

Elastik modülü, polimerlerin kullanım alanlarını ve kullanım sıcaklığını belirleyen önemli parametrelerden biridir. Elastik modülü camsı durumda yüksek, kauçuğumsu durumda düşüktür. Polimerlerin kauçuğumsu durumdan camsı duruma geçişine elastik modülündeki kademeli değişiklik eşlik etmektedir. Bu bölgenin ortalama sıcaklığı, camsı geçiş sıcaklığıdır. Bütün amorf polimerlerin sıcaklık-elastik modülü eğrileri birbirlerine yaklaşık olarak benzerdir[31,32].

Şekil değiştirme ölçümlerine dayanan camsı geçiş sıcaklığı tespiti, polimerin deformasyonunun sıcaklığa bağlılığını gösteren eğrilerin elde edilmesiyle gerçekleştirilir. Sabit bir kuvvet altında sıcaklık-deformasyon eğrisi termomekanik eğri olarak adlandırılır. Geniş bir sıcaklık aralığında yüksek molekülü amorf polimerin termomekanik eğrisi Şekil 2.10.1'de gösterildiği gibi üç bölgeye ayrılmaktadır. Camsı birinci bölgede küçük gerilimlerde küçük uzamalar söz konusudur. İkinci bölge, geri kazanımlı deformasyonlar ile kauçuğumsu durumu temsil eder. Bu deformasyonlar

sıcaklık artışı ile artar. Üçüncü bölge oldukça yüksek sıcaklıklarda, kolaylıkla gerçekleşebilen ve zincirlerin tamamen yer değiştirmesi olarak bilinen gerçek akma meydana gelmektedir. Polimer bu bölgede kauçuğumsu durumdan akışkan duruma geçer. Bu geçiş, deformasyon eğrisinde keskin bir artışla gözlenmektedir. Kauçuksu durumdan akışkan duruma geçiş sıcaklığı kesin bir sıcaklık değil ortalama sıcaklıktır[31,32].



Şekil 2.10.1 Polimerin yüzde uzama sıcaklık eğrisi [31].

Termomekanik yöntem ayrıca, kristal yapılı polimerlerin deformasyon özelliklerinin belirlenmesinde de kullanılır. Bir polimerin çapraz bağlanma yeteneğinin saptanmasında da kullanılabilir. Bu tür özellikler hakkında bilgi edinmek, polimerlerin teknolojik özelliklerini belirlemede çok önemlidir. Polimerlerin sertleşmesinde, değişik maddelerin etkisi, plastikleştirici ve dolgu maddelerinin etkisi termomekanik testlerle belirlenebilmektedir[31,32].

Polimerlerin sertlik ya da yumuşaklık dereceleri onların Elastik modülü, camsı geçiş sıcaklığı ve ısısal uzama katsayıları (IUKS) değerlerine bakılarak değerlendirilebilir. Bir malzemenin elastik modül değeri arttıkça malzeme sertleşir. Günlük yaşamda oda sıcaklığının üstündeki camsı geçiş sıcaklığı değerine sahip polimerler sert malzeme olarak kullanılırken, oda sıcaklığı altındaki camsı geçiş sıcaklığı değerine sahip olan polimer malzemeleri plastik malzeme olarak kullanılmaktadır. Polimerlerin IUKS değeri birim sıcaklıkta polimer malzemesinde meydana gelen uzama olarak tanımlanmaktadır. Bu değer ne kadar büyükse o malzemenin elastik özelliği o derece yüksektir[6,10,15,31].

## 2.11 Termogravimetrik Analiz (TGA)

Termogravimetrik analiz hazırlanan örnek materyalin sabit hızda doğrusal bir şekilde ısıtılması ile ağırlığındaki değişiklikleri ölçer. Bu değişiklikler materyalin ısısal kararlılığı veya kompozisyonu hakkında bilgi verir[33,42].

Termogravimetrik analiz cihazı sıcaklık ölçüm ve kontrol birimi, hassas bir terazi, kütle ve sıcaklık değişimlerini kaydeden ve içinde bulunduğu atmosferi kontrol eden bir düzenden oluşur[13]. Thermo-terazi tasarımı 5-20mg aralığında çalışmaktadır. Bu nedenle analizi yapılacak örnek malzemenin cihaza uygun bir şekilde analizinin yapılabilmesi için örnek malzeme tanecik boyutuna getirilerek çalışılır[33].

Termogravimetrik analizi etkileyen önemli parametrelerden diğeri ise ısıtma hızıdır. Genelde 5-25 °C/dk arasında ısıtma hızı kullanılır. Kullanılan gazlar inert bir atmosferde azot ve argon, yükseltgen bir atmosfer de ise hava veya oksijen tercih edilir[13,38].

## 2.12 Termomekanik Analiz (TMA)

Termomekanik analiz kuvvet, zaman ya da sıcaklığın bir fonksiyonu olarak örnek bir materyalin doğrusal ya da hacimsel boyutlardaki değişikliklerin ölçülmesidir. TMA eğrilerinden, bir polimerik malzeme için oldukça önemli olan ve kullanım alanlarını belirleyen camsı geçiş sıcaklığı, akma sıcaklığı, elastik modülü, kopma noktası ve ısısal genişleme katsayısı gibi bilgiler elde edilebilir[42]. Termomekanik analiz polimerlerin özellikle camsı geçiş sıcaklıklarının belirlenmesinde oldukça basit bir tekniktir[40].

Bir TMA deneyinde, örnek yüzeyi üzerine belirli ağırlıkta kuartz bir prob yerleştirilir. Isıtılan bir materyalde, uygulanan kuvvet ve malzemenin sertliğine bağlı olarak pozitif boyutsal değişiklik (uzama) ya da negatif bir boyutsal değişiklik (içe girme) meydana gelir. TMA, bu iki uçlar arasındaki ayrımı belirlemede kullanılabilir[40,42]. Bununla birlikte termomekanik analiz ısısal genişleme katsayısı verilerini sağlama özelliğine de sahiptir. Bunlar ürün tasarımında, gelişme uygulamalarında, kalite kontrol sağlanmasında değerli bilgilerdir[42].

### 2.13 Protez kaide plağının kırılmasında etkili olan faktörler

Ağız boşluğunun normal sıcaklık değişimleri 32-37°C arasında iken sıcak ve soğuk yiyecek veya içeceklerin alınması sıcaklığı 0°C ile 70°C arasında değiştirir. Ağız ortamının sıvısı olan tükürük 4-8.5 arasında değişen pH'ya sahip iken alınan asitli meyve suları veya alkali özellikteki ilaç ve içecekler ile bu sınır 2-11 arasında değişebilmektedir. Sıcaklık değişimleri, asidik veya alkali yöndeki değişimler ve çiğneme işlevlerinin ortaya çıkardığı yüksek ve devamlı gerilimler ağızda bulunan materyalin dayanıklılığını etkileyebileceği bildirilmektedir[15].

Düşük arpma, yorulma ve zayıf dayanıklılık özellikleri, akrilik protez kaidelerinin yük altında akma göstermeleri ve bu nedenle zaman içinde deforme olmaları istenmeyen durumlardandır. Akrilik protez kaide rezinlerinin kırılması, bu materyalin kullanımındaki en büyük dezavantajlarından birisidir[43,44,45].

Hareketli protezlerdeki akrilik kaide plağı dayanıklılığının yetersiz olması ideal mekanik özellikleri karşılayamamaktadır. Akrilik rezin protezlerin kırılması hasta, diş hekimi ve protez kaide materyalinin yapısal özelliklerine bağlı bir durumdur. Protez kaide materyalinin direncini arttırmaya yönelik araştırmalar devam etmektedir[46].

Protez kaide plağı kırılma nedeni temelde yorulma ve çarpma olmak üzere iki tip kuvvetten kaynaklanmaktadır. Yorulma tekrarlayan oklüzal kuvvetlerin etkisiyle protez kaidesinin sürekli düşük yoğunluktaki gerilimlere maruz kalması sonucu oluşur. Bu tip başarısızlıkta öncelikle kaide plağında çekme geriliminin yoğunlaştığı bölgelerde çatlaklar meydana gelir. Gerilim devam ederse bu çatlaklar birleşerek kırılmaya neden olmaktadır[47,48].

Protez kaide plağı kırılmasının diğer nedeni ise çarpma kuvvetlerinin etkisidir. Protezlerin temizlenmesi sırasında veya şiddetli öksürme, aksırma ve hapşırma ile sert zemine düşürülmesiyle protez kaide kırıkları görülmektedir. Çarpma kırılmaları genellikle orta hat boyunca görülmektedir[46,48,49].

Protez kırık tamir işlemlerinin zaman alması ve tamir bölgesinin eski dayanıklılığının elde edilememesi gibi dezavantajlara sahiptir. Fakat protez kırıklarının ne oranda olduğu ile ilgili araştırmalar oldukça azdır[50].

Protez kaide kırık tamir prevalansı, problemin ciddiyetinin anlaşılması bakımından incelenmelidir. Ülkemizde bu yönde yapılmış geniş çaplı istatistiksel çalışma bulunmamakla birlikte, kırık tamirlerinin oldukça fazla olduğu gözlenmektedir.

Bundan dolayı akrilik rezin protezlerin dirençlerini azaltarak kırılmalarına neden olan faktörlerin bilinmesi ve bunların en aza indirilmesi gerekmektedir[51].

Protezlerin kırılmasında

- Oklüzyon – Tüberkül eğimleri
  - Dişlerin arktaki yeri
- Fonksiyon ve parafonksiyonlarla oluşan stresler
- Doku uyumuna bağlı oluşan yükler
- Frenilum çentiklerinin oluşturduğu stresler
- Yorulma, çarpma gibi mekanik özelliklere bağlı faktörler etklidir[17].

#### **2.14 Protez kaide materyallerinin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi**

Günümüze kadar kaide materyallerinin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi yönünde yapılan çalışmalar 3 şekilde olmuştur[52,53,54].

- Poli( metil metakrilat)'ın kimyasal modifikasyonu
- Poli( metil metakrilat)'a bazı güçlendirici materyallerin ilave edilmesi
- Poli( metil metakrilat)'a alternatif olabilecek materyaller geliştirilmesi

##### **2.14.1 Poli(metil metakrilat)'ın kimyasal modifikasyonu**

Kimyasal dirençlendirmede, polimer lastik faz ilavesi ile kimyasal yapısı modifiye edilmiş ve yüksek etki rezini diye adlandırılan lastik metakrilatın kopolimeri üretilmiştir[53]. Polimerizasyon reaksiyonuna birden fazla tipteki monomerin girmesi ile zincir oluşursa bu olaya kopolimerizasyon denir. Bu şekilde daha üstün özelliklere sahip polimer elde edilebilir. Kopolimerizasyonun en ideal şekli monomerin alternatif olarak yer almasıdır. Ancak bunun gerçekleştirilmesi oldukça zordur. Polimerizasyona girecek olan iki tip monomerin de aynı şartlarda polimerizasyona girip girmemelerine bağlıdır[9].

PMMA rezinlerin butadien stiren kauçuk ile güçlendirilmiş şekilde elde edilmesi önemlidir. Kauçuk ilave edilmesi akrilik matris ile lastik faz arasında bir ağ bağlantısı oluşur. Bu elde edilen rezinler yüksek dayanımlı (high impact acrylic resin) resinler denir.

Butadien stiren reaktif akrilat grupları içermekte böylece akrilik rezin ile kimyasal bağlantı sağlanabilmektedir. Bu rezinler konvansiyonel akrilik rezinlere alternatif oluşturmaktadır. Fakat maliyetinin çok yüksek olması klinik kullanımda sınırlı kalmaktadır[52,54,55].

#### **2.14.2 Poli(metil metakrilat)'a bazı güçlendirici materyallerin ilave edilmesi**

Kompozitler, iki veya daha fazla sayıda materyallerin istenilen amaca yönelik, belli düzende bir araya getirilmesi ile hazırlanan malzemelerdir. Kompoziti oluşturan maddelerin arasında birincil kimyasal etkileşimler bulunmaz ve çoğu kez kompozitteki bileşenlerin birbirleri ile temas ettiği noktalar makroskobik düzeyde ayırt edilebilir. Kompozit materyallerin hazırlamadaki amaç, farklı maddelerin iyi özelliklerini tek bir madde altında birleştirebilmektir[8,56].

En basit kompozit malzeme, takviye edici ve matris adları verilen iki bileşenden oluşmaktadır. Takviye edici kompozitin mekanik dayanıklılığında sorumludur. Matris ise, takviye maddesini bir arada tutma, takviye ediciyi dış etkenlerden koruma ve ayrıca kompozitin şeklini belirlemeden sorumludur. Bir kompozitin kullanım sıcaklığı matrisin kullanım sıcaklığı ile sınırlıdır[8].

Fiberlerin gruplandırılmasında, polimerlerin gruplandırılmasına benzer şekilde kaynağı göz önüne alınarak doğal, yarı-sentetik ve sentetik gruplarına ayrılırlar.

Doğal fiberler yün, pamuk, doğal ipek, keten örnek olarak verilebilir.

Yarı sentetik fiberler rejenere selüloz, rejenere protein örnek olarak verilmektedir.

Sentetik fiberler, Poliamit, poliester, akrilik, polipropilen, polietilen örnek olarak verilebilmektedir[8].

Son yıllarda akrilik rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmak için çeşitli fiberlerin ilavesiyle elde edilen polimer kompozit materyallerin kullanımına yönelik çalışmalar bulunmaktadır[57,58].

Fiber ile güçlendirilen akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini geliştirmede çeşitli parametreler etkili olmaktadır. Bunlar matris seçimi, fiberin çapı, uzunluğu, hacim ve ağırlık olarak fiber içeriği, fiber dağılımı, fiberin ıslanabilirliği, bağlantı ajanı seçimi uygulaması, yapım tekniği ve koşulları şeklinde sıralanmaktadır[45,53,59,60].



### 2.14.2.1 Matris seçimi

Kompozitlerde polimerler, metaller ve seramikler matris olarak kullanılan maddelerdir. Bu maddeler içerisinde polimerlerin özel bir yeri vardır. Ve kompozitlerin çoğu polimer matrislerden hazırlanır. Matris seçiminde mekanik özellikler, geniş bir sıcaklık aralığında boyutsal kararlılığını koruyabilmek, sıvılardan etkilenmeme gibi değerlendirilmesi gereken önemli noktalar[8].

### 2.14.2.2 Fiber ile ilgili özellikler

Fiberin kalınlığı kompozit materyalinin özelliklerini etkileyen önemli bir faktördür. İnce fiber ile hazırlanan kompozitlerde polimerin fiberi ıslattığı alan büyüktür. Fiber- polimer değme yüzeyinin artması, fiber- polimer etkileşimleri artırarak kompozit içerisinde kuvvet dağılımını kolaylaştırır. Bu nedenle aynı kütlede ince ve kalın fiberle takviye edilen kompozitlerden, ince fiberle takviye edileni daha dayanıklıdır. Bu nedenle fiber yüzey alanının hacmine olan oranının mümkün olduğunca büyük olması gereklidir[8,61]. Farklı kesitlere sahip fiberler üretilmektedir[8].

Diş hekimliğinde fiberler akrilik kaide rezin materyalinin içerisine 3 değişik formda yerleştirilebilir. Dokunmuş form şeklinde, birbirine paralel olarak uzunlamasına yerleştirilen iplik formu ve kısa kesilmiş form şeklinde olabilmektedir[17,56].

Sürekli paralel fiberler sadece tek yönde direnç sağladıkları, dokuma formunda ilave edilen fiberler rezin polimerin dayanıklılığını hem transvers hemde vertikal yönde sağlarlar. Kısa kesilmiş fiberler polimer matris içinde rasgele ilave edilirler. Bu tip fiber ilavesinde en önemli dezavantajı fiberin polimer içinde homojen dağılmaması ve belli bölgelerde kümelenme göstermesidir[62,63,64]. Chen ve arkadaşları değişik uzunluklarda kısa kesilmiş cam fiber kullandıkları çalışmalarda 4mm uzunluğundaki fiber ile optimum sonuçlar alınabildiğini göstermişlerdir[3].

Araştırmacılar Poli(metil metakrilat) içerisine cam fiberleri çeşitli formlarda, konsantrasyonlarda ve oryantasyonlarda ilave ettikleri sonuç yapının transvers dayanım, darbe dayanım, elastikiyet modülü gibi fiziksel özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında akrilik rezinin özelliklerini iyileştirdiği görülmüştür[3,57,64,65].

Kompozitlerin mekanik dayanımı içerisindeki fiber miktarı arttıkça yükselir fakat fiber oranı belli bir değere ulaştıktan sonra mekanik dayanım azalmaya başlar. Bunun nedeni fiber artışına bağlı olarak kompozit içerisindeki polimer matris miktarının

azalmasıdır. Polimer, kompozit içerisindeki oranı belli bir değerin altına düştüğünde matris işlevini kaybeder ve fiberleri bir arada tutamaz[8].

Akrilik rezin içerisine ilave edilen fiber miktarları ile ilgili araştırmacılar farklı sonuçlar bulmuşlardır[66,67]. Gutteridge çalışmasında fiber oranının ağırlıkça %3 üzerine çıktığında yarar sağlamadığını; % 4'ten yüksek fiber konsantrasyonunun manipulasyon güçlüğüne neden olan kuru ve gevrek hamur oluşturduğunu bildirmiştir[68].

Fiber konsantrasyonu ile ilgili bilgilerin çeşitliliğine ilaveten fiber konsantrasyonunu artırmak birtakım nedenlerle zordur. Bunlar;

- Akril hamuru preslenirken fiber laterale saçılabilir,
- Fiber akril likidi ile yeterince ıslanmayabilir,
- Polimerizasyon büzülmesi fiber yüzeyindeki akrilik rezin tabakasını yıkar böylece fiber polimer matrisine yeterince bağlanamaz[52,54].

#### **2.14.2.3 Fiber-polimer matris bağlantısı**

Akrilik rezine fiber ilavesiyle elde edilen kompozit yapılarda rezinin mekanik dayanımının iyileştirilmesi için, polimer matris ile fiber arasında iyi bir ara yüzey bağlantısına ihtiyaç vardır[52]. Ara yüzey bağlantısı, polimer matristen fiberlere kuvvet aktarımında önemli olmaktadır. Ayrıca fiberin matris içine belli doğrultularda yerleştirilmesi kompozit materyalin bir başka üstünlüğünü sağlamaktadır. Kompozit farklı yüklemelere farklı yanıtlar göstererek anizotropik davranır. Kesikli fiberlerin matris içerisine genelde rasgele yerleşmesi kompozit mekanik özellikler açısından izotropik davranır[8,47,65].

