

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

85082

**PMMA DENTAL KAİDE MALZEMESİNİN CAM FİBER
DESTEKLERİ İLE MEKANİK ÖZELLİKLERİNDEKİ
ARTIŞLARIN İNCELENMESİ**

Met. Müh. Sinan SALİ

**F.B.E. Metalurji Mühendisliği Anabilim Dalı Malzeme Programında
Hazırlanan**

85082

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Ahmet ÜNAL

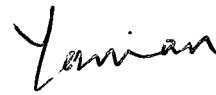
Doç. Dr. Ahmet ÜNAL



Doç. Dr. Erhan Altan



Doç. Dr. Cemalettin



İSTANBUL, 1999

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGE LİSTESİ	i
KISALTMA LİSTESİ	ii
ŞEKİL LİSTESİ	iii
ÇİZELGE LİSTESİ	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
1. GİRİŞ	1
2. DOLGU MADDELERİ	2
2.1 Geçici Dolgu Maddeleri	2
2.1.1 Çinko asit ojenol simanları	2
2.1.2 Çinko fosfat simanı	2
2.1.3 Çinko oksit sülfat simanı	2
2.1.4 Polikarboksilat simanı	2
2.1.5 Güta – perka	3
2.2 Sürekli Dolgu Maddeleri	3
2.2.1 Kaide dolgu maddeleri	3
2.2.1.1 Kalsiyum hidroksit	3
2.2.1.2 Kavite lakları	3
2.2.2 Yüzey dolgu maddeleri	4
2.2.2.1 Amalgam	4
2.2.2.2 Çinosuz amalgam	5
2.2.2.3 Bakır amalgamı	5
2.2.2.4 PISOERSALLOY amalgamları	5
2.2.2.5 Slikat simanı	5
2.2.2.6 Silikofosfat simanı	5
2.2.2.7 Cam iyonomer simanları	5
2.2.2.8 Akrilik dolgular	6
2.2.2.9 Kompozit dolgu maddeleri	6
2.2.2.10 İsosit dolgu maddeleri	6
3. SENTETİK REZİNLER	8
3.1 Reçinelerin Sınıflandırılması	8
3.2 Polimerin Yapısı	9
3.2.1 Çizgisel polimer (Lineer)	9
3.2.1.1 Çizgisel homopolimer	9
3.2.1.2 Çizgisel kopolimer	9
3.2.1.3 Çizgisel blok kopolimer	10
3.2.2 Dallara ayrılmış polimer	10
3.2.2.1 Dallara ayrılmış homopolimer	10
3.2.2.2 Dallara ayrılmış kopolimer	10

3.2.3	Çapraz bağlantılı polimer	10
3.3	Polimerizasyon	10
3.3.1	Kondansasyon polimerizasyonu	11
3.3.2	Katılma polimerizasyonu	11
3.4	Polimerizasyon Safhaları	12
3.4.1	Başlama	12
3.4.2	Yayılma	12
3.4.3	Bitim	12
3.4.4	Zincir transferi	13
4.	DENTAL PROTEZ KAİDE AKRİLİKLERİ	14
4.1	Isı İle Polimerize Olan Rezinler	16
4.2	Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezinler	16
4.3	Işınla Polimerize Olan Rezinler	17
4.4	Mikrodalga İle Polimerize Olan Rezinler	17
5.	DENTAL PROTEZ KAİDE REZİNLERİNİN ÖZELLİKLERİ	18
5.1	Polimerizasyon Derecesi	18
5.2	Porözite	18
5.3	Su Emilimi (Absorbsiyonu)	18
5.4	Çözünürlük	19
5.5	İç Gerilmeler	19
6.	DESTEKSİZ PMMA'NIN ÖZELLİKLERİ	20
7.	PMMA DENTAL KAİDE MALZEMESİNE UYGULANAN GÜÇLENDİRME YÖNTEMLERİ	22
7.1	Karbon Fiberlerle Güçlendirme	22
7.2	Polietilen (UHMPE) Fiberle Güçlendirme	22
7.3	Metal Tozları ve Fiberleri İle Güçlendirme	23
7.4	Cam Fiberlerle Destekleme	24
8.	DENEYSEL ÇALIŞMA	26
8.1	Numune Boyutları	26
8.2	PMMA Dental Kaide Malzemesinde Kullanılan Cam Takviye Malzemesi	26
8.2.1	Kullanılan E-camı tipler	27
8.2.1.1	Mat (Keçe)	27
8.2.1.2	Yüzey tülü	27
8.2.1.3	Sürekli fiber	28
8.3	Numunelerin Hazırlanması	28
8.4	Kullanılan Test Cihazları	29
9.	DENEY SONUÇLARI	35
9.1	Darbe Deneyi Sonuçları	35
9.2	Eğme Deneyi Sonuçları	36
9.3	Yorulma Deneyi Sonuçları	37

SİMGE LİSTESİ

J	Joule, Darbe dayancı birimi
M1	%2.5 hacim oranında mat tipi cam fiber içeren PMMA numunesi
M2	%3.0 hacim oranında mat tipi cam fiber içeren PMMA numunesi
M3	%4.0 hacim oranında mat tipi cam fiber içeren PMMA numunesi
M4	%5.0 hacim oranında mat tipi cam fiber içeren PMMA numunesi
SF1	%2.5 hacim oranında sürekli fiber tipi cam fiber içeren PMMA numunesi
SF2	%3.0 hacim oranında sürekli fiber tipi cam fiber içeren PMMA numunesi
SF3	%4.0 hacim oranında sürekli fiber tipi cam fiber içeren PMMA numunesi
SF4	%5.0 hacim oranında sürekli fiber tipi cam fiber içeren PMMA numunesi
YT1	%2.5 hacim oranında yüzey tülü tipi cam fiber içeren PMMA numunesi
YT2	%3.0 hacim oranında yüzey tülü tipi cam fiber içeren PMMA numunesi
YT3	%4.0 hacim oranında yüzey tülü tipi cam fiber içeren PMMA numunesi
YT4	%5.0 hacim oranında yüzey tülü tipi cam fiber içeren PMMA numunesi
V_f	Hacim oranı
μm	Mikrometre
σ_{eg}	Eğme dayancı

KISALTMA LİSTESİ

C	Karbon
KHN	Knoop sertliği
PE	Polietilen
PMMA	Polimetilmetakrilat
UHMPE	Ultra high modulus Polyethylene



ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1 Dentin kavitesine kaide ve dolgu maddelerinin yerleştirme esasları	4
Şekil 2.2 Kompozitlerle isositlerin yapılarının şematik olarak karşılaştırılması	7
Şekil 6.1 Çeşitli plastiklerin çarpma direncine sıcaklığın etkisi	20
Şekil 7.1 Metal fiberlerle güçlendirme metodunun protez kaidesine uygulama biçimi	23
Şekil 7.2a PMMA'nın PE ve C fiberleri ile güçlendirilmesi ile elde edilen kırılma dayancı sonuçları	25
Şekil 7.2b PMMA'nın PE ve C fiberler ile elde edilen kırılma dayancı sonuçlarının grafiksel gösterimi	25
Şekil 8.1 PMMA dental kaide malzemesi numune boyutları	26
Şekil 8.2 Darbe deneyi makinası	30
Şekil 8.3 Eğme deneyi makinası	31
Şekil 8.4 Yorulma deneyi makinası	32
Şekil 8.5 Enstrumante edilmiş çentik darbe makinası	33
Şekil 8.6 Yorulma makinasında numunelerin yerleştirildiği takım	34
Şekil 9.1 Yorulma deneyi sonucunda kırılan cam fiber destekli PMMA numuneleri	38
Şekil 9.2 Enstrumante edilmiş darbe cihazının karakteristik eğrisi	39

ÇİZELGE LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 4.1 Protez kaide akriliklerinin sınıflandırılması	15
Çizelge 4.2 Protez kaide akrilikleri	15
Çizelge 6.1 PMMA'nın genel olarak çeşitli özellikleri	21
Çizelge 8.1 E-camı kimyasal ve mekanik özellikleri	27
Çizelge 8.2 PMMA numuneleri içine konulan E-camı türlerinin hacim oranları	28
Çizelge 9.1 Darbe deneyi sonuçları	35
Çizelge 9.2 Eğme deneyi sonuçları	36
Çizelge 9.3 Yorulma deneyi sonuçları	37
Çizelge 9.4 Entrumante edilmiş çentik darbe cihazından elde edilen maksimum kırma enerjileri	40



ÖZET

Günümüzde en yaygın olarak kullanılan dental kaide malzemesi (PMMA) polimetilmetakrilat'tır. Ancak, bu malzemenin çarpma, eğme ve yorulma dayanıklılığının düşük olması nedeniyle, protez kırıkları devamlı bir problemi oluşturmaktadır.

Bu çalışmada, polimetilmetakrilat (PMMA) dental kaide malzemesinin cam fiberle desteklenmesi ile mekanik özelliklerinin artırılması amaçlanmıştır. İnceleme esnasında takviye malzemesi olarak E-camı ve E-camın üç ayrı tipi kullanılmıştır. Bu E-camı türleri mat, yüzey tülü ve sürekli fiberlerdir. Elde edilen cam fiber ile destekli PMMA numuneleri ile desteklenmemiş kontrol grubu PMMA numunelerine eğme deneyi, darbe deneyi ve yorulma deneyi yapılmıştır ve sonuçları karşılaştırılmıştır.

Yapılan deneylerin sonucunda, cam fiberlerle (mat, yüzeytülü, sürekli fiber) desteklenmiş PMMA dental kaide malzemesinin mekanik özellikleri, kontrol grubu olan desteklenmemiş PMMA dental kaide malzemesi mekanik özelliklerine göre artış görülmüştür. Bunun yanında cam fiberlerle, PMMA dental kaide malzemesinin desteklenmesinin, dental kaide malzemeleri desteklenmesinde kabul edilebilir bir metod olduğu görülebilmektedir.

ABSTRACT

Polymethylmethacrylate is the most widely used material for denture base construction. However, its resistance to impact, bending, fatigue failure are somewhat poor. So that, fracture of acrylic resin denture bases is a continuing problem in prosthodontics.

The aim of this study are improved the mechanical properties of PMMA denture base materials with glass fibers reinforcement. In this research, E-glass fiber is used as reinforcement material in PMMA denture base material and used three types of E-glass fibers which name is mat, surface mat and continuous fiber. Then, three point bending, impact and fatigue tests were made reinforcement PMMA samples and control group sample and compared.

According to the tests, mechanical properties of PMMA denture base material improve with glass fiber reinforcement as control group of PMMA. Thus, PMMA glass fiber reinforcement seems to be available method of reinforcing denture base materials.

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde akrilik rezinler (Polimetilmetakrilat) uzun yıllardan bu zamana kadar en popüler dental kaide malzemesi olarak kullanılmaktadır. (Teknikte reçine, diş hekimliğinde rezin adı altında kullanılır)

Polimetilmetakrilat (PMMA) diş hekimliğinde bir çok kullanım alanı bulmaktadır. Bunlardan bazıları suni diş yapımında, kaide ve yapıştırma malzemesi olarak, en yaygın olarak protez kaide malzemesi biçiminde kullanılmaktadır. (Açıkgöz, 1991)

PMMA dental kaide malzemesinin yapımlarının ve tamirlerinin kolay, görünümünün ve hastalar tarafından kabulünün kolay olmasına karşın mekanik özellikleri düşüktür. Bunun sonucunda protezlerin kırılması, protezin uyumsuzluğu ve çiğneme kuvvetleri altında tekrarlayan eğilmeler sonucunda oluşan malzeme yorgunluğu söz konusu olmaktadır. (Karacaer vd., 1994)

PMMA dental kaide malzemesinin özelliklerinin artırılması için bazı çalışmalar yapılmıştır. Bunlar kopolimerler, çapraz bağlantılar, polietilen fiberlerle güçlendirme, karbon fiberlerle güçlendirme, metal tozları ve metal fiberler ile güçlendirme ve cam fiberle güçlendirme yapılmıştır. (Karacaer vd. 1994, Karaağaçoğlu vd. 1993; Solnit, 1991)

Bu çalışmada daha önce yapılan çalışmalar yanında daha çok polimetilmetakrilat (PMMA) dental kaide malzemesinin cam fiberlerle güçlendirilmesi üzerine çalışma yapılmıştır. Bu çalışmada, PMMA dental kaide malzemesinin cam fiberler ile mekanik özelliklerinin artırıldığını ve değişik sonuçlar elde edildiği gösterilmeye çalışılmıştır.

2. DOLGU MADDELERİ

Dişlerde hazırlanan kavitelerin geçici veya sürekli olarak doldurulması için kullanılan maddelere dolgu maddeleri denir.

Diş hekimliğinde kullanılan dolgu maddeleri ikiye ayrılır. Bunlar geçici dolgu maddeleri ve sürekli dolgu maddeleridir.

2.1 Geçici Dolgu Maddeleri

Bu maddeler hastanın diş hekimine gidiş gelişleri sırasında kaviteyi kapatmak için kullanılır. Ayrıca kavite içerisine konulan ilaçların düşmesini önlemeleri bakımından faydalıdırlar. Bu maddeler aşağıdaki gibi sıralanır;

2.1.1 Çinko asit ojenol simanları

Çinko oksit şekilsiz beyaz bir tozdur. Alkol ve suda erimez ve antiseptik özelliği vardır. $C_{10}H_{12}O_2$ formülü ile gösterilen ojenol doymamış aromatik bir formüldür.

2.1.2 Çinko fosfat simanı

Çinko fosfat simanı bir toz ile likitin birleşmesinden oluşur.

2.1.3 Çinko oksit sülfat simanı

Yalnız geçici dolgu maddesi olarak bu madde eskiden çok kullanılmıştır. Toz kısmı çinko oksitten oluşmaktadır.

2.1.4 Polikarboksilat simanları

Bu simanlar çinkooksit ve poliakrilik asidin sulandırılmış solisyonunun karışımıyla yapılır.

2.1.5 Gta-perka

Geçici dolgu maddesi olan gta-perka basit kaviteler de kullanılır ve isonodra ağacının öz suyundan elde edilir.

2.2 Sürekli Dolgu Maddeleri

Kavite doldurulduktan sonra sürekli olarak orada kalan maddelere sürekli dolgu maddeleri denir. Bunlarda kendi aralarında kaide dolgu maddeleri ve yüzey dolgu maddeleri olarak ikiye ayrılırlar.

2.2.1 Kaide dolgu maddeleri

Kaide dolgu maddelerinin kullanılmasının amacı dişteki canlı kısmın üstteki sürekli dolgu maddelerinin zararlı etkilerinden korumaktır.

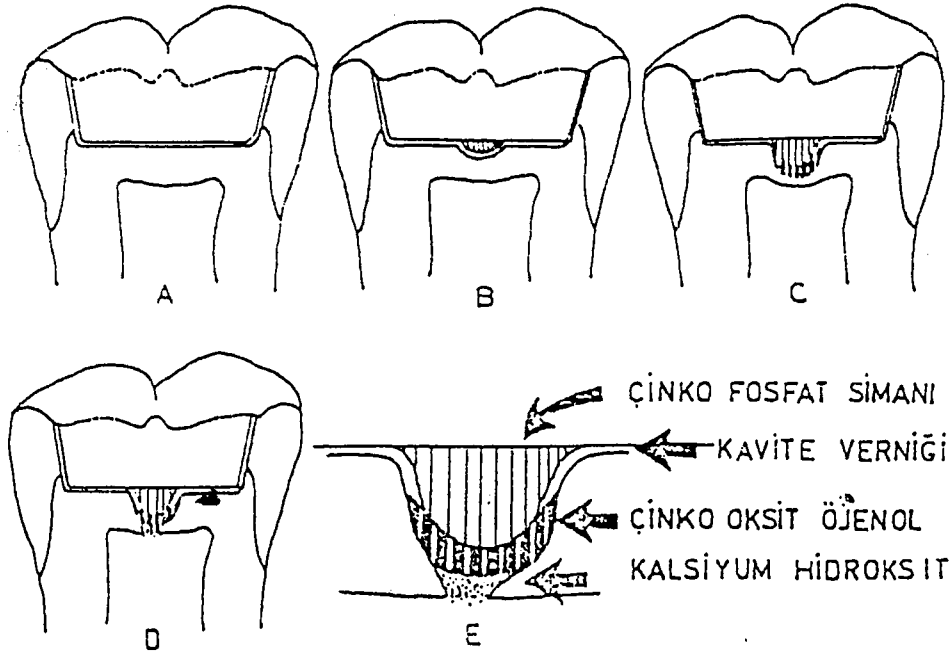
2.2.1.1 Kalsiyum hidroksit

Beyaz toz halindeki kalsiyum oksitin su ile karıştırılmasından elde edilir.

2.2.1.2 Kavite lakları

İçerdikleri maddelerin özelliklerine göre ikiye ayrılırlar. Bunlar; tipik kavite lakları (doğal ve yapay reçine) ve cavity liners kavite laklarıdır.

Dentin kavitesine, kaide ve dolgu maddelerinin yerleştirme esasları şekil 2.1’de gösterilmiştir.



Şekil 2.1 Dentin kavitesine kaide ve dolgu maddelerinin yerleştirme esasları (Bayırlı ve Şirin, 1992; Toksöz, 1997)

- A- Yüzeyel kaviteye yalnız lak sürülür.
- B- Kavite orta derinlikte ise önce fosfat simanı üzerine lak
- C- Derin kavitede çinko oksit ojenol fosfat siman ve lak
- D- Kavite çok derinse en altta kalsiyum hidroksit patı
- E- Pulpa açılmışsa kalsiyum hidroksit patı, çinko oksit ojenol, fosfat simanı lak konulur.

2.2.2 Yüzey dolgu maddeleri

2.2.2.1 Amalgam

%8.5 gümüş, %25.5 kalay, %5 altın ve %1 çinkodan oluşur. Gümüş dolgunun sertliğini artırır ve kirlenmeye karşı dayanıklılık oluşturur. Kalay genişlemeyi azaltır. Çinko ise amalgamın kolay işlenmesini sağlar.

2.2.2.2 Çinkosuz amalgam

Çinkolu amalgama göre bir avantajı bilinmemektedir. Ancak bu amalgamlar sadece su ile temasın önlenemediği yerlerde kullanılır.

2.2.2.3 Bakır amalgamı

Kullanılan tek ikili amalgamdır. Bakırın civa içerisinde çökertilmesi ile elde edilir.

