

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**PEDODONTİDE KULLANILAN FARKLI RESTORATİF
MATERYALLERİN POLİMERİZASYON DERİNLİĞİNİN
KARŞILAŞTIRILMALI OLARAK İNCELENMESİ**

HABİP ERTAY ATALAR

**DANIŞMAN
PROF.DR. KORAY GENÇAY**

**PEDODONTİ ANABİLİM DALI
PEDODONTİ PROGRAMI**

İ. Ü. Kütüphane ve Dok. D. Bşk.	
Barındırma	49079
Sıra No.	

İSTANBUL-2012

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Anabilim Dalı Doktora Programında H.Ertay ATALAR tarafından hazırlanan "Pedodontide kullanılan farklı restoratif materyallerin polimerizasyon derinliğinin karşılaştırılması olarak incelenmesi" başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

20 / 04 / 2012

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı) İmzası

1.Prof.Dr.Koray GENÇAY-Danışman (İst.Üni.Diş Hek. Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı)

2.Prof.Dr. Oya AKTÖREN (İst.Üni.Diş Hek. Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı)

3.Prof.Dr. Betül KARGÜL (Mar.Üni.Diş Hek. Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı)

4.Prof.Dr. Mehmet EROĞLU (Mar.Üni.Diş Hek. Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı)

5.Prof.Dr. Figen SEYMEN (İst.Üni.Diş Hek. Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı)

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Dt.Habip Ertay ATALAR



İTHAF

Babam' a ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Pedodonti Anabilim Dalı'ndaki doktora eğitimim boyunca danışmanlığımı yapmış olan ve her zaman bilimsel alanda desteğini aldığım sayın hocam **Prof.Dr. Koray Gençay'a,**

Pedodonti Anabilim Dalı'ndaki doktora eğitimim süresince bana göstermiş olduğu anlayış ve bana bilimsel anlamda yaptığı katkılardan dolayı Pedodonti Anabilim Dalı Başkanı sayın hocam

Prof.Dr. Oya Aktören'e,

Doktora tezimin laboratuvar çalışmalarının planlanmasında ve gerçekleştirilmesinde tüm çalışma olanaklarını sağlayan ikinci tez danışmanım Marmara Üniveristesi Kimya Müh. öğretim üyesi sayın hocam

Prof.Dr. Mehmet S. Eroğlu'na

Tüm laboratuvar çalışmaları boyunca bana yardımcı olan ve destek olan Marmara Üniveristesi Kimya Müh. Araş. Gör. sayın

Kim. Müh. Müge Sennaroğlu Bostan'a

Doktora eğitimim boyunca benden bilgi, birikim ve desteklerini esirgemeyen sayın hocalarım

Prof.Dr. Tefvik Akıncı'ya, Prof.Dr. Zeynep Aytepe'ye, Prof.Dr. Figen Seymen'e, Prof.Dr. Işın Ulukapı'ya, Prof.Dr. Gamze Aren'e ve Prof.Dr. Elif Sepet'e

Doktora eğitimim süresince ve tez aşamasında her zaman dostluklarını ve desteklerini benimle paylaşan tüm çalışma arkadaşlarıma,

Benim öncelikle diş hekimi olamamda ve sonrasında da doktora yapmamda yol gösterici olan sevgili babam **Dt. Bilgin Atalar'a,** sevgili annem **Dt. Leyla Atalar'a** ve sevgili ağabeyim **Doç.Dr. Ata Can Atalar'a**

Tüm doktora eğitimim ve tez süresince benden sevgi, destek ve anlayışlarını esirgemeyen sevgili eşim **Uz.Dr. Arife Çimen Atalar'a** ve oğlum **Mert Atalar'a** teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	VII
ŞEKİLLER LİSTESİ	VIII
GRAFİKLER LİSTESİ	IX
ÖZET	X
ABSTRACT.....	XI
ZUSAMMENFASSUNG / RESUME.....	XII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kompozit Dolgu Maddeleri.....	3
2.1.1. Kompozit Dolgu Maddelerinin Tarihçesi.....	3
2.1.2. Kompozit Dolgu Maddelerin Yapısı.....	4
2.1.2.1 Organik Faz.....	4
2.1.2.2. İnorganik Faz.....	6
2.1.2.3. Ara Faz (Bağlayıcı Faz).....	8
2.1.3. Kompozit Dolgu Materyallerin Yapısını Etkileyen Faktörler.....	8
2.1.3.1. Matriks yapı.....	8
2.1.3.2. Doldurucular.....	8
2.1.4. Kompozit Dolgu Maddelerinin Sınıflandırılması.....	9
2.1.4.1 İnorganik Doldurucularına Göre Kompozitler.....	9
2.1.4.1.1. Megafil Kompozitler.....	10
2.1.4.1.2. Makrofil Kompozitler.....	10

2.1.4.1.3. Midifil Kompozitler.....	11
2.1.4.1.4. Minifil Kompozitler.....	11
2.1.4.1.5. Mikrofil Kompozitler.....	11
2.1.4.1.6. Hibrit Kompozitler.....	11
2.1.4.1.7. Nanofil Kompozitler.....	12
2.1.4.2. Viskozitelerine Göre Kompozitler.....	13
2.1.4.2.1. Akışkan Kompozitler.....	13
2.1.4.2.2. Sıkıştırılabilir Kompozitler.....	13
2.1.4.3. Polimerizasyon Başlatma Tekniklerine Göre Kompozitler.....	14
2.1.4.3.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler.....	14
2.1.4.3.2. Işık İle Polimerize Olan Kompozitler.....	14
2.2. Polimerizasyon.....	14
2.2.1. Polimerizasyon Çeşitleri.....	16
2.2.1.1. Katılma (Zincir) Polimerizasyonu.....	16
2.2.1.1.1. Aktivasyon.....	17
2.2.1.1.2. Başlama.....	17
2.2.1.1.3. İlerleme.....	17
2.2.1.1.4. Sonlanma.....	17
2.2.1.2. Kondansasyon Polimerizasyonu.....	18
2.3. Işık Kaynakları.....	18
2.3.1. Kuartz – Tungsten – Halojen Işık Kaynakları.....	18
2.3.2. LED (Light Emmiting Diode) Işık Kaynakları.....	19
2.3.3. Plazma Ark Işık Kaynakları.....	20
2.3.4. Argon Lazer Işık Kaynakları.....	20
2.4. Polimerizasyon Derinliği Ölçümleri Yöntemleri.....	20

2.4.1 FT-IR (Fourier Transform İnfrared Spectroscopy).....	20
2.4.2. DSC (Differential Scanning Calorimetry).....	22
2.4.3. DMA (Differntial Mechanical Analysis).....	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	24
3.1. Çalışmada Kullanılan Kompozit Materyaller.....	24
3.1.1. Filtek Supreme XT.....	24
3.2. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları.....	25
3.2.1. Elipar Freelight 2 Işık Cihazı.....	25
3.2.2. Hilux – LED MAX 550 Işık Cihazı.....	26
3.3. Örnek Grupların Hazırlanması.....	27
3.3.1. FT-IR Ölçümleri İçin Örnek Hazırlanması.....	27
3.3.2. DSC Ölçümleri İçin Örnek Hazırlanması.....	28
3.3.3. DMA Ölçümleri İçin Örnek Hazırlanması.....	29
3.4. Testler.....	30
3.4.1. FT-IR.....	30
3.4.2. DSC.....	30
3.4.3. DMA.....	31
3.5. İstaistiksel Değerlendirme.....	32
4. BULGULAR.....	34
4.1. Polimerize Edilmemiş Örneklerle İlişkin Bulgular.....	34
4.2. Polimerize Edilmiş Örneklerle İlişkin FT-IR Bulguları.....	36
5. TARTIŞMA	78
5.1. SONUÇLAR.....	85
5.1.1. DMA Ölçümlerle Yöntemiyle Elde Edilen Sonuçlar.....	85
5.1.2. DSC Ölçümlerle Yöntemiyle Elde Edilen Sonuçlar.....	85

5.1.3. FT-IR Ölçümleme Yöntemiyle Elde Edilen Sonuçlar.....	86
5.1.3.1 LEDMAX 550 ışık kaynağı ile polimerize edilen örneklerle ait sonuçlar....	86
5.1.3.2. Freelight Eliapar II ışık kaynağı ile polimerize edilen örneklerle ait sonuçlar.....	86
5.1.3.3. Örnek gruplarının kendi içerisinde sonuçlarının karşılaştırılması.....	87
5.2. Öneriler.....	88
KAYNAKLAR.....	89
ÖZGEÇMİŞ	102

TABLolar LİSTESİ

Sayfa

Tablo 1. Kompozit materyallerin inorganik partikül büyüklükleri ve oranları.....	10
Tablo 2. Çalışmada kullanılan kompozit materyaller.....	25
Tablo 3. FT-IR için hazırlanan örnek sayısı.....	28
Tablo 4. DSC İncelemeleri için hazırlanan örnek gruplar tablosu.....	29
Tablo 5: Kompozitlere göre polimerize edilmeyen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının karşılaştırılması.....	34
Tablo 6: Kompozitlere göre polimerize edilmeyen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının Tukey HSD test sonuçları.....	34
Tablo 7: Kompozitlere göre LEDMAX 550 ışık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının karşılaştırılması.....	36
Tablo 8: Kompozitlere göre LEDMAX 550 ışık kaynağı polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının Tukey HSD test sonuçları.....	37
Tablo 9: Kompozitlere göre Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının karşılaştırılması.....	40
Tablo 10: Kompozitlere Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının Tukey HSD test sonuçları.....	41
Tablo 11: Kompozitlerde LEDMAX 550 Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının üst, orta ve alt bölge sonuçlarının karşılaştırılması.....	44
Tablo 12: Kompozitlerde LEDMAX 550 Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının üst, orta ve alt bölge sonuçlarının Tukey HSD test sonuçları.....	45
Tablo 13: Kompozitlerde Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının üst, orta ve alt bölge sonuçlarının karşılaştırılması.....	47

Tablo 14: Kompozitlerde Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının üst, orta ve alt bölge sonuçlarının Tukey HSD test sonuçları.....48

Tablo 15: Kompozitlerde LEDMAX 550 Ve Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının üst bölge sonuçlarının karşılaştırılması.....49

Tablo 16: Kompozitlerde LEDMAX 550 Ve Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının orta bölge sonuçlarının karşılaştırılması.....51

Tablo 17: Kompozitlerde LEDMAX 550 Ve Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının alt bölge sonuçlarının karşılaştırılması.....53

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1. Metilmetakrilat kimyasal yapı formülü.....	5
Şekil 2. Bis-GMA kümyasal yapı formülü.....	5
Şekil 3. TEGDMA kimyasal yapı formülü.....	5
Şekil 4. Polimetilmetakrilat kimyasal yapı formülü.....	6
Şekil 5: Polimer oluşturan monomerlerin uç dalları.....	15
Şekil 6. Monomerlerin polimerleşmesinin kimyasal formülü.....	16
Şekil 7. Monomerlerin polimere dönüşümünün şekilsel görünümü.....	18
Şekil 8. Bir metakrilat grubu içeren kompozit materyalin FT-IR inceleme grafiği...	21
Şekil 9. Birden fazla örneğin karşılaştırmalı olarak DSC inceleme grafiği.....	22
Şekil 10. Filtek Supreme XT (3M Dental Products, St Paul, MN, ABD).....	25
Şekil 11. Freelight Elipar II (LED ışık cihazı, 3M Dental Products, St Paul, MN, ABD).....	26
Şekil 12. Hilux – LEDMAX 550 (LED ışık cihazı, Benlioğlu Dental, Ankara Türkiye).....	26
Şekil 13. FT-IR incelemesi için hazırlanan örnekler.....	27
Şekil 14. DSC incelemeleri için hazırlanan örnekler.....	28
Şekil 15. DMA ölçümleri yapılan örneklerin hazırlandığı kalıp.....	29
Şekil 16. FT-IR çalışması yapılan Thermo Perkin Emler marka cihaz.....	30
Şekil 17. DSC çalışması yapılan Perkin Elmer Jade marka cihaz.....	31
Şekil 18. DMA incelemesi yapılan Perkin Elmer Pyris Diamond marka cihaz.....	32
Şekil 19. FT-IR İncelemelerinde baz alınan noktaların bir grafik üzerinde açıklaması.....	33