Fiber ve polimer matris arasındaki ara yüzey bağlantısı, mekanik ve kimyasal bağlanma şeklinde olabilmektedir. Bazı fiberler rezin matrise bağlanırken bazıları bağlanamamaktadır. Fiberin doğal pürüzlülüğü veya asit ile pürüzlendirilmesi fiber ve matris arasında mekanik bağlantı sağlanmaktadır. Fiber ve polimer matris arasında kimyasal bağlantı oluşması için de genellikle bağlanma ajanları ilave edilir[47]. Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış fiberler, akrilik rezin içinde yabancı bir cisim gibi davranır ve dayanıklılığı artırmak yerine akrilik rezini zayıflatabilir[52,58].

Fiber yüzeyine uygulanan işlemi ya fiberin yüzeyini artırarak ya da yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği artırarak kimyasal bağlanma sağlanır. Fiberler plazma, silan veya epoksi rezinle yüzey işlemine tabi tutulabilir[17].

Kullanılacak rezin ile fiberin uyumluluğu kompozit materyalin etkinlikleri açısından önemlidir. Genel olarak ideal bir fiberin, düşük yoğunlukta olması, yüzey enerjisinin yüksek olması, kimyasal yapısının kararlı olması, elastiklik modülünün yüksek olması, su emilimi ve çözünürlüğünün düşük olması, darbe direncinin yüksek olması, uygulama sırasında ve sonrasında lokal doku reaksiyonlarına neden olmaması ve estetik olması istenilen özelliklerdendir[22,54,69].

Dışhekimliğinde karbon fiberler, aramid fiberler, polietilen fiberler, cam fiberler, naylon fiberler en sık kullanılan fiberler arasındadır[43].

#### **2.14.2.4 Karbon Fiberler**

Üretimlerine 1960'ların sonlarında başlanan karbon fiberleri, yapılarında ağırlıkça en az %90 oranında karbon bulunan fiberlerdir. Poliakrilonitrilin pirolizi ile üretilen karbon en kaliteli fiberlerdir. Karbon fiberler oldukça hafif, kimyasal açıdan inert, çekme ve sıkıştırma dayanımı iyidir[8].

Araştırmacılar akrilik rezine ilave edilen karbon fiberlerin elde edilen kompozit yapının transvers dayanıklılığını, darbe dayanıklılığını, yorulma direncini artırdığını ve karbonun toksik ve kansorejen olmadığını çalışmalarında bildirmişlerdir[17,53,70,71].

Çeşitli tipte fiberlerin akrilik rezinin fiziksel mekanik özelliklerini artırmaktadır. akrilik rezin içine yerleştirilen karbon fiberlerin yorgunluk ve çekme dayanımını, transvers bükme dayanımını, elastik modülünü iyileştirdiğini, fakat bu fiberlerin siyah renkte estetik olmaması introral kullanımına olanak vermediğini bu durumu pek çok çalışma tarafından desteklendiği bildirilmektedir[65,71].

#### **2.14.2.5 Aramid Fiberler**

Aramid, polipara-fenil terafelamid ticari adı kevlar olan organik bir bileşiktir. Poliaramid fiberin ıslanabilirliği çok iyi olduğu için bağlayıcı bir ajanla işlem görmesine gerek yoktur. Toksik özellik göstermez[54]. Çekme direnci 104 MPa, elastik modülüs değeri 50-130 Gpa ve yoğunluğu 1,4 gr/cm<sup>3</sup> olan aramid fiberler iyi mekanik özelliklere sahiptir [60].

Sürekli paralel aramid fiberin akrilik rezinin yorulma direncini artırdığı, akrilik rezine ağırlıkça farklı oranlarda aramid fiber ilavesi dayanıklılığı ve çekme direncini artırdığını fakat renginin sarı olması estetik sakıncalar yaratabileceği bildirilmiştir[60,72].

#### 2.14.2.6 Polietilen Fiberler

Polietilen; doğal polimer yapısında ( $-CH_2=CH_2$ )n kimyasal formülü ile etilen polimerlerinin tümüne verilen addır. Yüksek molekül ağırlığına sahiptir. Dayanıklı, inel, biyouyumlu, yarı saydam, kırılğan olmayan materyallerdir. Yoğunluğu  $0.99 \text{ g/cm}^3$  olup oldukça hafiftir[73]. Polietilen doğal rengi, düşük yoğunluğu, biyouyumluluğu ve hidrofobik özellikleri nedeniyle akrilik rezinlerde güçlendirici olarak tercih edilebilmektedir[74].

Polietilen, protez kaidelerinin güçlendirilmesinde kullanılmış, karbon fiberlere kıyasla çarpma dayanımı daha yüksek, elastisite modülü ve bükülme dayanıklılığı daha düşük olduğu, akrilik protez kaidesine polietilen fiber eklemesinin transvers dayanıklılığını artırdığı bildirilmiştir[74,75].

#### 2.14.2.7 Cam Fiber

Cam fiberler plastik endüstrisinde takviye amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Protetik diş hekimliğinde akrilik kaide rezin güçlendirilmesinde de kullanılabilir[52].

Camın içeriğinde silika kumu (%50 den fazla  $SiO_2$  içeren kum), kireç taşı ( $CaCO_3$ ), Alüminyum hidroksit, borik asit, sodyum sülfat ve susuz boraks bulunmaktadır. Cam fiber üretiminin ilk aşamasında sözü edilen maddeler birlikte  $1500-1700 \text{ C}^0$  ye kadar ısıtılarak eritilir. Cam telleri soğutularak çapları  $5-24 \mu\text{m}$  arasında değişen fiberler elde edilir. Cam üretiminin girdilerin bileşimi değiştirilerek, farklı özelliklere sahip E, C, R, S, T camlar hazırlanabilmektedir. Cam fiberlerin alev ve ısıya dayanımları iyidir. Mikroorganizmalardan etkilenmezler, ancak esnek değildirler ve kırılğandır. Yoğunlukları yüksektir ( $2,5 \text{ g/cm}^3$ ). Nemden etkilenmedikleri için yaş ve kuru ortamlarda mekanik özellikleri değişmez[8,52,54,69,76].

Diş hekimliğinde kullanılan E tipi cam fiberdir[16,76]. E tipi cam fiber yalıtım özelliğine sahiptir, sitotoksik değildir, su ve alkalilerde aşınmaz, estetikdir[52]. Akrilik rezin güçlendirilmesi amacıyla ilave edilen cam fiber, akrilik rezinin transvers dayanımını, esneme modülünü, yorulma ve darbe direncini artırdığı bildirilmiştir[16,57].

Cam fiber,  $SiO_2$  yapı arasında metal oksitler ve oksijen Atomları ile birbirine bağlanmış kristal olmayan silikon dört yüzlü ağdan oluşur. Bu, cam fibere saydamlık,

yüksek ısıya dirençli ve izotropik özellik kazandırır. Cam fiber yüzeyinde silan bağlayıcı ajan bulunması polimer matrise daha iyi bağlandığı bildirilmiştir[76,77,78].

Protez kaide akrilik rezinlerin cam fiberle güçlendirilmesinde fiber matris arasında bağlantıyı artırmak için fiber yüzeyine silan uygulaması önerilmektedir[64,76,79].

Rezinlerin fiberle güçlendirilebilmesi için polimer matris ve fiber arasında iyi bir adezyon sağlanması gerekir. Fiziksel veya kimyasal bağlayıcı ajan içermeyen fiber rezin içinde yabancı cisim gibi davranır. Rezini güçlendirmek yerine zayıflatır. Silansız cam fiberler homojen matris yapısını bozabilir. Cam fiberleri rezin matrise kimyasal olarak bağlayan silan ajanları, karışımı daha homojen hale getirerek akrilik rezini güçlendirdiği bildirilmektedir[64,78,79].

#### **2.14.2.8. Naylon Fiberler**

Naylon fiberler poliamid fiberdir ve alifatik zincir üzerinde bulunurlar[43]. Amin ve asidin reaksiyona girmesiyle poliamidler elde edilir[19,80]. Poliamidler yüksek molekül ağırlıklı termoplastik polimerlerdir. Poliamidler farklı tepkimelerden yararlanılarak üretimleri gerçekleştirilmektedir[19]. Bu nedenle farklı türde poliamidler sentezlenebilmektedir. Bunlardan bazıları poliamid 6, poliamid 6.6, poliamid 12, poliamid 11 gibi farklı türleri bulunmaktadır. Poliamidlerin kristal içeriğindeki farklılıklar dirençliliğini artırırken saydamlığını azaltmaktadır[11].

Poliamidler, yüksek dayanım, elastikiyet, sertlik ve aşınmaya dirençlidir. Yüksek sıcaklıklarda iyi mekanik özelliklerini devam ettirirler. Düşük sıcaklıklarda hem sert hem de fleksibiliteye sahiptirler. Poliamidler çözücülere karşı dirençlidir. Poliamidler plastik ve fiber uygulamalarında kullanılabilir[27].

Poliamid fiberlerden, naylon 6,6 (N6.6) adipik asit ve HMD' den (hexamethylene diamine), naylon 6 (N6) ise caprolactam'dan üretilmektedir. İplik üretiminde "melt spinning" proses teknolojisi ile kullanılmaktadır. Polimer, polimerizasyon reaktör sistemiyle yada polimer yngaların eritilmesi ile elde edilir. Üretilen eriyik haldeki polimer düzelerden süzülür. Süzme işlemi ardından Polimer finish yağı ile kaplanır. Sıcak ve soğuk çekme işlemlerine tabi tutulan polimerin fiziksel ve mekanik özellikleri endüstriyel uygulamalar için hazır hale getirilmiş olur. Naylon 6 ve naylon 6.6 endüstride kord bezi, endüstriyel bezler, hortum, halat, ağ gibi malzemelerin yapımında kullanılmaktadır[81].

Endüstride çok sık kullanılan poliamid fiberler[81] estetik ve mekanik özelliklerinin iyi olması nedeniyle son zamanlarda protez kaide materyallerinin özelliklerinin iyileştirilmesi için naylon 6.6 ve naylon 6 fiberler akrilik kaide içerisine ilave edilen araştırmalar bulunmaktadır[43,48,82].

### **2.14.3. Poli( metil metakrilat)'a alternatif materyaller geliştirilmesi**

Protez kaidesi, hareketli protezlerin en önemli yapısal elemanlardan biridir. Bulunduğu yer itibariyle suni dişleri destekler ve okluzal kuvvetlerin destek dokulara iletilmesini sağlar. Günümüz rutin klinik uygulamalarda kaide materyali olarak akrilik rezin (PMMA) kullanılmaktadır[83].

Akrilik rezinler diş hekimliğinde uzun yıllardan beri yaygın bir şekilde kullanılmasına rağmen, mekanik özelliklerinin yetersizliği ve bazı vakalarda alerjik reaksiyonlara neden olmaları nedeniyle araştırmacılar akrilik rezin sistemi güçlendirme veya alternatif rezin sistemleri geliştirmeye yönelik çalışmalar yapmaktadırlar. Geliştirilen alternatif rezin sistemlerinden birisi de poliamiddir. Poliamid yapısal özellikleri itibariyle esneyebilir, yumuşak ve darbelere karşı dayanıklı bir materyaldir[54,84].

Protez kaide materyali olarak poliamid kullanımı valplast (Valplast Int.Corp.USA), ve flexiplast (Bredent- Germany) termoplastik materyalleri ilk defa 1950'li yıllarda literatürde tanımlanmıştır[80,85]. Bu termoplastik rezinler birçok avantajlara sahiptir. Sürtünme direnci, yorgunluğa dayanıklı ve çözücülere dirençlidir. Poliamid rezinler tipik olarak çok az veya hatta monomersiz materyallerdir. Serbest monomer popülasyonun önemli oranı için alerjiktir ve bu kişiler için güvenli alternatif tedavi olarak poliamid materyali önerilmektedir. Buna ek olarak bu materyallerde porözite neredeyse hiç yoktur, bu biyolojik materyallerin, koku ve lekelenmelerin oluşmasını azaltır. Bu faktörler, implant yapımı esnasında uzun dönem geçici protez yapımı veya kompleks restoratif vakalarda veya daimi hareketli protez uygulamalarında önemli olmaktadır. Yüksek tesirli poliamid 6.6 rezinler geleneksel uygulananların tam tersine daha güçlü ve daha esnektir[43,85].

Aynı zamanda bu yüksek tesirli poliamid 6.6 materyaller tamir edilebilir, dökülebilir veya basınçlanabilir onlar sağlam, hafif ve esnektir. Uygulamalarında doku veya diş rengi ile eşleşebilir asla ayarlama yapmaya ihtiyaç duyulmaz. Bu restorasyonlar hastalar için mükemmel estetik ve uzun dönem rahatlık sağlarlar. Termoplastik rezinler çeşitli uygulamalarda kullanılabilir. Hareketli esnek bölümlü

protez, fiberle güçlendirilmiş sabit bölümlü protezler, geçici kron ve köprüler, obtüratör ve konuşma tedavi uygulamaları, ölçü kaşığı, oklüzal splint, uyku apne uygulamalarında kullanılmaktadır[85].

Erken dönemde kullanılan ilk poliamid türevlerinin sahip olduğu aşırı esneyebilirlik ve aşırı sıvı emiliminin yanı sıra yumuşak ve poröz yüzey yapısı; yetersiz stabilite, protezlerin dokuya gömülmesi, doku hasarı, yetersiz tutuculuk, planlama ve tasarımda sınırlamalar, renklenme ve koku oluşumu, boyutsal değişiklik, plak akümülyasyonu, bitirme ve cila işlemlerinin zor gerçekleştirilmesi gibi çeşitli sorunlara yol açmış ve kullanımlarını oldukça sınırlandırmıştır[86]. Son yıllarda piyasaya sürülen, ısısız enjeksiyon yöntemi ile uygulanan yüksek tesirli poliamid protez kaide materyalleri esneyebilirlik ve sertlik arasında sunduğu ideal denge, yüksek boyutsal ve renk stabilitesi ile birlikte düşük poröziteye sahip kolay cilalanabilir yüzey yapısı sayesinde protetik rehabilitasyonda akrilik rezine alternatif bir tedavi seçeneği oluşturmaktadır[83,84].

Protez kaide kırıklarının engellemek ve/veya metil metakrilat monomerine alerjik reaksiyonu olanlar için poliamid esaslı rezin sistemlerinin PMMA rezin sistemine karşı önemli bir alternatif oluşturmaktadır. Yunus ve arkadaşları bu konu üzerine yaptıkları çalışmada derin andırkatlı belli klinik durumlarda poliamid protez kaide materyalini önermektedirler[80].

Yüksek tesirli poliamid 6.6 esaslı protez kaide materyali PMMA rezine alerjisi olan hastalarda veya fleksibilitenin arzu edildiği yerlerde (andırkat geçiş bölgelerinde) kullanıldığına dair çeşitli çalışmalar vardır. Avantajı, tekrarlayan stresler için şok absorpsiyon direncinin ve reziliensinin bulunmasıdır[43].

Poliamid mühendislik açısından bakıldığında çok yönlü bir materyaldir. Geniş alan uygulamaları için uygundur. Poliamid yüksek fiziksel kuvvetler, ısı ve kimyasallara dirençlilik gösterir. Sertlik ve aşınmayı artırmak için kolayca modifiye edilebilirler. Çünkü bir kuvvet dengesi, yumuşaklık ve sıcaklık dayanıklılığı mükemmeldir. Metal yer değiştirmeleri için çok iyidir. Fakat diş hekimliğinde poliamid materyalin ayrılmaz esnekliğinden dolayı bölümlü protezler hareketli dokudan doğdukları için öncelikli olarak kullanılırlar. Ve bu rezinin ışığı yarı geçirgen olması bölümlü protezler hareketli dokulardan doğması ile mükemmel estetik sağlarlar[41,85].

Çalışmamızda kullanacağımız yüksek tesirli poliamid 6.6 (Valplast International Corp. USA) rezin yüksek tesirli poliamidden oluşmaktadır, içeriğinde yumuşatıcı madde ve diğer katkı maddeleri bulunmamaktadır[86,87].

Valplast (Valplast int. Corp.) dayanıklı, diş eti gibi pembe renkte, oldukça ince hazırlanabilen ve sadece protez kaide formunda değil ayrıca tutucu olarak da yapılabilir. Tutucu dişin boyun etrafında kıvrılarak yapılırlar, onlar dişin etrafında normal dişeti' den ayırt edilemez şekilde uygulanabilmektedir. Çeşitli metal iskeletler gibi doğal dişler üzerinde tırnaklar bu protezlerde olmamasına rağmen, doğal dişlerin etrafında diş eti üzerindeki tırnak tutucudur. Bu tip bölümlü protezler oldukça stabil ve retantiftir[85].

Bu güne kadar, protez kaide yapıları için naylon esaslı esnek rezin sistemlerin geliştirilmesiyle ilgili son zamanlarda çalışma oldukça az bulunmaktadır[80].

Bizim çalışmamız bu bilgiler ışığında geleneksel akrilik rezinin güçlendirilmesi için estetik olduğu bildirilen E-cam fiber, naylon 6 fiber ve naylon 6.6 fiberlerin % 3 konsantrasyonunda ve 4 mm uzunluğunda hazırlanıp akrilik rezin yapıya ilavesi ile oluşturulan kompozit materyaller ile yüksek tesirli poliamid protez kaide rezininin transvers bükme dayanımlarını, darbe dayanımını, termogravimetrik ve termomekanik analiz parametre değerlerinin in-vitro etkileri belirlendi. Mekanik testler sonrasında kırılan örneklerin ara yüzey özellikleri mikroskopik olarak değerlendirildi.



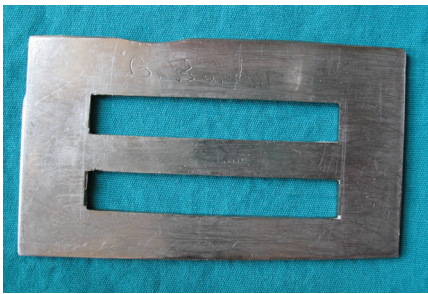
### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Cumhuriyet Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümü Polimer Laboratuvarı, ODTÜ AR-GE merkez Laboratuvarı ve Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi Laboratuvar olanakları ile yapılmıştır.

Çalışmamız in vitro olarak, ısı ile polimerize olan protez kaide rezinine üç farklı fiber ilave edilerek ve yüksek tesirli poliamid 6.6 (Valplast, International Corp, USA) protez kaide rezinleri test gereksinimlerine göre hazırlandı. Örnekler Transvers dayanıklılık testi, Darbe dayanım testi, Termogravimetrik Analiz, Termomekanik Analiz ve Taramalı elektron mikroskop (SEM) incelemeleri yapılmıştır.