2.2.2.4 Dispersalloy amalgamları

Amalgamların genelleştirilmesi ile ortaya çıkmışlardır. Gümüş-bakır ötektik alaşımının, gümüş-kalay alaşımı ile karıştırılmasından elde edilirler.

2.2.2.5 Silikat simanı

Silikat simanı toz ve likit karışımından ve ön dişlerde estetik amaçlarla kullanılan bir sürekli dolgu maddesidir.

2.2.2.6 Silikofosfat simanı

Silikofosfat simanı silikat ve çinkofosfat simanlarının bir karışımı gibidir. Fosfat simanının çok iyi uyumu ve silikat simanının şeffaflık özelliği ile mekanik özelliklerini birleştirmek amacı ile yapılmıştır.

2.2.2.7 Cam iyonomer simanları

Bir alüminyum silikat tozu ve poliakrilik asit likitinden oluşur. Cam iyonomeri poliakrilikasit ile alüminyum içeren bir cam tozu arasında oluşan sertleşme reaksiyonu sonucu elde edilir.

2.2.2.8 Akrilik dolgular

İlk olarak Almanlar tarafından II. Dünya savaşı sırasında kullanılmıştır. Bu dolgu maddesinde toz kısmında bir polimer olan metilmetakrilat ve bir katalizör olan benzoil peroksit ve boya ile saydamlık verilen maddeler bulunur. Dişlerin çeşitli renklerine uyarlar. Dayanıklılığı düşüktür.

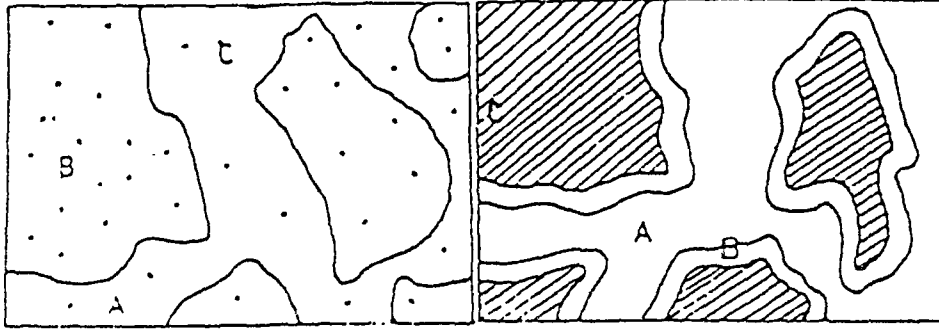
2.2.2.9 Kompozit dolgu maddeleri

Hem organik hem de inorganik malzemeleri içerirler. Organik kısımlarını yapay reçineler, inorganik kısımlarını silikat ve akrilik dolgular oluşturur. Ayrıca cam partiküller, kuvars, alüminyum ve lityum silikat ve fosfatlarda katılmaktadır.

2.2.2.10 İsosit dolgu maddeleri

İki organik maddenin karıştırılmasından elde edilir. Kompozitlerden farkı ise inorganik ara malzemenin olmamasıdır. (Bayırlı ve Şirin, 1992; Ullman's Encyclopedia, 1992;Toksöz, 1997)

Kompozitlerle şematik olarak karşılaştırılırsa yapı farkı kolayca anlaşılabilir. Bu şekil 2.2'de gösterilmiştir.



- A. ORGANİK MATRIKS
(Değiştirilmiş Bowen çapraz
bağlantılı formülü)
- B. ORGANİK DOLGU
(Değiştirilmiş Bowen çapraz
bağlantılı formülü)
- C. PİROLİTİK SİLİSYUM
DİOKSİT

- A. ORGANİK MATRIKS
(Bowen çapraz bağlantılı
formülü)
- B. SİLAN
(Organik matriks ve inorganik
dolgu arasındaki bağlayıcı)
- C. İNORGANİK DOLGU
(Kuartz, silikat, cam)

Şekil 2.2 Kompozitlerle isositlerin yapılarının şematik olarak karşılaştırılması (Toksöz, 1997)

3. SENTETİK REZİNLER

1937 yılından itibaren plastik endüstrisindeki hızlı gelişme sonucu bir çok yeni plastikler bulunmuştur. Ayrıca akrilik polimerler de bu yıllarda diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. (Graig, 1989) Plastikler yüksek molekül ağırlıklı polimerlerden oluşmuş kompleks yapılardır. Plastikler normal sıcaklıkta katı halde bulunan, basınç ve sıcaklıkla mekanik veya kimyasal yolla şekillendirilebilen ve kalıplanabilen organik polimerik maddeler olarak tanımlanır. (Ateş, 1993)

3.1 Reçinelerin Sınıflandırılması

Polimerlerden oluşan reçineler, polimerin farklı kimyasal yapılarından dolayı farklı fiziksel özellikler gösterirler ve bu özelliklerden dolayı da sınıflandırılırlar. Isı ve basınç altında şekillendirilme ve şekillendirildikten sonra reçinenin gösterdiği özellik maddeyi tanımda kolaylık sağlamaktadır. (Graig, 1989; Philips, 1991)

Bu tanımlamadan hareketle reçineler iki ana sınıfta toplanırlar,

- a) Termoplastikler
- b) Termosetler

Termoplastikler ısı ve basınç altında plastik özelliklerini daima korurlar. Isı ve basınç altında defalarca değişik şekiller vermek mümkündür. Akrilik, polistiren, polivinil reçineler bu gruptandır.

Termosetler bir kere ısı ve basınç altında şekillendirildikten sonra tekrar yeniden şekillendirilemezler. Çünkü kimyasal bir reaksiyon sonucu farklı bir bileşim oluşmaktadır.

Isı ve basınç işleminden sonra katı, sert ve plastik olmayan bir madde elde edilir. Bunlar suda erimez ve yanıcı değildirler. Polimerize olduktan sonra sertleşir ve çabuk kırılırlar. Fenolformaldehit bu gruba örnektir. (Graig, 1989; Ateş, 1993; Philips, 1996)

Reçineler tiplerine göre sınıflandırılabilirler,

- a) Vinil reçine
- b) Polistiren
- c) Akrilik reçine
- d) Epoksi reçine
- e) Diğer reçineler. (Graig, 1989; Ateş, 1993; Philips, 1996)

Diş hekimliğinde en çok kullanılan akrilik reçine etilenden türetilmiştir ve içinde bir vinil grup vardır.

İki çeşit akrilik reçine vardır. Birincisi akrilik asitten ($\text{CH}_2 = \text{CHCOOH}$), ikincisi de metakrilat asitten [$\text{CH}_2 = \text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$] türetilmiştir. (Philips, 1996)

3.2 Polimerin Yapısı

Polimer terimi birçok çok(poly) ve parça(mer)'dan oluşan molekül olarak tanımlanır. Merlerin bir araya gelmesi ile polimerler oluşur. Merler bir kimyasal yapı ünitesidir. Buna göre polimetilmetakrilat, metilmetakrilattan türeyen kimyasal yapı ünitelerine sahip bir polimerdir. (Graig, 1989; Ateş, 1993; Philips, 1996)

Polimer moleküllerinin fiziksel veya uzaydaki yapısının da polimerin özelliklerinin belirlenmesinde önemi vardır. Üç temel tip yapı vardır.

3.2.1 Çizgisel polimer (Lineer)

3.2.1.1 Çizgisel homopolimer

Doğrusal yönde uzayan aynı tip monomerlerdir.

3.2.1.2 Çizgisel kopolimer

Doğrusal yöndeki aynı tip monomerlerin arasında gelişi güzel serpilmiş değişik yapıda monomer ünitesi vardır.

3.2.1.3 Çizgisel blok kopolimer

Çizgisel kopolimerden farklı olarak aradaki değişik yapıdaki monomerlerin blok şeklinde olmasıdır.

3.2.2 Dallara ayrılmış polimer

3.2.2.1 Dallara ayrılmış homopolimer

Aynı cins monomer üniteleri dallara ayrılmış şekildedir.

3.2.2.2 Dallara ayrılmış kopolimer

Dallar arasında değişik yapıda monomer üniteleri vardır.

3.2.2.3 Dallara ayrılmış graft kopolimer

Aynı tip monomerlerden oluşan zincirden ayrılan değişik yapıda dallardan oluşur.

3.2.3 Çapraz bağlantılı polimer

Ağ şeklinde yapısı vardır. Her biri üç veya dört kimyasal bağ içeren moleküllerin önce çizgisel bir zincir daha sonra da çapraz olarak bağlanması ile oluşmuştur. (Graig, 1989)

3.3 Polimerizasyon

Monomer adı verilen, çok sayıda molekülün birleşerek makromolekül veya polimer oluşturduğu bir seri reaksiyonudur. Başka bir deyişle çok sayıda düşük molekül ağırlıklı (mer) veya moleküllerin birleşerek tek bir yüksek molekül ağırlıklı bir makromolekül

oluşturmasıdır. Polimerizasyon, bir seri katılma reaksiyonu ile gerçekleşir. (William, 1996; Toksöz, 1997)

3.3.1 Kondansasyon polimerizasyonu

Bu polimerizasyon, iki veya daha fazla sayıdaki basit molekül arasında meydana gelen kimyasal reaksiyonla aynı mekanizma ile tekrarlanır. Ana moleküllerin reaksiyonu sonucunda amonyak, halojen asitleri ve su gibi yan ürünler meydana gelir.

Polimer bilimi geliştikçe, kondansasyon rezinlerinin kapsamı da genişlemektedir. Amid, ürean, ester veya sülfid gibi fonksiyonel gruplara bağlanan polimerler bile, bir ara ürün oluşturmasına rağmen kondansasyon polimerizasyonu sınıfına sokulmaktadır. Buna en güzel örnek diş hekimliğinde çok sınırlı kullanılan poliüratandır.

Kondansasyon metodu ile polimer oluşturulması son derece yavaş olup moleküller dev boyuta ulaşınca hareketlilik ve sayılarının azalmasından dolayı yavaş yavaş reaksiyon durur.

Günümüzde kondansasyon rezinleri dental restorasyon veya protetik uygulamalarda pek kullanılmaz. (Açıkgöz, 1991; Ateş, 1993; Toksöz, 1997)

3.3.2 Katılma polimerizasyonu

Dental işlemlerde kullanılan rezinlerin hepsi hemen hemen katılma polimerizasyonu ile üretilir. Bu tip polimerizasyon o kadar yaygındır ki, polimerizasyon terimi kullanıldığında genellikle katılma reaksiyonu anlaşılır. Kondansasyon polimerizasyonunun aksine bu polimerizasyon sırasında bir değişme olmaz. Monomer ve polimer aynı formüle sahip olduğundan, makromoleküller ufak birimlerden veya monomerlerden oluşur. Başka bir ifade ile polimer aynı monomerin defalarca tekrarlanmasından meydana gelir. Bu işlemde herhangi bir yan ürün oluşmaz. Bu polimerizasyon diğerine göre sınırsız büyüklükte dev moleküller oluşturur. Bu işlem kolay olmasına rağmen kontrolü güçtür. Polimerize edilebilir bir maddede aranan en önemli

şartlardan biri doymamış bir grup içermesidir. En basit örnek etilendir. (Toksöz, 1997) Kısaca bu polimerizasyon, benzer yada benzer olmayan iki polimer arasında, reaksiyon sırasında oluşan daha küçük moleküllerin eliminasyonu yapılmadan oluşan polimerizasyondur. Polimetilmetakrilat (PMMA) bir katılma polimerizasyonu ürünüdür. (Açıkgöz, 1991)

3.4 Polimerizasyon Safhaları

Polimerizasyon dört aşamada gerçekleşir. Bunlar, başlama, yayılma, bitim ve zincir transferidir. (Ateş, 1993)

3.4.1 Başlama

Başlangıç dönemi olan bu aşamada başlatıcı ajan aktive edilir ve enerjisini monomer molekülüne iletir. Bu aşamanın süresi monomenin saflığı ile ilgilidir. Monomenin saflığının bozulması bu zamanın uzamasına neden olur. Bu başlangıç enerjisi her monomer molekülü için 16 000 – 19 000 kalori arasındadır. (Ateş, 1993; Toksöz, 1997)

3.4.2 Yayılma

Zincir reaksiyonu ısıyla birlikte bütün monomer polimere dönene kadar devam eder. Teorik olarak zincir reaksiyonu monomerlerinin hepsi polimer olana kadar devam eder. Ancak polimerizasyon hiç bir zaman bitmez. Her molekül için 5 000 – 8 000 kalorilik bir enerjiye ihtiyaç vardır. (Ateş, 1993)

3.4.3 Bitim

Zincir reaksiyon ya direk bağlanmayla yada zincirler arasındaki hidrojen atomlarının yer değiştirmesi ile biter. (Ateş, 1993)

3.4.4 Zincir transferi

Bitim aşaması her ne kadar zincir transferi şeklinde oluyorsa da buradaki olay farklıdır. Aktif köke, inaktif bir kök transfer edilir ve daha ileride tekrar büyüyecek olan yeni bir çekirdek oluşturur. Bu şekilde transfer edilen polimer zincirleri polimerizasyon olayını sonsuza dek devam ettirirler. (Ateş, 1993)



4. DENTAL PROTEZ KAİDE AKRİLİKLERİ

Akrilik polimerler diş hekimliğinde ilk kez 1937 yılında protez kaide maddesi olarak kullanılmaya başlanmıştır. (Açıkgöz, 1991) Bu tarihten önce protez kaide maddesi yapımında bir çok dezavantaja sahip, vulkanit, maddeler kullanılıyordu. (Karaağaçlıoğlu vd.) Önceleri yalnız protez kaide maddesi olarak kullanılan akrilik, günümüzde diş hekimliğinin aşağıda belirtilmiş bir çok dalında kullanılmaktadır. (Açıkgöz, 1991)

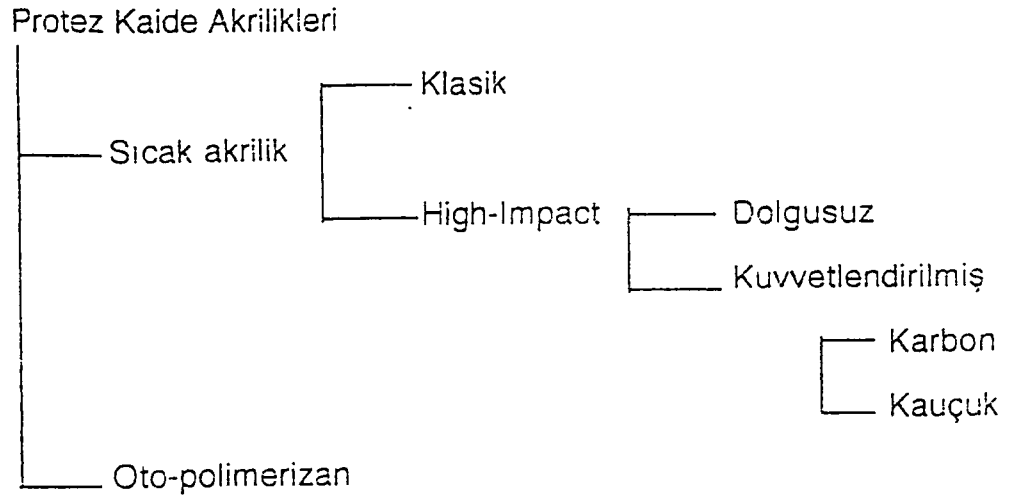
- a) Protez kaide maddesi olarak,
- b) Yapay dişlerde,
- c) Tamir, rebasing, relining materyali olarak,
- d) Kuron – köprü faset maddesi olarak,
- e) Ölçü kaşığı yapımında,
- f) Geçici kuron yapımında,
- g) Obturatuvar ve implatlarda.

Akrilik malzemeler kullanım alanlarının geniş olmasının yanında talep edilen bazı özellikleri de sağlamaktadır. Akrilik kaide maddesinde olması gereken özellikler şunlardır,

- a) Toksik ve iritan olmamalıdır,
- b) Ağız içi ve ağız dışı sıvılardan etkilenmemelidir,
- c) Yeterli mekanik özelliğe sahip olmalıdır,
- d) Boyutsal stabilitesi bozulmamalıdır,
- e) Doğal görünüme sahip olmalı ve bu görünümünü uzun süre koruyabilmelidir,
- f) Radyopak olmalıdır,
- g) Az ekipmanla ve kolay hazırlanabilmelidir,
- h) Kolay tamir edilebilmelidir,
- i) Kolay temizlenebilmelidir,
- j) Plastik ve porselene kolay tutunabilmelidir,
- k) Tadı ve kokusu olmamalıdır. (Açıkgöz, 1991)

Genel hatlarıyla dental protez kaide akrilikleri şu şekilde çizelge 4.1'deki gibi sınıflandırılır.

Çizelge 4.1 Protez kaide akriliklerinin sınıflandırılması (Ateş, 1993; William, 1996)



Günümüzde akrilik reçineler toz, sıvı yada “gel” tipinde üretilmektedir. Protez kaide akrilikleri diş hekimliğinde genellikle toz ve likit şekilde kullanılır. Bu maddeler çizelge 4.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.2 Protez kaide akrilikleri (Ateş, 1993)

Toz

Akrilik polimer veya kopolimer taneleri

Başlatıcı
Pigmentler

Opaklaştırıcı maddeler
Plastikleştirici maddeler
Organik fiber boyalar
İnorganik partiküller

Likit

Monomer

Başlatıcı

Hızlandırıcı
Plastikleştirici maddeler
Çapraz bağlantı ajanları

Toz tipindeki akriliklerde esas madde polimetilmetakrilattır. Güçlendirme için az miktarda etil, butil veya diğer alkali metakrilatla modifiye edilirler. Renklendirici olarak çeşitli pigmentler kullanılır. Opaklaştırıcı olarak titanyumoksit kullanılır. (Ateş, 1993)

Sıvı tipindeki akrilikler genellikle metilmetakrilattır. Yalnız değişik monomerlerin ilavesiyle modifiye edilmiş olabilirler. Bu akrilik sıcaklık, ışık yada oksijenle kendi kendine polimerize olurlar. Bunu önlemek için inhibitör maddeler katılır. (Ateş, 1993)

Gel tipi akriliklere örnek olarak vinil akrilik söylenebilir, toz ve sıvı akriliklerden tek farkı kimyasal acceleratorler içermesidir. (Açıkgöz, 1991)

Protez kaide malzemesini doğrudan etkileyen faktörlerin başında ağız içi kuvvetler ve ısısal değişiklikler gelir. Bu nedenle kaide malzemelerinin ağız dokularına tam uyumuna ve boyutsal sabitliğine önem verilmelidir. Protezlerin çoğu %95 akrilik rezinlerden yapılır. Ancak başka maddeler de kullanılabilir. Bunları polimerizasyon tipine göre kaide rezinleri adı altında toplayabiliriz.