GRAFİKLER LİSTESİ

Grafik 1. Polimerize edilmemiş örneklerin karşılaştırmalı tablosu.....	35
Grafik 2. LEDMAX 550 ile polimerize edilen örneklerin en üst bölgeleirnden alınan örneklerin karşılaştırmalı tablosu.....	38
Grafik 3. LEDMAX 550 ile polimerize edilen örneklerin orta bölgelerinden alınan örneklerin karşılaştırmalı tablosu	39
Grafik 4. LEDMAX 550 ile polimerize edilen örneklerin en alt bölgelerinden alınan örneklerin karşılaştırmalı tablosu	40
Grafik 5. Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerin en üst tabakalarının karşılaştırmalı grafiği.....	42
Grafik 6. Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerin orta tabakalarının karşılaştırmalı grafiği.....	43
Grafik 7. Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerin en alt tabakalarının karşılaştırmalı grafiği.....	44
Grafik 8. LEDMAX Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerin üst, orta ve alt tabakalarından alınan örneklerin herbir grubun kendi içersinde ve diğer gruplarla karşılaştırmalı grafiği.....	45
Grafik 9. Freelight Elipar II ışık kaynağı ile polimerize edilen örneklerin üst, orta ve alt tabakalarından alınan örneklerin herbir grubun kendi içersinde ve diğer gruplarla karşılaştırmalı grafiği.....	48
Grafik 10. Işık kaynaklarının örneklerin en üst bölgelerinde oluşturdukları polimer miktarlarının birbirleriyle karşılaştırmalı grafiği.....	49
Grafik 11. Işık kaynaklarının örneklerin orta bölgelerinde oluşturdukları polimer miktarlarının birbirleriyle karşılaştırmalı grafiği.....	51
Grafik 12. Işık kaynaklarının örneklerin en alt bölgelerinde oluşturdukları polimer miktarlarının birbirleriyle karşılaştırmalı grafiği.....	53
Grafik 13. Freelight Elipar II ile polimerize edilmiş örneklerin karşılaştırmalı DSC incelemesi.....	55
Grafik 14. LEDMAX ile polimerize edilmiş örneklerin karşılaştırmalı DSC incelemesi.....	55

Grafik 15. LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1 renk seçeneğinin DSC inceleme grafiği.....	56
Grafik 16. LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3 renk seçeneğinin DSC inceleme grafiği.....	56
Grafik 17. Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1 renk seçeneğinin DSC inceleme grafiği.....	57
Grafik 18. Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3 renk seçeneğinin DSC inceleme grafiği.....	57
Grafik 19: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1D materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	58
Grafik 20: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1B materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	58
Grafik 21: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1B materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	59
Grafik 22: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1E materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	59
Grafik 23: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1E materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	60
Grafik 24: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1E materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	60
Grafik 25: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1D materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	61
Grafik 26: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1D materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	61
Grafik 27: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1D materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	62
Grafik 28: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3B materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	62

Grafik 29: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3B materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	63
Grafik 30: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3B materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	63
Grafik 31: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3E materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	64
Grafik 32: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3E materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	64
Grafik 33: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3E materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	65
Grafik 34: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3D materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	65
Grafik 35: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3D materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	66
Grafik 36: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3D materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	66
Grafik 37: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1B materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	67
Grafik 38: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1B materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	67
Grafik 39: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1B materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	68
Grafik 40: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1E materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	68
Grafik 41: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1E materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	69
Grafik 42: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1E materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	69

Grafik 43: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1D materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	70
Grafik 44: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1D materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	70
Grafik 45: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1D materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	71
Grafik 46: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3B materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	71
Grafik 47: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3B materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	72
Grafik 48: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3B materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	72
Grafik 49: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3E materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	73
Grafik 50: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3E materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	73
Grafik 51: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3E materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	74
Grafik 52: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3D materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	74
Grafik 53: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3D materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	75
Grafik 54: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3D materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR inceleme grafiği.....	75
Grafik 55: LEDMAX 550 ışık kaynağı ile polimerize edilen A3B, A3E ve A3D materyallerinin karşılaştırmalı DSC incelemeleri.....	76
Grafik 56: LEDMAX 550 ışık kaynağı ile polimerize edilen A1B, A1E ve A1D materyallerinin karşılaştırmalı DSC incelemeleri.....	76

Grafik 57: FreeLight Eliapar II ışık kaynağı ile polimerize edilen A1B, A1E ve A1D materyallerinin karşılaştırmalı DSC incelemeleri.....77

Grafik 57: FreeLight Eliapar II ışık kaynağı ile polimerize edilen A3B, A3E ve A3D materyallerinin karşılaştırmalı DSC incelemeleri.....77

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Bis- GMA	: Bisfenol a glisidil metakrilat
TEGDMA	: Trietilenglikoldimetakrilat
UDMA	: Üretandimetakrilat
LED	: Light Emmiting Diode
QTH	: Quartz Tungsten Halojen
FT-IR	: Fourier Transformer – Infrared Spectroscopy
DMA	: Differential Mechanical Analysis
DSC	: Differential Scanning Calorimetry
mm	: milimetre
nm	: nanometre
mW/cm ²	: miliwatt/santimetrekare
sn	: saniye
°dk.	: derece/dakika
cm ⁻¹	: 1/santimetre

ÖZET

Atalar H.E. Pedodontide kullanılan farklı restoratif materyallerin polimerizasyon derinliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul 2011.

Bu çalışmada süt ve sürekli dişlerde dolgu materyali olarak kullanılan Filtek Supreme XT (3M Dental Products, St Paul MN, ABD) adlı kompozit materyalinin iki farklı renk seçeneğinin (A1, A3), üç farklı kullanım alanı (Mine[E], Gövde[B], Dentin[D]) için üretilen alt grubunun polimerizasyon derinliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Örnekler iki farklı LED ışık kaynağı (LEDMAX 550, Benlioğlu, Ankara , Türkiye, Freelight Elipar II, 3M Dental Products, St Paul MN, ABD) ile polimerize edilmiştir. Polimerize edilen örnekler üç farklı termal analiz yöntemiyle incelenmiştir. FT-IR ve DSC analizleri için 4 mm. derinliğinde 6 mm. çapında teflon özel kalıplarda örnekler hazırlanmıştır. DMA analizleri içinse 4 mm. derinliğinde, 12 mm eninde 45 mm uzunluğunda teflon kalıplar içerisinde örnekleri hazırlanmıştır. İstatistiksel değerlendirme için; parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı. Aynı ışık kaynağı ile polimerize edilen örneklerin karşılaştırılmasında renk seçeneğinin açıktan koyuya doğru gittikçe polimerizasyon derinliğinin negatif yönde etkilendiği saptanmıştır. Işık kaynaklarının birbiriyle karşılaştırılmasında ise aynı tür kompozit materyal seçeneğinde LEDMAX 550 ışık kaynağının Freelight Elipar II ışık kaynağına oranla daha fazla polimerizasyon derinliğine sahip örnekler ürettiği saptanmıştır. Tüm örneklerde ışık kaynağına göre en yakından en derine doğru inceleme yapıldığında polimerizasyon miktarında anlamlı bir azalma saptanmıştır. Sonuç olarak monomer içerikli kompozit materyallerin ağız içersinde restorasyon materyali olarak uygulandıktan sonra polimerize edilerek ortamda kalmasının ve bunun en üst düzeyde olmasının pek çok etkene bağlı olduğu saptanmıştır. Işık kaynağının doğru seçimi, uygun uygulama şartları, materyalin gereken şartlar sağlanarak doğru şekilde uygulanması ile ideal restorasyonun ve istenen sonuçların oluşmasının sağlanacağı belirlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Foto polimerizasyon, ışık kaynağı, termal analiz, derinlik, kompozit.

ABSTRACT

Atalar H.E. Comparative study of polymerization depth of different restorative materials used in pedodontics. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Pedodontics. Doctorat Thesis. İstanbul. 2011.

This study was performed to determine polymerization depth of three shape (Body[B], Enamel[E], Dentine[D]) of two type (A1, A3) of Filtek Supreme XT (3M Dental Products, St Paul MN, USA). The samples was polymerized with two different LED light soruces(LEDMAX 550, Benlioğlu, Ankara , Türkiye, Freelight Elipar II, 3M Dental Products, St Paul MN, ABD). The samples was examined with three different thermal analysis systems which are FT-IR, DSC and DMA. Two different teflon molds are made for thermal analysis, FT-IR and DSC analysis was used the molds which shape are 4 mm. depth and 6 mm. diamteres and for DMA analysis was used the mold which shape is 4 mm. depth., 12 mm.width and 45 mm. diameteres. The statistical analysis of the data were performed by Oneway Anova for the comparison of the groups and Tukey HDS for detect the group which made the difference. Signicantly high polymerization depth in A1 colour composite samples than A3 samples for each light sources were obtained. Significant diffrences in all samples less polymerized areas from surface to the base were obtained. The type of colour of composites and light sources have important effects in the succes of restorations and degree of polymerization.

Key Words: Polymerization, light source, thermal analysis, depth, composite.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş çürüklerinde tedavinin sonucunu etkileyen pek çok etken mevcuttur. Özellikle kompozit restorasyonlarda tedavinin uygulanması sırasında ağız içerisinde sağlanması gereken uygun şartların yanı sıra kullanılan malzemelerin içeriği, doldurucu oranı ve polimerizasyon miktarı önem taşımaktadır. Kompozit restorasyonlarda başarıyı etkileyen bir diğer etken ise polimerizasyonun hızlı olmasıdır. Özellikle çocuk hastalarda, tedavi şartlarının daha zor olması nedeniyle bu özellik daha da önem kazanmaktadır (15, 31, 32, 35, 58, 75, 96).

Kompozit materyaller, organik monomer matriks içerisinde inorganik doldurucular ve ara fazının homojen bir şekilde dağılmasıyla elde edilmektedir. Organik faz olarak genellikle BisGMA (Bisfenol A glisid dimetakrilat), UDMA (Üretan dimetakrilat) ve TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat) kullanılmaktadır. Monomer olarak bulunan kompozit materyaller ağız içerisinde uygulandıktan sonra bir başlatıcıyla polimerleşmeye başlarlar. İnorganik dolgu fazı olarak ise kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, baryum alüminyum silikat gibi malzemeler kullanılmaktadır (5, 8, 10, 13, 20, 26, 31, 35, 38, 49, 52, 75, 96, 110, 112).