#### 3.1 Örneklerin hazırlanması

Standart boyutlardaki test örneklerinin hazırlanması için her bir test yöntemine uygun boyutlarda hazırlanan metal kalıplar kullanılmıştır. Transvers dayanım için test örneklerinin hazırlanması Şekil 3.1.1'de görülen paslanmaz çelik kalıp kullanıldı. İzole edilen kalıba pembe plaka mumların (Modelling Wax, De Trey S.A., Bios Colombes, France) eritilerek dökülmesi ile standart mum örnekler elde edilmiştir. Bilinen yöntemlerle muflaya alınan bu mum örnekler (Şekil 3.1.2 ) rutin işlemlerle eritilerek uzaklaştırılmış ve muflalar akril tepimine hazır hale getirilmiştir.

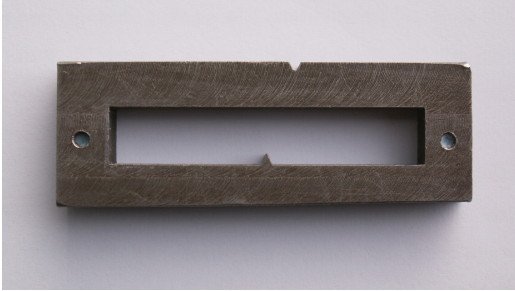


Şekil3.1.1 Transvers dayanım test örneklerinin hazırlanmasında kullanılan paslanmaz çelik kalıp



Şekil 3.1.2 Muflaya alınmış transvers dayanım test örnekleri

Darbe dayanım test örneklerinin hazırlanmasında da test yöntemine uygun boyutlarda hazırlanmış metal kalıp kullanıldı(Şekil 3.1.3). İzole edilen kalıp örneklerin daha hassas çalışılması için silikon (Imprex putty, Arma, İstanbul) örnekler elde edildi. Bilinen yöntemlerle muflaya alınan bu örnekler Şekil 3.1.4 daha sonra akril tepim işlemine hazır hale getirildi.



Şekil 3.1.3 Darbe dayanım test örneklerinin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp



Şekil 3.1.4 Muflaya alınan darbe dayanım test örnekleri

Çalışmamızda kullanılan rezin tipleri ve dental fiberler çizelge 3.1.1 ve 3.1.2'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1.1 Çalışmada kullanılan rezinler

Gruplar	Rezinler	Polimerizasyon Tipi
1	Meliodent	Isı
2	Meliodent-KCR4 Cam fiber	Isı
3	Meliodent- Naylon 6 fiber	Isı
4	Meliodent- Naylon 6.6 fiber	Isı
5	Yüksek Tesirli Poliamid 6.6	Enjeksiyon

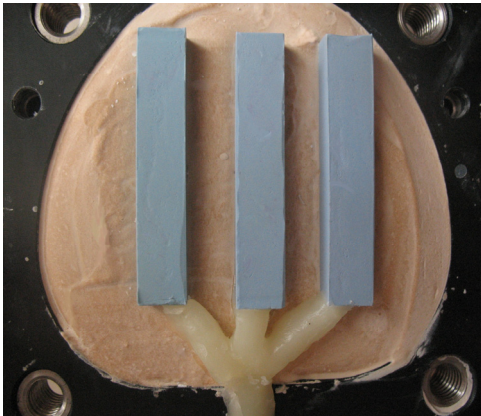
Çizelge 3.1.2 Çalışmada kullanılan fiberler

Gruplar	Dental fiberler	Üretici Firma	Renk	Kimyasal Yapısı
1	KCR4	Cam Elyaf Sanayi, Kocaeli, Türkiye	Beyaz	E-Cam
2	Naylon 6	Kordsa, Kocaeli, Türkiye	Beyaz	Poliamid 6
3	Naylon 6.6	Kordsa, Kocaeli, Türkiye	Beyaz	Poliamid 6.6

Fiber ilave edilmeyen ısı ile polimerize olan kontrol grubu test örnekleri için (Meliodent; Bayer Dental, Newbury, Berkshire, UK) kullanılmıştır. Akrilik rezin üretici firmanın talimatları doğrultusunda toz/likit oranı 2.34 g/ml olacak şekilde karıştırılmıştır. 1 dakika karıştırma süresi ve 6 dakika hamurlaşma zamanının ardından

akriliğin tepim işlemleri gerçekleştirildi. Muflar hidrolik preste (Emmevi SpA, Parma, Italy) 15 dakika bırakıldıktan sonra yaylı britlere (Hanau Flask Pres 2, Teledyne, Colorado, USA) alındı. 70°C su banyosunda bir saat ve sonra kaynayan suda 30 dakika süreyle polimerizasyon işlemi gerçekleştirildikten sonra oda sıcaklığında soğutulmuştur. Valplast örnek grubunun hazırlanmasında diğer gruplardaki gibi test yöntemine uygun boyutlarda hazırlanan metal kalıplar kullanılmıştır. İzole edilen kalıplara transvers dayanım test örnekleri için pembe plaka mumların (Modelling Wax, De Trey S.A., Bios Colombes, France) eritilerek dökülmesi ile standart mum örnekler, darbe dayanım test örneklerinin elde edilmesinde ise silikon (Imprex putty, Arma, İstanbul) örnekler elde edilmiştir. Valplast (Valplast Int. Corp., U.S.A) sisteminin kendi özel muflarına alınan bu örnekler geliştirilmiş sert alçı (Gilplast, BK Giulini, Germany) ile alındı. Sert alçı sertleştikten sonra enjeksiyon işlemi için gerekli olan ana tij ve yan tijler uygun biçimde bağlandı (Şekil 3.1.5). Muflanın lak (V-Sep, Valplast, USA) ile izole edilmesinden sonra üst mufla geliştirilmiş sert alçı ile kapatıldı. Alçının tamamen sertleşmesinden sonra, mufla açılarak hazırlanan örnek materyaller temizlendi sonra modele lak sürülerek enjeksiyon işlemine hazır hale getirildi. Önceden hazırlanmış ve vakum altında ambalajlanmış Valplast kartuşu ısıtma fırınına alıp 287 °C (550 Fahrenheit) 11 dakika süre ile erittikten sonra, ısınmış kartuş Super Injector Press (Şekil 3.1.6) cihazına yerleştirip enjeksiyon işlemi gerçekleştirildi. Enjeksiyon tamamlandıktan sonra mufla açılarak tijler kesildi.

Elde edilen tüm örneklerin etrafındaki düzensiz fazlalıklar giderilmiş ve yüzeyleri akan su altında zımparalanarak (600 grit, Waterproof Silicone Carbide Paper, English Abrasives Ltd., London, UK) elde düzeltilmiştir.



Şekil 3.1.5 Valplast enjeksiyon muflasında silikon örneklere tijlerin bağlanması



Şekil 3.1.6 Valplast Super Injector Pres cihazı

Deneysel test grupları için akrilik kaide rezini 3 farklı fiber ile güçlendirilmiştir. Cam, naylon 6, naylon 6.6 fiberlerin her biri 4 mm boyutlarında özel makasla (Tipo, spezial, Stahl, Solingen, Germany) milimetrik skalada kesilmiştir.

Fiberle güçlendirilmiş akrilik test örnek gruplarının oluşturulması için, her bir fiber önceden Şekil 3.1.7 hassas terazide (Precisia XB 220, Precisia Instruments Ltd., Switzerland) tartımı yapılan standart test kontrol örnek ağırlığı esas alınarak ağırlıkça %3 oranında polimer toza rasgele ilave edilmiştir.



Şekil 3.1.7 Hassas terazi

Fiberle güçlendirilmiş akrilik rezin örnekler, belirtilen toz-likit oranına uyularak kontrol grubundaki gibi polimerizasyonu tamamlanmıştır. Her bir test grubu için örneklem sayımız  $n = 7$  olarak belirlenmiştir.

Mekanik test örnekleri, 37 °C'lik etüvde distile su içerisinde 24 saat bekletildi ve daha sonra yüzeylerindeki nem giderilerek oda sıcaklığında ( $22 \pm 1^\circ\text{C}$ ) test edildi.

### 3.2 Test yöntemleri

Farklı rezinlerden hazırlanan örneklerin reolojik ve mekanik özelliklerini incelemek amacıyla çalışmamızda kullandığımız test yöntemleri çizelge 3.2.1'de görülmektedir.

Çizelge 3.2.1 Çalışmada kullanılan test yöntemleri

Test yöntemleri		
Mekanik	Isısal	Isısal ve Reolojik
Transvers dayanıklılık	Termogravimetrik	Termal Mekanik Analiz
Darbe dayanıklılığı	Analiz (TGA)	(TMA)

#### 3.2.1 Transvers dayanıklılık testi

Transvers dayanıklılığın belirlenmesinde üç nokta eğme testi ile değerlendirilmiştir. Bu test için gerekli örnekler ADA standart No.12'ye göre [88] 65x10x2.5 mm boyutlarında hazırlanmıştır (Şekil 3.2.1).



Şekil 3.2.1 Transvers dayanıklılık test örnekleri

Transvers dayanıklılığın belirlenmesinde üç nokta eğme testi için bilgisayar destekli universal test cihazı (Lloyd NK5, Lloyd Instruments Ltd., Fareham Hampshire, UK) (Şekil 3.2.2) kullanılmıştır. Cihazda örnek yerleştirilecek destekler arası uzaklık 50mm ve kırma hızı 5mm/dakika olarak ayarlanmış ve her bir örneğin kırılması için gerekli olan maksimum kuvvet ve örneğin kırılmadan önce gösterdiği bükülmenin derecesi cihaza bağlı olan bilgisayar sistemi aracılığıyla (Nexygen, Lloyd Instruments Ltd., Fareham, Hampshire, UK) otomatik olarak kaydedilmiştir. Elde edilen değerlerin aşağıdaki formülle yapılan hesaplaması sonucu transvers dayanıklılık hesaplamaları  $N/mm^2$  (MPa) olarak gerçekleştirilmiştir.

$$T_s = 3FL / 2bd^2$$

Burada  $T_s$ =Transvers dayanım ( $N/mm^2$ );  $F$ =Uygulanan yük (N);  $L$ =Destekler arasındaki uzaklık (mm);  $b$ =Örnek genişliği (mm);  $d$ =Örnek kalınlığı (mm) dır.



Şekil 3.2.2 Transvers dayanım test cihazı

### 3.2.2 Darbe Dayanıklılık Testi

Darbe dayanıklılığı testi için gerekli örnekler ASTM D256 [48] standartlarına uygun olarak  $55 \times 10 \times 10$  mm boyutlarında hazırlanmış metal kalıp ortasında 2 mm genişliğinde 2,54 mm derinliğinde V şeklinde çentik açılarak test örnekleri elde edilmiştir(Şekil 3.2.3).





Şekil 3.2.3 Darbe dayanıklılık test örnekleri

Darbe dayanıklılığın belirlenmesinde Chapy tipi çarpma test cihazı (Dynatup 9250HV, Instron, UK) kullanılmıştır. Resim 3.2.4’de görülen darbe test cihazına örnekler sistemde yere paralel bulunan iki destekten oluşan örnek haznesine yerleştirildi kırma apereyi, tutucu koldan serbest bırakılarak örneğe ortasında çarptırılmıştır. Test sonunda elde edilen grafiğin yatay eksenini zamanı, dikey eksenini sol tarafta enerji emilimini gösterir emilen enerji (birimi Joule) kuvvet-zaman eğrisinin altında kalan alan hesaplanarak bulundu ve kuvvetin tepe değeri Newton cinsinden bulundu.



Şekil 3.2.4 Darbe test cihazı [23]

### 3.2.3 Termogravimetrik Analiz (TGA)

Isı ve enjeksiyon yöntemleri ile polimerize edilen protez kaide rezin örnekleri ısı oluşturmamaya dikkat edilerek talaş haline getirilmiştir. Toz veya talaş halindeki bu örneklerden yaklaşık 10 mg kadarı TGA cihazı (Perkinelmer, Diamond TG/TDA, USA) özel kabına konulmuş ve kap cihazın hassas terazisi üzerine yerleştirilmiştir.



Azot atmosferinde 10 °C/dk ısıtma işlemi yapıldı ve işlem 240 °C ye kadar devam etmiştir



Şekil 3.2.5 Termogravimetrik analiz cihazı

Bilgisayara bağlı bulunan TGA cihazı (Resim 3.2.5) örneğe ısı uygularken materyalin kütledeki değişim terazi tarafından ölçülmüştür. Bilgisayar yardımıyla sıcaklık artışına karşı materyalin kütledeki değişim sıcaklık-ağırlık grafiği elde edilmiştir.

### 3.2.4 Termal-Mekanik Analiz (TMA)

Termal-Mekanik Analiz test örnekleri Şekil 3.2.6’da görülen TMA cihazına (Shimadzu TMA 50, Shimadzu, North America) yerleştirilebilmesi için üretici firmanın önerdiği 20×5×1 mm boyutlarında test örnekleri hazırlanmıştır. Bu örnekler TMA cihazına yerleştirildikten sonra elde edilen değerler ile sıcaklığa karşı termal mekanik özellikler gösteren eğriler grafik şeklinde elde edilmiştir. Hazırlanan örneklerinin termomekanik özelliklerinin belirlenmesi için, azot atmosferinde 10 °C dk<sup>-1</sup> ısıtma hızında ve 5 g dk<sup>-1</sup> yükleme hızında gerilim-gerinim eğrileri kaydedildi. Daha sonra, kaydedilen bu eğrilerden yararlanılarak her bir örneğin sıcaklık, elastik modülü (E) ve sıcaklık, gerinim değerleri ayrı ayrı okunarak LogE-sıcaklık ve gerinim-sıcaklık eğrileri ayrıca elde edilmiştir. Bu eğrilerden yararlanılarak polimerlerin kullanım alanlarını etkileyen E, ısıl uzama katsayısı (IUKS) ve camsı geçiş (T<sub>g</sub>) değerleri gibi termomekanik parametreler belirlendi.



Şekil 3.2.6 Termomekanik Analiz test cihazı

### 3.2.5 Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) incelemesi

Test edilen tüm örnek gruplarında üç nokta eğme testi sonrası kırık fiber-rezin ara yüzü, örnek yüzeylerinin SEM altında incelenmesi ile değerlendirilmiştir. Akrilik kısmın kırıldığı ve fiberin devamlılık gösterdiği örneklerde, fiberin açıkta olan kısmı kesildikten sonra düşük devirde çalıştırılan su soğutmalı kesit alma cihazı (Buehler Isomed, Low Speed Saw, USA) ile 2mm'lik kesitler alınmıştır. Kesit örnekleri daha sonra Polaron SC7620 Sputter Coater cihazında  $4 \times 10^{-2}$  mbar vakumda 15sn Au/Pd ile (1sn de 3 Angstrom kaplama) 45 Angstrom'luk kaplama yapılarak iletken hale getirilmiş ve fiber-rezin ara yüz görünümü yüzey taramalı elektron mikroskobu (LEO 440 Scanning Electron Microscope, UK) ile görüntüler elde edilmiştir.

### 3.2.6 İstatistiksel Metod

Çalışmamızın verileri SPSS (version, 14,0) programına yüklendi. Verilerin değerlendirilmesinde Kruskal-Wallis testi ve Tukey testi kullanılmıştır. Verilerimiz tablolarda aritmetik ortalama ve  $\pm$  standart sapma şeklinde belirtilip yanılma düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.

## 4. BULGULAR

### 4.1 Transvers dayanım test sonuçları

Yüksek tesirli poliamid 6.6 esaslı protez kaide rezini (Valplast) ve 4 mm uzunluğunda kesilmiş cam fiber, naylon 6, naylon 6.6 fiberler ile desteklenen PMMA rezin örneklerden elde edilen veriler analiz edilmiş ve sonuçlar istatistiksel değerlendirme sonuçları Çizelge 4.1.1’de verildi.

Çizelge 4.1.1 Örnek grupların transvers dayanım test sonuçları

Gruplar	Maksimum Dayanım(MD)N $\bar{x} \pm S$	Maksimum Eğilme(ME)mm $\bar{x} \pm S$	Young’s Modulus (YM)Mpa $\bar{x} \pm S$
PMMA (Kontrol)	92,00 ± 11,13	4,04 ± 0,59 <sup>e</sup>	1201,62± 199,61 <sup>f</sup>
PMMA+Cam Fiber	108,54 ± 10,33	3,50 ± 0,35 <sup>d</sup>	1541,63± 118,96
PMMA+Naylon6 Fiber	92,72 ± 11,36	3,60 ± 0,39 <sup>c</sup>	1233,38±142,17 <sup>g</sup>
PMMA+Naylon6.6 Fiber	83,36 ± 4,25 <sup>a</sup>	4,10 ± 0,37 <sup>b</sup>	1027,00 ± 63,70 <sup>h</sup>
Valplast	117,22 ± 37,80 <sup>a</sup>	27,55±1,48 <sup>b,c,d,e</sup>	2903,38±333,92 <sup>f,g,h</sup>
	KW=13,81 p= 0,008 p<0,05	KW=21,72 P=0,001 p<0,05	KW= 20,06 P=0,001 p<0,05

n=7

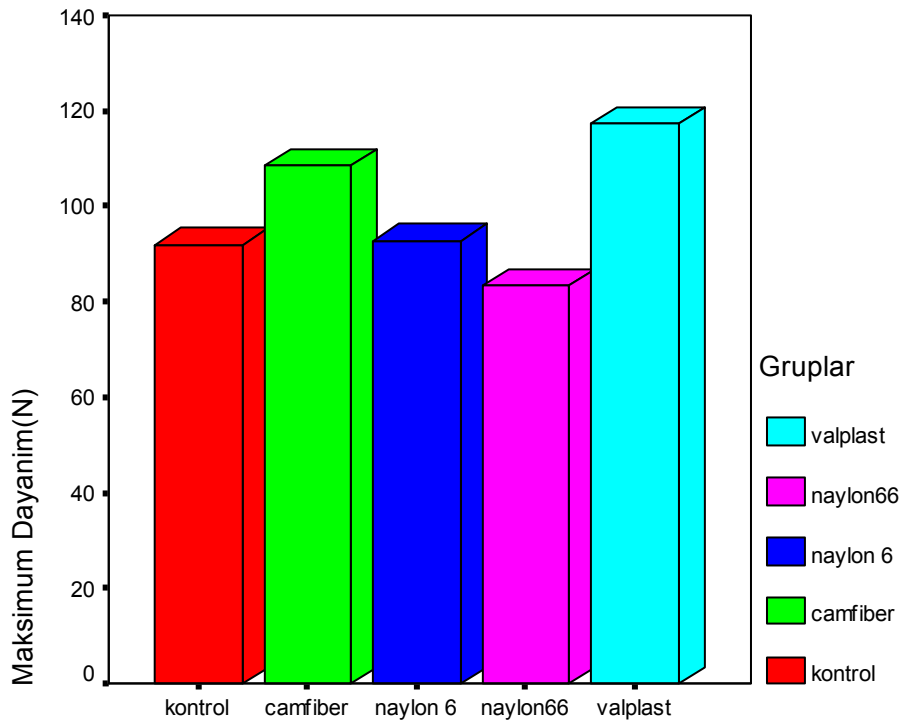
\*Üst küçük harflerle Gruplar arası farklılık değerlerin üstünde yer alan küçük gösterildi. Benzer harfler grupların birbiriyle arasındaki farkı göstermektedir.