- a) Isı ile polimerize olan rezinler,
- b) Kimyasal olarak polimerize olan rezinler,
- c) Işınla polimerize olan rezinler,
- d) Mikrodalga ile polimerize olan rezinler.

4.1 Isı İle Polimerize Olan Rezinler

Günümüzde en çok kullanılan rezin polimetilmetakrilattır. Bundan başka polistiren veya vinil kopolimerleri gibi ısı ile aktive olan protez kaide rezinleri de mevcuttur.

Bu rezinlerin içinde polimetilmetakrilat saydam bir rezin olup renklendirilebilir. Rengi ve optik özellikleri ile dayanıklılığı ve fiziksel özellikleri yeterli olup normal şartlar da sterildir. En büyük avantajı kolaylıkla kalıpta işlenebilmesidir. Termoplastik bir rezin olmasına rağmen diş hekimliğinde termoplastik olarak kalıplanmamaktadır. Bu madde piyasada toz ve sıvı halinde bulunmaktadır. (Ateş, 1993; Toksöz, 1997)

4.2 Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezinler

Dental amaçlarla ilk olarak II. Dünya savaşı sırasında Almanya'da kullanılan bu rezinler ısı ile aktive edilerek polimerleştirilen rezinlerden ayırmak amacı ile bunlara

“kendi kendine polimerize olan” veya “soğuk polimerize olan” veya “otopolimerizan” rezinler denilmiştir. Bunlar genellikle tamir akriliği olarak kullanılmasının yanı sıra kaide akriliği olarakta kullanılabilmektedir. (Ateş, 1993; Toksöz, 1997)

4.3 Işınla Polimerize Olan Rezinler

Görünebilir ışınla sertleşen akrilikler olarak adlandırılan bu akrilik rezinlerin kullanılış şekli ve fiziksel özellikleri ısı ile polimerize olan protez kaide rezinlerine uymaktadır. “Triad sistem” olarakta bilinen bu maddeler, üretan dimetakrilat matriks, akrilik kopolimer, küçük silika doldurucular ile kamforokinan amin fotoinitiatörünü içerir. Bu malzeme ölçü kaşıkları yapımında, besleme ve tamir malzemesi olarak kullanılabileceği ileri sürülmektedir. (Ateş, 1993; Toksöz, 1997)

4.4 Mikrodalga İle Polimerize Olan Rezinler

1968’de Nishii ve Hashimoto, rezinlerin mikrodalga ile aktivasyonu konusunda ilk raporu yayımlamışlardır. Genellikle bilinen rezinler olmasına rağmen bazı firmaların ürettikleri özel mikrodalga rezinler bulunmaktadır. Bu rezinlerde metil ve etilmetakrilat monomerleri içermektedir.

5. DENTAL PROTEZ KAİDE REZİNLERİNİN ÖZELLİKLERİ

Protezin hasta ağzındaki uyumu en önemli konulardan birisidir. Bir rezinden beklenen en önemli özelliklerden birisi stabiledir. Hazırlama veya ağızdaki fonksiyon sırasında protez kaidesinde meydana gelen herhangi bir boyutsal değişim son derece önemlidir. Ancak rezinlerde boyutsal değişim meydana geldiğinde diş hekmi, distorsiyona sebep olan nedenleri iyi bilmelidir. Bu nedenleri aşağıdaki gibi sıralayabiliriz. (Philips, 1996; Toksöz, 1997)

5.1 Polimerizasyon Derecesi

Metilmetakrilat monomeri polimerleştiği zaman yoğunluğu 0.94 gr/cm^3 'ten 1.19 gr/cm^3 'e değişir. Bu değişim hacimde ise %21'lik bir değişme neden olur. Eğer bu olay kontrol edilemez ise damak bölgesinde bozukluklar meydana gelebilir. Soğuma sırasında rezin, protezin kalın olduğu bölgeye doğru büzülür. Bunun sonucunda ölçü stabilitesi sağlanamaz. (Philips, 1996; Toksöz, 1997)

5.2 Porözite

Protez kaide malzemelerinde porözitenin bir çok sebebi olabilir. Eğer protez yüzeyinde porözite meydana gelmiş ise yüzeyi temizlemek çok zordur. Ayrıca görünüm kötü, iyi cila tutmayan, temizlenmesi zor olan bir yapı elde edilir. Ayrıca bu bölgelerde yoğun bükülmeler meydana gelebilir. (Açıkgöz, 1991)

5.3 Su Emilimi (Absorbsiyon)

Akriliğin su absorpsiyonu (absorpsiyon ve adsorpsiyon) protezin boyutsal değişimine neden olur. Bu proses dönüşümlüdür. Ağız ortamından çıkarılan protez açık havada kuru bir yerde bırakılırsa, bünyesine aldığı suyu dışarı salar ve kontraksiyona uğrar. Bu nedenle hastalara, kullanmadıklarında protezleri bir bardak suyun içerisinde bırakmaları istenmektedir. Polimetilmetakrilatın su absorpsiyon oranı ise 0.69 gr/cm^2 'dir. (Açıkgöz, 1997; Philips, 1996)

5.4 Çözünürlük

Protez kaide rezini (akrilik) birçok çözücü içinde çözünürken, ağız boşluğundaki sıvıların çoğunda hemen hemen hiç çözünmez. Normal olarak 0.04 mg/cm²'lik bir kayıp klinik açıdan akrilik rezinler için önemli değildir. (Toksöz, 1997)

5.5 İç Gerilmeler

Genel olarak doğal boyutlar ne kadar engellenirse, yapıda o kadar gerilim oluşur. Bu gerilmeler sonucunda akrilik yapısında büzülme ve distorsiyon meydana gelir. Bunu engellemek için akriliğin kalıplanmasında ve eldesinde bazı özelliklere dikkat edilmelidir.



6. DESTEKSİZ PMMA’NIN ÖZELLİKLERİ

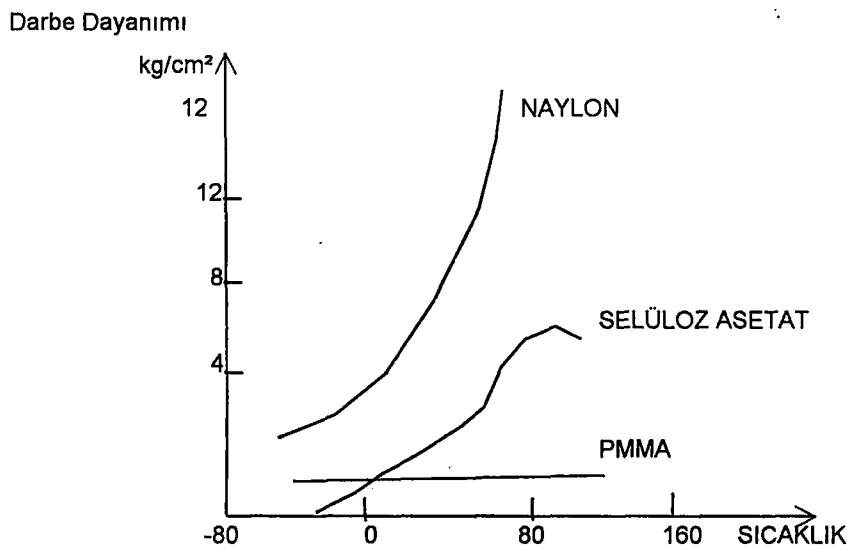
Polimerik maddelerin en önemli yanı bu maddelerin doğal ürünler yerine materyal olarak kullanılmasına olanak sağlayan mekanik özellikleridir. Kırılgenlık, yumuşaklık ve sertlik gibi mekanik özellikler gösterirler ve metal, porselen gibi malzemelere göre dış etkenlere karşı daha dirençlidirler. (Ateş, 1993)

Bu bölümde desteksiz PMMA’nın mekanik özelliklerine genel bir bakış yapılmıştır.

Polimetilmetakrilat (PMMA) son derece şeffaf bir malzemedir. Dalga boyu 0.25 μm olan ultraviyole ışığını geçirebilir. Bu malzeme 18 – 20 knoop sertlik numarasına sahip sert bir malzemedir. Polimetilmetakrilatın (PMMA) çekme dayancı 59 MPa’dır.

PMMA son derece stabil olup ultraviyole ışığında renk kaybetmez. Isıya karşıda stabil olup 125°C de yumuşar ve bir termoplastik gibi davranır. (Graig, 1989; Ateş, 1993; Philips, 1996)

PMMA dental kaide malzemesinin darbe dayanımı sıcaklığa göre incelendiğinde diğer plastik malzemelere göre bir değişimin olmadığı şekil 6.1’de gösterilmiştir.



Şekil 6.1 Çeşitli plastiklerin çarpma direncine sıcaklığın etkisi (Ateş, 1993)

Desteksiz PMMA dental kaide malzemesinin genel olarak çeşitli özellikleri çizelge 6.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 6.1 : PMMA’nın genel olarak çeşitli özellikleri (Grag, 1989; Ateş, 1993)

Çekme dayanımı (MPa)	48.3 – 61.1
Basma Dayanımı (MPa)	75.9
Uzama (%)	1 – 2
Elastiklik modülü (MPa)	$3.8 * 10^3$
Orantı sınırı (MPa)	26.2
Çarpma dayanımı (kg)	0.001
Transvers sapma (mm)	
3500 gr	20
5000 gr	40
Transvers dayanıklılık (gr)	60.000
KHN (kg/mm^2)	
Kuru	17
Yaş	16
Isı iletkenliği (kcal/sn/km^2)(C/cm)	$57 * 10^{-4}$
Isısal genleşme katsayısı ($^{\circ}\text{C}$)	$8.1 * 10^6$
Kaynatmada ditorsiyon ısısı ($^{\circ}\text{C}$)	71 – 91
Yoğunluk (gr/cm^3)	1.16 – 1.18
Polimerizasyon büzülmesi (3:1 oran)	6
Su emme (mg/cm^2)	0.69
Suda çözünürlük	0.02

7. PMMA DENTAL KAİDE MALZEMESİNE UYGULANAN GÜÇLENDİRME YÖNTEMLERİ

Polimetilmetakrilat (PMMA) dental kaide malzemesini güçlendirmek için geçmişten günümüze bir çok güçlendirme yöntemleri denenmiştir. Bu denemeler sonucunda bazı avantajların elde edilmesi yanında bazı dezavantajlarda yöntemlerin bazılarında görülmüştür. Bu yöntemler aşağıda kısaca açıklanmaya çalışılmıştır.

7.1 Karbon Fiberle Güçlendirme

Karacaer vd. (1994), Larson vd. (1991), Vallittu ve Lassila (1992), Ateş (1993) araştırmacıları tarafından bildirildiğine göre, PMMA dental kaide malzemelerine karbon fiberle destekleme yapılabileceği gösterilmektedir. Literatürde bu desteklemenin kırılma dayancını, esneklik modülünü ve yorulma dayancını arttırdığı belirtilmiştir. Ancak yapılan çalışmalarda pratikte karbon fiber içerikli akrilik rezinlerde kırılma dayancının fiber miktarı ile azalma eğiliminde olduğu saptanmıştır. (Karacaer vd., 1994) Bunların yanında karbon fiberlerle desteklemede plastikte oluşan görüntü bozukluğu yüzünden günümüzde artık kullanılmamaktadır. (Ateş, 1993)

7.2 Polietilen (UHMPE) Fiberle Güçlendirme

Karacaer vd. (1993), Karaağaçlıoğlu vd. (1994), Barden vd. (1988), Ladizesky ve Chow (1991), Ladizesky vd. (1993), Williamson vd. (1994) araştırmacıları tarafından bildirildiğine göre, PMMA dental kaide malzemesinin polietilen fiberle güçlendirilmesi mümkündür.

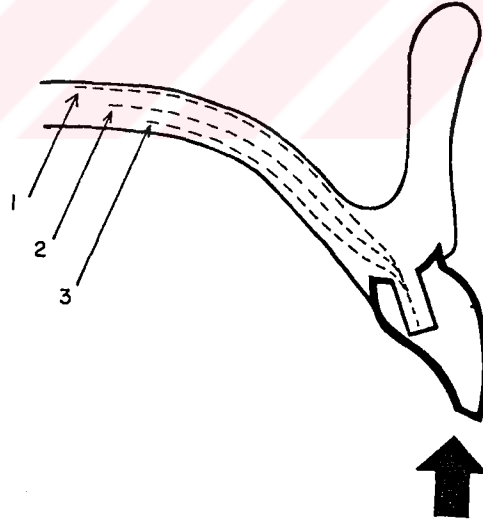
Bu desteklemede (UHMPE) ultra – high modülüs polietilen fiberler kullanılmaktadır. Bu fiberlerin konulmasıyla araştırmalar sonucunda kırılma dirençlerinin arttığı, darbelere karşı dayanıklı olduğu saptanmıştır. Bunların yanında doğal renkleri, düşük yoğunlukları ve biyo uyumları yüzünden bir çok araştırmaya konu olmuş ve kullanılmışlardır.

Bu fiberler karbon fiberlere oranla estetik olup akriliğin içinde fark edilmezler. Ancak çok parlak ışıktaki bu fiberler görülmektedir. Darbe dayanımının artması avantajı yanında esneklik miktarında azalmalar görülmüştür.

7.3 Metal Tozları ve Fiberleri İle Güçlendirme

Sehajpal ve Sood (1989), Vallittu ve Lassila (1992a, 1992b), Vallittu (1993), araştırmacıları tarafından bildirildiğine göre, metal toz ve fiberlerle güçlendirme yapılabilir. Güçlendirme işinde kullanılan metaller şunlardır; alüminyum, gümüş, bakır ve krom – kobalt karışımları kullanılmaktadır.

Bu metallerle desteklemede PMMA dental kaide malzemesinin mekanik özelliklerinin artmasının yanında bilhassa basma dayanımında ve termal iletkenlikte artışlar görülmüştür. Bunların yanında kırılma dayanımlarında da artışlar görülmüştür. Metal fiberlerle güçlendirme metodunun protez kaidesine uygulanma biçimi şekil 7.1’de gösterilmiştir.



Şekil 7.1 Metal fiberlerle güçlendirme metodunun protez kaidesine uygulama biçimi, ok işareti ısırma kuvveti yönünü göstermektedir, 1, 2, 3 ile gösterilen kesikli çizgiler metal fiberleri göstermektedir. (Vallittu, 1993)

7.4 Cam Fiberlerle Destekleme

Solnit (1991), Vallittu ve Lassib (1992), araştırmacılarının bildirdiğine göre, cam fiberlerle PMMA dental kaide malzemesinin desteklenmesinin mümkün olduğu belirtilmiştir.

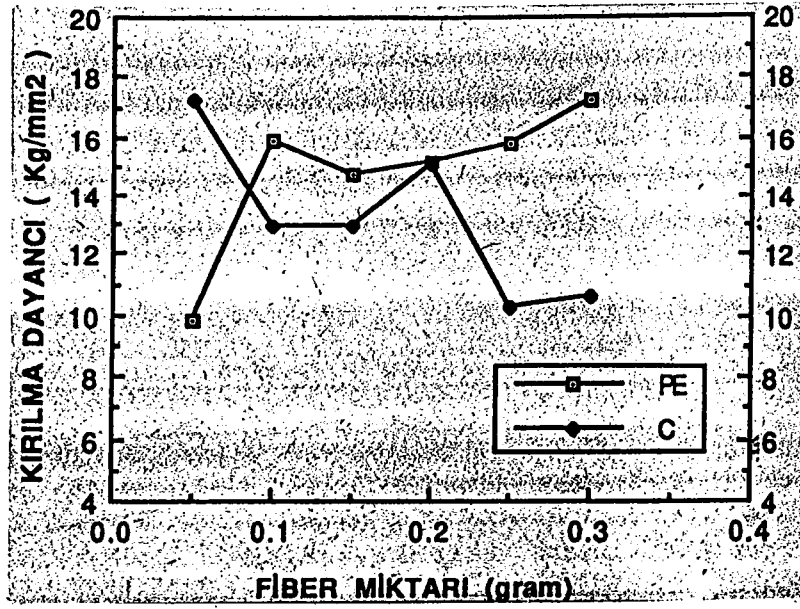
Kullanılan cam fiber destekleri ile PMMA dental kaide malzemesinin mekanik özelliklerinde artışlar görülmüş olduğu belirtilmiştir.

Bunların yanında cam fiber destekler, PMMA dental kaide malzemesinin görünümü ve estetiğini bozmamaktadır.

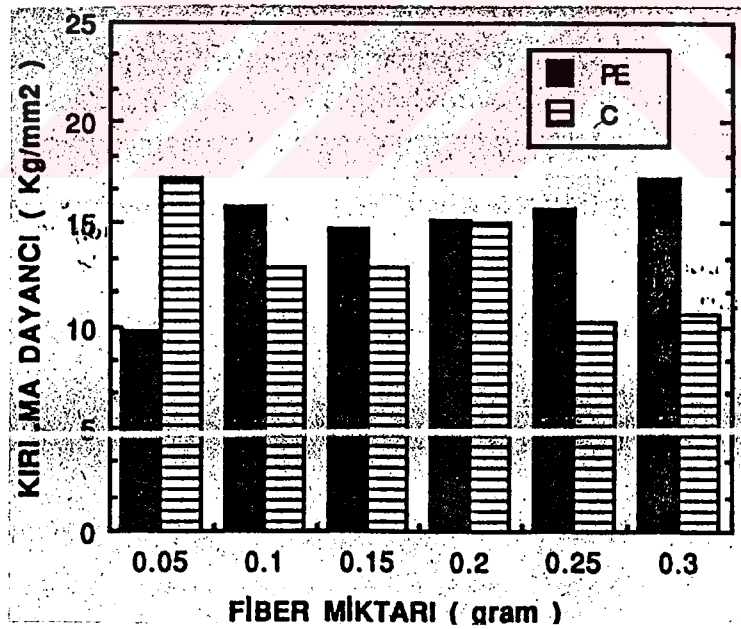
8. bölümde tezin konusu dođrultusunda cam fiber özelliklerinden bahsedilecektir.