Polimerizasyon ağız içerisinde bir ışık kaynağı ile başlatılır. Kullanılan ışık kaynağının gücü ve uygulama süresinin, polimerizasyon miktarını ve derinliğini etkilediği bildirilmiştir. Halojen ampul içeren sistemler uzun yıllar kullanılmış, ancak ışık yoğunluğunda zamanla ortaya çıkan azalma ve pulpal ısı artışı gibi dezavantajlar yeni ışık kaynaklarının üretilmesini gerektirmiştir. Son yıllarda klinik uygulamalarda LED ışık kaynakları öne çıkmaktadır. İlk jenerasyon LED ışık kaynakları halojen ışık kaynaklarına göre üstünlük göstermese de ikinci nesil LED ışık kaynakları daha kısa ışınlama süresi ile daha üstün performans göstermektedir. Ayrıca kullanılan kompozit materyalin monomer yapısı, içerisindeki ara doldurucu madde çeşit ve miktarı ile renk seçeneklerinin de polimerizasyon derinliğine etki eden nedenler olduğu bildirilmiştir (3, 7, 11, 14, 16, 40, 60, 61, 62, 81, 98, 101, 105, 107).

Kompozit materyallerde sadece yüzey sertliğinin ve polimerizasyonun incelenmesi klinik uygulamalar için yeterli değildir. Dolgu uygulanacak diş kavitesinde monomer içerikli kompozit materyalin ne kadar polimerleştiğinin ve polimerizasyonun hangi derinliğe kadar tamamlandığının bilinmesi önemlidir (1, 2, 67, 68, 89, 100) .

Bu çalışmada süt ve genç sürekli dişlerin restorasyonunda yaygın olarak kullanılan diş üzerinde üç farklı uygulama alanı için üretilen iki farklı renk seçeneğindeki kompozit materyalin, iki farklı ışık kaynağı ile hazırlanan örneklerinin FT-IR, DSC ve DMA cihazlarıyla polimerizasyon tamamlanma profillerinin sıptanarak birbirleriyle karşılaştırılması amaçlanmıştır (1, 2, 4, 5, 7, 28, 32, 42, 51, 57, 60, 77, 79, 80,92, 93, 94, 99 104, 110,112).

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Dolgu Maddeleri

2.1.1. Kompozit Dolgu Maddelerinin Tarihçesi

Diş hekimliğinde rezin bazlı materyaller ilk olarak 1940'lı yılların sonunda kullanılmaya başlanmıştır. Ancak ilk üretilen kompozit materyallerde polimerizasyon büzülmesi, adezyon gibi olumsuzluklar tespit edilmiştir. 1951 yılında Knock ve Glenn yüksek oranda polimerizasyon büzülmesinin önüne geçebilmek için inorganik doldurucu partiküller ilave etmişler ve polimer kompozit materyal patentini almışlardır (14, 29, 35).

Bowen 1962 yılında Bis-GMA (Bisfenol A glisid dimetakrilat) hibrid monomerini ilave ederek bir rezin kompozit geliştirmiştir. Geniş bir molekül olan Bis-GMA, bisfenol A ve glisidil dimetakrilatın tepkimesi sonucu elde edilen bir dimetakrilattır. Bu visköz ve sıvı resinin cam, porselen veya kuartz partikülleriyle bağlayıcı özellikte ve estetik dolgu materyali olarak güçlü ve dayanıklı olduğu bildirilmiştir (33, 51, 91, 102).

1970'li yıllarda ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin geliştirilmesiyle günümüzde kullanılan kompozit materyallerin ilk örnekleri piyasaya sürülmüştür. 1980'li yıllarda özellikle posterior bölgelerde kullanılmak üzere partikül boyutları küçük, partikül sayısı artırılmış kompozitler üretilmeye başlanmıştır. Partikül boyutlarının küçülmesiyle mikrohbrit kompozitler üretilmiştir (5, 18, 77).

Organik modifiye seramikler farklı bir kompozit olarak sunulmuştur. Bu maddeye organik, modifiye ve seramik kelimelerinden türetilen ormocer adı verilen ürün geliştirilmiştir (48, 95).

2000'li yılların başında nanoteknolojideki gelişmelere paralel olarak kompozit materyallerde de doldurucu maddelerin oranlarında yapılan değişimler sonucunda daha düşük polimerizasyon büzülme oranına sahip nanokompozitler üretilmeye başlanmıştır. İstenilen boyutlarda ve şekillerde elde edilebilen nano doldurucu parçacıkların, geleneksel doldurucu parçalarla kıyaslandıklarında

tamamen farklı özellikler gösterdiği bildirilmiştir. Nano özellikteki doldurucular daha çok sıvıya benzemektedirler. Bu özellikleri sayesinde geleneksel doldurucular gibi matriksi kalınlaştırmadığı ve materyalin vizkozitesini artırmadığı bildirilmektedir (9, 15, 17, 55, 68, 70, 89, 93, 111).

2.1.2. Kompozit Dolgu Maddelerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit materyaller sert inorganik partiküllerin taşıyıcı bir rezin matriksin içersinde dağılmasıyla oluşur. Kompozit dolgular üç ana bileşenden oluşmaktadır (11, 65, 86);

1. Organik Faz (Reçine Matriks, Taşıyıcı Faz)
2. İnorganik Faz (Doldurucular)
3. Ara Faz (Bağlayıcı Faz)

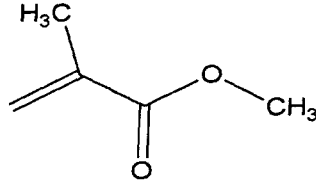
2.1.2.1 Organik Faz

Organik faz üç bileşenden oluşmaktadır. Bu bileşenler; monomer sistem, polimerizasyonu başlatıcılar ve aktivatörler ile inhibitörlerdir (6, 36, 70, 81, 100, 109).

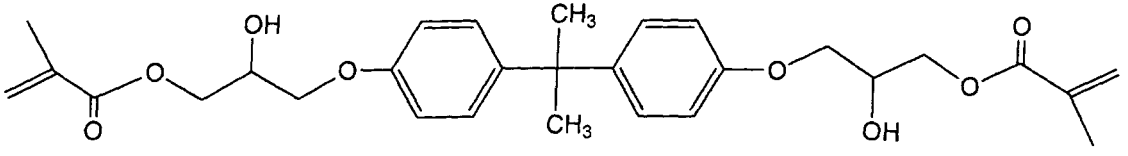
Reçine, kompozitin kimyasal olarak aktif olan bileşenidir. Serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu ile rijit bir polimere dönüşmektedir. Reçine matriks yumuşak, plastik bir kitlenin katı sert bir forma dönüşmesini sağlayarak materyalin diş restorasyonlarında kullanılmasını sağlamaktadır. Reçine matrikste en yaygın kullanılan monomerler UDMA (Üretan dimetakrilat), Bis-GMA (Bisfenol A glisidil metakrilat) (Şekil 2) ve TEGDMA (triötilen glikol dimetakrilat) (Şekil 3)dır (10, 21, 42, 55, 73, 97, 99, 107).

Bis-GMA monomerinin içerdiği OH^- gruplarının kompozitlerin viskozitesini artırdığı bildirilmiştir. Bunun yanı sıra UDMA monomerinin de oldukça viskoz olduğu bildirilmektedir. Bu monomerlerin yüksek viskozitesi nedeniyle kompozit materyallerde istenilen miktarda doldurucu partikül kullanılamamasına ve istenen

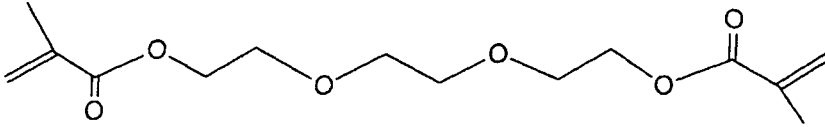
mekanik özelliklere ulaşamamasına neden olmaktadır. Bu sorunu aşabilmek için kompozitlerin içeriğine düşük viskoziteli MMA (Metilmetakrilat) (Şekil 1), EDMA (Etilen glikol dimetakrilat) ve TEGDMA (Şekil 3) gibi monomerler ilave edilmektedir (1, 12, 37, 64, 76, 86, 96, 104).



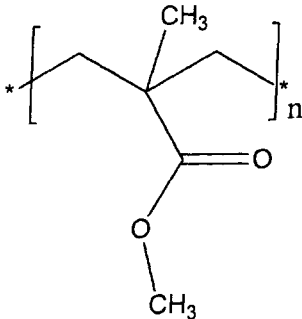
Şekil 1. Metilmetakrilat kimyasal yapı formül



Şekil 2. Bis-GMA kümyasal yapı formülü



Şekil 3. TEGDMA kimyasal yapı formülü



Şekil 4. Poli(metilmetakrilat) kimyasal yapı formülü

Polimerizasyonun ilk evresi serbest radikallerin oluşumu ile başlamaktadır. Serbest radikallerin oluşumunu sağlayan maddelere başlatıcılar, polimerizasyonu hızlandıran maddelere de aktivatörler denmektedir. Başlatıcılar termokimyasallar ve fotokimyasallar olmak üzere ikiye ayrılmaktadırlar. Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde genellikle kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir, aktivatör olarak da aromatik tersiyer amin kullanılmaktadır. Isı, ışık ve kimyasallar benzoil peroksitin ayrışarak polimerizasyonu başlatan serbest radikallere dönüşmesine yol açmaktadırlar. Bunun için kompozit materyallerin ısı, ışık ve nemden uzak alanlarda depolanmaları gerekmektedir. Işık ile polimerize olan kompozitlerin reaksiyona başlaması için 365 nm dalga boyunda UV ışığa ya da 420-450 nm dalga boyunda görünür ışığa ihtiyaç duyulmaktadır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde serbest radikalleri oluşturmak için ışığı absorbe eden diketon bileşikler bulunmaktadır. Aktivatör olarak da alifatik amin bulunmaktadır (6, 7, 41, 52, 70, 82, 103, 107).

Kompozit materyallerin saklama sürecinde kendi kendine polimerize olmasını engellemek amacıyla inhibitörler kullanılır. Bu amaçla %0,1 4-metoksifenol ya da 2,4,6-tersiyer bütifenol kullanılmaktadır (20, 49).

2.1.2.2. İnorganik Faz

İnorganik doldurucular matriks içersine dağılmış olan çeşitli büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stransyum, baryum, çinko ve itrinyum cam, baryum alüminyum silikat gibi maddelerden oluşmaktadır (12, 13, 34, 38, 59, 95, 96).

İnorganik doldurucuların kompozitlere kazandırdığı özellikler şöyle sıralanabilmektedir (13, 26, 48, 75);

- Polimerizasyon büzülmesinin azalması

- Aşınma, sertlik, basma dayanıklılığı ve elatilik modülü gibi mekanik özelliklerin artırılması
- Isı genleşme katsayısının azalması
- Estetik özelliklerin geliştirilmesi
- Kompozit materyalin radyoopasitesinin artırılması

Lityum ve alüminyum camın küçük partiküllere bölünmesini kolaylaştırırken, baryum, çinko ve stronsiyum reçinenin opaklığını sağlamaktadır. Silika partikülleri ise reçinenin mekanik özelliklerini güçlendirmekte ve ışık geçirgenliği özelliği ile mineye benzer şeffaf bir görünüm kazandırmaktadır (45, 83).

- Doldurucuların şekli;

İnorganik doldurucular materyal içersinde küresel şekilde yer almaktadır. Kompozit yapının mekanik açıdan üstün özellikler sağlanması için düzensiz şekilli olarak kullanılmaktadırlar (19, 75).

- Doldurucuların boyutları

Kompozit materyal içersindeki doldurucuların boyutu restorasyonun yüzey düzgünlüğü üzerinde etkili olmaktadır. Daha geniş partiküller pürüzlü bir yüzey oluşturmaya neden olurken küçük partiküller daha düzgün bir yüzey oluşturmaktadır. Küçük partiküllü dolguların kullanılması yüzey alanının artırılmasına ve iyi cilalanabilirliği sağlamaktadır (19).