Kruskal-Wallis test sonuçlarına göre, gruplara ait maksimum yükleme (maksimum load) değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası fark önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait değerler Tukey testine göre 2’şerli karşılaştırıldığında naylon 6.6 ilave edilen PMMA rezin ile Valplast grupları arasında farklılık önemli (p<0,05) bulunurken diğer gruplar arası farklılık önemsiz (p>0,05) bulunmuştur. En yüksek değer

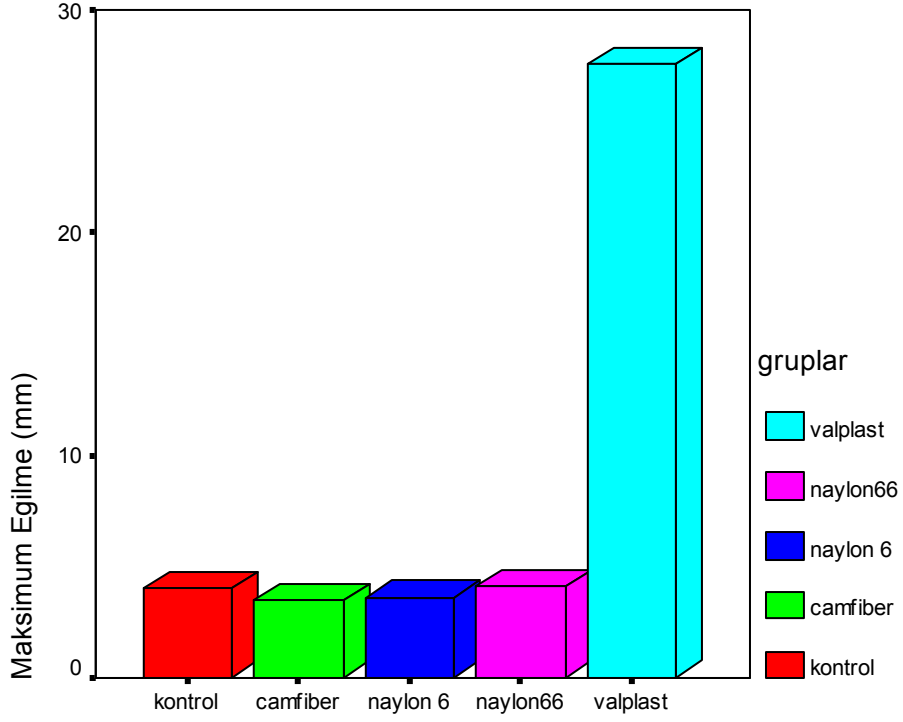
Valplast grubunda ( $117,22 \pm 37,80$  N) tespit edilirken, en düşük değer naylon 6.6 grubunda ( $83,36 \pm 4,25$  N) görüldü. (izelge 4.1.1)

Gruplara ait maksimum eğilme değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli ( $p < 0,05$ ) bulunmuştur. Gruplara ait maksimum eğilme değerleri 2'şerli karşılaştırıldığında Valplast ile diğer gruplar arasında istatistiksel açıdan fark anlamlı ( $p < 0,05$ ) bulunurken diğer gruplar arası fark önemsiz ( $p > 0,05$ ) bulunmuştur. (izelge 4.1.1)

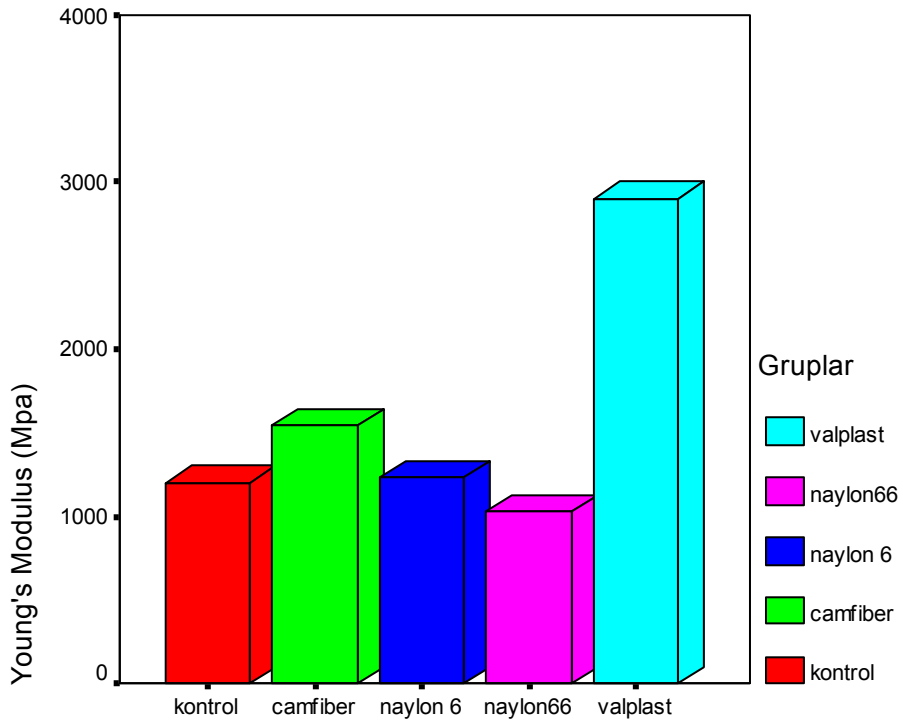
Gruplara ait young's modulus değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli ( $p < 0,05$ ) bulunmuştur. Gruplara ait young's modulus değerleri 2'şerli karşılaştırıldığında Valplast grubuyla, kontrol, naylon 6 ve naylon 6.6 fiberlerin eklendiği gruplar arasında fark önemli bulunurken, diğer gruplar arasında fark önemsiz bulundu. (izelge 4.1.1)



şekil 4.1.1 Grupların maksimum dayanım değerleri



Şekil 4.1.2 Grupların maksimum eğilme değerleri



Şekil 4.1.3 Gruplara ait Young's modülü değerleri

#### 4.2 Darbe (İmpact) dayanım test sonuçları

Cam fiber, naylon 6, naylon 6.6 fiberler ile desteklenen PMMA rezin örnekler ile yüksek tesirli poliamid 6.6 (Valplast) protez kaide materyallerinden elde edilen veriler analiz edilmiş ve sonuçlar istatistiksel değerlendirme sonuçları Çizelge 4.2.1’de verildi.

Çizelge 4.2.1 Gruplara ait darbe dayanım test sonuçları

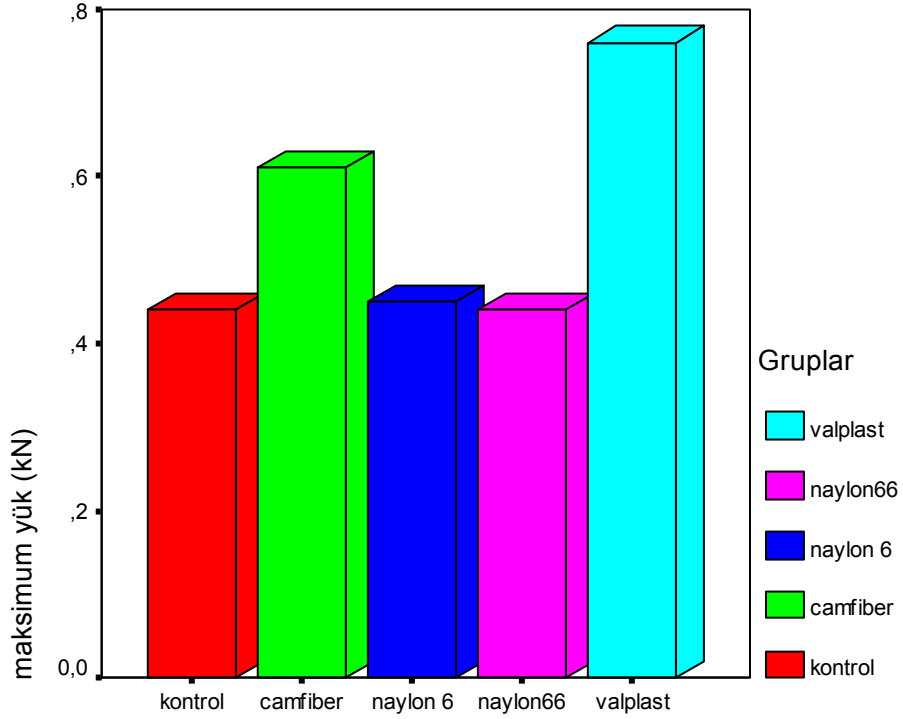
Gruplar	MaksimumYük <sup>-1</sup> (MY) kN $\bar{x} \pm S$	Total Enerji <sup>-1</sup> (TE) J $\bar{x} \pm S$
PMMA (Kontrol)	0,44 ± 0,15 <sup>a</sup>	0,08 ± 0,03 <sup>d,e,f,g</sup>
PMMA+Cam Fiber	0,61 ± 0,13	0,24 ± 0,05 <sup>d</sup>
PMMA+Naylon6 Fiber	0,45 ± 0,15 <sup>b</sup>	0,18 ± 0,03 <sup>e</sup>
PMMA+Naylon6.6 Fiber	0,44 ± 0,13 <sup>c</sup>	0,19 ± 0,04 <sup>f</sup>
Valplast	0,76 ± 0,03 <sup>a,b,c</sup>	0,54 ± 0,03 <sup>d,e,f,g</sup>
	KW=17,49 p=0,002 p<0,05	KW=27,97 p=0,001 p<0,05

n=7

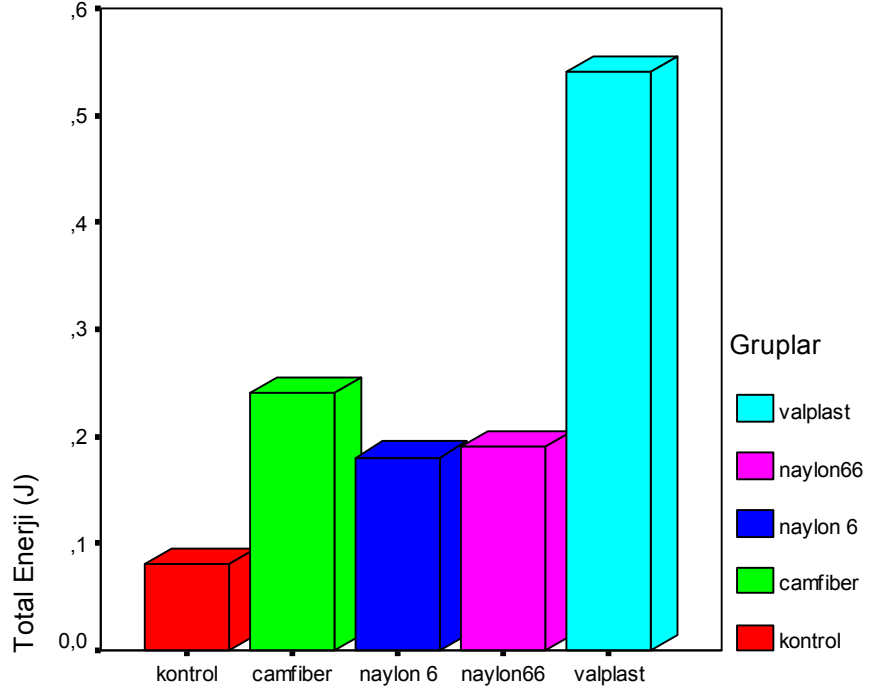
\* Üst küçük harflerle Gruplar arası farklılık değerlerin üstünde yer alan küçük gösterildi. Benzer harfler grupların birbiriyle arasındaki farkı göstermektedir.

Kruskal- Wallis test sonuçlarına göre, gruplara ait maksimum yükleme değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli (p<0,05) bulunmuştur. Gruplara ait değerler tukey testine göre 2’şerli karşılaştırıldığında Valplast örnek grubuyla, kontrol, naylon 6 ve naylon 6.6 fiber ilave edilen gruplar arasında fark anlamlıyken (p<0,05), diğer gruplar arasında fark gözlenmedi. (Çizelge 4.2.1)

Gruplara ait Total Enerji değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli ( $p < 0,05$ ) bulunmuştur. Gruplara ait Total Enerji değerleri 2'şerli karşılaştırıldığında Cam fiber, naylon 6 ve naylon 6.6 fiber ilavesi yapılan gruplar arasında fark anlamsız ( $p > 0,05$ ) bulunurken diğer gruplar arasında fark anlamlı ( $p < 0,05$ ) bulundu. (Çizelge 4.2.1)



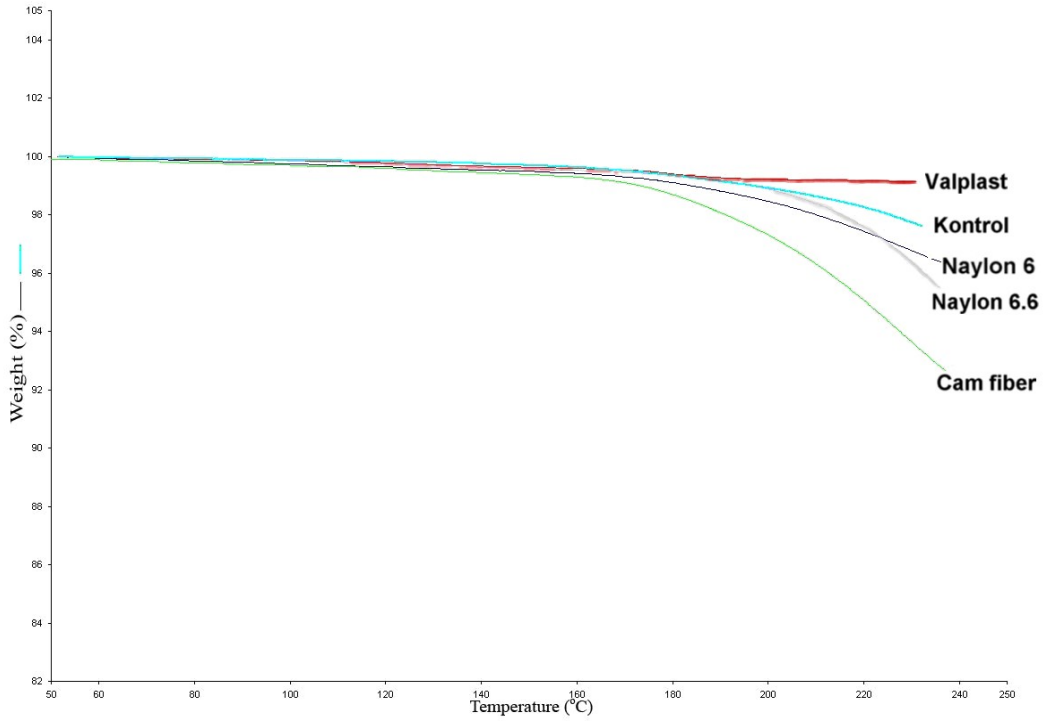
şekil 4.2.1 Gruplara ait maksimum yük değerleri



Şekil 4.2.2 Gruplara ait total enerji değerleri

### 4.3 Termogravimetrik Analiz test sonuçları

Örnek gruplar için hazırlanan rezinlerin termogravimetrik analiz test sonuçları Şekil 4.3.1’de gösterildiği gibidir.



Şekil 4.3.1 Farklı rezinlerin Termogravimetrik Analiz test sonuçları

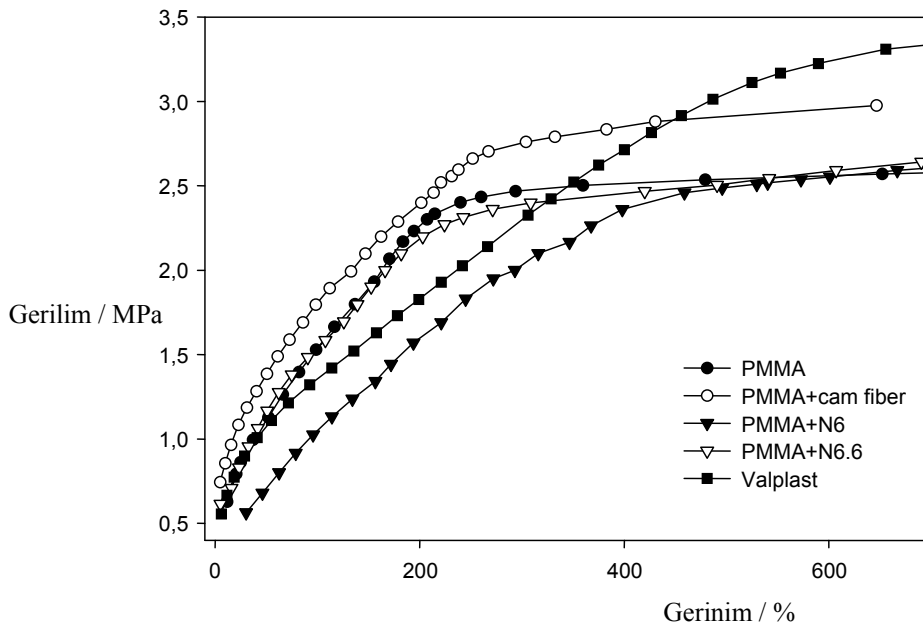


Isısal analiz sonucunda hazırlanan örneklerden yüksek tesirli poliamid 6.6 (Valplast) çalışılan sıcaklık aralığında ısısal bozunma olmadığı, kontrol ve fiber eklenen gruplarda yaklaşık olarak 180°C'den sonra ısısal bozunmanın başladığı görülmüştür.(Şekil 4.3.1)

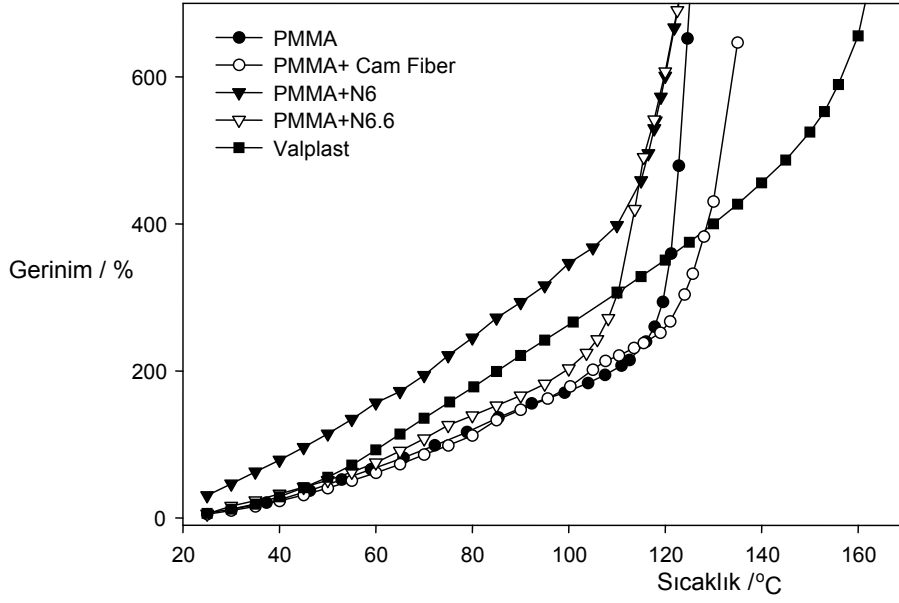
#### 4.4 Termomekanik Analiz test sonuçları

Hazırlanan örnek gruplarının termomekanik analiz testleri sonucunda Şekil 4.4.1'de gerilim-gerinim eğrilerinin başlangıçtaki doğrusal kısımlarının eğimlerinden polimer örneklerinin elastik modül (E) değerleri, Şekil 4.4.2'de sıcaklık-gerinim eğrilerinin başlangıçtaki doğrusal kısımlarının eğiminden ısısal uzama katsayı (IUKS) değerleri ve Şekil 4.4.3'de sıcaklık-logE eğrilerinin ani olarak düşmeye başladığı sıcaklık değerlerinden camsı geçiş sıcaklık ( $T_g$ ) değerleri bulunmuştur.