Bu tür materyallerin ilavelerine ilişkin çalışma bulguları incelendiğinde elde edilen karmaşık sonuçlar mekanik özellikleri arttırmak amacıyla rezinlere ilave edilen malzemenin boyutları, konsantrasyonlarının ve rezin tipinin sonuca etkili olduğunu ortaya koymaktadır.

Burada alışma bulgularının sonuçlarının daha iyi görülüp karmaşıklığın daha iyi takibi için şekil 7.2a ve şekil 7.2b’de destek malzemelerinin PMMA dental protezine etkileri ve kırılma sonuçları gösterilmiştir.



Şekil 7.2a PMMA'nın PE ve C fiberleri ile güçlendirilmesi ile elde edilen kırılma dayancı sonuçları (Karacaer vd., 1994)



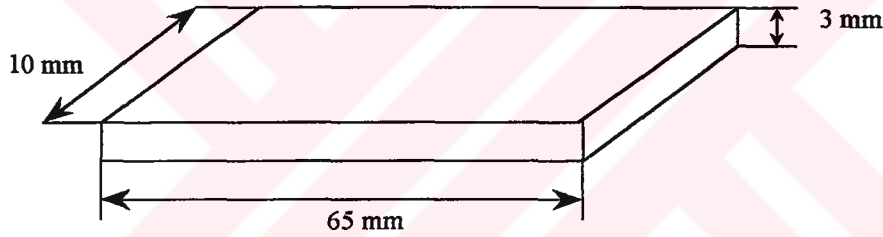
Şekil 7.2b PMMA'nın PE ve C fiberle güçlendirilmesi ile elde edilen kırılma dayancı sonuçlarının grafiksel gösterimi (Karacaer vd., 1994)

8. DENEYSEL ÇALIŞMA

Bu deneysel çalışmada, cam fiberlerle desteklenmiş olan PMMA dental kaide malzemesinin mekanik özellikleri incelenmeye çalışılmıştır. PMMA dental kaide malzemesinin mekanik özellikleri darbe dayancı, eğme dayancı ve yorulma dayancı olarak incelenmiştir. (Larson vd., 1991)

8.1 Numune Boyutları

Deneysel çalışmada kullanılan kontrol grubu desteksiz PMMA dental kaide numuneleri ve cam takviyeli PMMA dental kaide numunelerinin boyutları şekil 8.1’de gösterilmiştir.



Şekil 8.1 PMMA dental kaide malzemesi numune boyutları

8.2 PMMA Dental Kaide Malzemesinde Kullanılan Cam Takviye Malzemesi

Deneysel çalışmada kullanılan cam fiber takviye malzemesi olarak E-camı kullanılmıştır. Kullanılan cam takviye malzemesi olan E-camının kimyasal kompozisyonu ve mekanik özellikleri çizelge 8.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 8.1 “E” camı kimyasal ve mekanik özellikleri (Cam elyaf, 1994)

Kimyasal kompozisyon	%
SiO ₂	52,4
Al ₂ O ₃ , Fe ₂ O ₂	14.4
CaO	17.2
MgO	4.6
Na ₂ O, K ₂ O	0.8
B ₂ O ₃	10.6
Mekanik Özellikler	
Çekme dayancı (GPa)	3.6
Çekme modülü (GPa)	76
Yumuşama noktası (°C)	850

Ayrıca PMMA numunelerinde E-camının üç ayrı tipi kullanılmış olup yapılan deneylerde mekanik özellikler, kontrol grubu PMMA numunelerle, üç ayrı cam fiberle desteklenmiş PMMA numunelerinden elde edilen sonuçlara göre irdelenmiştir.

8.2.1 Kullanılan E-camı tipleri

PMMA dental kaide numunesinde üç ayrı tip E camı kullanılmıştır. Bunlar Mat(keçe), Yüzey tülü ve Sürekli fiberlerdir.

8.2.1.1 Mat (Keçe)

Mat(keçe) kırılmış cam elyafının tesadüfi bir dağılımından sonra birbirine eklenerek tek düze bir yapı meydana getirmesi ile oluşur.

8.2.1.2 Yüzey tülü

Yüzey tülü veya yüzey keçesi olarak bilinen cam takviye malzemesi bükümsüz olarak elde edilmesiyle oluşan takviye malzemesidir.

8.2.1.3 Sürekli fiber

Çok sayıda cam elyafın bükümsüz olarak elde edilmesiyle oluşan cam takviye malzemesidir. (Cam elyaf, 1984)

Deneylerde kullanılan bu üç tip cam elyaf takviye malzemeleri, yapılan numuneler* içine belli hacim oranlarında (V_f) konulmuştur. Bu hacimler çizelge 8.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 8.2 PMMA numuneleri içerisine konulan E-camı türlerinin hacim oranları

E Camı Çeşitleri		V_f	V_f %
M1	M100	100g/m ²	2,5
M2	M130	130g/m ²	3,0
M3	M225	225g/m ²	4,0
M4	M300	300g/m ²	5,0
YT1	-	60g/m ²	2,5
YT2	-	80g/m ²	3,0
YT3	-	100g/m ²	4,0
YT4	-	120g/m ²	5,0
SF1	-	60g/m ²	2,5
SF2	-	80g/m ²	3,0
SF3	-	100g/m ²	4,0
SF4	-	120g/m ²	5,0
M=Mat	YT= Yüzey tülü	SF = Sürekli fiber	

8.3 Numunelerin Hazırlanması

Karşılıklı olarak kapatılabilen iki parçadan oluşan pirinç kalıpların bir yüzünü alçı ile doldurup kuruması beklendi. Kuruyan kalıbın üzerine pirinç çubuklar yerleştirildi ve kalıbın diğer tarafıda alçı ile doldurulup kalıp basın altında kurumaya bırakıldı. Bir gün sonra kalıplar açıldı ve pirinç çubuklar çıkarıldı ve oluşan alçı boşluğuna sıvı haldeki akrilik döküldü ve akriliğin arasına cam elyaf ve çeşitleri yerleştirildi. Kalıplar tekrar

* Yapılan numuneler, numunelere katılan cam fiberlerin miktarına göre adlandırılmıştır. Örneğin çizelge 8.2’deki gibi M1, YT1, SF1 gibi isimlendirilmişlerdir.

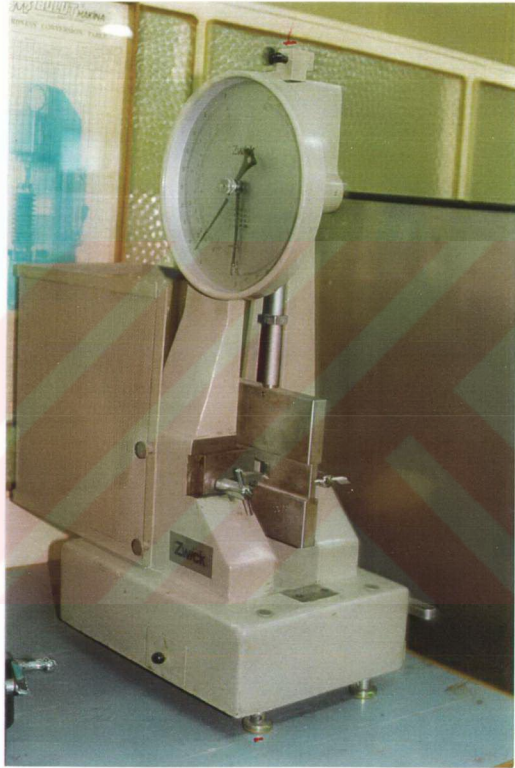
basınç altında kapatılarak kurumaya bırakıldı. Bir gün sonra kalıplar açıldı ve akrilik numuneler kalıptan çıkarıldı, çubukların kenarlarındaki çapaklar temizlendi ve ardından numunelere Darbe, Eğme ve Yorulma testleri uygulandı.

8.4 Kullanılan Test Makinaları

Deneylerde kullanılan cihazlar sırasıyla sıralınırsa bunlar, Darbe deneyi makinası (Charpy), Eğme deneyi makinası, Yorulma deneyi makinası ve enstramente edilmiş darbe makinasıdır.

Bu cihazların resimleri sırasıyla şekil 8.2, şekil 8.3, şekil 8.4 ve şekil 8.5’de gösterilmiştir. Ayrıca yorulma makinasında kullanılan numunelerin yerleştirildiği düzenek şekil 8.6’da gösterilmiştir.

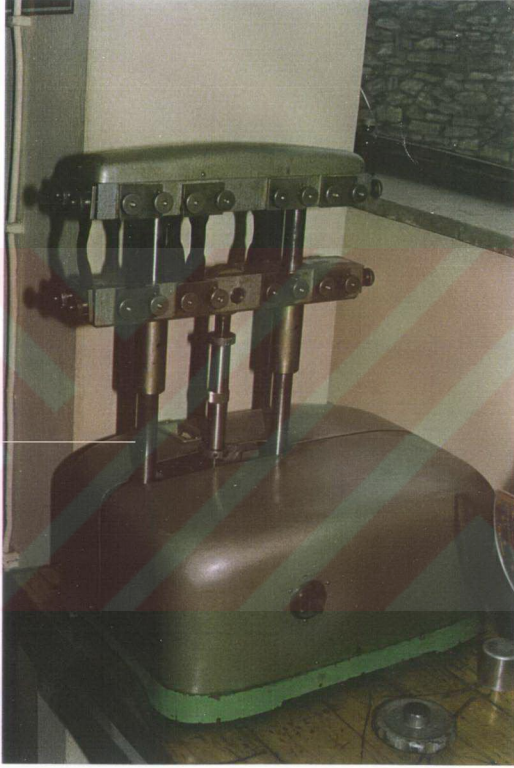




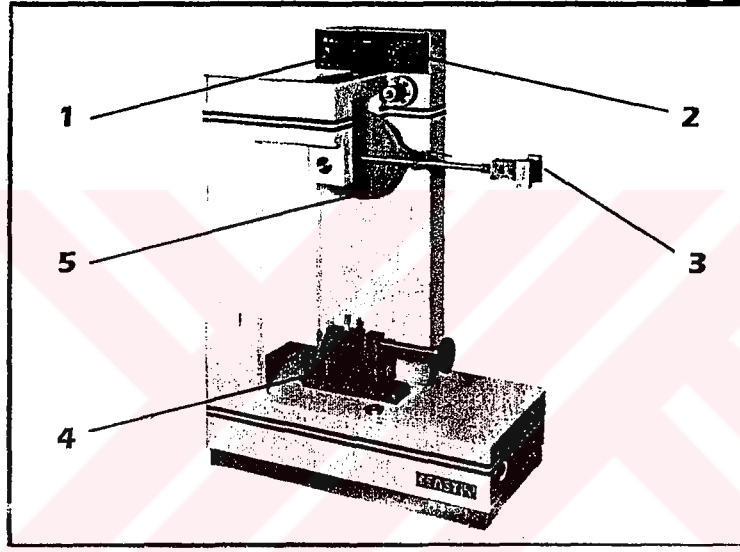
Şekil 8.2 Darbe Deneyi makinası (Charpy), (Zwick)



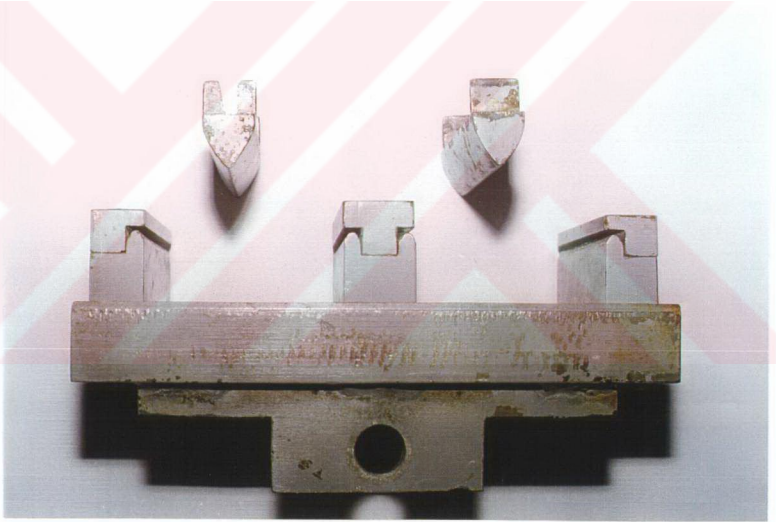
Şekil 8.3 Eğme deneyi makinası (Budapest AVK, MH-1)



Şekil 8.4 Yorulma deneyi makinası (Budapest AVK,MHM-1)



Şekil 8.5 : Enstramente edilmiş çentik darbe makinası (Ceast, Resil 25), 1 ve 2; Dijital göstergeler, 3; Ayarlanabilir pardül, 4; Mengene, 5; Potansiyel enerji ayarlayıcısı



Şekil 8.6 Yorulma makinasında numunelerin yerleştirildiği takım

9. DENEY SONUÇLARI

9.1 Darbe Deneyi Sonuçları

Çizelge 8.2'deki cam fiber hacim oranları ile desteklenmiş PMMA numuneleri şekil 8.2'deki çentik darbe makinasında kırılmıştır. Deney sonuçları üç deneyin ortalaması olarak verilmiş olup sonuçlar çizelge 9.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 9.1 Darbe deneyi sonuçları

Numune Türü	Darbe Dayancı (kJ/m ²)			Ortalama Değerler (kJ/m ²)
	1. Deney	2. Deney	3. Deney	
Desteksiz	10.47	09.43	10.91	10.27
M1	13.36	13.77	12.18	13.10
M2	13.82	14.45	14.74	14.33
M3	16.62	16.66	15.90	16.39
M4	17.57	18.17	17.41	17.21
SF1	14.75	14.17	14.30	14.40
SF2	15.18	15.05	15.35	15.19
SF3	18.20	17.99	18.89	18.36
SF4	20.15	20.08	19.81	20.01
YT1	10.36	10.83	10.58	10.59
YT2	11.31	11.15	11.89	11.45
YT3	12.38	12.85	12.31	12.51
YT4	13.53	13.36	13.22	13.37

9.2 Eğme Deneyi Sonuçları

Çizelge 8.2'deki cam fiber hacim oranları ile desteklenmiş PMMA numuneleri şekil 8.3'deki eğme deneyi makinası ile test edilmiştir. Deney sonuçları üç deneyin ortalaması olarak verilmiş olup sonuçlar çizelge 9.2'de gösterilmiştir. Eğme dayancı değerleri üç noktadan eğme zorlaması yapıldığında, $\sigma_{eğ} = \frac{3 F_{max} l}{2 b h^2}$ eşitliğinden hesaplanmıştır. Eşitlikte F_{max} deneyde makinadan okunan maksimum yük, $l = 60$ mm mesnetler arası uzaklı, $b = 10$ mm ve $h = 3$ mm'de parça boyutlarıdır.

Çizelge 9.2 Eğme deneyi sonuçları

Numune Türü	Eğme Dayancı (MPa)			Ortalama Değerler (MPa)
	1. Deney	2. Deney	3. Deney	
Desteksiz	90.25	89.95	91.25	90.48
M1	112.03	113.53	113.90	113.15
M2	115.20	114.48	116.75	115.47
M3	125.40	123.25	125.05	124.56
M4	130.12	129.16	129.87	129.71
SF1	91.55	86.13	89.15	88.94
SF2	101.25	99.88	102.15	101.09
SF3	106.65	105.88	107.40	106.64
SF4	118.70	117.40	115.59	117.23
YT1	103.61	102.31	103.86	103.26
YT2	105.97	105.81	106.85	106.21
YT3	115.88	118.19	116.57	116.88
YT4	125.98	127.49	128.35	127.27

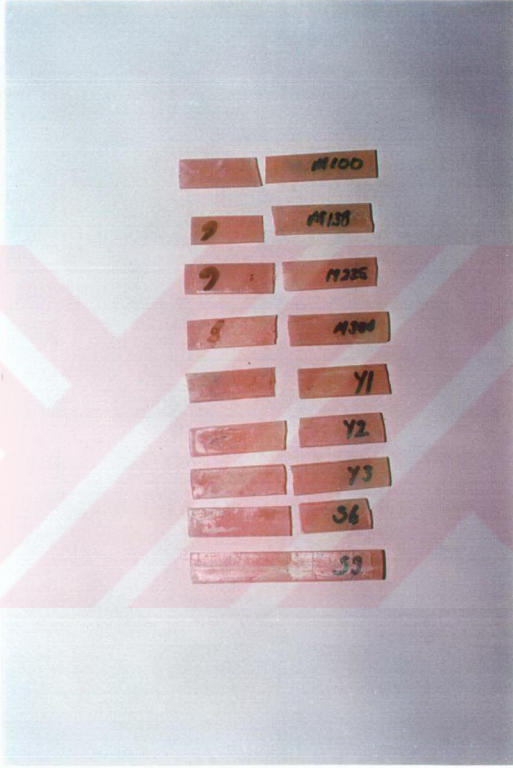
9.3 Yorulma Deneyi Sonuçları

Çizelge 8.2'deki cam fiber hacim oranları ile desteklenmiş PMMA numuneleri şekil 8.4'deki yorulma deneyi makinasında yorulup kırılmıştır. Sürekli gözlem yapılmış ve kırılma esnasında devir sayıları numaratoründen okunmuştur. Deney sonuçları üç deneyin ortalaması olarak verilmiş olup sonuçlar çizelge 9.3'de gösterilmiştir.