- Doldurucuların hacimsel oranı

Kompozitlerin inorganik dolgu oranı %33 ila %78 arasında değişmektedir. Yapı içersindeki doldurucu miktarı arttıkça rezin madde miktarı azalmaktadır. Buna bağlı olarak polimerizasyon büzülmesinde azalma olduğu ve ısısal genleşme katsayısının dışın ısısal genleşme katsayısına yaklaştığı bildirilmektedir (19, 64).

2.1.2.3. Ara Faz (Bağlayıcı Faz)

Kompozitin yeterli mekanik özelliklere sahip olması ve bunu uzun süre devam ettirebilmesi için doldurucu partiküllerin rezin matrikse çok iyi bağlanmış olması bildirilmektedir. Bağlanma bir taraftan inorganik doldurucularla, diğer taraftan da organik fazla reaksiyona giren bağlayıcı ajan tarafından sağlanmaktadır (8). Bağlayıcı ajanlardan en iyi bilineni silandır. Silanlar iki fonksiyonlu molekül olarak materyal içersinde yer almaktadırlar. Organik matriksteki metakrilat grubu ile kovalent bağlar kurarken, diğer taraftan doldurucu partiküllerin yüzeylerindeki hidroksil gruplarına bağlanmaktadır (77, 90). Böylece kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerinin artmasını sağlamaktadırlar. Silanların, inorganik fazın silika partikülleri ile iyi bağlantı sağlaması nedeni ile kompozitlerde büyük bir çoğunlukla silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmaktadır (9, 16, 22, 59, 106).

2.1.3. Kompozit Dolgu Materyallerin Yapısını Etkileyen Faktörler

2.1.3.1. Matriks Yapı

Kompozit materyallerin matriks yapısı ışıkla ya da kimyasal yolla polimerize olacak monomerleri içermektedir. Matriks yapı polimerizasyon sonucunda dişe bağlanarak dolgu olarak isimlendirilen yapıyı oluşturmaktadır. Kompozit materyal içersindeki matriks yapının azaltılarak doldurucu oranının artırılmasıyla dış etkenlere karşı daha dirençli bir yapı oluşturulacağı bildirilmiştir (33, 34, 55, 98).

2.1.3.2. Doldurucular

Kompozit materyal içersinde yer alan kuartz içerikli doldurucuların boyut ve oranı materyalin kimyasal olarak dayanıklılığına etki etmektedir. İşlenmiş cam materyalleri olan bu kuartz materyallerin daha güçlü kimyasal ve optik özellikler kazandırdığı belirtilmektedir (31, 43, 96).

Kompozit materyallerin içersindeki doldurucuların boyutu, restorasyonların bitiminde yüzeyin düzgünlüğü üzerine etkisi olmaktadır (8). Doldurucuların oranı

ise materyalin fiziksel özelliklerini etkileyen en önemli içerik olarak bildirilmektedir (65, 101). Kompozit materyal içerisinde yer alan doldurucuların oranı ne kadar artarsa rezin madde miktarı azalmaktadır. Buna bağlı olarak, polimerizasyon büzülmesinde azalma, yapının fiziksel olarak direncinin artması, ısısal genleşme katsayısının da dişin ısısal genleşme katsayısına yaklaşması materyal içerisinde yapısal olarak oluşabilecek etkenler olarak belirtilmektedir (22, 55, 67, 86, 99, 112).

2.1.4. Kompozit Dolgu Maddelerinin Sınıflandırılması

Kompozit dolgu maddeleri inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, bu partüküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine, polimer matrikse bağlanma özelliklerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (5, 8, 17, 26, 55, 95, 102, 110).

2.1.4.1 İnorganik Doldurucularına Göre Kompozitler

Kompozit rezinlere eklenen doldurucu partiküller kompozitin radyoopasitesini, aşınma dayanımını, elastisitesini, termal genleşme katsayısı gibi özelliklerini doğrudan etkilemektedirler. İçerdiği inorganik dolduruculara göre kompozitleri pek çok sınıfa ayırmak mümkün olmaktadır . Bunların içerisinde halen güncelliğini koruyan ve en çok kabul gören sınıflandırma Lutz ve Philips'in yaptığı sınıflandırmadır (7, 17, 49, 68, 73, 80, 93, 105).

Tablo 1. Kompozit materyallerin inorganik partikül büyüklükleri ve oranları

Kompozit	Partikül Büyüklüğü	Partikül (Ağırlıkça)	Yüzdesi
Megafil	50-100 mm	Değişen miktarlarda	
Makrofil	10-100 mm	%70-80	
Midifil	1-10 mm	%70-80	
Minifil	0,1-1 mm	%75-85	
Mikrofil	0,01-0,1 mm	%35-60	
Hibrit	0,04-1 mm	%75-80	
Nanofil	0,005- 0,001 mm	%72-87	

2.1.4.1.1. Megafil Kompozitler

Oklüzal yüzeylerde, çiğneme basıncına ve aşınmaya karşı direnç sağlanması istenen bölgelerde kullanılmaktadır (12, 26, 75).

2.1.4.1.2. Makrofil Kompozitler

Makrofil kompozitlerde bulunan inorganik doldurucular kuartz partiküllerinden oluşmaktadır. Partiküllerin büyük ve sert olması organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına sebep olmakta ve yüzey pürüzlüğü, renkleşme ve plak birikmesi gibi sorunların ortaya çıkmasına yol açmaktadır (12, 26, 75)

2.1.4.1.3. Midifil Kompozitler

Bu tür kompozitlerde doldurucu partiküller genel olarak büyüklüğü 1 ila 10 mm. arasında değişmektedir (19, 75).

2.1.4.1.4. Minifil Kompozitler

Minifil kompozitlerde ise inorganik doldurucu olarak kurtaztan daha kırılğan baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren cam ile yoğunlaştırılmış partiküller bulunmaktadır. Kuartz yerine bu partiküllerin kullanılması kompozitin yapısını aşınmaya karşı daha dirençli hale getirmekte, radyoopasite kazandırmakta ve daha düzgün bir yüzey elde edilmesine olanak sağlamaktadır (12, 26, 55, 75).

2.1.4.1.5. Mikrofil Kompozitler

Mikrofil Kompozitler 1970'li yılların ortalarında geliştirilmeye başlanmıştır. Geleneksel kompozitlerin olumsuz yüzey pürüzlülüğünü ortadan kaldırmak amacıyla cam, silikat gibi inorganik doldurucular yerine kolloidal silika (SiO_2) partükülleri eklenmiştir. Doldurucu miktarının küçük oranda kalması (%35-60) yapıya rezin ilavesini gerektirmektedir. Bu rezin içeriği ısı genleşme katsayısını artırmakta ve dayanıklılığı azaltarak kompozit materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir (26, 54, 55, 75).

2.1.4.1.6. Hibrit Kompozitler

1980'li yılların sonlarında hibrit kompozit olarak adlandırılan yeni bir kompozit geliştirilmiştir. Geleneksel kompozitlerin olumlu fiziksel ve mekanik özellikleriyle, mikrofil kompozitlerin yumuşak, cilanabilir yüzey özelliklerinin birleştirilerek yüksek performansa sahip yeni bir kompozit üretilmesi amaçlanmıştır (8, 70). Hibrit doldurucular boyutları 0,04 mm olan kolloidal silika ve boyutları 0,6 – 2 mm arasında değişen öğütülmüş cam partiküllerden oluşmaktadır (12, 55). Hibrit ve mikrohibrit kompozitler hem cila yüzeyinin düzgünlüğü sayesinde ön grup dişlerde hem de aşınma ve abrazyona karşı direnci sayesinde arka grup dişlerde uygulanabilmektedir (17, 18, 33, 35, 54, 96).

2.1.4.1.7. Nanofil Kompozitler

Geleneksel doldurucu partiküller büyük kütlelerin öğütülmesi sonucu küçük partiküller elde edilmesi şeklinde olurken, nanopartikül teknolojisinde atomun atoma, molekülün moleküle eklenmesi ile küçük birimlerin bütünü oluşturması amaçlanmaktadır. Nanofil kompozitler ilk olarak 1990'lı yılların başlarında duyulmaya başlanmışsa da, ilk olarak piyasaya 2002 yılında ticari ürün olarak sürülmüştür (10, 17, 20, 46, 55, 67, 78, 99, 100).

Nanopartikül içeren kompozitlerin inorganik fazında iki ayrı doldurucu kısım bulunmaktadır. Bunlar; nanomerler ve nanokümelerdir. Nanomerler, 25-75 nm boyutlarında kümeleşmemiş tek tek bulunan silika partiküllerdir. Nanodoldurucuların diğer dolduruculara göre daha küçük olmaları, organik yapı ile temas eden yüzey alanının artmasını ve inorganik – organik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasını sağlamaktadır. Nanokümeler ise boyutları 50 nm.den küçük olan nanomerlerin gevşek bağlar ile oluşturduğu yapılar olarak tanımlanmaktadır (8, 15, 17, 31, 34, 38, 42, 57, 66, 79, 101, 110). Silika ve zirkonya partikülleri içermektedir. Restorasyona gelen kuvvetlere karşı nanomer kümeler tek parikül şeklinde direnç göstermekte ve restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında zayıf bağlantılı kümelerde nanometrik boyutta kopmalar oluşmaktadır. Nanomer kümelerin bu özelliği nanokompozitlerin aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin uzun süre aynı düzeyde kalmasını sağlamayı amaçlamaktadır (12, 17, 35, 55, 77, 95, 96, 109).

Nanokompozitler, mikropartiküllü kompozitlere oranla daha üstün cilalanabilme özelliği göstermektedirler. İçeriğine katılan yüksek orandaki doldurucu partiküller sayesinde hibrit kompozitlere oranla daha yüksek derecede kırılma ve aşınma direncine sahiptirler. Nanokompozit yapılarda doldurucu oranının yüksek olması polimer matriksin geleneksel kompozitlere göre hacimce daha az olmasını ve böylece polimerizasyon büzülmesinin de azalmasını sağlamaktadır. Nano doldurucu partiküllerin boyutlarının görünür ışığın dalga boyundan çok daha küçük olması bu materyallere bir çok estetik ve optik üstünlük kazandırmaktadır (5, 8, 12, 17, 20, 22, 34, 35, 49, 96).

2.1.4.2. Viskozitelerine Göre Kompozitler

Viskozitelerine göre kompozitler ikiye ayrılmaktadırlar (20, 55, 74).

2.1.4.2.1. Akışkan Kompozitler

İnorganik doldurucu miktarı bakımından daha az parikül içeren ve katı kıvamda olmayan hibrit kompozitlerdir (8, 55, 75, 90.) Yüksek doldurucu içeren kompozitlerden aşınma direnci açısından daha zayıf oldukları bildirilmektedir (20). Mikrofil kompozitlere oranla ısısal genleşme katsayıları, aşınma oranı ve yüzey pürüzlülüğünün daha fazla olduğu ve fiziksel özelliklerinin düşük olduğu belirtilmiştir (17, 54, 78). Akışkan kompozitler, kompozit materyallerin polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan aralık oluşumu ve streslerin zararlı etkilerinin azaltılması istenen durumlarda, pit ve fissürlerin örtülmesi amacıyla, kompozit veya diğer restorasyonların tamirinde, mine defektlerinde ve mikro kavitelerde uygulanmaktadır (12, 35, 55, 78).