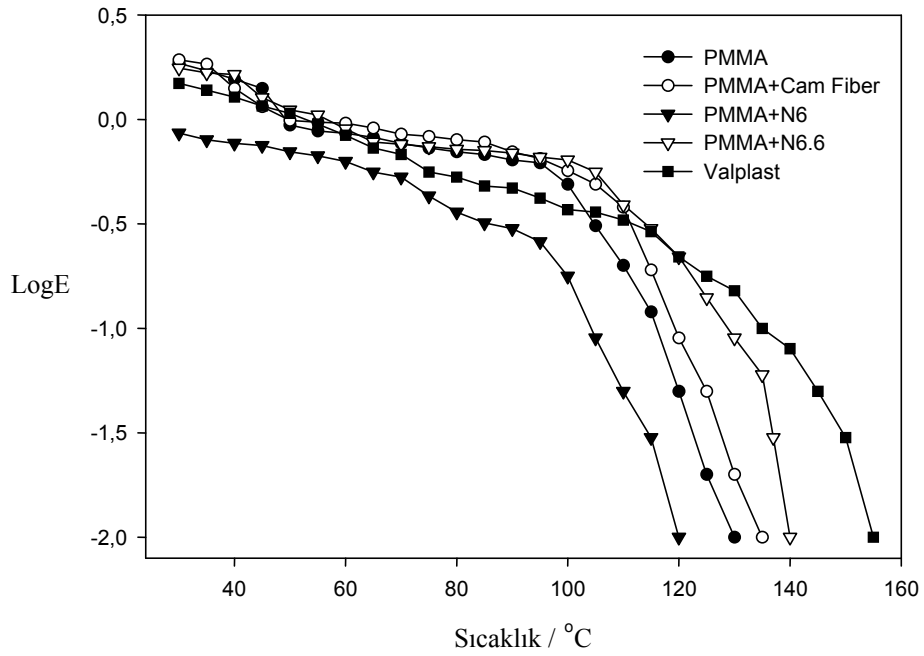
Örneklerin termomekanik eğrileri (Şekil 4.4.1,2,3) ve termomekanik parametreleri (Çizelge 4.4.1) incelendiğinde, eğrilerin tamamında tek dönüm noktası gözlemlendiğinin kullanılan fiberlerin kontrol maddesi ile uyumlu olduğunu, hazırlanan örnek gruplarından yüksek tesirli poliamid 6.6 (Valplast) rezin mekanik dayanımı en yüksek değerlere sahip olduğu gözlenmiştir. Bu protez kaide rezininin camsı geçiş sıcaklığı ( $T_g$ ) değeri (130 °C) en yüksek buna karşın elastik modül (E) değeri ( $5.06 \cdot 10^3$  MPa) en düşüktür.



Şekil 4.4.1 Farklı rezin örnek gruplarının gerilim-gerinim eğrileri



Şekil 4.4.2 Farklı Rezin örnek gruplarının gerimim-sıcaklık eğrileri



Şekil 4.4.3 Farklı rezin örnek gruplarının LogE-sıcaklık eğrileri.

Çizelge 4.4.1 Tüm örnek rezin gruplarının termomekanik parametreleri

Örnekler	Ex10 <sup>3</sup> / MPa	T <sub>g</sub> / °C	IUKS / °C <sup>-1</sup>	Gerilim* / MPa	Gerinim* / %
PMMA	8.08	105	2.58	2.4	239
PMMA+ Cam Fiber	7.05	108	2.69	2.7	267
PMMA+ N6	8.01	107	4.01	2.5	458
PMMA + N6.6	7.91	112	2.97	2.4	271
Valplast	5.06	130	4.04	3.2	550

\* deformasyon olmadan gerilim ve gerinim değerleri

Bir polimerin T<sub>g</sub> ve E değeri arttıkça polimerin sertliği de artar. IUKS değeri arttıkça da polimerin elastik özelliği yani birim sıcaklıktaki uzama miktarı artar. Çizelge 4.4.1’de veriler incelendiğinde kontrol örneğinin E değeri 8.08 Mpa’dır. Ve diğer örneklerin hepsinden yüksektir. Buna karşın IUKS değeri ise diğer örneklerin hepsinden daha düşük bir değer olan 2.58 °C<sup>-1</sup> sahiptir. Ayrıca deformasyon olmadan gerilim 2.4 MPa ve gerinim değeri 239 olan kontrol grubunun değerleri en küçüktür.

Örnek grupların termomekanik analizleri sonucunda, E değeri 5.06 ile en düşük olan yüksek tesirli poliamid 6.6 (Valplast) rezin örneğinin T<sub>g</sub> ve IUKS değeri sırasıyla 130 °C ve 4.04 ile en yüksek değerlere sahiptir.

Elastik modül değeri, valplast grubundan sonra cam fiber eklenen grubun diğer gruplardan daha düşük olduğu ve T<sub>g</sub> ve IUKS değerleri sırasıyla 108 °C ve 2.69 olduğu çizelge 4.1.1’de görülmektedir.

Deformasyon olmadan meydana gelen gerinim ve taşıyabileceği gerilim miktarı bakımından da, en yüksek değerlere sahip yüksek tesirli poliamid 6.6 esaslı (Valplast) örnek grubudur.

Valplast rezinin 3.2 MPa gerilim karşısında deforme olmadan yapısını koruması ve 550 gerinim değerine sahip olması diğer karışımlara göre oldukça önemli bir özelliktir. Valplast materyalinin diğer gruplara göre daha sert ve flexible özelliğe sahip olduğu termomekanik test sonuçlarında gözlemlendi.

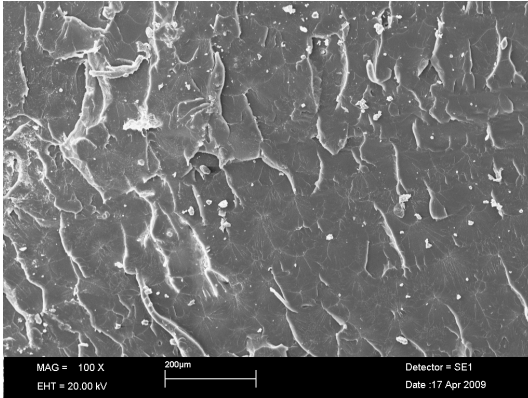
Kontrol grubu dışındaki deney gruplarında elde edilen termomekanik analizleri değerlendirildiğinde, termomekanik parametrelerin kontrol grubuna göre daha yüksek olduğu rahatlıkla söylenebilmektedir.

Bu sonuçlar valplast örnek grubunun mekanik dayanımının yüksek olduğunu, maksimum yüklemde, kaide üzerine uygulanan yük miktarının artması durumlarında çok önemli olan yorulma özelliğinin de az olması anlamına gelmektedir.

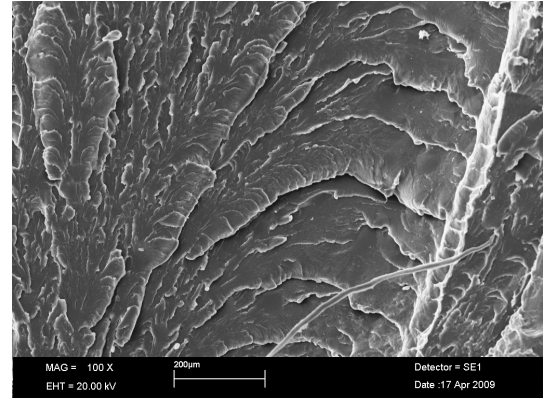
#### 4.5 Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) sonuçları

Çalışmamızda örneklerin yapısal görüntüleri yüzey tarama elektron mikroskobu kullanılarak gerçekleştirildi. Fiber katılmış örneklerimizde ki değerlendirmelerimiz fiber-rezin bağlantısı ve fiber dağılımı yönünden yapıldı. SEM görüntüleri Şekil 4.5. 1-8 de verildi.

İncelemelerimiz sonucunda gerek kontrol grubunda (Şekil 4.5.1) gerekse de Valplast grubumuzda diğer örnek gruplarımıza göre daha düzgün ve kompakt bir yapı görüldü (Şekil 4.5.2).

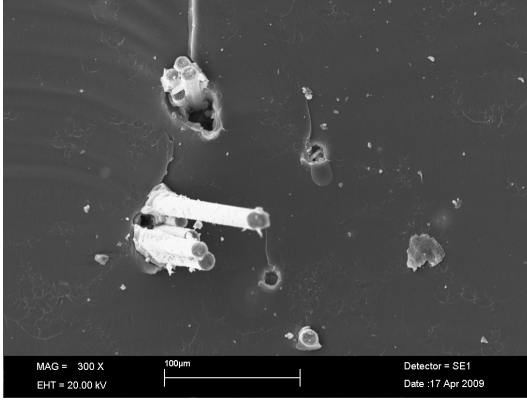


Şekil 4.5.1 Fibersiz kontrol PMMA örneği (x 100)

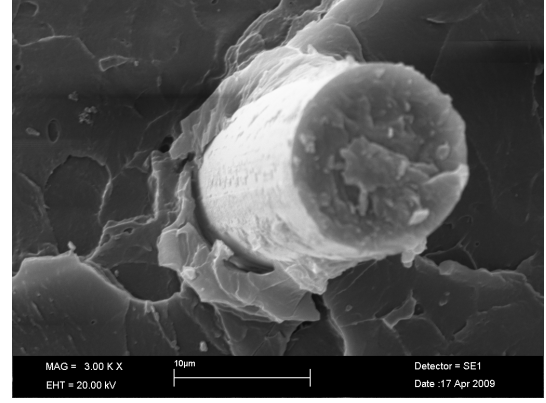


Şekil 4.5.2 Valplast örneği (x 100)

Cam fiber örnek grubumuzda akrilik rezin ile adezyonla beraber cam fiberlerin rezin matris içinde demet şeklinde görüntü oluşturduğu gözlemlendi (Şekil 4.5.3). Bununla beraber uygulanan kuvvete bağlı olarak rezin matristen ayrılmalar olduğunu ve buna bağlı olarak da boşluklar oluştuğunu ifade edebiliriz (Şekil 4.5.4).

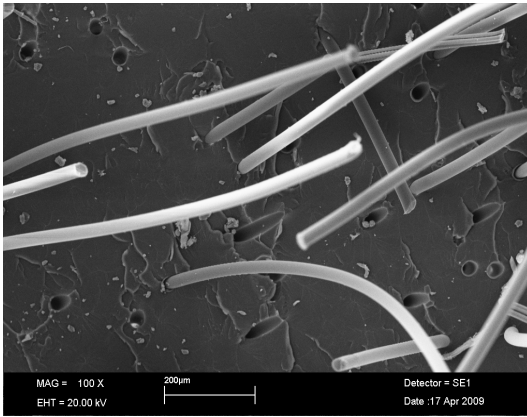


Şekil 4.5.3 Cam fiber eklenmiş örnek (x 300)

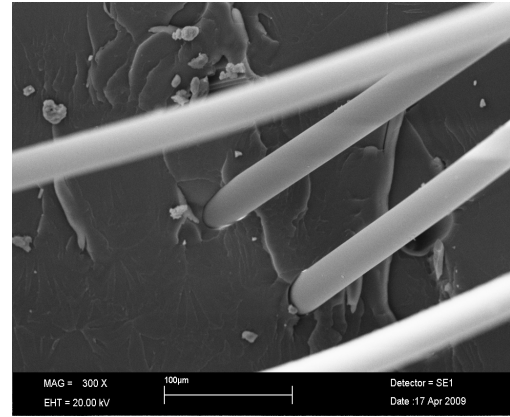


Şekil 4.5.4 Cam fiber eklenmiş örnek (x3000)

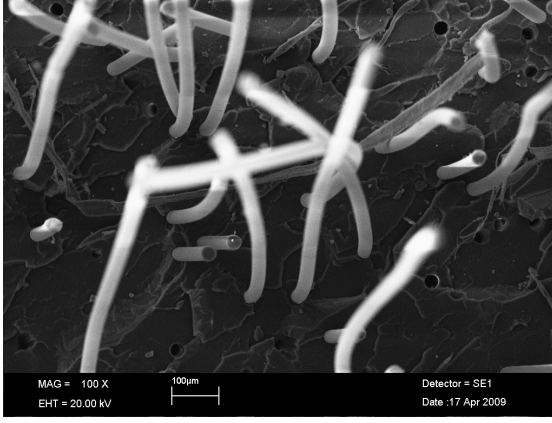
Naylon 6.6 ve Naylon 6 eklenmiş fiber örneklerinde rezinle bağlantı görülmezken aynı zamanda rezin matris ile olan ara yüzde boşluklara rastlanmıştır(Şekil 4.5.5,7). Bununla birlikte bu fiberlerin rezin matris içinde dağınık bir şekilde yer aldığı ve kırılmadan evvel bu fiberlerde esnemelerin olduğu gözlemlendi. Naylon esaslı fiberlerin rezin matrise bağlantısının iyi olmamasına bağlı olarak da matris içerisinden sıyrıldığını ve boşluklar oluşturduğunu söyleyebiliriz (Şekil 4.5.6, 8).



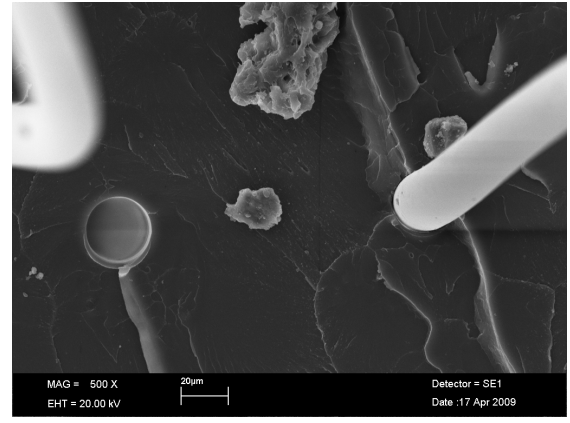
Şekil 4.5.5 Naylon 6.6 fiber eklenmiş örnek (x 100)



Şekil 4.5.6 Naylon 6.6 fiber eklenmiş örnek (x 300)



Şekil 4.5.7 Naylon 6 fiber eklenmiş örnek (x 100)



Şekil 4.5.8 Naylon 6 fiber eklenmiş örnek (x 500)

## 5. TARTIŞMA

Protez kaide yapımında yaygın kullanılan PMMA rezin 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 bükme dayanımının, çarpma dayanımının ve yorulma direncinin düşük olması bir takım 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 çözümlenmemiş bir problem olarak varlığını sürdürmektedir[53,64,65,77,88,89].

Akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla günümüze kadar farklı birçok yöntem denenmiştir. Son yıllarda akrilik rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla birçok fiber sistemi piyasaya sunulmuştur. Karbon, aramid, polietilen ve cam fiber gibi çeşitli materyallerle yapılan güçlendirme çalışmalarına artan bir ilgi gözlenmektedir. Çünkü, bu materyaller poli(metilmetakrilat)'ın mekanik özelliklerinde iyi gelişmeler meydana getirmektedirler [79,88]. Bununla birlikte protez kaide yapımında PMMA rezine alternatif polimer sistemleri de geliştirilmektedir. Poliamid, epoksi rezin, polistiren, vinil akrilik, polikarbonat ve naylon gibi değişik polimerler, PMMA'nın mekanik yetersizliklerinin üstesinden gelmek için protez kaide rezini olarak kullanılmış, ancak tatminkar materyale ulaşamamıştır[52,54,90]. Valplast, yüksek tesirli poliamid 6.6 rezin sistemi bunlardan bir tanesidir.

Poliamid, 1950'lerde üretilen naylon grubunda bir protez kaide polimeri olarak kullanıldı. Bazı araştırmacılar çalışmalarında poliamid esaslı protez kaide materyalinin mekanik avantajlarını ve onların çeşitli dezavantajlarının vurgulandığı bildirmiştir. Hargreaves ve ark. 1971 yılında poliamid 12 materyali üzerinde yaptıkları çalışmalarını tamamlayarak poliamid rezinleri tekrar kullanıma sunmuştur[86].

Akrilik protezlerin uygun olmadığı hastalar için, uygun sertlikte poliamid esaslı protez kaide materyali ile tedavi edilmeleri oldukça kullanışlı olabilmektedir. Bu tarif edilen hastalardan tekrarlanan protez kırıkları, doku alerjisi gelişen hasta grupları olabilmektedir[86].

Protez kaide kırıklarının engellemek ve/veya metil metakrilat monomerine alerjik reaksiyonu olanlar için poliamid esaslı rezin sistemlerinin PMMA rezin sistemine karşı önemli bir alternatif oluşturmaktadır. Yunus ve arkadaşları bu konu üzerine yaptıkları çalışmada derin andırkatlı bazı klinik durumlarda poliamid protez kaide materyalini önermektedirler[80].

Poliamid esaslı protez kaide materyali PMMA rezine alerjisi olan hastalarda veya fleksibilitenin arzu edildiği yerlerde (andırkat geçiş bölgelerinde) kullanıldığına dair çeşitli çalışmalar vardır. Poliamid esaslı protez kaide materyalinin en önemli avantajı tekrarlayan stresler için, şok absorpsiyon direnci ve reziliensinin bulunmasıdır[43].

Akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesinde fiber ile kuvvetlendirmenin yapıldığı birçok çalışma olmasına rağmen, bu fiberler estetik problemlerin üstesinden gelmekte zorlanmıştır. Bunlar arasından karbon fiber laboratuvarında yaygın olarak kullanılmıştır, fakat fiberin siyah renginin sebep olduğu estetik problemlerden dolayı klinik kullanımda popüler olamamıştır[3,91].

Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda PMMA'a alternatif rezin olarak yüksek tesirli poliamid 6.6 esaslı (Valplast) protez kaide rezini ve poli(metil metakrilat)'ın son yıllarda popüler olan fiberle kuvvetlendirilmesinde cam fiber ve naylon 6, naylon 6.6 estetik fiber olması nedeniyle de, bu fiberler ilave edilerek farklı protez kaide materyalleri elde edilmesi amaçlandı.

Fiberle kuvvetlendirilmiş poli(metil metakrilat) kompozit yapıda mekanik başarının fiber tipi, dağılımı, miktarı ve matrise bağlantısı gibi bir çok faktörle ilişkili olduğu bildirilmiştir[16,54,56,77,92].

Polimer matris içerisine ilave edilen fiber miktarının kompozit yapıya etkisi yönünden literatür verileri çelişkilidir. Bazı çalışmalarda [16,56]. Optimum güçlendirme için fiber ilave oranının yüksek olması gerektiğine işaret etmişler ve Vallittu ve ark. [16] ısı ile polimerize olan akrilik rezine ağırlık olarak %58 oranında cam fiber ilave edilmesi transvers direncin, cam fiber ile desteklenmemiş gruba nazaran %146 artığını belirtirken, başka bir çalışmada ise 6mm polietilen fiberler ile çarpma dayanımı ölçümünde fiber oranının ağırlıkça %3 üzerine çıktığında yarar sağlamadığını; % 4'ten yüksek fiber konsantrasyonunun maniplasyon güçlüğüne neden olan kuru ve gevrek hamur oluşturduğu bildirilmektedir[68]. Stipho 1998 yılında [65] düşük



konsantrasyonda kısa kesilmiş cam fiberin rastgele rezine karıştırılarak kullanılmasının kolay ve yararlı bir teknik olduğunu belirtmiştir.

Akrilik protez kaidesine uzun iplik şeklinde cam fiber eklenmesi kompozit rezinin kırılmaya karşı direncini artırdığını[64], Chen ve arkadaşları 2001 yılında [3] değişik uzunluklarda cam fiberi PMMA kaide rezinine ilave ettikleri çalışmalarında, 4 mm uzunluğundaki fiber ilavesi ile optimum sonuçlar alınabildiğini bildirmişlerdir.

Akrilik rezin kuvvetlendirilmesinde fiber ilavesi çeşitli yöntemlerle yapılabilmektedir. Bazı araştırmacılar polimer monomer karıştırılıp hamur haline geldiğinde, fiberleri monomerle ıslattıktan sonra yerleştirilmesi şeklinde yapanlar ve diğerleri de toz içine fiber ilavesi yaptıktan sonra monomer ilave ederek karıştırmışlardır[64,71,93].

Fiberlerin matris içerisinde dağılımı mekanik özellikler yönünden elde edilen yapıyı önemli ölçüde etkiler. Cam fiberlerin polimer içerisindeki pozisyonuna yönelik çalışmalarda rasgele fiber yerleştirmenin laboratuvar işlemlerini kolaylaştırdığı, yöntemin basit olduğu ve akrilik rezine tüm yönlerde aynı ve izotropik mekanik özellik kazandırdığı ifade edilmektedir[3,47,64,77].

Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda estetik fiber olan E-cam, nylon 6 ve nylon 6.6 fiberleri ağırlıkça % 3 konsantrasyonunda ve 4mm boyutunda, PMMA tozuna rasgele ilave edildi.

Cam fiber içeren polimer rezinlerin dayanımları için fiber ve polimer matrisin birbirlerine yapışması gereklidir. Bu yapışma iyileştirilmesinde silan bileşimleri kullanılmaktadır[16]. PMMA'nın cam fiberle güçlendirilmesinde fiberle matris arasındaki bağlantıyı arttırmak için silanlama önerilmektedir[16,64,76]. İki değişik silanın polimer matrise adezyonunu araştırıldığında A 174 silanın daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir[76].

Karacaer ve ark. cam fiber ile güçlendirilen PMMA'nın dinamik mekanik özelliklerini araştırmışlar ve hazırlanan örneklerde eklenen fiberlerin yüzdesine, oryantasyonuna ve matris ile adezyonlarına dikkat edilmesi gerekliliğini vurgulamışlar. Kompozit materyalde boşluklar olabildiği ve bunun mekanik zayıflığa neden olduğunu, böylece minimum düzeyde boşluğun azaltılması için silanlı cam fiberler kullanmışlardır. Bu, cam fiber ile polimer arasında adezyonu iyileştirip boşluk oluşumunu önlemektedir. Örneklerin DMA taraması yapıldığında cam fiberlerin farklı

konsantrasyonlarında, silanlı ve silansız fiber kullanımının ve farklı polimerizasyon sikluslarında DMA sonuçlarında silanlı fiberin kompozit yapıyı iyileştirdiği ve mekanik eksikliklerin oluşan boşluklardan kaynaklandığını bunu fiber yerleşimi ve polimere olan adezyon ile azaltılabildiğini ifade etmişlerdir[94].

Protez kaide rezinlerin fiziksel özelliklerinin belirlenmesinde sıklıkla bükme dayanım ve darbe dayanım testleri uygulanmaktadır. Bu testler ağız içinde proteze uygulanan kuvvetlere en çok benzeyen testler olduğu bildirilmiştir[15].

Çalışmamızda hazırlanan örnek grupların fiziksel özelliklerin değerlendirilmesinde bükme dayanım ve çarpma dayanım testleri uygulanmıştır.

PMMA'ı güçlendirmek amacıyla kullanılan cam fiberin transvers[3,16,64], yorulma[16,93], darbe[3], dirençlerini ve esneme modülünü[64] artırdığı bildirilmiştir.

Akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinden biri olan transvers bükülme, materyalin elastik deformasyonu ile ilgili bir olaydır. Materyale belirli bir yük uygulandığında oluşan bükülme ve yük kaldırıldığında elastik deformasyona bağlı olarak eski haline dönmesi önemli bir özelliktir. Transvers bükülme miktarının azalması, kırılmaya karşı dayanıklılığı artırmaktadır[95].

Yapılan çalışmalarda kırılmış cam fiberle desteklenen otopolimerizan akriliklerin transvers direncinin arttığını[65], rasgele yerleştirilen cam fiberin ısı ile polimezire olan akrillere transvers direncini ve elastikiyet modülünü artırdığı[64], kırılmış formdaki cam fiberin[3], örgü formundaki cam fiberin[96], uzun iplik formundaki cam fiberin darbe dayanımını artırmada etkili olduğunu[47] ifade etmişlerdir.

Uzun ve arkadaşlarının çalışmasında, 5 farklı örgü fiberlerle güçlendirilmiş PMMA örneklerde, transvers direnç değerlerinde, gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamadığını[97], Vallittu ve arkadaşlarının[16] yaptıkları çalışmada cam fiberle güçlendirilmiş PMMA rezin örneklerinin bükme dayanım değerlerinin kontrol grubuna göre yüksek bulduklarını, Diğer bir çalışmada[76] ise ısı ile polimerize olan akrilikle yaptığı bir çalışmada PMMA'nın E-cam fiberle yeterli şekilde yapıştığı ve E-cam fiberli bu akrilin transvers dirençlerinin kayda değer şekilde arttığını bildirmektedirler.

John ve ark. poli(metil metakrilat) protez kaide materyalini güçlendirilmesi için cam, aramid ve naylon fiberleri 5mm uzunluğunda ve ağırlıkça %2 oranda ilave ettikleri çalışmalarında oluşan kompozit yapının bükülme dayanımlarını test etmişler ve kontrol grubuna göre tüm gruplarda değerlerin arttığını belirlemişlerdir[43]. Ancak

elde edilen değerler çalışmamızda kaydedilen değerlerden daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu farklılığın kullanılan fiberlerdeki yapı farkı ve deney koşullarından ileri geldiği söylenebilir.

Doğan ve ark. cam, rayon, poyester, naylon 6 ve naylon 6.6 fiberleri poli(metil metakrilat) içerisine %3 oranında ve farklı uzunluklarda rasgele ilave ettikleri çalışmalarında elde edilen örnek gruplarının transvers dayanımları değerlendirildiğinde farklı uzunluklarda yerleştirilen naylon 6, cam fiber, poliester ve rayon fiberlerin bükme dayanımına etkisinin olmadığı sadece 6mm uzunluğunda kullanılan naylon 6.6 fiberin bükme dayanımını iyileştirdiği bildirilmiştir[82].

Stafford ve ark konvansiyonel protez kaide materyalleri ile poliamid 12 esaslı (Flexiplast) protez kaide materyalinin bükme dayanım testinde poliamid 12 kaide rezininin en fazla fleksible özelliğe sahip olduğunu yükleme sırasında kırılmanın gerçekleşmediğini bildirilmişlerdir[86].

Çalışmamızın üç nokta bükme testi sonucunda maksimum yükleme sırasında en yüksek değer Valplast (117,22±37,80N) grubunda görüldü ve bu örneklerimizde kırılma gözlenmedi. Bunun nedeni olarak polyamid rezininin naylon esaslı bir polimer olmasına buna bağlı olarakta esneme özelliğinin oldukça fazla olmasına bağlayabiliriz. Bu ngrmz Valplast grubunda diğer gruplardan daha yüksek bulduğumuz maksimum eğilme değeride (27.55 ± 1.48 mm) desteklemektedir.

Silan ile işlem görmüş cam fiberlerin işlem görmemiş fiberlere kıyasla transvers dayanımı %7 artırdığını, silan ile işlem görmemiş fiberlerin akrilik rezinin homojen yapısını bozduğunu ve yapıyı zayıflattığını[78], bir başka çalışmada PMMA silanlı cam fiber ile kuvvetlendirilen örneklerin kırma direncini önemli derecede artırdığını ve bunun cam fiber ile akrilik rezin arasındaki bağlanma ile olduğunu (SEM) fotoğrafları ile açıklamışlardır[76].

E cam fiber kompozisyonunda %55 SiO<sub>2</sub>, %22 CaO, %15 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %6 B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %0,5 MgO, <%1 Fe + Na + K (Manufactural information) içermektedir. Yüksek alümina ve düşük alkali ve borosilikat içerdiği için E-cam fiberin yüksek bükme dayanımının olduğu iddia edilmektedir[78,82]. Bunun yanında cam fiber elastikiyet modülü çok yüksek, deforme olmadan streslerin çoğunu absorbe etmektedir[43,82].

Araştırmamızda fiber eklenmiş gruplar arasında istatistiksel açıdan fark olmamasına rağmen en yüksek değer E-cam fiber (KCR4) eklenmiş grupta tespit

edildi. Bunun nedeni olarak da cam fiberin yüksek bükme dayanımına ve PMMA rezin matrisle olan adezyonu gösterilebilir.

Bükme dayanımı açısından en düşük değer naylon 6.6 fiber eklenmiş grupta gözlemlendi. SEM görüntülerinde izlendiği gibi naylon 6.6 fiberlerin rezin matrisle adezyon yapmadığı bunun nedeni olarak da imalatı sırasında üzerinde oluşan yağ tabakası olduğu söylenebilir. Buna bağlı olarak da bükme dayanımı açısından olumlu yönde bir katkı sağlamadığını, fakat maksimum eğilme değerlerine bakıldığında fiber eklenen gruplar arasında en fazla eğilmenin naylon 6.6 fiber eklenen grup olduğunu ve bunun fiberin yapısal farklılığına bağlı olabileceğini söyleyebiliriz.

Fiberlerin yüksek elastik özellikleri ve yorulma dirençleri konvansiyonel protezlere, oklüzal kuvvetler karşısında bir yay gibi davranabilme özelliği kazandırır. Fiberin rezinle birleşmesi, rezinin herhangi bir noktasına gönderilen kuvvetin, kritik stres değerlerine ulaşmadan önce dağılmasını sağlar[17].

Protez kaide materyallerinin elastik modülü düşük ise kaide plağının kalınlığının artması gerekir, bu da dil boşluğunun daralmasıyla sonuçlanır ve rezonans kavitesinin boyutlarının değişmesiyle konuşma etkilenir. Kaide materyali yeterli dayanıklılık ve sertlikte ise, daha ince kaideler yapılabilir. Böylece hastanın protezi daha rahat kullanması sağlanır, aynı zamanda destek dokulara daha iyi biyofiziksel uyarı iletilir. Bu durum, metalik protez kaideleri altındaki dokuların klinik prognozu polimerik kaidesinden daha iyi olmasıyla desteklenmektedir[17].

PMMA'a ilave edilen kısa cam fiber kullanımının elastik modülünü artırdığını[64], kırılmış cam fiberle güçlendirmenin geleneksel ve enjeksiyonlu akriliklerin transvers direnç ve elastik modülü değerlerine bakıldığında %3 lük fiber eklenen örnek gruplarının kontrol grubundan belirgin derecede transvers dayanım ve elastik modül değerlerini artırdığını belirtmektedirler[88].

Doğan ve ark. cam fiberin rezin matris içerisine farklı konsantrasyonlarda rasgele ilave edilmesi ile sonuç yapının elastik modüllerine etkisini polimerizasyon yöntemlerine göre değerlendirdikleri çalışmalarında, fiber kullanımının kompozit yapıda elastik modülünü olumlu etkilediği bildirmişlerdir[77].

Bizim çalışmamızda da fiber eklenen grupların kontrol grubuna göre elastik modül değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı olmasa da arttığı söylenebilir. Diğer parametrelerde olduğu gibi poliamid 6.6 esaslı (Valplast) örnek grubunun elastik modül

değeri (2903,38±333,92) en yüksek değer olarak bulunmuştur. Bunun anlamı yeterli kalınlık ve sertlikte daha ince protez kaidesi yapılabileceğini ve böylece hastanın konuşmasını zorlaştırmayacağı, daha rahat kullanmasını, aynı zamanda destek dokulara daha iyi biyofiziksel uyarı iletilmesini sağlayacaktır. Fiber grupları içinde PMMA'ın cam fiber ile eklenen grubun elastik modül değeri (1541± 118,16 Mpa) ile en fazla iyileştirmenin olduğunu söyleyebiliriz.

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 darbe dayanıklılığı testlerini kullanmıştır. Darbe testleri ayrıca farklı protez kaide rezinlerini karşılaştırmak için de kullanılmaktadır. Darbe dayanıklılığı, materyalin gerçek özelliği değildir çünkü örnek boyutları, çentiklerin varlığı ve derinliği, yükleme konfigürasyonu (Charpy veya Izod) ve darbe hızı gibi faktörlere bağlıdır. Akrilik protezlerin bütünlüğünü bozan frenilum bölgeleri stres konsantrasyonunun yüksek olduğu yerlerdir. Bunu simüle etmek amacıyla darbe test örnekleri çentikli olarak hazırlanmaktadır[98]. Biz de çalışmamızda darbe test örneklerini Charpy test yöntemine göre çentikli hazırladık. (Şekil 3.2.3)

Protez kaide rezin içerisine ilave edilen kırılmış formda ve örgü şeklindeki cam fiber ilavesinin darbe dayanımlarını artırdığı bildirilmektedir[3,96,99].

Chen ve ark [3] polimer matris içerisine 2, 4, 6 mm uzunluğunda ve ağırlıkça % 1, 2, 3 konsantrasyonlarında fiberler ekledikleri çalışmalarında fiber uzunluğunun konsantrasyonunun artması ile darbe dayanımının artmaya meyilli olduğunu söylemişlerdir.

Stafford ve ark [86] poliamid 12 esaslı flexiplast kaide rezini ile konvansiyonel protez kaide materyalleri darbe testi için yapılan çalışmalarında bükme dayanımında olduğu gibi flexiplast'ın darbe testi incelemesinde de üstün özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir.

Doğan ve ark.[48] 2, 4, 6mm uzunluğunda rayon, cam fiber, naylon 6, naylon 6.6, poliester fiberler eklenerek yaptıkları çalışmada fiber uzunluklarını darbe testi için ciddi bir faktör olduğunu fakat cam fiber grubunda fiber uzunlukları arasında istatistiksel açıdan önemli olmadığını bildirmişlerdir. Bu fiber uzunluklarının darbe direnci üzerine etkilerinin araştırılmasındaki Chen ve arkadaşlarının[3,100] yaptığı çalışmaya katıldıklarını bildirilmişlerdir. E cam fiber ile kuvvetlendirilen örneklerde,

her bir uzunluk için değerler alınmış ve bu değerlerden birinin diğerlerinden farklılığı istatistiksel olarak farklı bulunmamıştır. Tüm uzunluklarda gruplar arasında fiber ile kuvvetlendirilmemiş PMMA rezininden daha iyi darbe direnci göstermişlerdir. Bununla birlikte cam fiberin silan ile muamele edilmemiş olduğunda bile daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmektedir.

Çalışmamızın sonucunda çarpma dayanım test sonuçlarında absorbe edilen enerji değeri en yüksek poliamid 6.6 esaslı (Valplast) ( $0,54^{-1} \pm 0,03^{-1}$  J) grubunda görüldü, ve elde edilen değerin tüm gruplardan anlamlı şekilde yüksek olduğu görüldü. Cam fiber eklenmiş örneklerden elde ettiğimiz çarpma dayanım değeri istatistiksel açıdan fark olmamasına rağmen diğer fiber eklenmiş gruplardan daha yüksek olduğu görüldü. Fiber eklenen tüm grupların kontrol grubuna göre istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur. Çalışmalarımızın bulguları yukarıdaki çalışmaların bulgularıyla benzerlik göstermektedir.

En yüksek değerin Valplast grubunda görülmesi bu rezin sisteminin PMMA rezin matrisinin kimyasal yapısından farklı oluşuna buna bağlı olarak da üzerine gelen kuvvetleri daha etkin düzeyde absorbe ettiğini vurgulayabiliriz.

Fiberlerin matris içinde dağılımının mekanik dayanımını etkileyebileceği ifade edilmektedir. SEM grntlerimizde naylon esaslı fiberlerin rezin matris içerisindeki dağılımının cam fiber grubuna göre daha etkin olduğu görülmektedir. Ayrıca demet halindeki fiberlerin bükme modülünün tek bir fiberinkinden farklı olabileceği bildirilmektedir[43,48]. Cam fiber eklenmiş örneklerden diğer fiber eklenmiş gruplardan daha yüksek çarpma dayanım değeri tespit etmemiz hem cam fiberin yüksek dayanım değerine sahip olmasına hem de rezin matris içerisinde demet halinde bulunmasına bağlayabiliriz.