Çizelge 9.3 Yorulma deneyi sonuçları

Numune Türü	Yorulma Dayancı (devir)			Ortalama Değerler (devir)
	1. Deney	2. Deney	3. Deney	
Desteksiz	92 000	98 000	95 000	95 000
M1	90 600	95 000	100 000	95 200
M2	97 800	93 700	95 450	95 650
M3	93 000	95 000	96 200	94 730
M4	90 600	100 200	95 000	95 270
SF1	92 500	96 850	99 150	96 170
SF2	100 500	95 200	92 900	96 200
SF3	96 700	99 000	93 500	96 400
SF4	99 000	95 900	95 100	96 670
YT1	140 000	143 500	149 800	144 430
YT2	150 000	148 800	147 250	148 660
YT3	145 000	146 500	151 200	147 560
YT4	148 000	141 200	145 300	144 830

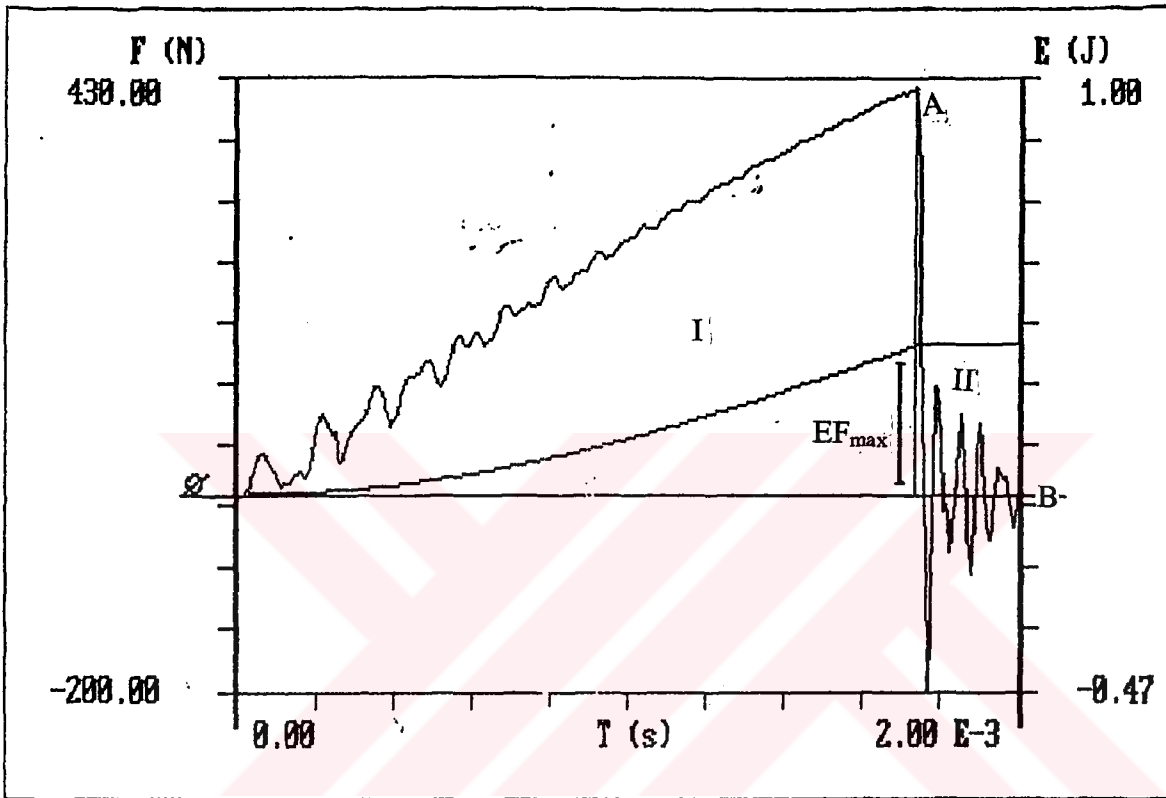
Yorulma deneyi sonucunda kırılan cam fiber destekli PMMA numuneler şekil 9.1'de gösterilmiştir. Üç deneye ait sonuçların grafiksel gösterimi, Ekler'de ek 1, ek 2 ve ek 3'te sırasıyla sunulmuştur.



Şekil 9.1 Yorulma deneyi sonunda kırılan cam fiber destekli PMMA numuneleri

9.4 Enstrumante Edilmiş Darbe Deneyi Sonuçları

Resil 25 cihazında ISO 179 uyarınca 3x10 mm boyutlu numunelere 2.6 m/sn'lik çarpma hızı uygulanmıştır. Bu deneylerde şekil 9.2'deki eğriler elde edilmektedir. Bu eğrilerin değerlendirmesi aşağıdaki gibidir.



Şekil 9.2 Enstrumante edilmiş darbe cihazının karakteristik eğrisi

A noktası : Elastik bölgenin sonu, maksimum kuvvet (F_{max}),

B noktası : Kırılmanın tamamlanıp kuvvetin 0 olduğu nokta,

I Alanı : EF_{max} joule cinsinden elastik deformasyon sırasında absorbe edilen enerji.

II Alanı : Plastik deformasyon sırasında absorbe edilen enerji

Burada Alan I + Alan II, E_v yani toplam kırılma enerjisidir. Bu deney kırılma sırasında absorbe edilen işin ne kadarının elastik, ne kadarının plastik olarak absorbe edildiğini belirleyen bir yöntemdir. Hem PMMA hem de cam gevrek olduğundan enerjinin tümüne yakın bir kısmı elastik olarak (kırılma sırasında) absorblanmıştır. Deney sonuçları

kırma enerjisi (J) olarak çizelge 9.4’de verilmiştir. Cihazın printer’ından elde edilen diyagramlar Ekler kısmında verilecektir.

Çizelge 9.4 Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazından elde edilen maksimum kırma enerjileri (J)

Numune Türü	Darbe Enerjisi, E_{ev} (J)
Desteksiz	0.420
M1	0.561
M2	0.479
M3	0.436
M4	0.396
SF1	0.580
SF2	0.563
SF3	0.504
SF4	0.457
YT1	0.497
YT2	0.420
YT3	0.391
YT4	0.387

10. SONUÇLAR

PMMA göreceli olarak gevrek karakterli, aşınma dayancı yüksek, ısı ile polimerize olan bir plastiktir. Gevrekliği, dayanç artışının bir göstergesi olmasına karşın, kullanımda kırılabilirliği dezavantaj olarak kendini göstermektedir. Diş hekimliğinde kaide materyali (base material) olarak kullanılmaktadır. Ağız ve damak uyumu için pembe görünümde olup, tükürük ortamında toksidik değildir. Bir anlamda biyo uyumlu malzemedir.

E-camı kolay bulunan ve çok ince çaplara çekilen ve çekildiği zaman pürüzsüz yüzey oluşturan yaygın cam türüdür. Cam fiber tekniğinde yüzeytülü, keçe (mat) ve dokuma olarak üretildiği gibi, sürekli fiberler olarakta sonsuz uzunlukta iplik demetleri halinde de üretilir.

PMMA, E-camı fiberler ile desteklendiğinde oluşan yeni kompozitik mekanik özellikleri, diş hekimliliği açısından yeni ve ilgi çekici bir konu olarak kendini göstermektedir. Zira bugüne kadar yapılan çalışmalarda PMMA matris hep partiküller ile desteklenmiştir. Bunlar Al, Sn, çok az olarak Ti, Al-Cu alaşımı tozlarıdır. Kısmi sertlik artışı sağlanmasına karşın, darbe ve eğme dayancı gibi önemli mekanik parametrelerinde düşüşler görülmüştür. Bu açıdan sürekli fiberlerle desteklemek fikrinden hareketle, yüzeytülü, mat, sürekli fiber, destek malzemesi olarak kullanılmıştır. Deneylerde elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibi özetlenebilir,

- 1- Darbe deneyi desteksiz, ısı ile sertleşen PMMA'da 10.27 kJ/m^2 'dir. Artan hacim oranı ile birlikte yüzey tülü için 10.59 kJ/m^2 'den 13.37 kJ/m^2 'e, mat için 13.10 kJ/m^2 'den 17.27 kJ/m^2 'ye ve sürekli fiber için 14.40 kJ/m^2 'den 20.01 kJ/m^2 'e artış olmuştur. Artışlar en az yüzey tülünde, en fazla sürekli fiber de olmuştur. Bu yönde artışların olması darbelere karşı daha dayançlı olduğu sonucunu ortaya çıkarır. Protezde kaide materyallerinde ise sert cisimleri çiğneme ve kırma, protezin elden düşürülmesi gibi olumsuzluklara karşı daha etkin kullanım alanı sağladığı sonucuna varılır.

- 2- Diş hekimliğinde kaide materyallerinin önemli dayanç parametresi üç noktalı eğme deneyinden elde edilen eğme dayancıdır. Desteksiz PMMA'da bu değer 90.48 MPa'dır. Destekli fiberlerden yüzey tülü kullanıldığında hacim oranına göre eğme dayancı 103.36 MPa'dan 127.27 MPa'ya, mat kullanıldığında 113.15 MPa'dan 129.71 Mpa'ya ve sürekli fiber kullanıldığında 91.94 MPa'dan 117.23'MPa'ya artış görülmüştür. En fazla artış mat'ta söz konusudur.
- 3- Yorulma deneyleri üç noktalı eğme zorlaması uygulanarak $R = 0$ koşulu uygulanarak yapılmıştır. Desteksiz PMMA'da yorulma ömrü 95 000 devir iken, matta 95 000 devir civarlarında sabit yorulma ömrü elde edilmiştir. Sürekli fiberler de ise benzer şekilde 96 000 devir civarlarında ömür elde edilmiştir, bu da yorulma dayançlarında belirgin bir artış olmadığı ve artan hacim oranının yorulma dayancını etkilemediğini göstermiştir. Diğer taraftan yüzey tülü kullanıldığında ortalama olarak 146 000 devir yorulma ömrü elde edilmiştir ki, bu da yorulma ömrünün en fazla artış gösterdiği grup olmuştur. Genel biçimi ile artan hacim oranının yorulma ömrünü etkilemediği gözlenmiştir.
- 4- Enstrumante edilmiş darbe deneyi sonuçlarına göre; Darbe enerjisindeki artış en fazla sürekli fiberlerde görülmüştür. Desteksiz PMMA'da darbe enerjisi 0.420 J iken M grubunda ortalama 0.450 J, SF grubunda 0.540 J ve YT grubunda ise 0.460 J olarak elde edilmiştir. Deney sonuçlarının bir ilginç tarafı da artan hacim oranı ile birlikte darbe enerjisinde düşüşlerin görülmesidir. Bu ise destek malzemesi olan E-camının gevrekliği artırıcı özelliğinden kaynaklanmaktadır. Diğer taraftan sonuçların kayda diğer artışlar olmadığı sonucuda söylenebilir.
- 5- Cam fiberler şeffaf olduğundan PMMA'nın doğal pembe görünümünü bozmamıştır. Diğer taraftan cam insan ağzı gibi tükürük ortamında nötür tutum gösterdiğinden, herhangi bir toksitik etkisi bulunmamaktadır.
- 6- Mikroskop altında yapılan incelemelerde fiberlerin uçlarının dışarıda kalmadığı dolayısı ile temiz pürüzsüz yüzey elde edildiği görülmüştür.

7- Genel sonuç olarak;

- PMMA'nın cam fiberlerle desteklenmesinde eğer sürekli fiberler kullanılıyorsa darbe dayancında anlamlı bir artış görülmüştür. Yani ani darbelere karşı protezler SF ile desteklenirse daha başarılı sonuçlar elde edilir.
- Eğme dayancında ise en fazla artış mat ile desteklemede görülmektedir. Dolayısı ile köprü kaidelerinde ve kron köprülerin kaide desteklerinde mat ile destekleme tercih edilebilir.
- Yorulma dayançlarında ise en fazla artış YT grubunda görülmüştür. Dolayısı ile çığnemeler için üç noktalı modelleme yapıldığı göz önüne alınırsa, YT grubu tavsiye edilebilir. Öte yandan diğer gruplarda belirgin artışların görülmediği açıktır.
- Sonuç olarak lamine yapılı ortada mat (0°) her iki tarafında ($+90^\circ$) ve (-90°) sürekli fiber ve onunda üstünde (0°) YT'den oluşan kompozit – kompozit PMMA dental protezi üretilip, değerlerin optimizasyonu yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

Açıkgöz, O. (1991), Polimerler ve Poimerlerin Protetik Uygulamaları, Atatürk Üniversitesi Yayınları, Erzurum.

Ateş, M. (1993), Protez Kaide Maddesi Olarak Kullanılan Akriliklerin Yapay Plastik Dişlere Bağlanma Dayanımı, Doktora Tezii İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.

Bayırlı, G.S. ve Şirin Ş. (1992), Konservatif Diş Tedavisi, Marmara Üniversitesi Yayınları, İstanbul.

Braden, M., Davy, K.W.M., Parker, S., Ladizevsky, N.H. ve Ward, I.M. (1988), "Denture Base Poly(methylmethacrylate) Reinforced With Ultra-High Modulus Polyethylene Fibres", British Dental Journal, 2: 109 – 112.

Cam Elyaf San. A.Ş. (1984), CTP Teknolojisi ve Cam Takviyeli Reçine Sistemleri, 136 – 142, İstanbul.

Goldberg, A.J. ve Burstone, C.J. (1992), "The Use Of Continuous Fiber Reinforcement In Dentistry" Dental Materials 8: 197 – 202.

Graig, R.G. ve Ward, M.L. (1989), Restorative Dental Materials, The University Of Michigan School Of Dentistry, Michigan.

Karaağaçlıoğlu, L., Keskin, Y. ve Özkan, P. (1993), Değişik Materyallerle Güçlendirilmiş Akriliklerin Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.

Karacaer, Ö., Doğan, A. ve Gürbüz, R. (1994), Polietilen ve Karbon Fiber ike Desteklenmiş Akrilik Rezinlerin Kırılmaya Karşı Dirençleri, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.

Ladizesky, N.H. ve Chow, T.W. (1992), "The Effect Of Interface Adhension, Water Imersion and Anatomical Notches On The Mechanical Properties Of Denture Base Resins Reinforced With Continuous High Performance Polyethylene Fibres", Australian Dental Journal, 4: 277- 289.

Ladizesky, N.H., Cheng, Y.Y., Chow, T.W. ve Ward, I.M. (1993), "Acrylic Resin Reinforced With Chopped High Performance Polyethylene Fiber – Properties and Denture Construction", Dental Materials, 9: 128 – 135.

Larson, W.E., Dixon, D.L., Aquilino, S.A. ve Clancy, M.S. (1991), "The Effect Of Carbon Graphite Fiber Reinforcement On The Sthrenght Of Provisional Crown and Fixed Partial Denture Resins", The Journal Prosthetic Dentistry, 6: 816 – 820.

Philips, R.W. (1996), *Skinner's Science Of Dental Materials*, W.B. Saunders Company, Philadelphia.

Sehajpal, S.P. ve Sood, V.K. (1989), "Effect Of Metal Fillers On Some Physical Properties Of Acrylic Resin", *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 61: 746 – 751

Solnit, G.S. (1991), "The Effect Of Methyl Methacrylate Reinforcement With Silane – Treated and Untreated Glass Fibers", *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 66: 310 – 314.

Stafford, G.D. ve Smith, D.C. (1970), "Flexural Fatigue Of Some Denture Base Polymers", *British Dental Journal*, 128: 442 – 445.

Toksöz, C.M. (1997), *PMMA Malzemelerin Mekanik Özellikleri*, Lisans Tez, Yıldız Teknik Üniversitesi Metalurji Mühendisliği Bölümü, İstanbul.

Ullman's Encyclopedia Of Industrial Chemistry (1992), VHC Publishers Inc., Volume A8: 252 – 289, Volume A21: 473 – 480.

Vallittu, P.K. ve Lassila, V.P. (1992a), "Reinforcement Of Acrylic Resin Denture Base Material With Metal or Fiber Strength –Heners", *Journal Of Oral Rehabilitation*, 19: 225 – 230.

Vallittu, P.K. ve Lassila, V.P. (1992b), "Effect Of Metal Strengthener's Surface Roughness On Fracture Resistance Of Acrylic Denture Base Materials", *Journal Of Oral Rehabilitation*, 19: 385 – 391.

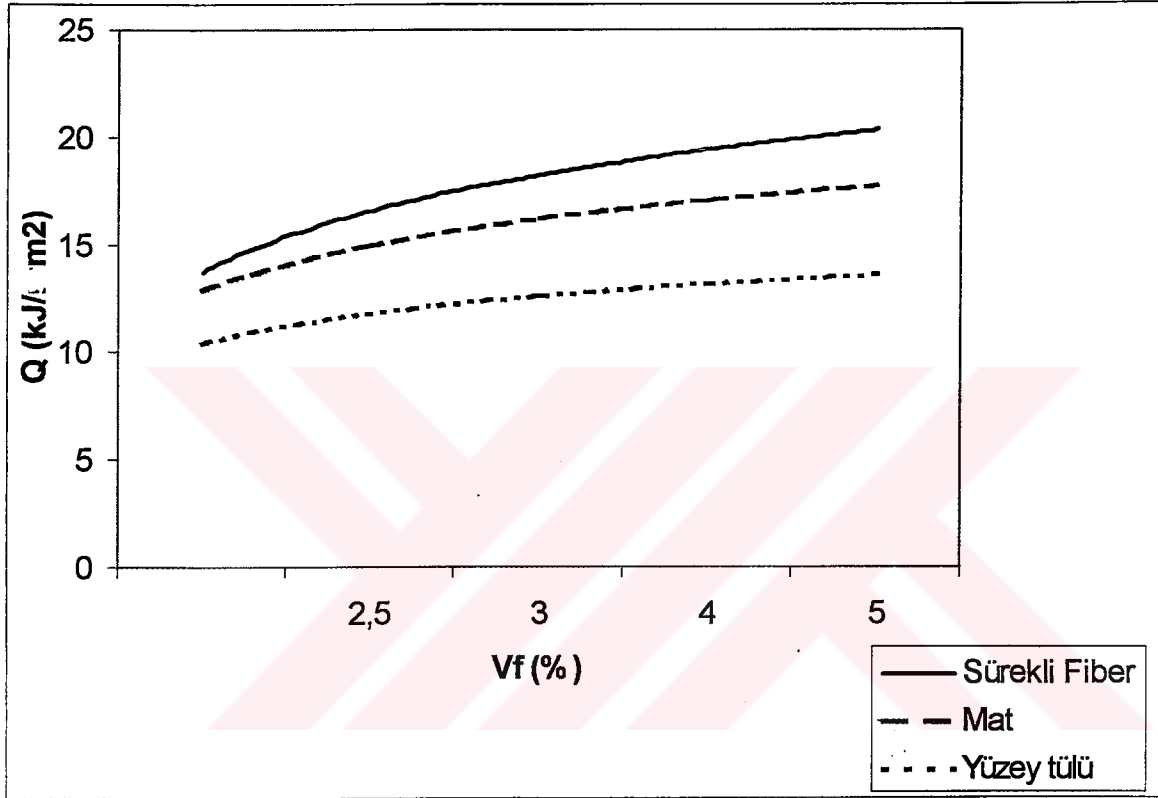
Vallittu, P.K. (1993), "Effect Of Some Properties Of Metal Strengtheners On The Fracture Resistance Of Acrylic Denture Base Materials Construction", *Journal Of Oral Rehabilitation*, 20: 241 – 248.