2.1.4.2.2. Sıkıştırılabilir Kompozitler

Geleneksel kompozitlere göre uygulaması daha kolay, sert ve daha az yapışkan özellik göstermektedirler. Kaviteye uygulandıklarında yüksek viskoziteye sahip oldukları için sıkıştırılabilmektedirler. Partikül büyüklükleri 15-80 mm arasında değişiklik göstermektedir. Hibrit kompozitlere göre daha fazla doldurucu içermektedirler. Hibrit kompozitlere göre polimerizasyon büzülmeleri az, aşınma dirençleri fazla olmasına karşın daha düşük estetik ve cilalı yüzey özelliklerine sahip olmaktadır (11, 27, 55, 73, 82, 100).

2.1.4.3. Polimerizasyon Başlatma Tekniklerine Göre Kompozitler

2.1.4.3.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler

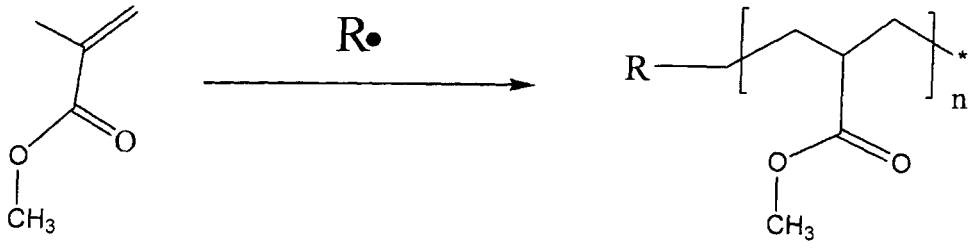
Kimyasal yolla polimerizasyon hacimsel olarak eşit miktarda inorganik ve organik matriks partiküllerinden oluşmuş iki patın karışımı ile başlamaktadır. Patlardan birisinde polimerizasyonu başlatan benzoil perokisit, diğerinde ise polimerize olan organik amin bulunmaktadır. Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerin, vücut ısısı nedeniyle büzülme artışı, içerdikleri tersiyer amin nedeniyle görülen renkleşme, çalışma sürelerinin kısa oluşu gibi önemli dezavantajlara sahip oldukları bildirilmiştir (3, 9, 29, 46, 102).

2.1.4.3.2. Işık İle Polimerize Olan Kompozitler

Günümüzde daha çok görünür ışıkla sertleşen tek pat halinde bulunan kompozitler kullanılmaktadır. Işıkla polimerize olan kompozitlerde fotobaşlatıcı olarak genellikle diketon olan benzil veya kamforokinon kullanılmaktadır. Aromatik amin olan dimetil amino metakrilat veya dimetil-p-toludin ise hızlandırıcı olarak kullanılmaktadır (9, 11, 28, 31, 33, 49, 58, 63, 76, 101, 102, 109).

2.2. Polimerizasyon

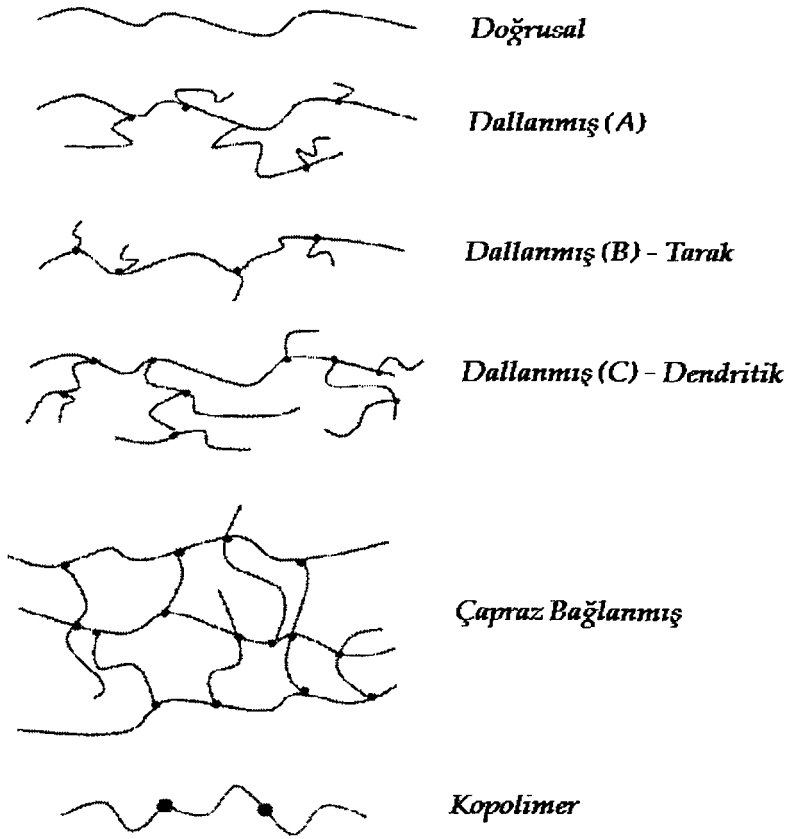
Polimerler çok sayıda tekrarlanan birimlere sahip yüksek moleküler ağırlıklı ve zincir yapıda moleküllerdir. Polimer zincirleri monomerik birimlerin düzenli veya gelişigüzel biçimde birbirlerine bağlanmaları ile oluşmaktadır. Zinciri oluşturan birimlere monomer denmektedir ve bir polimer zincirinde monomerler birbirlerine kovalent bağlarla bağlanmaktadır (Şekil 5) (5, 6, 17, 19, 35, 55, 59, 95).



R*: Radikal başlatıcı

Şekil 5: Polimer oluşturan monomerlerin uç dalları

Polimerizasyon tek bir molekülden makromoleküllerin şekillenmesi olayı olarak tanımlanmaktadır. Polimerler binlerle, milyonlarla ifade edilen molekül ağırlığına sahip olabilmektedirler (5, 44, 72, 86). Ortalama molekül ağırlığı monomer tipi ve yoğunluğuna bağlı olsa da çapraz bağlı sistemlerde sıcaklık, reaksiyon süresi gibi şartlara bağlı olarak da değişebilmektedir. Doğrusal polimerlerde düşük polimerizasyon derecesinin, çapraz bağlı sistemlerde ise düşük çapraz bağ yoğunluğunun polimerik yapının ve bundan hazırlanan kompozit malzemenin mekanik dayanımını zayıflattığı bildirilmiştir. Ancak yapının uzun zincir olmasının da yapının dirençli olması için tek başına yeterli olmadığı, monomerin özelliklerinin, çapraz bağ özelliğinin ve türünün de mekanik ve kimyasal dayanımı doğrudan etkilediği bildirilmiştir (Şekil 6) (6, 23, 45, 75, 81, 98). Şekil 6. da farklı lineer ve çapraz bağlı zincir yapıları görülmektedir.



Şekil 6. Monomerlerin polimere dönüşümünün şekilsel görünümü

2.2.1. Polimerizasyon Çeşitleri

2.2.1.1. Katılma (Zincir) Polimerizasyonu

Katılma polimerizasyonu, benzer moleküllerin kimyasal bir değişikliğe uğramadan yüksek sayıda tekrarlanarak aynı kimyasal kompozisyona sahip yüksek molekül ağırlıklı makromoleküle dönüşmesi olarak açıklanmaktadır (3, 88, 90). Katılma polimerizasyon reaksiyonu sırasında herhangi bir yan ürün açığa çıkmamaktadır. Dental işlemlerde kullanılan reçinelerin tamamına yakını katılma polimerizasyonu ile sentezlenmektedir (10, 15, 35, 49, 51, 55, 56, 75, 86, 107). Katılma polimerizasyon süreci birbirini izleyen dört safhadan oluşmaktadır (Şekil 7) (9, 37, 58, 60, 85, 105).

2.2.1.1.1. Aktivasyon

Polimerizasyonun başlaması için öncelikle serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Polimerizasyonun başlayabilmesi için gerekli radikaller başlatıcı moleküllerin ısı, ışık, düşük enerjili radyasyon (UV ışınları veya elektron demeti) veya yüksek enerjili radyasyon (γ ışınları) gibi etkilerle parçalanması sonucunda üretilir. Polimerizasyon esnasında bir yandan serbest radikaller üretilirken diğer yandan bu radikaller ortamdaki doymamış yapıdaki monomerleri (vinil monomerleri veya akrilatlar) her defasında zincirin ucuna katarak polimerleştirirler. Bu katılma radikal olarak aktif zincir uçlarına monomerlerin π bağlarının açılması ile olur. radikal güretilimi polimerizasyon süresince yatışkın durumda devam eder. Tüm başlatıcı molekülleri bozunduktan sonra sona erer. (9, 58, 85).

2.2.1.1.2. Başlama

Polimerizasyon, serbest radikalın monomer ile tepkimeye girmesi ile başlamaktadır. Oluşan serbest radikal – monomer kompleksi başka bir monomer ile tepkimeye girerek onu da serbest radikal haline getirmektedir (9, 58, 85). Polimerizasyon başlama hızı tamamen radikal ve monomerin etkileşme hızına bağlıdır. Reaktivitesi düşük radikaller ve/veya monomerlerin polimerizasyon başlatma yeteneği daha düşüktür. Serbest radikale ilk monomerik birim bağlandıktan sonra artık her defasında aynı radikalik yapıya aynı monomer bağlanacağı için reaktivite zincir uzunluğu ile değişmez.

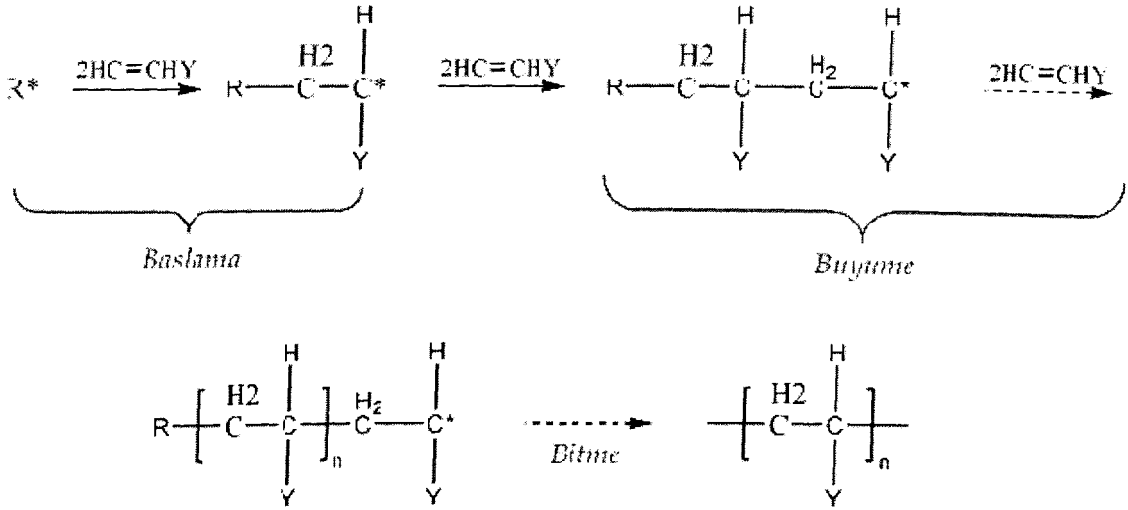
2.2.1.1.3. Zincir büyümesi (polimerizasyon)

Başlama sonrasında yeni serbest kök, monomerlerle ilave tepkimeye girebilmektedir. Tepkimenin her safhası ilave tepkimeye girebilecek yeni bir reaktif grup oluşturacak şekilde ilerlemektedir (9, 58, 85).

2.2.1.1.4. Sonlanma

İlerleme safhasının ortamdaki başlatıcı ve monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi amaçlanmaktadır. Zincir reaksiyonları iki makroradikalin birleşmesi ile (birleşme ile sonlanma) veya bir makroradikalden diğerine hidrojen atomu alışverişiyle (zincir transferi ile) sonlanabilmektedir (orantısız sonlanma).