Temel olarak karbon, hidrojen, oksijen ve azot gibi elementlerden oluşan polimerler ancak belirli sıcaklıklara kadar yapı ve özelliklerini koruyabilirler. Polimerlerin pek çoğunun güvenilir bir şekilde kullanılabildeği sıcaklık aralığı 100 - 200°C kadardır[31]. Bununla birlikte Polimerlerin çoğu birçok aşamada ısısız bozunmaya uğramaktadır[33].

Termogravimetrik analiz örnek materyalin sabit hızda ısıtılması ile ağırlığındaki değişiklikleri ler. Bu değişiklikler materyalin ısısız kararlığı veya kompozisyonu hakkında bilgi verir[42].

PMMA ısısal bozunmasının detaylı araştırmasını termogravimetrik analiz yöntemi tarafından yürütülen çalışmada PMMA'nın polimerizasyon derecesinin artması ile ısısal bozunma sıcaklığının da arttığını bildirmişlerdir[101].

Jin ve ark.[102] PMMA ile farklı oranlarda ilave edilen karbon karışımlarının dinamik mekanik davranışlarını incelemişler termogravimetrik analiz sonuçlarında kuvvetlendirilen örnek gruplarının kontrol grubu PMMA dan ısısal kararlılığının daha iyi olduğu bozunma sıcaklığının daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Chakrabarti ve ark.[103] yaptıkları çalışmada polivinil klorid ve polimetil metakrilat karışımlarının fiziksel, mekanik ve termal özelliklerini termogravimetrik teknikle incelemişler ve ısısal kararlılıklarında artış olduğunu, ısısal bozunma sıcaklığının yükseldiğini poli(metil metakrilat) oranının artmasıyla kararlılığın arttığı bildirilmiştir.

Bizde çalışmamızda poliamid 6.6 kaide rezini (Valplast) ile PMMA ve içerisine fiber ilave edilen örnek gruplarının ısısal kararlılıklarının belirlenmesinde termogravimetrik analiz tekniğini kullandık.

Muhtarogulları ve ark.[104] yaptıkları çalışmada ısı ve mikrodalga ile polimerize olan poli(metil metakrilat) protez kaidesinin termogravimetrik analiz ile ısısal bozunmasını araştırmışlar, araştırma sonucunda örnek rezinlerin ısısal bozunma sıcaklığının yaklaşık olarak 200 °C'de başladığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda poli(metil metakrilat) içerisine %3 oranında ve 4mm boyutunda cam fiber ve naylon 6 ile naylon 6.6 fiber ilave edilen örnek grubu ve yüksek tesirli poliamid 6.6 kaide rezin (Valplast) ile hazırlanan örnek gruplarının termogravimetrik analizleri sonucunda valplast örneklerinin ısısal kararlılığının kontrol ve fiber eklenen örnek gruplarından daha yüksek olduğunu bununla birlikte ağız boşluğunun normal ısı değişimleri arasında veya kullanım sırasında oluşabilecek ısısal değişimlerde tüm örnek gruplarının ısısal kararlılığını sürdürebileceğini termogravimetrik analiz grafiğinden de anlaşılacağı gibi fiber eklenen gruplarda dahil ısısal kararlılığın yaklaşık 180 °C'ye kadar devam ettiğini ve bu sıcaklığa kadar bozunmanın olmadığını rahatlıkla söyleyebiliriz. Bizim çalışmamız muhtarogulları ve ark.[104] yaptığı çalışma ile uyumludur.

Örnek grupları içinde PMMA içerisine cam fiber eklenen örnek grubunun, yüksek sıcaklıklarda diğer fiber eklenen grupların ısısal kararlılığından daha az olmasını, fiber yapı kompozisyonlarının farklı olmasına bağlayabiliriz.

Akrilik protez kaide rezin materyallerinde polimerizasyon, düşük molekül ağırlıklı toza poli(metil metakrilat) sıvı monomerin (metil metakrilat) ilave edilerek daha yüksek molekül ağırlıklı ve çapraz bağlı polimer elde edilmesi ile gerçekleşmektedir[5,6,13].

Tüm polimerler sıcaklıkla mekanik ve fiziksel özellikleri geniş değişkenlik gösterir. Oda sıcaklığında akrilik rezinler cam gibi katıdır. Polimerlerin camsı geçiş sıcaklığı (Tg), ısı uygulanmak suretiyle cam fazdan kauçuğumsu duruma geçtiği veya kauçuğumsu durumdan cam fazına geçtiği sıcaklık değeri Tg değeridir, bu camsı geçiş sıcaklık değeri materyalin mekanik özellikleri açısından oldukça önem taşımaktadır[105].

Hareketli protezler, ağız'a çeşitli gıdaların alınması, kullanım sırasında temizlenmeleri ve özellikle de yapım aşamasındaki tesviye ve polisaj işlemleri sırasında farklı derecelerde sıcaklıklara maruz kalabilmektedirler. Bu nedenle, protez kaide yapımında kullanılacak rezin materyalin camsı geçiş sıcaklığının bilinmesi kullanım sırasında olası durumlardan zarar görmesini engelleyecektir. Ayrıca yüksek camsı geçiş sıcaklık değeri materyalin mekanik özelliklerini olumlu yönde etkilediği bildirilmektedir[105,106].

Hugget ve ark., akrilik rezin materyallerinin camsı geçiş sıcaklığını belirlemede termomekanik analiz, dinamik mekanik analiz ve diferansiyel tarama kalorimetrisi tekniklerini kullandıkları çalışmada, ölçümlerde kullanılan tekniklerde çok benzer sonuçlar bulmalarına bağlı olarak, kolay uygulanabilir ve güvenilir olması nedeniyle de termomekanik analiz tekniğini tavsiye etmişlerdir[40].

Bu nedenle çalışmamızda camsı geçiş sıcaklığı, elastik modül ve ısıl uzama katsayısı değerlerinin belirlenmesinde termomekanik analiz tekniği tercih edilmiştir.

Jeremilov ve ark.[105] yaptıkları çalışmada akrilik protez kaidelerinin polimerizasyon siklusunun camsı geçiş sıcaklığı üzerine etkisine bakmışlar ve optimum mekanik özellikler ile yüksek camsı geçiş sıcaklığına sahip örneklerin yapılabilmesi için 70°C'de 7 saat veya 100°C 3 saat polimerizasyon siklusunun yapılması tavsiye edilmektedir. Farklı polimerizasyon sikluslarında farklı camsı geçiş sıcaklık değerleri bulduklarını bildirmişlerdir. Aynı şekilde Muhtarogulları ve ark. yaptığı çalışmada da polimerizasyon süresinin artması ile camsı geçiş sıcaklık değerlerinin arttığını bildirmişlerdir[104].



Barsby ve ark. yaptıkları çalışmalarında konvansiyonel ısı ile polimerize olan akıcı-tip protez kaide materyallerinin düşük camsı geçiş sıcaklığına sahip olduğunu bu materyallerin polisaj sırasında veya hastanın protezlerini temizlerken sıcak su kullanması sırasında ısıl bozunma hassasiyetlerinin daha fazla olduğunu, ayrıca düşük camsı geçiş sıcaklığına sahip polimerlerin yüksek artık monomer miktarını yansıttığını bildirmişlerdir[107].

Stafford ve ark. konvansiyonel protez kaide materyalleri ile poliamid 12 içerikli flexiplast materyallerinin camsı geçiş sıcaklık değerlerini termomekanik analiz ile değerlendirmeleri sonucunda klinik bakış açısı ile bakıldığında camsı geçiş sıcaklığının tüm örnek gruplarında tatmin edici olduğunu belirtmişlerdir[86].

Çalışmamız da örnek gruplarının camsı geçiş sıcaklık değerleri sıcaklık- log E eğrilerinin ani olarak düşmeye başladığı sıcaklık camsı geçiş sıcaklık değerleri olarak bulunmuştur. Poli(metil metakrilat) rezin materyaline fiber ilave edilmesi ile camsı geçiş sıcaklık değerlerini iyileştirdiğini rahatlıkla söyleyebiliriz. Ve diğer örnek grubumuz olan yüksek tesirli poliamid 6.6 kaide rezinin camsı geçiş sıcaklık değerinin (130°C) en yüksek değere sahip olmasına rağmen tüm örnek gruplarının klinik bakış açısı ile bakıldığında camsı geçiş sıcaklıklarının tatmin edici olduğunu ifade edebiliriz. Bizim çalışmamız Stafford ve ark.[86] yaptıkları çalışma ile paralellik göstermektedir.

Boztuğ ve ark.[108] yaptıkları çalışmada PMMA içerisine farklı konsantrasyonlarda maleik anhidrat içerikli reaktif terpolimerler ilave ederek termomekanik yöntemle camsı geçiş sıcaklığına, ısıl uzama katsayısına ve elastik modül değerlerini karşılaştırmışlar ve çalışma sonucunda ısıl uzama katsayısı değerlerini artırdığı, camsı geçiş sıcaklığı ile elastik modül değerlerini düşürdüğü gözlemlenmiş ve sonuç olarak reaktif terpolimerlerin poli(metil metakrilat)'ın yapısının elastik özelliklerini geliştirdiğini bildirmişlerdir.

Clarke ve ark.[38] konvansiyonel protez kaide materyaline fiber eklemeleri sonucunda dinamik mekanik termal analiz ile young's modülü değerlendirme çalışmalarında polietilen ve poliaramid eklenen örnek grubunun young's modülü, konvansiyonel protez kaide materyalin young's modülüne göre arttığını buna karşın karbon fiber ile kuvvetlendirmenin beklenenden daha düşük sonuçlandığını bildirilmişlerdir.

Çalışmamızda hazırlanan örneklerin termomekanik analiz sonucunda elastik modül değerleri gerilim-gerinim eğrilerinin başlangıçtaki doğrusal kısımlarının eğimlerinden polimer örneklerinin elastik modül (E) değerleri bulundu. Poliamid esaslı kaide rezinin elastik modülü diğer örnek gruplardan daha düşük bulunmuştur. Bu, Yunus ve ark.[80] ifade ettikleri gibi şaşırtıcı bir sonuç değildir. Çünkü poliamid esaslı protez kaide materyalleri fleksibilitenin arzu edildiği belli klinik durumlarda tercih edilmektedir.

İlave edilen fiberlerin poli(metil metakrilat)'ın yapısında elastik modül değerlerini düşürdüğünü böylece kompozit yapının elastik özelliklerini geliştirdiğini ve kullanılan fiberlerin matris yapıyla uyumlu olduğu rahatlıkla söylenebilmektedir.

Zhi ve ark.[109] yaptıkları çalışmada Poli(metil metakrilat) materyalinin termal ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi için ağırlıkça değişik oranlarda boron nitrid ilavesi ile kompozit yapı oluşturulmuş ve sonuç yapının elastik modülünü %19 oranında iyileştirdiğini, boron nitride ile PMMA zincirler arasında derin etkileşimden dolayı ısıl uzama katsayısının azaldığını, ısıl kararlılığın ve camsı geçiş sıcaklığının olumlu etkilendiği bildirmişlerdir.

Tezvergil ve ark [110] 2001'de farklı konsantrasyonlarda fiberle güçlendirilen kompozit materyalin transvers ve longitudinal şekilde fiber yerleşiminin ısıl uzama katsayısı üzerine etkisini incelemişler, seçilen materyaller arasında ısıl uzama katsayı değerlerinin birbirine benzer değerler olduğunu çeşitli materyal fazlarının özelliklerini optimize etmek için polimerizasyon sonrası faz hakkında daha fazla bilgiye gerek duyulduğunu fakat klinik kullanım için çok yüksek sıcaklıklara ulaşılmasına gerek duyulmadığı bildirmişlerdir.

Bu çalışmada hazırlanan örneklerin ısıl uzama katsayı değerleri termomekanik analiz sonucunda elde edilen sıcaklık-gerinim eğrisinin başlangıçtaki doğrusal kısımlarının eğimlerinden ısıl uzama katsayısı (IUKS) değerleri bulunmuştur. Tüm çalışılan örnek gruplarının IUKS değerleri kontrol grubundan daha fazla olduğunu ve fiber ilave edilen gruplar arasında naylon 6 fiber eklenen örnek grubunun en fazla IUKS değerine sahip olduğu ve ardından naylon 6.6 fiber eklenen grup gelmektedir ve fiber eklenen grup içerisinde en az değer cam fiber ilave edilen grup olması, oluşturulan kompozit yapılarda farklı fiber gruplarının kullanılmış olması ve fiberlerin yapısal farklılıklarına bağlanabilmektedir.

Tüm bu termomekanik analizler sonucunda kontrol örneği (PMMA) diğer örnek gruplarına göre sert ve kırılđan özelliğe sahiptir. Ayrıca poliamid 6.6 esaslı (Valplast) örnek grubunun maksimum yüklemeye en az gerinim değerine sahip olması, kaide üzerine uygulanan yük miktarının artması durumlarında çok önemli olan yorulma özelliğinin de az olması anlamına gelmektedir.

Elde edilen termogravimetrik ve termomekanik analiz çalışma sonuçlarına göre kullanılan estetik fiberlerin PMMA matris ile uyumlu olduğu kolayca söylenebilmektedir.

## 6. SONUÇLAR

Akrilik protez kaidesine alternatif rezin olan yüksek tesirli poliamid 6.6 (Valplast) materyali ile rasgele oryantasyonla ağırlıkça %3 konsantrasyonda 4 mm uzunluklarda kısa kesilmiş E-cam, naylon 6 ve naylon 6.6 estetik fiberleri poli(metil metakrilat) akrilik rezine ilavesi ile elde edilen sonuç yapının bükme ve darbe dayanım özellikleri, termogravimetrik ve termomekanik analiz sonuçları ile ısısal ve reolojik özelliklerinin araştırıldığı bu çalışma sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir.

1 . Transvers dayanım test sonuçlarına göre,

- Poliamid 6.6 esaslı (Valplast) protez kaide rezini kontrol ve fiber eklenen gruplardan önemli ölçüde daha iyi bükme dayanım değerleri elde edilmiştir. Test sırasında bu kaide rezinin kırılmadığı gözlenmiştir.

- Fiber eklenen gruplar arasında cam fiber eklenen grubun poli(metilmetakrilat) matris yapının bükme dayanımını iyileştirdiği, naylon 6.6 fiber eklenmiş grubun ise bükme dayanım açısından kontrol grubundan daha düşük olduğu gözlemlendi.

- Hazırlanan örnek grupları arasında young's modülü değerlerinin en fazla poliamid 6.6 esaslı (Valplast) grubuna ait olduğu ve sırasıyla cam, naylon 6 ve naylon 6.6 fiber eklenen gruplar yer aldı. Tüm grupların kontrol grubuna göre young's modül değerleri artmıştır.

2. Darbe dayanım test sonuçlarına göre,

Fiber ilave edilen grupların absorpsiyon enerjileri kontrol grubuna göre daha iyi olduğu ve poliamid 6.6 esaslı rezinin ise fiber ilave edilen ve kontrol gruplarına göre absorpsiyon enerjileri daha iyi olduğu gözlenmiştir.

3. Fiber / rezin matris ara yüz bağlantısı yönünden E-cam fiber ile matris arasında adezyon gözlenirken, diğer fiberler ile matris ara yüzeyinde adezyon gözlenmemiştir.

4. Termogravimetrik analiz test sonuçlarına göre,

Hazırlanan tüm protez kaide rezin örneklerinin normal ağız sıcaklık değişim değerlerinde ısısal bozunmanın olmadığı, yapısal bütünlüğün devam edebileceği gözlenmiştir.

5. Termomekanik analiz test sonuçlarına göre,

- Poliamid 6.6 esaslı kaide rezinin ve PMMA'ya ilave edilen fiber sonuç yapıların camsı geçiş sıcaklıklarının kontrol grubuna göre daha iyi olduğu gözlenmiştir.

- Hazırlanan örnek gruplarının ısısızal uzama katsayı değeri poli(metil metakrilat) kontrol grup değeriinden daha fazla olduğu görülmüştür.

- Tüm örnek gruplarında elastik modül değeri kontrol grubuna göre düşük olduğu böylece hazırlanan örneklerde (kontrol grubu hariç) elastik özelliklerinin arttığı gözlenmiştir.

## KAYNAKLAR

- [1] Phoenix, R.D. (1996). Denture base materials. Dent. Clin. North. Am., 40, 1, 113-120.
- [2] Azzari, 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.
- [3] Chen, S.Y., Liang, W.M., Yen, P.S. (2001). Reinforcement of Acrylic Denture Base Resin by Incorporation of Various Fibers, J. Biomed. Mater. Res., 58, 203-208.
- [4] Çalikkocaoğlu, S. (1998). Tam Protezler, s.537-548, 3. baskı protez akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları 2. Cilt, İstanbul.
- [5] Craig, R.G. (1993). Restorative Dental Materials, pp. 37-43, 54-92, 131-138, 502-537, 9<sup>th</sup> ed. Mosby, St. Louis.
- [6] Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A.E. ve Aksu, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, s. 25-50, 165-182, 183- 212, A.Ü. Basımevi, Ankara.
- [7] Beydemir, B., Dalkız, M. (2003). Dişhekimliğinde laboratuvar uygulamaları, s. 87-91, 191-194, Gata Basımevi, Ankara.
- [8] Saçak, M., (2005). Polimer teknolojisi, s. 1-15, 29-50, 71-81, 98-126, 169-178, 275-281, 291-297, Baran basımevi, Ankara.
- [9] Özdemir, A.K. (2002). Hareketli Protezler (Kliniğe Hazırlık), s. 143-162, 1. baskı, Cumhuriyet Üniversitesi Yayınları Önder Matbaası, Sivas.
- [10] Basan, S. (2001). Polimer kimyası, s. 192-222, 252-263, 339-340, C.Ü. yayınları, önder matbaası, Sivas.
- [11] Savaşçı, Ö.T., Uyanık, N., Akovalı, G., (2002). Ana hatları ile plastikler ve plastik teknolojisi, s. 12-25, 261-263, Pagev yayınları, İstanbul.
- [12] Tacir, İ.H., Meşe, A., Güzel, K.G. (2003). Fiber ile güçlendirmenin ve farklı polimerizasyon tekniklerinin, iki farklı protez kaide resininin su emilim miktarına etkisi, C.Ü. Dişhekimliği fakültesi dergisi, 6, 2, 94-101.
- [13] Baysal, B. (1981). Polimer kimyası, 1.cilt polimerizasyon reaksiyonları, s.1-37, Çağlayan Basımevi, Ankara.