William, V.O. (1996), *Acomparison Of Metals Ceramics and Polymers Dental Materials and Their Selection*, North Kimberly

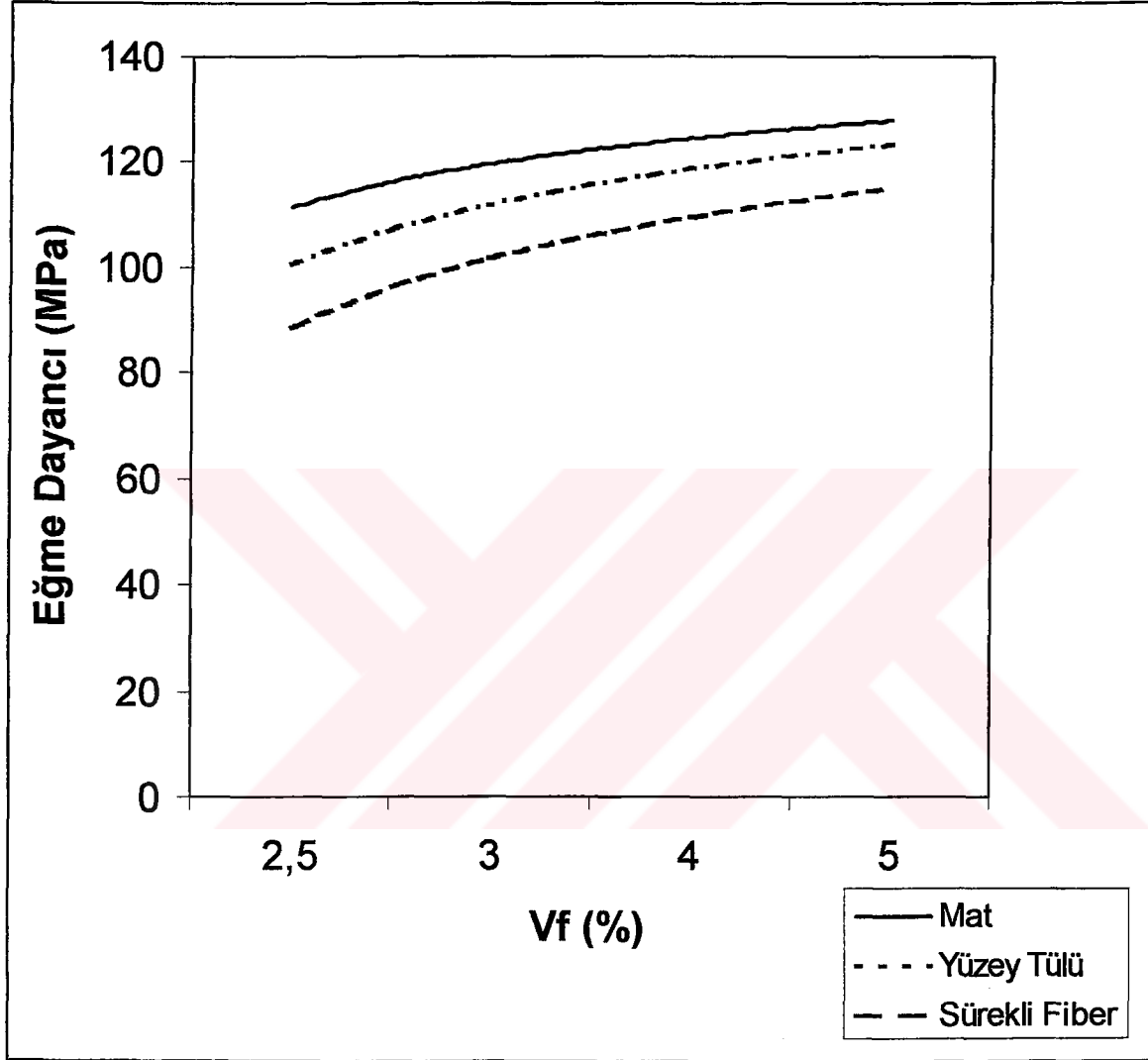
Williamson, D.L., Boyer, C.B., Aquilina, S.A. ve Leary, J.M. (1994), "Effect Of Polyethylene Fiber Reinforcement On The Strength Of Denture Base Resins Polymerized By Microwave Energy", *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 72: 635 – 638.

EKLER

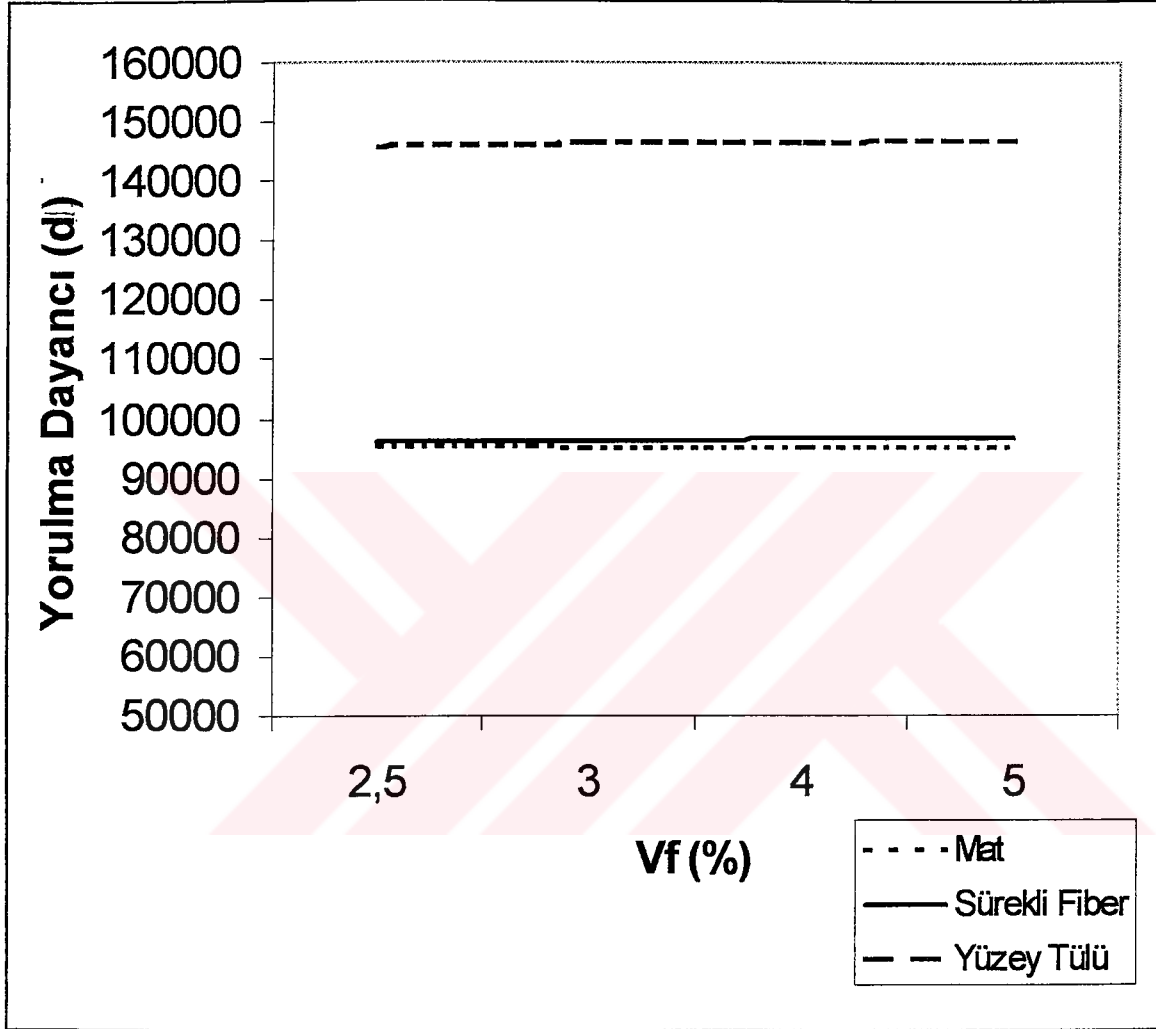
EK1

Darbe dayancı - % V_f eğrileri

EK 2

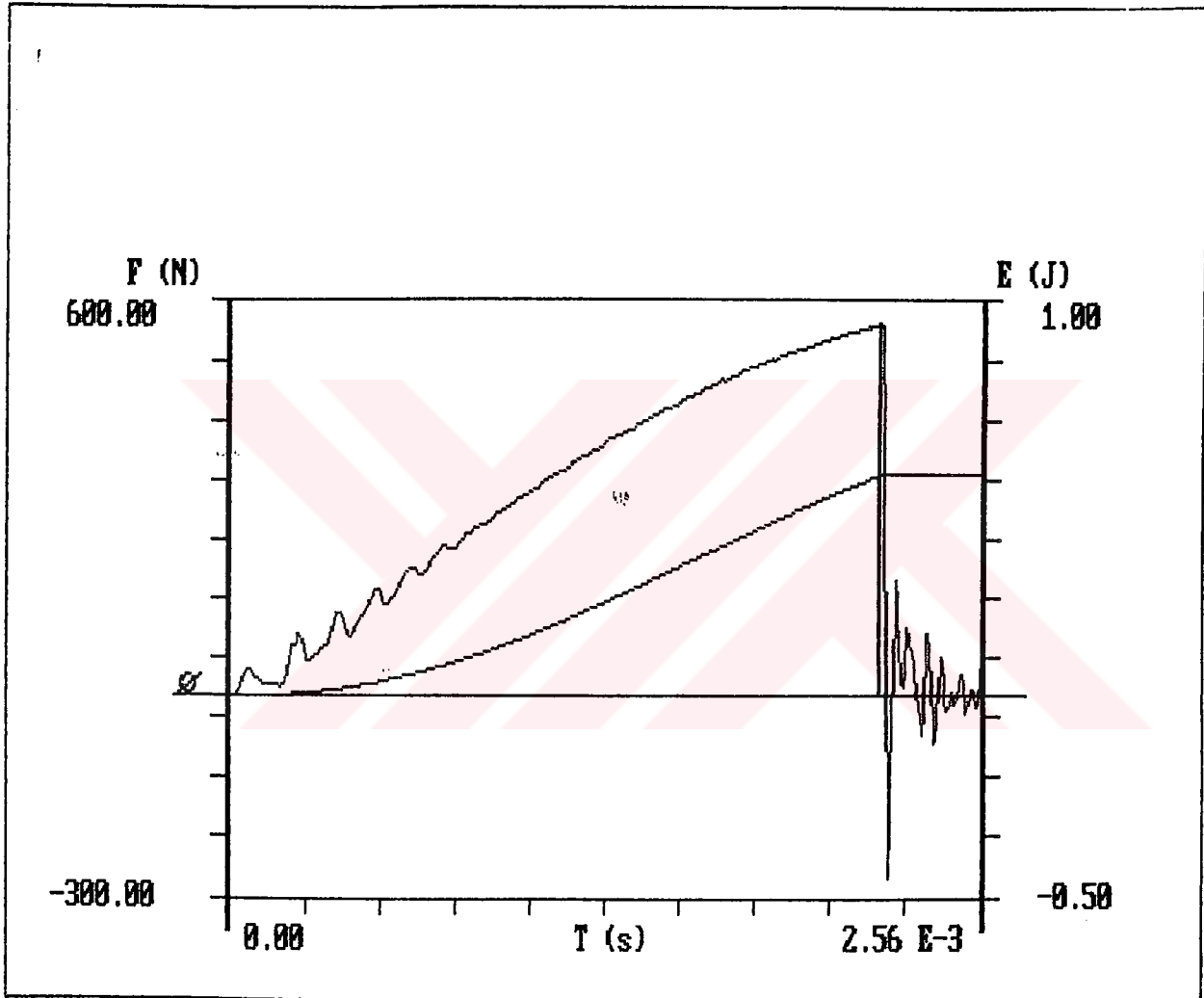
Eğme dayancı - % V_f eğrileri

EK 3

Yorulma dayancı - % V_f eğrileri

EK 4

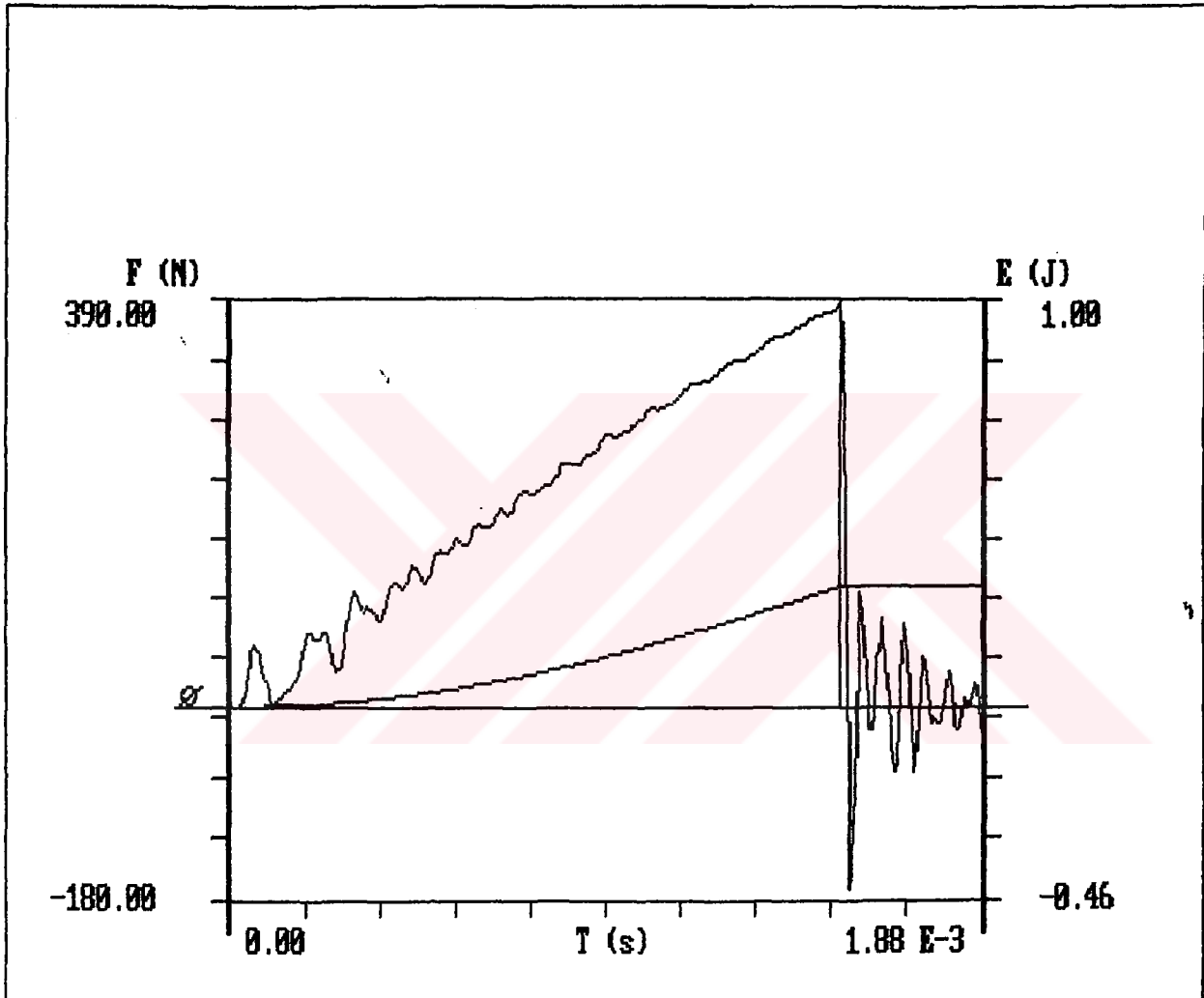
Test İsmi : M1



Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazında elde edilen M1 numunesi maksimum kırma enerjisi eğrileri

EK 5

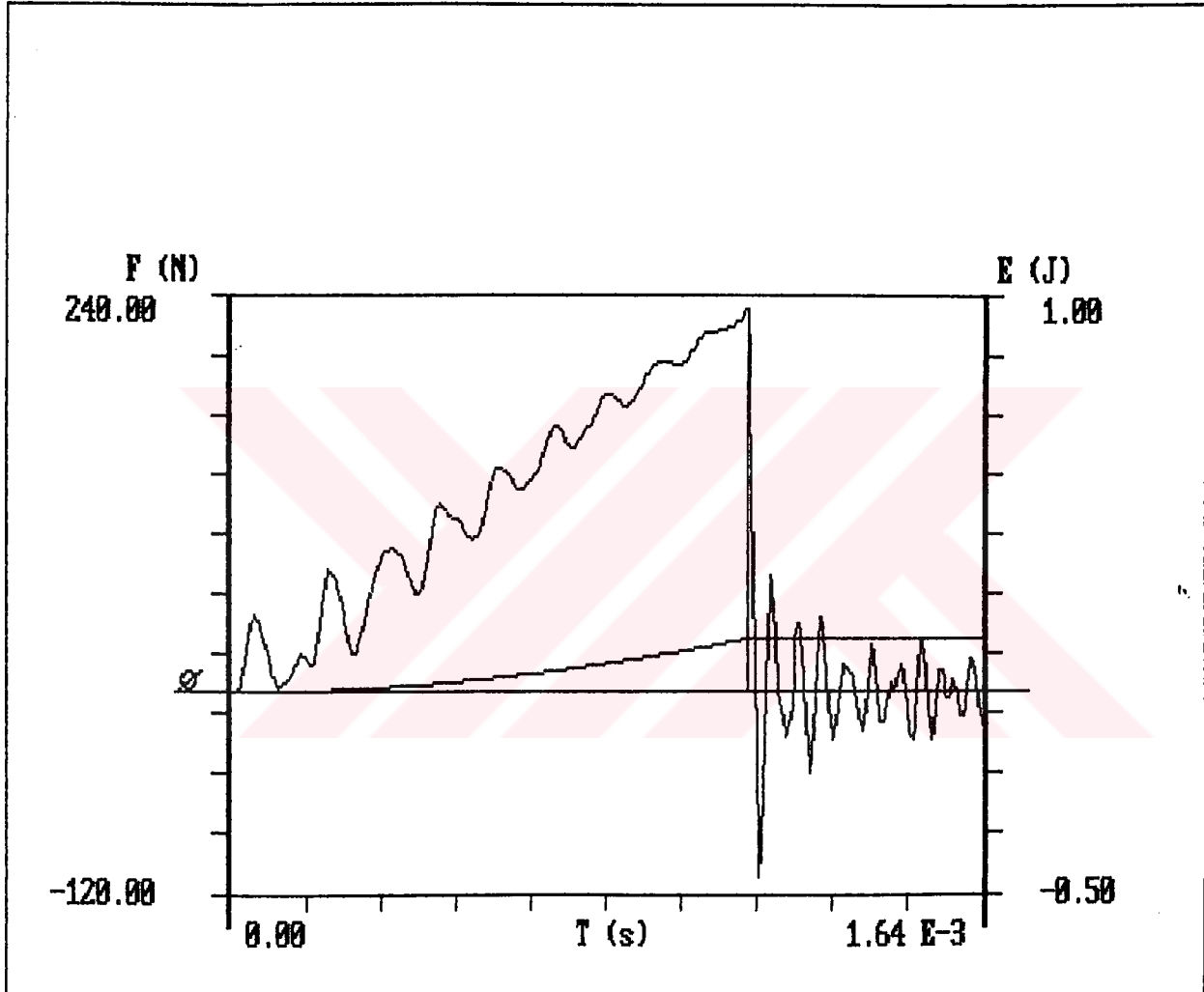
Test İsmi : M2



Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazında elde edilen M2 numunesi maksimum kırma enerjisi eğrileri