Bunların sonucunda genel olarak sonlanma radikalik aktif merkezlerin tamamen bitmesi olarak tanımlanır.(4, 9, 29, 48, 62, 85, 102, 104). Tipik bir radikalik polimerizasyon mekanizması Şekil 7. de görülmektedir.



Şekil 7. Vinil monomerlerin polimerleşmesinin kimyasal formülü

2.2.1.2. Kondansasyon Polimerizasyonu

Kondansasyon reaksiyonu fonksiyonel gruplara sahip iki molekülün reaksiyona girerek daha büyük bir üçüncü ürünü oluştururken, su, alkol gibi küçük moleküllerin yan ürün çıkması ile gerçekleşir. Burada yan ürün olan küçük moleküller ortamdan alındıkça reaksiyon ilerler ve ortamdaki fonksiyonel gruplar bitince polimerizasyon da sonlanır. Polimerizasyonun ilerlemesi ile oluşan uzun zincirlerin ortam viskozitesini arttırması nedeniyle bir süre sonra zincir hareketliliğinin azalmasına paralel olarak fonksiyonel grupların birbirlerini bularak tapkimeye girmesi zorlaşır. Bu durum daha sonra polimerizasyonun sonlanmasına neden olur (3, 11, 45, 90, 98, 110).

2.3. Işık Kaynakları

Işık cihazları polimerizasyon ortamında bulunan foto-başlatıcı molekülleri aktive ederek radikal üretilmesini sağlamaktadır. Bu da polimerizasyonu başlatır. Polimerizasyon başlama ve ilerleme hızı, derecesi kompozit reçinelerin klinik açıdan başarısını etkilemektedir. Polimerizasyonun istenile düzeyde ilerleyebilmesi için foto-başlatıcının maksimum verim gösterdiği en uygun dalga boyu aralığında, yeterli şiddet ve sürede restorasyonun tam yüzeyine ışık uygulanması gerekmektedir. Genellikle polimerizasyonun başlayabilmesi için ışığın 400 – 500 nm dalga boyunda olması, ışık yoğunluğunun ise en az 300 mw/cm² olması gerekmektedir (7, 21, 41, 43, 70, 84, 87, 95, 101, 109).

2.3.1. Kuartz – Tungsten – Halojen Işık Kaynakları

Kuartz – Tungsten – Halojen ışık kaynakları dental işlemlerde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Bu ışık kaynağı elektrotların birleştiği tungsten bir bobin içermektedir. Bobinin havayla temasını kesmek ve filamentlerden yayılan ışığa şeffaf bir geçiş sağlanması için bobinin etrafı kuartz bir yapı ile sarılmaktadır (30, 61, 101).

KTH ışık kaynakları 380 ila 760 nm dalga boyları arasında görünür ışık yaymaktadırlar. Bu da polimerizasyon için gerekli 400 – 500 nm'lik aralığa indirgenebilmesi için sisteme bir filtre konmasını gerektirmektedir (61). Ortaya çıkan enerjinin ancak küçük bir kısmı polimerizasyonda etkili olurken, geriye kalan enerji ise filtreleme sistemleriyle ısıya dönüştürülmesi ışık kaynağının verimini düşürmektedir (61). KTH ışık kaynaklarının ışınlama süresinin 20 – 60 sn arasında ve 2 mm'den fazla olmayan kalınlıktaki restorasyonlar üzerinde kullanılması ile polimerizasyonun en yüksek düzeyde gerçekleşeceği bildirilmiştir (3, 30, 66, 101, 108).

2.3.2. LED (Light Emmiting Diode) Işık Kaynakları

LED teknolojisiyle geliştirilen ışık kaynaklarının kompozit materyaller için ideal ışık kaynağı olduğu bildirilmektedir. LED ışık cihazları 1990'lı yılların ortalarında geliştirilmiş ve kompozit materyallerin polimerizasyonunda farklı tip ve parçalarıyla yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (7, 9, 21, 37, 43, 78, 95, 101).

LED ışık kaynakları 470 nm civarındaki dalga boyunda sadece görülebilir mavi ışık yaymaktadırlar (11, 43, 78). Bu dalga boyunun kompozit materyallerin polimerizasyonunu başlatan foto-başlatıcı sistemlerden kamforokinonu aktive eden aralıkta olduğu belirtilmektedir. LED ışık cihazlarında mavi ışığın dar spektrumu içerisinde 400 – 500 nm aralığında (tepe dalgaboyu yaklaşık olarak 465 nm) ışık elde edilmektedir (7, 28, 44, 69, 70, 78, 84, 87, 95).

LED ışık kaynakları ışık üretimi sırasında ısı açığa çıkarmadıkları için uygulandıkları materyalde de ısı artışı daha az olmaktadır. İstenilen dalga boyunda ışıma yaptıkları için halojen lambalar gibi filtre edilmeleri gerekmemektedir. Bu ışık kaynağı filtrelemeye gerek olmayan tek ışık kaynağı olarak kullanılmaktadır. Ayrıca fanları olmadığı için sessiz çalışmaktadırlar. Küçük olmaları kolay taşınabilir olmalarını sağlamaktadır (39, 45, 102).

LED ışık teknolojisi kullanılarak gücü 1000 mw/cm² olan yüksek güç ile çalışan cihazların kullanıma girmesi ile ışınlama süresinin azaltılarak daha etkili bir polimerizasyon sağlanabileceği belirtilmektedir (17, 41, 43, 95).

2.3.3. Plazma Ark Işık Kaynakları

Plazma ark ışık kaynakları gaz plazma içinden geçen elektrik akımıyla çalışmaktadırlar (24, 54, 72). Işık oluşumu sırasında ortaya çıkan gereksiz ve zararlı dalga boylarını engellemek için filtrasyon gerekmektedir. Filtreleme sistemleriyle dalga boyu 400 – 500 nm olacak şekilde ışık yayılması sağlanmaktadır. Işık gücü 2000 mw/cm² olan plazma ark ışık kaynaklarıyla 3 – 6 sn gibi kısa sürede polimerizasyon sağlanabilmektedir (23, 83). Ancak plazma ark ışık kaynaklarıyla

sağlanan bu hızlı polimerizasyonun, polimerizasyon büzülmesi üzerine olan negatif etkisi en büyük dezavantajı olarak bildirilmiştir (63, 101, 111).

2.3.4. Argon Lazer Işık Kaynakları

Lazer ışık kaynağı elektron demeti gibi bir enerji kaynağının saldıdığı enerjiyi soğurmakta ve ardından bu enerjiyi elektromanyetik bir ışınma ile geri vermektedir. 500 nm dalga boyu enerji üreterek polimerizasyonu başlatmaktadırlar (16, 70, 88).

2.4. Polimerizasyon Derinliği Ölçümleme Yöntemleri

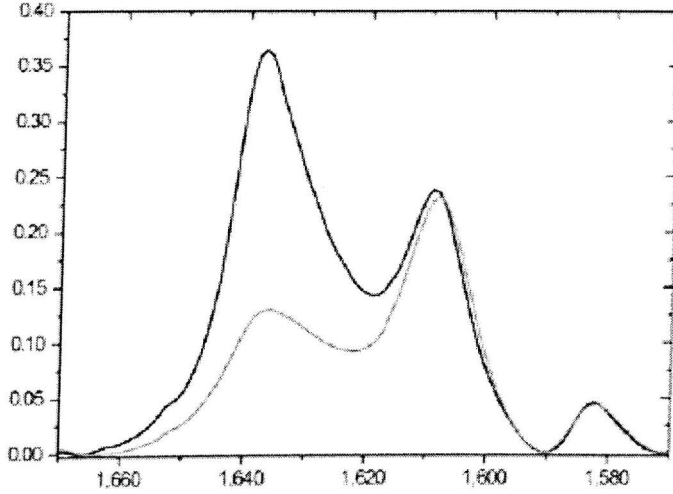
2.4.1 FT-IR (Fourier Transform İnfrared Spectroscopy)

FT-IR cihazı (Fourier Transform İnfrared Spectroscopy) farklı dalga boylarındaki kızıl ötesi (IR) ışınların malzemenin kimyasal yapısında bulunan fonksiyonel guruplar tarafından absorblanmasını ölçerek yapısal analiz yapılabilmesini mümkün kılmaktadır. Kimyasal bileşiklerin yapılarındaki fonksiyonel grupların belirlenmesinde pek çok teknik kullanılır. FT-IR bu alanda en çok kullanılan teknik olarak öne çıkmaktadır (1, 2, 65, 66, 67, 71, 89, 100, 107).

FT-IR spektroskopisinde bir moleküle IR bölgede ($4 \times 10^{14} - 3 \times 10^{12} \text{s}^{-1}$) ışın gönderildiğinde ışınlar molekülün eşdeğer frekansta titreşim yapan bağları tarafından absorblanırlar. Moleküldeki her bir kimyasal bağın titreşim frekansı ve enerji seviyesi farklı olduğu için bu teknik ile molekülde bulunan kimyasal bağlar ve bunların oluşturduğu fonksiyonel guruplar hakkında bilgi alınabilmektedir. Fonksiyonel gruplar reaksiyona girdiğinde içerdikleri kimyasal bağların kaybolmasına paralel olarak yeni bağların oluşması ve bu değişim esnasında kaybolan ve oluşan yeni bağların IR absorpsiyonlarının enerji (dalga boyu) ve şiddet değerlerinin değişmesi bize herhangi bir reaksiyonu FT-IR ile izleyebilme olanağı sunmaktadır. IR tekniği kullanılarak dolgu materyallerinin polimerizasyonu eş zamanlı olarak izlenmiştir. (1, 2, 32, 47, 92, 104, 110, 111, 112).

FT-IR analizindeki en önemli sorun örnek hazırlamaktır. Örnek hazırlama metodu örneğin yapısına göre değişir. Sıvı örnekler iki NaCl penceresi arasına uygulanarak analiz yapılır. Eğer örnek katı ise toz haline getirilerek iyice kurutulmuş KBr ile karıştırılıp disk şeklinde preslenerek analiz yapılır. Analizlerde NaCl veya KBr nin kullanılmasının nedeni bu tuzların IR bölgede ab sorbsiyonlarının olmamasıdır. Son zamanlarda teknolojinin ilerlemesi ile birlikte IR analizinin kolayca yapılmasını mümkün kılan ATR (Attenuated Total Reflectance) modülü geliştirilmiştir. ATR modülü ile elmas pencere üzerine katı veya sıvı olarak yerleştirilen örneğin herhangi bir ilave işleme gerek kalmadan kolayca analizinin yapılması mümkün olmaktadır. FT-IR analizinde örnekler hem KBr ile karıştırılarak hem de ATR ile analiz edilmişlerdir.(80, 99, 108).

Kompozit malzemenin polimerizasyonu tamamlanmış ve tamamlanmamış bölgelerinden alınan örneklerin IR analizi yapılarak polimerizasyonun ilerleme derecesi tespit edilmiştir. Polimeleşme metakrilat guruplarındaki çift bağların açılımı ile ilerlediği için polimerleşmeden bu fonksiyonel gurupların IR spektrumundaki 1635 cm^{-1} dalga sayısındaki absorbsiyon piklerinin şiddeti polimerizasyon süresince azalacaktır. Polimerizasyon süresince şiddeti azalan bu pikin polimeizasyona girmediği için şiddeti değişmeyen metakrilat guruplarının karbonil (-C=O) guruplarına ait olan ve 1608 cm^{-1} de gözlenen pikin şiddetine oranlanması (internal standart) reaksiyonun ilerlemesinin izlenmesini mümkün kılar. Bu analizlerde polimerizasyonun ilerlemesi hususunda yukarıda belirtilen reaktif fonksiyonel gurupların miktarının ışık kaynağı türü, polimerizasyon karışımı ve süresi ile değişimi izlenerek polimerizasyonun ilerleme derecesi hakkında yararlı bilgiler elde edilmiştir. (Şekil 8) (27, 65, 66, 89).