- [14] Çalikkocaoğlu, S. (2000). Diş Hekimliğinde maddeler bilgisi (metal olmayan maddeler).3. sayı, s. 64-96, Mor Ajans, İstanbul.
- [15] McCabe, J.F. Diş hekimliği maddeler bilgisi, (Çeviri: Nayır, E.) (1999), s. 4-24, 71-79, 80-89, İstanbul Üni. Basımevi, İstanbul.
- [16] Vallittu, P.K., Lassila, V.P., Lappalainen, R. (1994). Transvers strength and fatigue of denture acrylic- glass fiber composite, Dent mater., 10, 116-121.
- [17] Uzun, G. (2000). Protez kaide rezinlerinin güçlendirilmesinde liflerin kullanımı. Hacettepe Dişhekimliği fakültesi dergisi, 24, 70-76.
- [18] Yavuzyılmaz, H., Ulusoy, M.M., Kedici, P.S., Kansu, G. (2003). Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü, Türk Protodonti ve implantoloji Derneği Ankara şubesi yayınları sayı 1, Ankara.
- [19] Saçak, M. (2002). Polimer Kimyası, s. 1-50, 79-95, 181-188, Fersa Matbaacılık 2 baskı, Ankara.
- [20] Beşergil, B. (2003). Polimer Kimyası, s. 25-34, 95-120, Kalkan Matbaacılık. Ankara.
- [21] Noort, R.V. (1994). Introduction to dental materials, pp. 41-53, 183-188, Mosby, London.
- [22] Demir H, (2008). Değişik fiberlerle güçlendirilen protez kaide rezinlerinin bazı mekanik ve fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi. Doktora Tezi, C.Ü. Sağlık bilimleri enstitüsü, Sivas.92s.
- [23] [www.merkezilab.odtu.edu.tr](http://www.merkezilab.odtu.edu.tr)
- [24] Menard, K.P. (1999). Dynamic mechanical analysis, A Practical Introduction, Chapter 1,2,3,4,5, FL. CRC Press LCC.
- [25] Ezdeşir, A., Erbay, E., Taşkıran, İ., Yağcı, M.A., Cöbek, M., Bilgiç, T., Üçler, Y. (2006). Polimerler-1 polietilen polipropilen polivinilklorür polistiren termoplastik elastomerler, s. 213-222, 3. baskı. Pagev yayınları, zarif-iş matbaacılık. İstanbul.

- [26] Akyüz, Ö.F. (2001). Plastikler ve plastik enjeksiyon teknolojisine giriş, s. 68-110, Pagev Yayınları 2.baskı. İstanbul.
- [27] Billmeyer, F.W. (1971). Textbook of polymer science, pp. 185-241, 433-457, Second edition. John Wiley and Sons, New York.
- [28] Franck, A. Application of rheology of polymers, TA Instruments Germany. ([www.tainstruments.com.cn/library\\_download](http://www.tainstruments.com.cn/library_download))
- [29] Mutlu, G., Huggett, R., Harrison, A. (1992). Determination of doughing and manuplation times of acrylic resin denture base material and a proposal for a specification for a packing plasticity test, J. Dent., 20, 311-317.
- [30] Akovalı, G. (1984). Polimerlerin Genel Tanıtımı, Temel ve Uygulamalı polimer Kimyası, Ed. G. Akovalı, Ankara.
- [31] Boztuğ, A. (1999). Bazı maleik anhidrat terpolimerlerinin ester türevlerinde bileşimin ısısal ve termomekanik özelliklere etkisi. Doktora Tezi. C.Ü. Fen bilimleri enstitüsü. Sivas. 100s.
- [32] Tager, A. (1978). Physical Chemistry of Polymer s, Mir Pub. Moscow
- [33] Skoog, A.D., Holler, F.J., Nieman, T.A. (1992). Principles of instrumental analysis, s. 798-806, (Çeviri: Kılıç E, Köseoğlu F, Yılmaz H.) Bilim yayıncılık. Ankara.
- [34] Sperling, L.H. (1992). Introduction to Physical Polymer Science, pp. 1-65, 303-382, (2nd ed). John Wileyand Sons, New York.
- [35] Hohne, G.W.H., Hemminger, W. and Flammersheim, H.J. (1996). Differential Scanning Calorimetry. An Introduction for Practitioners, pp. 1-97, Springer; Berlin.
- [36] Rosen, S.L. (1993). Fundamental Principles of Polymeric Materials, pp. 9-52, 103-119, (2nd ed). John Wiley and Sons, New York.
- [37] Mutlu, G., Huggett, R., Harrison, A. (1994). Factors that affect the rheologic properties of acrylic resin denture base materials, J. Prosthet. Dent., 71, 2, 186-191.



- [38] Clarke, R.L. (1989). Dynamic mechanical thermal analysis of denture polymers. Heat-cured poly(methyl methacrylate)- based materials, *Biomaterials*, 10, 494-498.
- [39] Huggett, R., Brooks, S.C., Bates, J.F. (1984). The use of thermomechanical analysis in the measurement of the glass transition temperature of acrylic resin denture base polymers. *Laboratory Practice*, 33, 76-78.
- [40] Huggett, R., Brooks, S.C., Campbell, A.M., Satguranathan, R., Bell, G.A. (1990). Evaluation of analytical techniques for measurement of denture base acrylic glass-transition temperature, *Dent. Mater.* 6, 17-19.
- [41] Phoenix, R.D., Mansueto, M.A., Ackerman, N.A., Jones, R.E. (2004). Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins, *J. Prosthodont.*, 13, 17-27.
- [42] Laird, J.L., Liolios, G. (1990). Thermal analysis techniques for the rubber laboratory, *American Laboratory*, 46-50.
- [43] John, J., Gangadhar, S.A. and Shah, H. (2001). Flexural strength of heat-polymerized poly methyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid or nylon fibers, *J. Prosthet. Dent.*, 86, 424-427.
- [44] Kanie, T., Arikawa, H., Fujii, K., Ban, S. (2004). Flexural properties of denture base polymers reinforced with a glass cloth-urethane polymer composite, *Dent mater*, 20, 709-716.
- [45] 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.
- [46] Jagger, D.C., Harrison, A. (1998). The fractured denture-solving the problem. An update for general dental practice, *Prim. Dent. Care.*, 5, 159-162.
- [47] Vallittu, P.K. (1999). Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers, *J. Prosthet. Dent.*, 81, 318-326.
- [48] Doğan, O.M., Bolayır, G., Keskin, S., Doğan, A., Bek, B., Boztuğ, A. (2006). The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin, *Dental Materials Journal*, 26, 2, 232-239.

- [49] Hargreaves, A.S. (1969). The prevalence of fractured dentures: A Survey. Br. Dent. J., 126, 451-455.
- [50] Darbar, U.R., Hugget, R., Harrison, A. (1994). Denture fracture. A Survey. Br Dent J., 176, 342-345.
- [51] Pamir, A.D., Bağış, B., Durkan, R., Köroğlu, A. (2007). Tam protez kaide plağı kırılma nedenlerinin değerlendirilmesi, C.Ü. Dişhekimliği fak. Dergisi, 10,1, 64-68.
- [52] Polat, N.T. (2002). Polimetil metakrilat (PMMA)'ların cam fiberle güçlendirilmesi, 5, 1, 41-44.
- [53] Karacaer, Ö. (2001). Karbon, aramid ve polietilen fiber ile güçlendirilen protezlerin Değerlendirilmesi (protezlerin güçlendirilmesi), O.Ü. Dişhek. Fak. Dergisi, 6, 2, 31- 35.
- [54] Jagger, D.C., Harrison, A. and Jandt, K.D. (1999). The reinforcement of dentures, J. Oral rehabil., 26, 185-194.
- [55] Radford, R.A. (1990). Further development and evaluation of high impact strength denture base materials, J. Dent. 18, 151-157.
- [56] Vallittu, P.K. (1994). Acrylic resin-fiber composite- part 2: The effect of polymerization shrinkage of poly( methylmetacrylate) applied to fiber roving transverse strength, J. Prosthet. Dent., 71, 613-617.
- [57] Vallittu, P.K. (1998). Some aspect of the tensile strength of unidirectional glass fibre-polymethyl metacrylate composite used in denture, Journal of Oral Rehabilitation, 25, 100-105.
- [58] Vallittu, P.K. (1996). Dimensional accuracy and stability of polymethyl metacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber, J. Prosthet. Dent. 75, 617-621.
- [59] 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.

- [60] Kaplan, R., Özçelik, B., Gürbüz, A. (2006). Tam protezlerin yapımında kullanılan akrilik rezinleri güçlendirme yöntemleri, Atatürk Üni. Diş Hek. Fak. Derg., Sayı suppl, 70-76.
- [61] Mccrum, N. G., Buckley, C. P., Bucknall, C. B. (1997). Principles of Polymer Engineering, Oxford: Oxford University Press, Chapter 6.
- [62] Ladizesky, N.H., Chow, T.W., Cheng, Y.Y. (1994). Denture base reinforcement Sing woven polyethylene fiber, Int. J. Prosthodontic, 7, 307-314.
- [63] Ladizesky, N.H., Chow, T.W. (1992). Reinrocement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers, J. Proshet. Dent., 68, 34-39.
- [64] Marei, M.K. (1999). Reinforcement of denture base resin with glass filler, Journal of Prosthodontics, 8, 1, 18-26.
- [65] Stipho, H.D. (1998). Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate, J. Prosthet. Dent. 79, 580-584.
- [66] Belvedere, P.C. (1998). Single-Sitting, Fiber-Reinforced Fixed Bridges For The Missing Lateral or Central Incisors in Adolescent Patients, Dent. Clin. North America, 42, 4, 665-632.
- [67] Çal, N.E., Hersek, N., Şahin, E. (2000). Water Sorption and Dimensional Changes of Denture Base Polymer Reinforced with Glass Fibers in Continuous Unidirectional and Woven Form, Int. J. Prosthodont., 13, 487-493.
- [68] Gutteridge, D.L. (1992). Reinforcement of poly (methyl methacrylate) with ultra-high-modulus polyethylene fiber. J. Dent., 20, 50-54.
- [69] Jagger, D.C. and Harrison, A. (1999). The effect of chopped poly (methylmethacrylate) fibers on some properties of acrylic resin denture base material, Int. J. Prosthodont., 12, 542-546.
- [70] Schreiber, C.K. (1974). The clinical application of carbon fibre-polymer denture bases. Br. Dent. J., 137, 21-22.

- [71] Dixon, D.L. and Breeding, L.C. (1992). The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers, *J. Prosthet. Dent.*, 67, 417-419.
- [72] Galan, D., Lynch, E. (1990), The effect of reinforcing fibres in denture acrylics, *J. Irish Dent. Assoc.*, 30, 109-113.
- [73] Ladizesky, N.H., Pang, M.K.M., Chow, T.W., Waid, I.M. (1993). Acrylic resin reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibers 3 mechanical properties and further aspect of denture contraction, *Aust. Dent. J.*, 38, 1, 28-38.
- [74] Braden, M., Davy, K.W.M., Parker, S., Ladizesky, N.H., Ward, I.M. (1988). Denture base poly(methylmetacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibers, *Brit. Dent. J.*, 164, 109-113.
- [75] Vallittu, P.K., (1997). Ultra-high modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl metacrylate: A short communication, *Dent. Mater.*, 13, 381-382.
- [76] 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.
- [77] Doğan, A., Karacaer, Ö., Doğan, O.M., Bolayır, G., Bek, B. (2007). Değişik polimerizasyon yöntemlerinin farklı konsantrasyonlarda cam fiberle güçlendirilen poli(metil metakrilat) protez kaide rezininin transvers dayanıma etkisi, *C.Ü. Dişhekimliği Dergisi*, 10,1, 20-25.
- [78] Solnit, G.S., (1991). The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated glass fibers, *J. Prosthet. Dent.*, 66, 310-314.
- [79] Özdemir, A.K., Polat, N.T. (2002). Cam fiberle güçlendirilmiş akrilik rezinlerin kırık ve cilalı yüzeylerinin sem ile incelenmesi, *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 2, 81-84.
- [80] Yunus, N., Rashid, A.A., Azmi, L.L., Abu-Hassan, M.I. (2005). Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J Oral Rehabil*, 32:65-71
- [81] [www.kordsa.com.tr/urunler/iplik](http://www.kordsa.com.tr/urunler/iplik).

- [82] Doğan, O.M., Bolayır, G., Keskin, S., Doğan, A. ve Bek, B. (2007). The evaluation of some flexural properties of denture base resin reinforced with various aesthetic fibers, J. Mater. Sci.: Materials in Medicine, DOI.10.1007/s10856-007-3343-3348.
- [83] Kumbuloğlu Ö, User A. (2007). Hareketli protezler için yarı-esneyebilir özellikte yeni bir kaide materyali: Deflex, Dental Laboratuvar 14.
- [84] Soygun, K., Demir, H., Bolayır, G., Demir, A.K. (2009). Esneyebilir bir protez kaide rezin ile hareketli bölümlü protezlerin yapımı: Vaka sunumu. C.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. (Baskıda).
- [85] Negrutiu M, Sinescu C, Romanu M, Pop D, Lakatos S. A.,(2005) Thermoplastic resins for flexible framework removable partial dentures. TMJ; 55,3:295-299.
- [86] Stafford GD, Huggett R, MacGregor AR, Graham J. (1986) The use of nylon as a denture base material. J Dent 14, 18-22.
- [87] Sicherheitsdatenblatt, (2007) Valplast Prothesenmaterial, Abschnitt I-Produktinfomation, 1-4.  
([http://download.weithas.de/valplast\\_sicherheitsdatenblatt.pdf](http://download.weithas.de/valplast_sicherheitsdatenblatt.pdf))
- [88] Polat, N.T., Karacaer, Ö. (2002). Cam fiber ile güçlendirilmiş iki farklı kaide polimerinin transvers direnç ve elastikiyet modülünün incelenmesi, C.Ü. Dişhekimliği Fak. Dergisi, 5, 1, 1-4.
- [89] Jagger, D., Harrison, A., Jagger, R. and 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.
- [90] Jagger, D.C., Jagger, R.G., Allen, S.M. and Harrison, A. (2002). An investigation into the transverse and impact strength of 'high strength' denture base acrylic resins, J. Oral Rehabil., 29, 263-267.
- [91] Shreiber, C.K. (1971) Polymethyl metacrylate reinforced with carbon fibers, Br. Dent. J., 130, 29-30.

- [92] Karacaer, Ö., Polat, N.T., Tezvergil, A., Lasilla, L.V.J., Vallittu, P.K. (2003). The effect of length and concentration of glass fibers on the mechanical properties of an injected and a compression-molded denture base polymer, *J. Prosthet. Dent.*, 90,385-93.
- [93] Vallittu, P.K., Alakujala, P., Lasilla, V.P., Lapelleinen, R. (1994). In vitro fatigue fracture of an acrylic resin-based partial denture, An exploratory study, *J. Prosthet.Dent.*, 72, 289-295.
- [94] Karacaer, Ö., Doğan, A., Doğan, O.M. and Usanmaz, A. (2002). Dynamic mechanical properties of dental base material reinforced with glass fiber, *J. Appl. Polym.Sci.*, 85,1683-1697.
- [95] Duymuş, Z.Y., Denizoğlu, S. (2001). Farklı polimerizasyon yöntemleri ile polimerize edilen değişik akrilik materyallerin kırılma mukavemetlerinin incelenmesi, *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 11,3,17-21.
- [96] Kanie, T., Fujii, K., Arikawa, H., Inoue, K. (2000). Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fiber, *Dent. Mater.*, 16, 150-158.
- [97] Uzun, G., Hersek, N., Dinçer, 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.
- [98] Zappini, G., Kammann, A. and Wachter, W. (2003). Comparison of fracture tests of denture base materials, *J. Prosthet. Dent.*, 90, 578-585.
- [99] Vallittu, P.K., NARVA, K. (1997). Impact strength of a modified continuous glass fiber-poly(methyl methacrylate). *Int. J. Prosthodont.*, 10,142-148.
- [100] Chen, S.Y., Liang, W.M. (2004). Effect of fillers reinforced acrylic denture base resins, *Mid. Taiwan J. Med.*, 9, 203-210.
- [101] Meisters, A., Moad, G., Rizzardo, E. and Solomon, D.H. (1988). Thermal stability of poly(methyl metacrylate), *Polymer Bulletin*, 20,499-503.
- [102] Jin, Z., Pramoda, K.P., Xu, G., Goh, S.H., (2001). Dynamic mechanical behavior of melt- processed multi-walled carbon nanotube/poly(methyl matacrylate) composites, *Chemical Physics Letters*, 337, 43-47.

- [103] Chakrabarti, R., Das, M., Chakraborty, D. (2004). Physical, mechanical and thermal properties of PVC/ PMMA blends in relation to their morphologies, *J. Applied Polymer Science*, 93, 2721-2730.
- [104] Muhtarogullari, İ.F., Doğan, A., Muhtarogullari, M., Usanmaz, A. (1999). Thermal and dynamic mechanical properties of microwave and heat-cured poly(methyl metacrylate) used as dental base material, *J. Applied Polymer Science*, 74, 2971-2978.
- [105] Jeromilov, V., Jagger, R.G., Milward, P.J. (1991). Effect of the curing cycle on acrylic denture base glass transition temperatures, *J. Dent.*, 19, 245-248.
- [106] Braden, M. and Stafford, G.D. (1968). Visco-elastic properties of some denture base materials, *J.Dent. Res.*, 47, 519-523.
- [107] Barsby, M.J. and Braden, M. (1981). Visco-elastic properties of pour (fluid) denture base resins, *J. Dent. Res.*, 60,2, 146-148.
- [108] Boztuğ, A., Coşkun, A., Bolayır, G., Zengin, H.B., Özdemir, A.K. (2006). Preparation of compatible blends of poly(methyl metacrylate) used in dentistry with a reactive terpolymer containing maleic anhydride and their thermomechanical characterization, *J. Applied Polymer Science*, 100, 363-367.
- [109] Zhi, C.Y., Bando, Y., Wang, W.L., Tang, C.C., Kuwahara, H. and Golberg, D. (2008). Mechanical and thermal properties of polymethyl metacrylate- BN nanotube composites, *Journal of Nanomaterials*, DOI: 10.1155/2008/642036.
- [110] Tezvergil, A., Lassila, L.V.J., Vallittu, P.K. (2003). The effect of orientation on the thermal expansion coefficients of fiber-reinforced composites. *Academy of Dental Materials*, DOI: 10.1016/S0109-5641(02)00092-1.

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı Koray SOYGUN  
Doğum Yeri ve Tarihi Adana, 25/08/1978  
Medeni Hali Evli  
Yabancı Dil İngilizce  
İletişim Adresi Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 58140-Sivas  
E-posta Adresi koraysoygun@hotmail.com

### Eğitim ve Akademik Durumu

Lise Mehmet Kemal Tuncel lisesi, 1995  
Yüksek Lisans Çukurova Üniversitesi, 2002

### İş Tecrübesi

Erzurum-Horasan Devlet Hastanesi Diş Hekimi, 2003-2005  
Cumhuriyet Üniversitesi Araştırma görevlisi, 2006-