EK 6

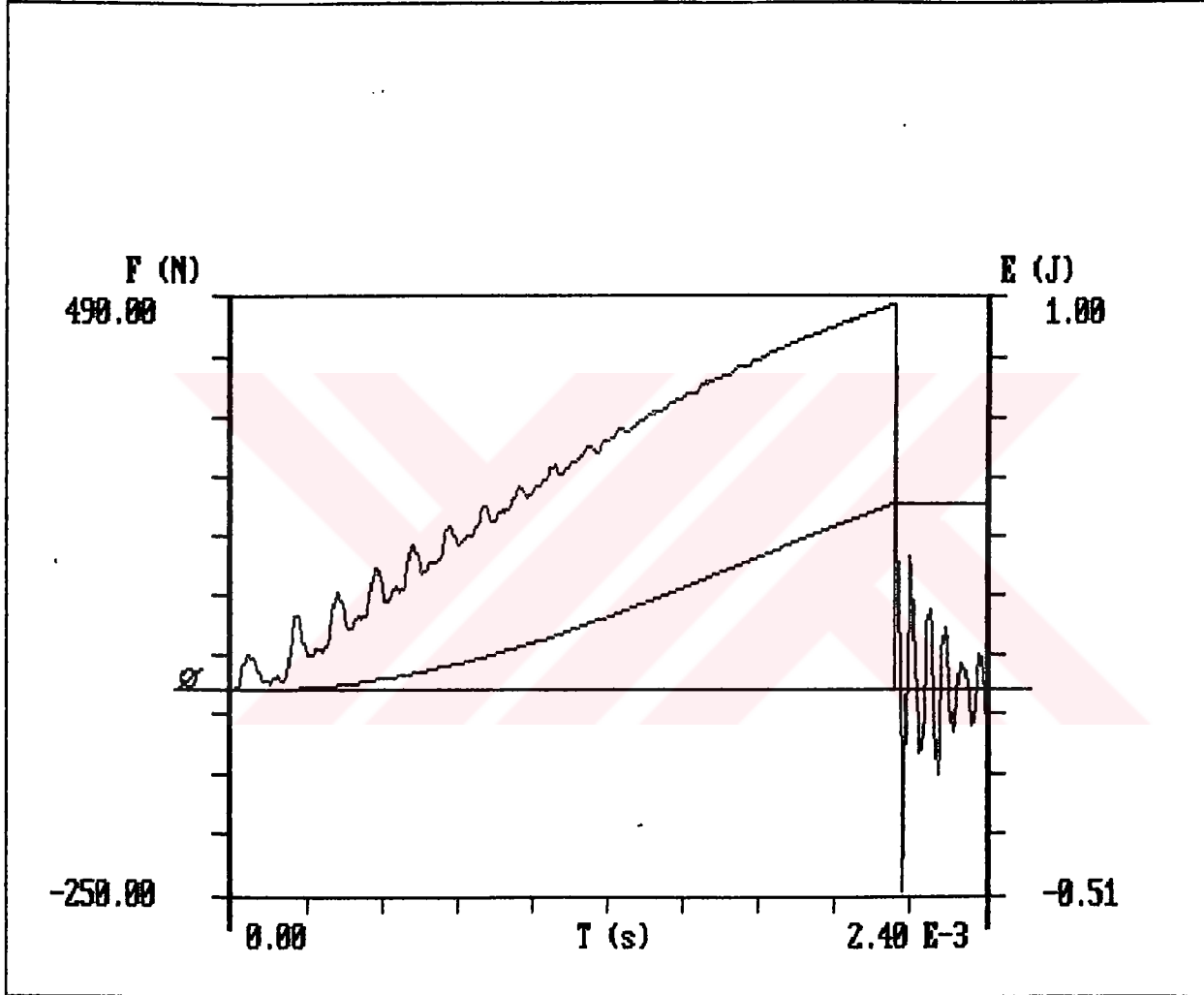
Test İsmi : M3



Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazında elde edilen M3 numunesi maksimum kırma enerjisi eğrileri

EK 7

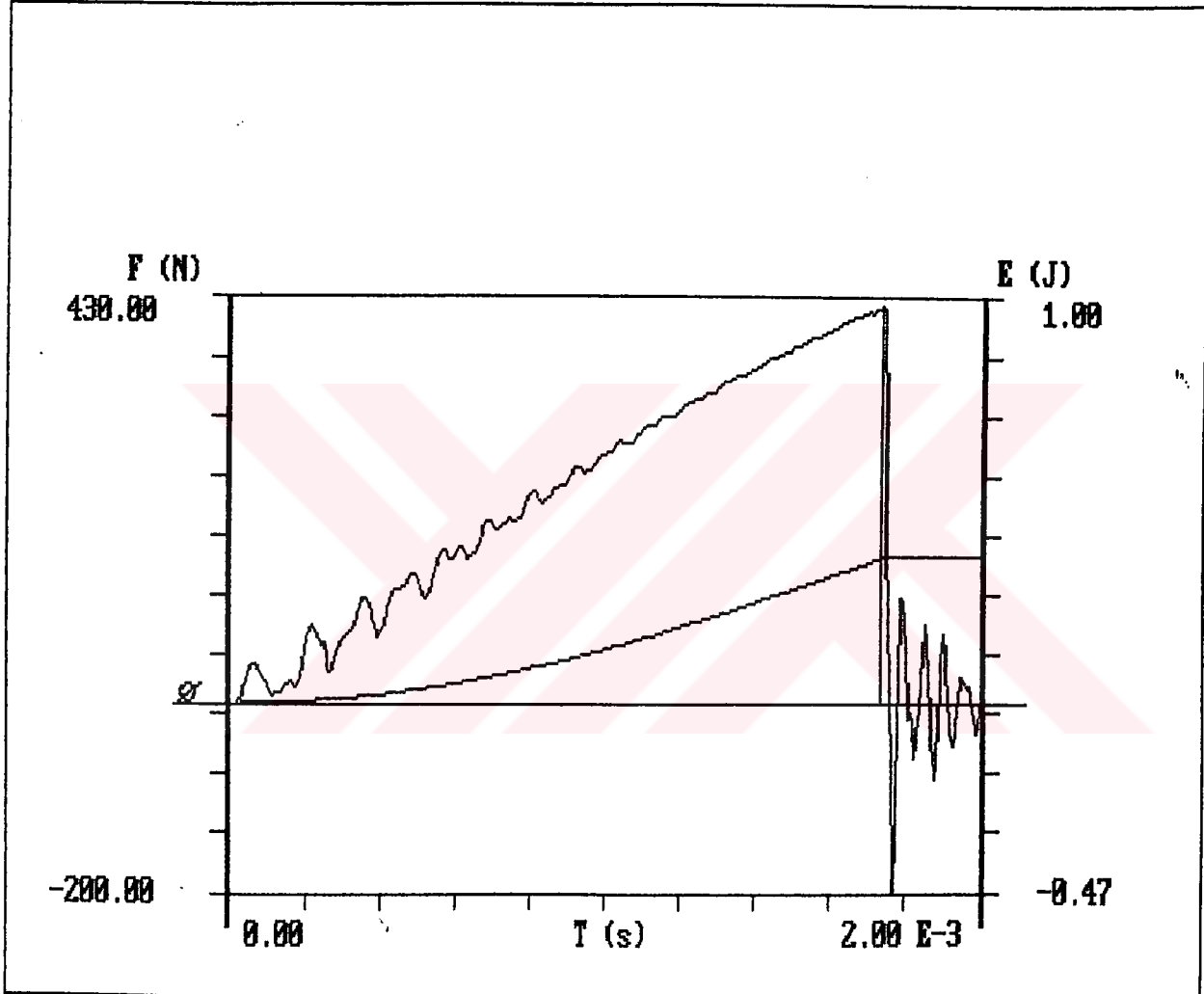
Test İsmi : M4



Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazında elde edilen M4 numunesi maksimum kırma enerjisi eğrileri

EK 8

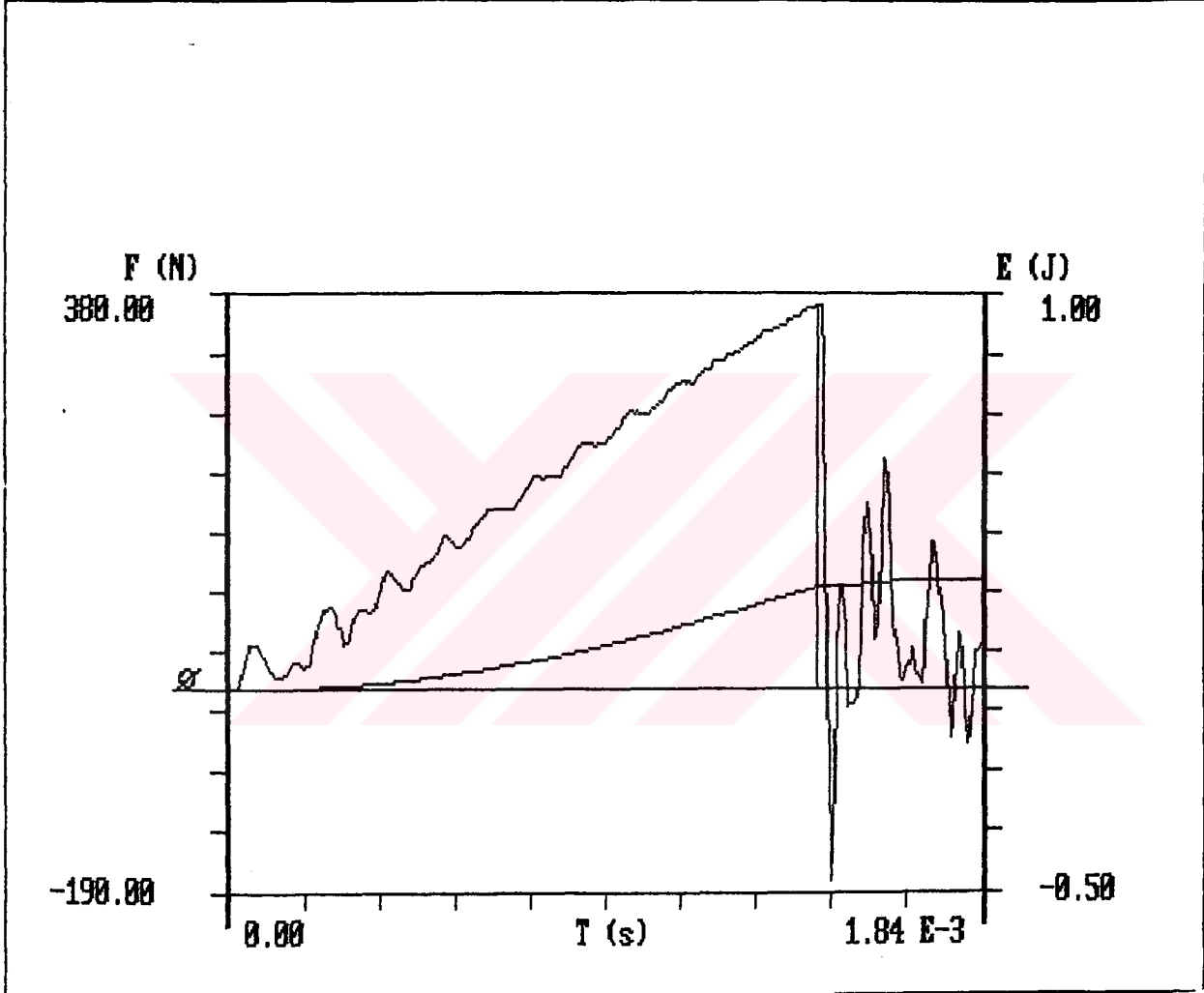
Test İsmi : SF1



Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazında elde edilen SF1 numunesi maksimum kırma enerjisi eğrileri

EK 9

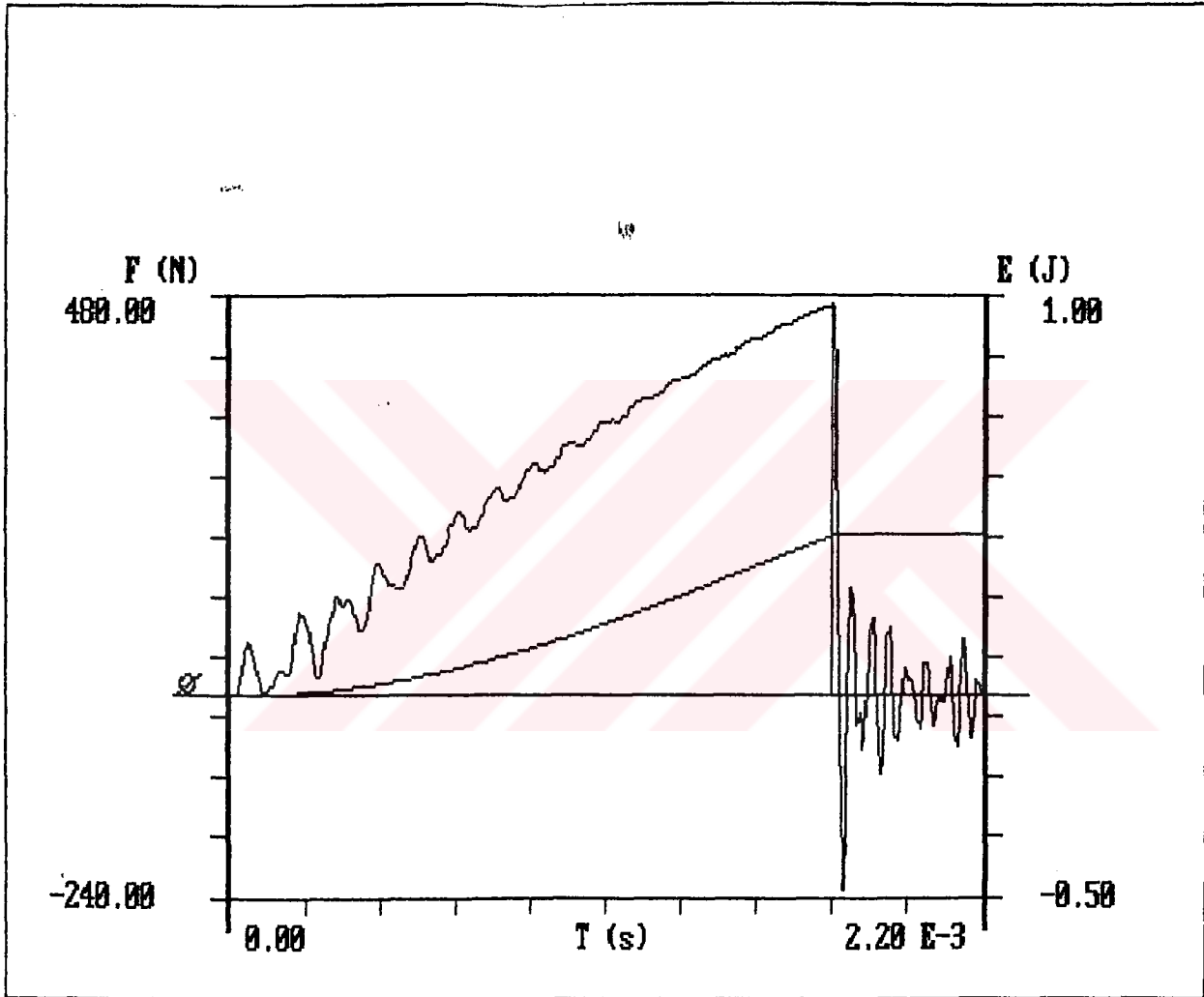
Test İsmi : SF2



Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazında elde edilen SF2 numunesi maksimum kırma enerjisi eğrileri