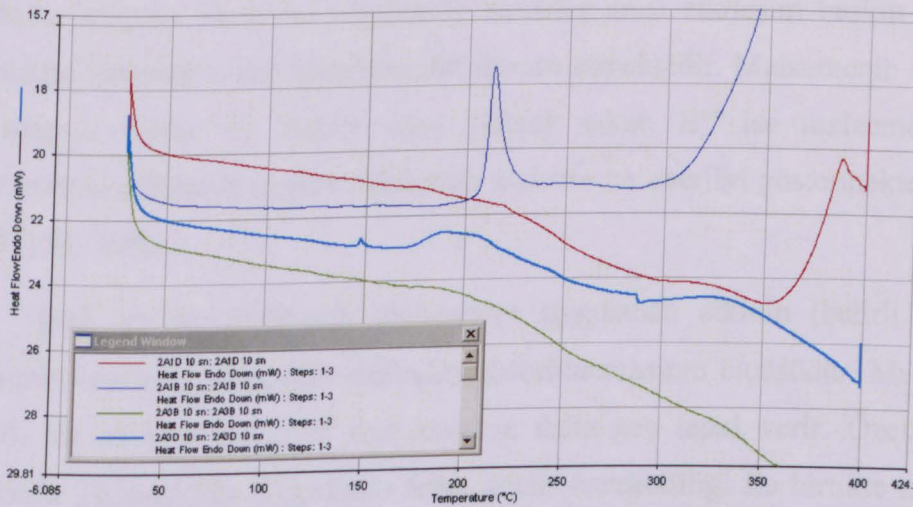
Şekil 8. Bir metakrilat grubu içeren kompozit materyalin FT-IR inceleme grafiği

Burada x ve y eksenlerinin değerleri birimleriyle birlikte yazılacak

2.4.2. DSC (Differential Scanning Calorimetry)

Genel olarak küçük veya büyük molekül ağırlıklı bütün molekülerde ısı alışverişiyle bazı fiziksel ve kimyasal değişim olmaktadır. Bunun yanında genellikle kimyasal reaksiyonlar bir ısı alış-verişi ile paralel ilerler. DSC tekniği, bu değişimler sırasında absorblanan ısı (endotermik değişimler) veya açığa çıkan ısı (ekzotermik değişimler) sıcaklığın fonksiyonu olarak ölçülmesini mümkün kılar. (1, 57, 90, 97). Herhangi bir malzemenin ısı alış-verişi ile meydana gelen kristallenme, erime, kaynama, termal bozunma gibi ısısal geçişlerini DSC ile tayin etmek mümkündür (47, 90). Bir DSC hücresi esas olarak iki adet kalorimetreden oluşmaktadır. Bunlardan birine örnek içeren kapsül, diğerine referans boş kapsül yerleştirilir. Değişen sıcaklık ile birlikte her iki kapsüle aktarılan ısı farkı mV olarak algılanarak örnek hücrenin referans hücreye göre yukarıda bahsedilen değişimler esnasında aldığı veya verdiği ısı miktarı tayin edilebilmektedir. DSC tekniği bize örnek ve referans hücrelerin aldığı veya verdiği ısılar arasındaki farkı tayin ederek, örneğin herhangi bir fiziksel veya kimyasal değişimini sıcaklığın veya zamanın fonksiyonu olarak açıklayabilme olanağı tanımaktadır (Şekil 9). Polimerizasyon reaksiyonları her zaman yüksek oranlarda ısıveren reaksiyonlardır (kuvvetli egzotermik). Polimerizasyon eğer DSC hücresi içinde yapılırsa açığa çıkan ısı tayin

edilerek polimerizasyonun ilerleme derecesi ve süresi nicel olarak tayin edilebilir. Ayrıca herhangi bir polimerizasyon ürünü örneğin DSC analizi yapılarak eğer yapıda polimerizasyona girmemiş monomer var ise bunun analiz esnasında polimerleşmesi sağlanarak açığa çıkan ısı tayin edilebilir. Böylece örneğin yapısında reaksiyona girmemiş monomer olup olmadığı, varsa açığa çıkan ısı miktarı toplam polimerizasyon ısısına oranlanarak polimerizasyonun ilerleme derecesi tayin edilebilir. Şekil 9. da ışınlanmamış ve belirli bir süre ışınlanmış örneklerin DSC eğrileri görülmektedir. Işınlanmamış örneğin termal polimerizasyonu 220°C de gözlenen egzotermik pik ile tanımlanmaktadır. Bu pik altında kalan alan bize toplam polimerizasyon entalpisini vermektedir. Işınlanmış örneğin DSC eğrisine baktığımızda bu sıcaklık civarında küçük bir egzotermik pikin oluşması bize örneğin monomer içeriğinin bir bölümünün polimerizasyona girmeden geriye kaldığını gösterir. Bu pike ait ısı değeri ışınlanmamış örneğin ısı değerine oranlanarak polimerleşmemiş monomer porsiyonunu tayin etmek mümkündür. Bu çalışmada farklı süreler ışınlanmış örneklerin DSC eğrilerindeki egzotermilere karşılık gelen ısı değerleri kullanılarak polimerleşme oranları tayin edilmiştir. (1, 57, 80, 92, 99, 104).



Şekil 9. Birden fazla örneğin karşılaştırmalı olarak DSC inceleme grafiği

2.4.3. Dinamik Mekanik Analiz (DMA)

DMA tekniği, bir polimer karışımındaki veya kompozit yapıdaki bileşenlerin karışabilirliği ve mikro yapısı hakkında sıcaklığın fonksiyonu olarak önemli bilgiler vermektedir. Ayrıca saf veya karışım halindeki örneğın camsı geçiş sıcaklığını (T_g , malzemenin cam özelliği kazandığı sıcaklık) son derece hassas olarak tayin etmemizi sağlar. Bunlara ilave olarak DMA, bir malzemenin herhangi bir darbe ile absorbladığı enerjiyi (E' , storage modulus), bu darbe anında zincir hareketleri ve sürtünme ile çevreye ısı olarak aktardığı enerjiyi (E'' , loss modulus) ve bu darbeye gösterdiği tepki çabukluğunu ($\tan\delta$, response, damping capability) çok geniş bir sıcaklık aralığında dinamik olarak tayin etmemize olanak vermektedir. (1, 27, 42, 51, 91, 104, 108).

Bir polimer malzeme için E' değeri malzemenin kırılma dayanımını ifade etmekte, bir başka deyişle polimer zincirlerin hareketliliğini yansıtmaktadır. Bir malzeme ısıtıldığında önce amorf yapıya ait T_g sıcaklığı gözlenmektedir. Polimer segmentleri T_g sıcaklığında hareketlilik kazanmaktadır. Bununla birlikte yapıda kristalin bölgeler varsa bu bölgelerde zincirler arası etkileşim baskın olduğu için segmentel hareketlerdeki engellemeler devam etmektedir. Malzemenin kristalinitesi ile orantılı olarak E' değeri daha yüksek çıkar. E'' ise malzemedeki birim deformasyona karşılık çevreye aktardığı maksimum enerjiyi göstermektedir (27, 28, 47, 51, 91, 108).

$\tan\delta$ ise bir polimerik malzemeye uygulanan etkinin (belirli frekanstaki titreşimin) polimer zincirleri tarafından absorblanmasının ölçüsüdür. Malzeme daha elastik ise etkiyi daha fazla absorblar ve daha geç tepki verir. Özellikle amorf yapılarda T_g sıcaklığı bölgesinde artan zincir hareketliliği ile birlikte malzemenin darbe absorblama derecesinde ani artış olur. Bu artışın maksimumundan malzemenin T_g sıcaklığı da çok hassas olarak tayin edilebilmektedir. (17, 42, 60, 77, 93, 110, 111).

Bir polimerik malzeme yapısında çözücü veya polimerleşmeden kalan monomer molekülleri polimer zincirlerinin serbest hancını ve dolayısı ile zincir hareketliliğini arttırır. Bu olay eğer yapıda monomerik birim varsa kendisini daha

fazla hissettirir. Çünkü benzer-benzeri çözer yaklaşımıyla çözünme mekanizması incelendiğinde polimer zincirlerine yapısal olarak en fazla benzeyen bileşik onun monomeridir. Bu nedenle polimerleşmeden kalan monomer içeren bir polimerik malzeme saf polimere göre daha düşük Tg sıcaklığına sahip olacaktır. Kısacası polimerizasyona girmeden kalan monomer plastikleştirici etkisi göstererek polimerin daha kauçuksu (rubbery) özellik kazanmasına neden olur. Bu da malzemenin yukarıda bahsedilen özelliklerden E' ve E'' değerlerini düşürüp daha düşük sıcaklıkta daha yüksek $\tan\delta$ maksimum değerine sahip olmasına neden olur. Dolgu maddelerinin ışınlama sonrasında DMA analizleri yapılarak E', E'' ve $\tan\delta$ değerlerinin sıcaklıkla değişimine ışın kaynağı, ışınlama süresi ve ışın kaynağı türü ile dolgu materyali türü etkileri saptanmıştır. Aynı tür dolgu materyalinin farklı ışın kaynakları ile değişik süreler ışınlanmasıyla saptanan E', E'' ve $\tan\delta$ değerleri bize polimerizasyon etkinliği ile birlikte dolgu maddesinin dişe uygulanarak ışınlanmasından sonra diş içerisinde sahip olduğu mekanik özellikler hakkında son derece önemli bilgiler verecektir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Kompozit Materyaller

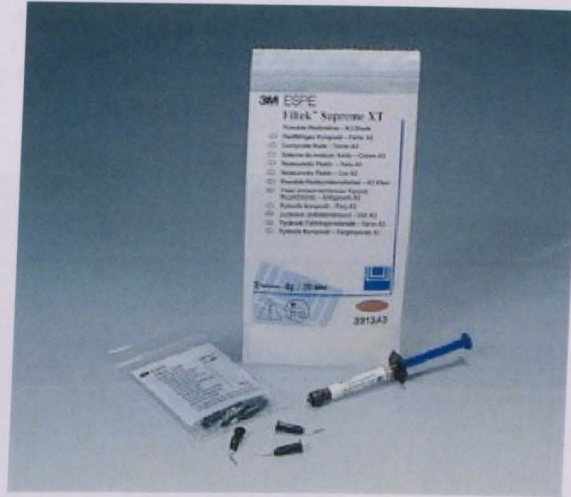
Çalışmada 3M (3M ESPE, USA) firmasına ait monomer içeriği aynı iki farklı renk seçeneğinin üç ayrı kullanım alanı için üretilmiş toplam 6 farklı kompozit materyali kullanılmıştır.

3.1.1. Filtek Supreme XT

3m ESPE tarafından üretilen Filtek Supreme XT üniversal kompozit materyali, görünür ışıqla polimerize olan hem anterior hem de posterior bölgede kullanıma uygun olarak geliştirilmiş restoratif bir materyaldir (Şekil 10). İçerdiği inorganik doldurucu partikül boyutları 0,6 – 1,4 mikron olan küme oluşturmuş zirkonya silika'dan oluşmaktadır. En çok rastlanan partikül boyutu 5-20 nm ve 20 nm silika dolduruculardır. İnorganik doldurucular materyalin ağırlık olarak %72,5'i, hacim olarak %57,7'sidir. Reçine sistemi olarak, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA içermektedir.