EK 10

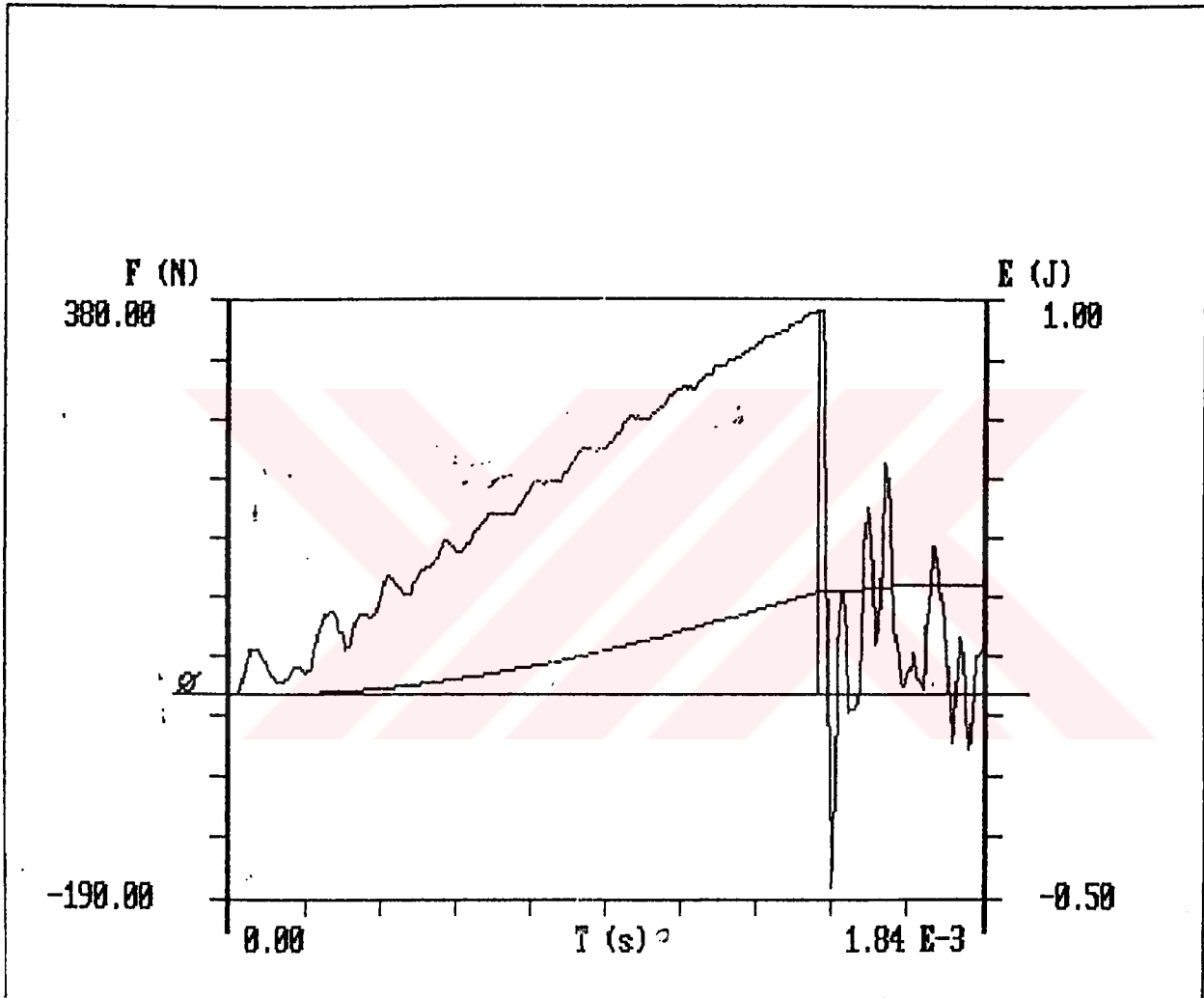
Test İsmi : SF3



Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazında elde edilen SF3 numunesi maksimum kırma enerjisi eğrileri

EK 11

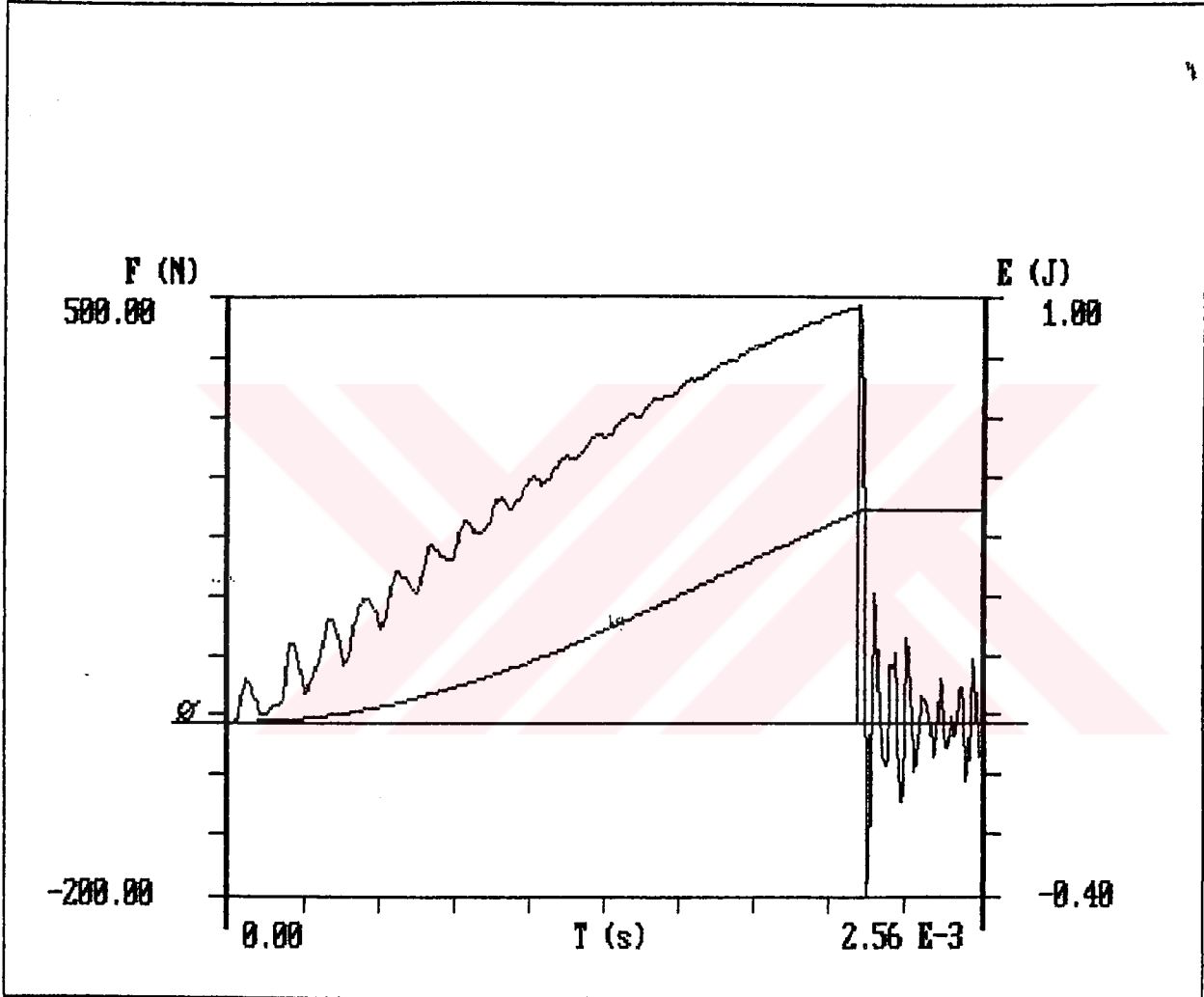
Test İsmi : SF4



Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazında elde edilen SF4 numunesi maksimum kırma enerjisi eğrileri

EK 12

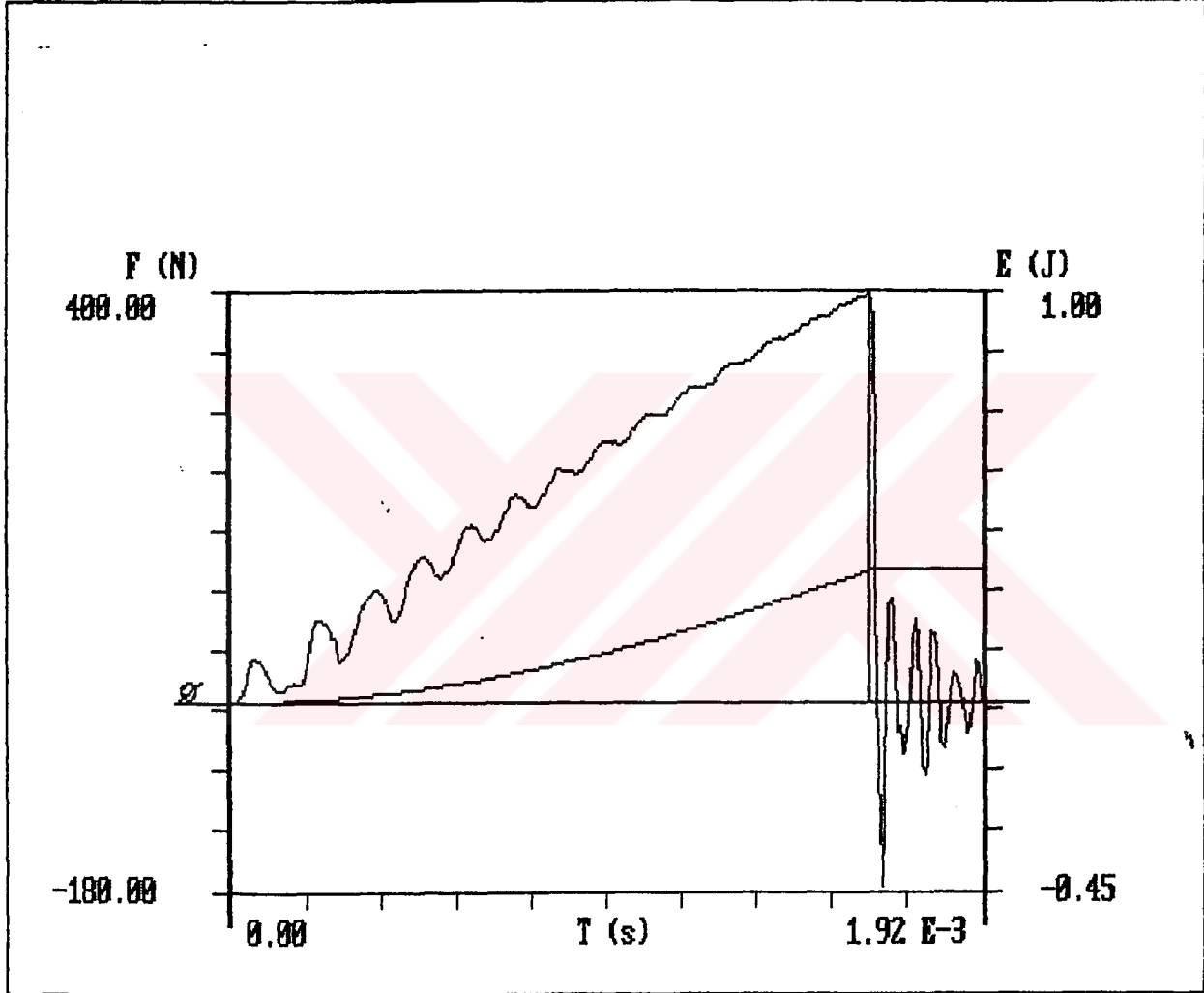
Test İsmi : YT1



Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazında elde edilen YT1 numunesi maksimum kırma enerjisi eğrileri

EK 13

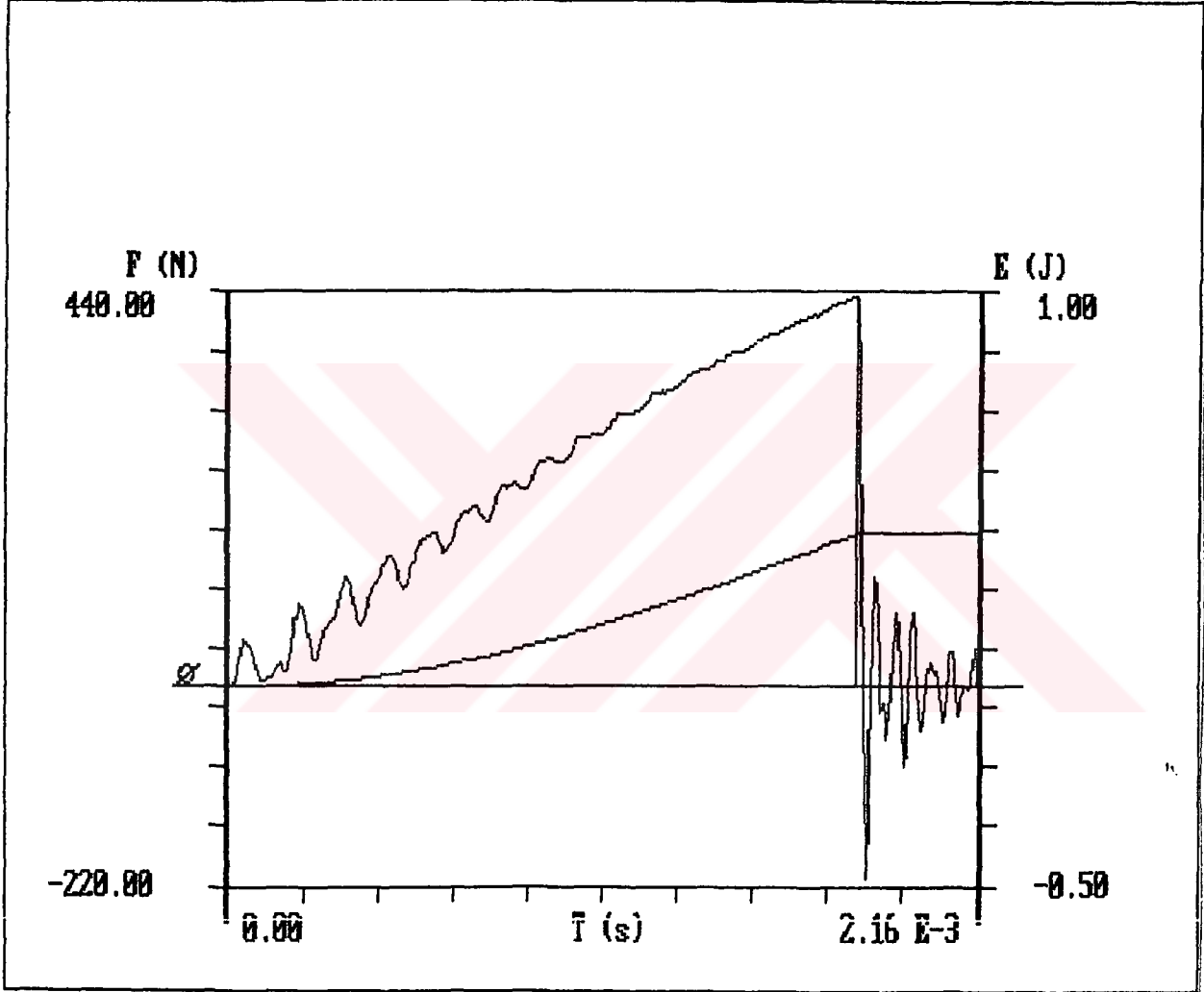
Test İsmi: YT2



Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazında elde edilen YT2 numunesi maksimum kırma enerjisi eğrileri

EK 14

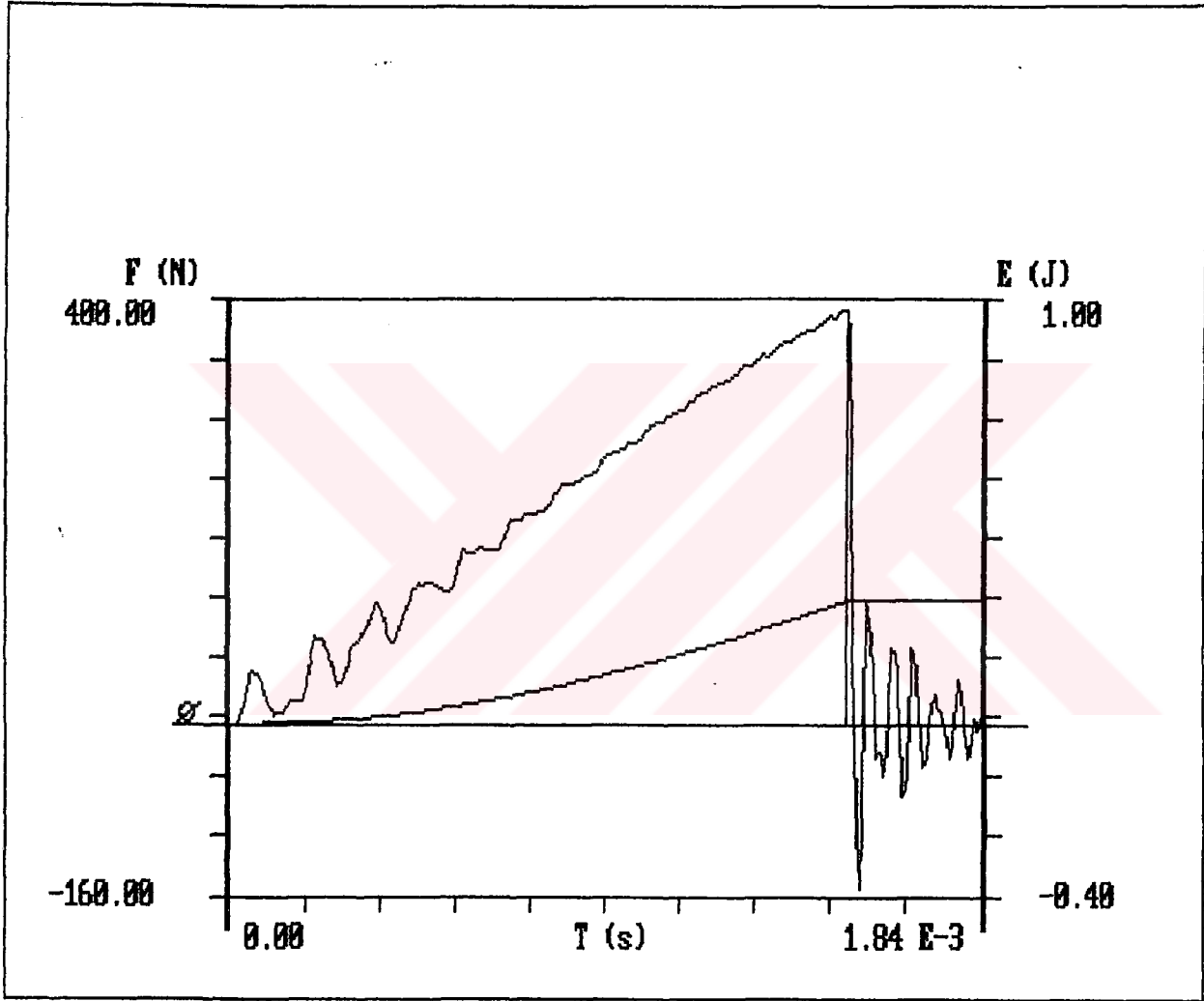
Test İsmi : YT3



Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazında elde edilen YT3 numunesi maksimum kırma enerjisi eğrileri

EK 15

Test İsmi : YT4



Enstrumante edilmiş çentik darbe cihazında elde edilen YT4 numunesi maksimum kırma enerjisi eğrileri

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

ÖZGEÇMİŞ

Doğum Tarihi	23.02.1975	
Doğum Yeri	Trabzon	
Lise	1988 - 1991	Eyüp Otakçılar Lisesi
Lisans	1992 - 1996	Yıldız Teknik Üniversitesi, Kimya – Metalurji Fak. Metalurji Mühendisliği Bölümü