Filtek Supreme XT ön ve arka direkt restorasyonlarda splintleme işlemlerinde, inley, onley ve veneer gibi endirekt restorasyonlarda kullanım alanı bulunmaktadır.

Çalışmada Filtek Supreme XT kompozit materyalinin A1 ve A3 renklerinin alt grubu üretilen gövde, mine ve dentin için özel üretilen seçenekleri kullanılmıştır (Tablo 2).



Şekil 10. Filtek Supreme XT (3m Dental Products, St Paul, MN, ABD)

Tablo 2. Çalışmada kullanılan kompozit materyaller

Renk Seçenekleri	Opasitesi
A1	B (Body – Gövde) E (Enamel – Mine) D (Dentin)
A3	B (Body – Gövde) E (Enamel – Mine) D (Dentin)

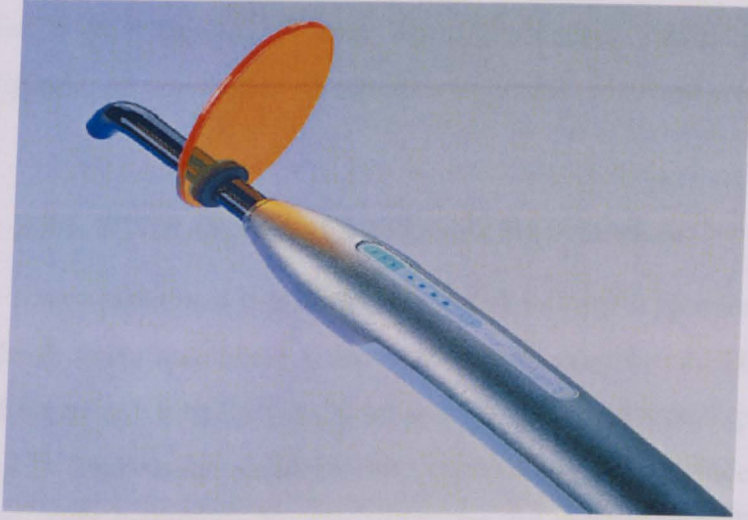
3.2. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları

Çalışmada iki farklı ışık kaynağı kullanılmıştır. Bunlar, Freelight Elipar II (3M Dental Products, St Paul, MN, ABD) ve Hilux – LED MAX 550 (Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) ışık cihazlarıdır.

3.2.1. Elipar Freelight 2 Işık Cihazı

Freelight Elipar II (3M Dental Products, St Paul, MN, ABD) ışık cihazı, dental materyallerin ağız içi polimerizasyonunu sağlayan yüksek performanslı bir ışık cihazıdır. Işık kaynağı yüksek performanslı ışık yayan diyot yani LED'dir.

Üretilen ışık 430 – 480 nm dalgaboyu arasında ve ışık yoğunluğu ise 600 ila 800 mW/cm² arasındadır (Şekil 11).



Şekil 11. Freelight Elipar II (LED ışık cihazı, 3M Dental Products, St Paul, MN, ABD)

3.2.2. Hilux – LED MAX 550 Işık Cihazı

Hilux – LED MAX 550 (Benlioğlu Dental, Ankara Türkiye), 470nm dalga boyu ve 1000 mW/cm² yoğunluğa sahip ışık üreterek polimerizasyonu başlatan bir cihazdır (Şekil 12).



Şekil 12. Hilux – LEDMAX 550 (LED ışık cihazı, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye)

3.3. Örnek Grupların Hazırlanması

Kompozit materyallerin polimerizasyon derinliğini ölçebilmek amacı ile uygulanacak testler için iki farklı teflon kalıp içerisinde örnekler hazırlandı. Bu kalıplar 6 mm çapında, 4 mm derinliğinde disk şeklindeki kalıplar ve 2mm derinliğinde, 12 mm eninde 45 mm uzunluğundaki platform şeklindeki kalıplardır.

3.3.1. FT-IR Ölçümleri İçin Örnek Hazırlanması

6 mm çapında, 4 mm derinliğinde disk kalıpların içerisinde her gruptan 10'ar adet olmak üzere hazırlanan kompozit materyal örnekleri LEDMAX 550 VE Free-Light Eliapar ışık cihazlarıyla 20 sn süreyle ışık uygulanarak polimerize edilmiştir (Şekil 13). Hazırlanan disklerin alt, orta ve üst böğelerinden kazınarak alınan materyal, KBr (potasyum bromür) ile karıştırılıp, preslenerek FT-IR analizine hazır hale getirilmiştir. Ayrıca her bir kompozit materyalden bir spatülle tüp içerisinde 0.2 mg alınarak hazırlanan 10 örnek polimerize edilmeden ve KBr ile karıştırılmadan saf olarak incelenmiştir.



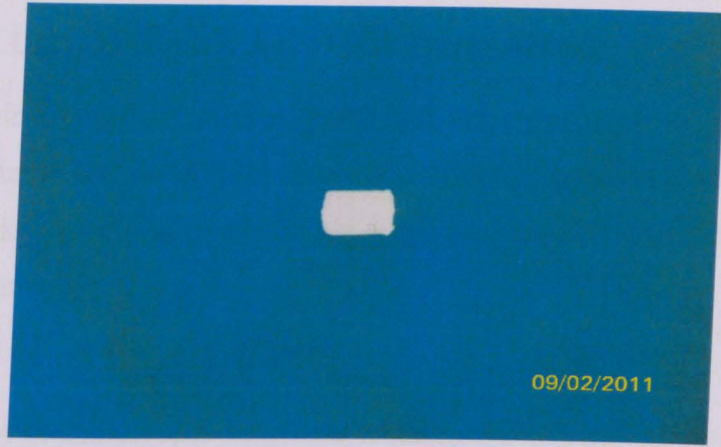
Şekil 13. FT-IR incelemesi için hazırlanan örnekler

Tablo3. FT-IR incelemesi için hazırlanan örnek sayısı

Kompozit Materyal	LEDMAX 550	Free Light Eliapar	Toplam
A1B	10	10	20
A1E	10	10	20
A1D	10	10	20
A3B	10	10	20
A3E	10	10	20
A3D	10	10	20

3.3.2. DSC Ölçümleri İçin Örnek Hazırlanması

6 mm çapında, 4 mm derinliğinde disk kalıpların içerisinde 5, 10 ve 20 sn süreyle iki farklı ışık kaynağından ışık uygulanarak polimerize edilmiş kompozit materyal örnekleri hazırlanmıştır (Şekil 14). Ayrıca her bir kompozit materyalden bir spatülle tüp içerisinden 0.2 mg alınarak hazırlanan örnek polimerize edilmeden ve saf olarak incelenmiştir. Toplam 42 adet örnek incelenmiştir (Tablo 4).



Şekil 14. DSC incelemeleri için hazırlanan örnekler

Tablo 4. DSC İncelemeleri için hazırlanan örnek gruplar tablosu

Kompozit Materyal	LEDMAX 550			Free Light Eliapar			Polimerize edilmemiş monomer	Toplam
	5 sn.	10 sn.	20 sn.	5 sn.	10 sn.	20 sn.		
A1B	1	1	1	1	1	1	1	7
A1E	1	1	1	1	1	1	1	7
A1D	1	1	1	1	1	1	1	7
A3B	1	1	1	1	1	1	1	7
A3E	1	1	1	1	1	1	1	7
A3D	1	1	1	1	1	1	1	7

3.3.3. DMA Ölçümleri İçin Örnek Hazırlanması

Her bir kompozit materyal grubu için 4mm derinliğinde, 12 mm eninde 45 mm uzunluğunda teflon kalıplar içerisinde örnekler hazırlanmıştır (Şekil 15). Bu örnekler ışık kaynağının çapı ölçüsünde 4 eşit parçada 20 saniye süreyle ışınlanarak polimerleştirilmiştir.

Şekil 15. DMA ölçümleri için örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıp

3.4. Testler

3.4.1. FT-IR

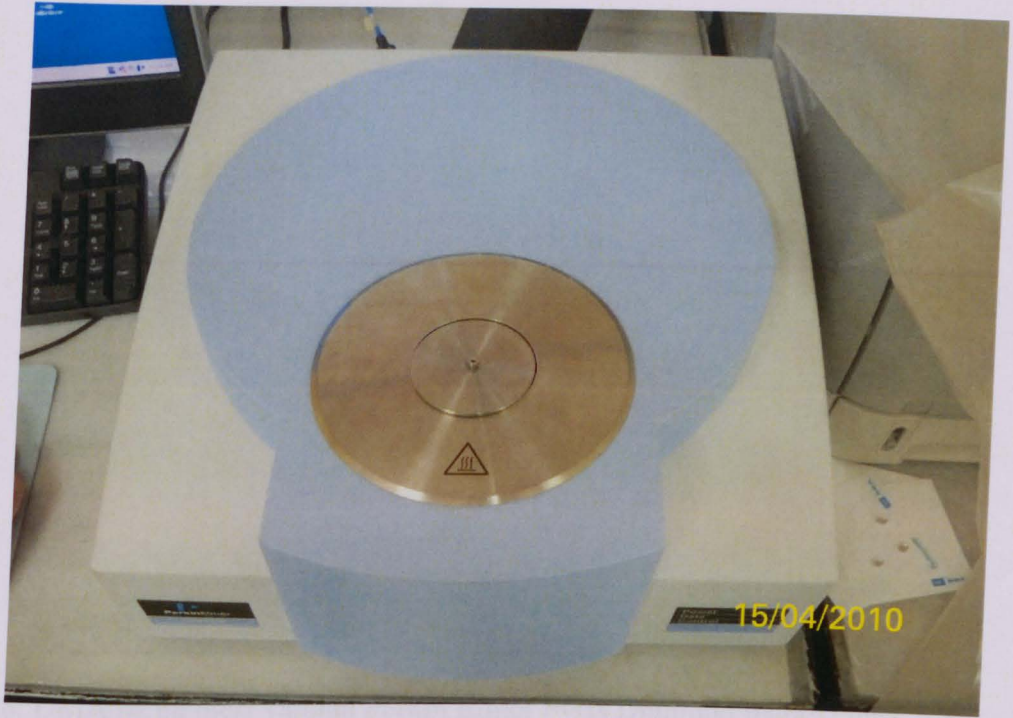
Örnekler dolgu malzemesinin 6mm çapında 4 mm derinliğindeki teflon diskler içerisinde 20 saniye ışınlama ile polimerleştirilmesi ile hazırlandı. Hazırlanan örneklerin alt, orta ve üst bölgelerinden kesitler alınarak IR spektrumları alındı. IR spektrumları örnekler her defasında aynı oranda potasyum bromür (KBr) ile karıştırılıp disk şekline getirildikten sonra $4000 - 400 \text{ cm}^{-1}$ dalga sayısı arasında alındı. Bu diskler Thermo Scientific marka FT-IR cihazının Diamond ucu kullanılarak toplam 360 örnek incelendi (Şekil 16). Ayrıca polimerleştirilmemiş her bir kompozit dolgu maddesinden 0.2 mg ağırlığında toplam 60 örnek alınarak KBr ile karıştırılmadan ATR (Attenuated Total Reflectance) modülü ile IR spektrumları alınmıştır.(Tablo 3).



Şekil 16. FT-IR çalışması yapılan Thermo Scientific marka cihaz

3.4.2. DSC

6 mm çapında 4 mm derinliğinde teflon diskler içerisinde 5, 10 ve 20 sn polimerize edilen örnekler ve polimerize edilmemiş örnekler hazırlandı (Tablo 4). Polimerize edilen örneklerin alt ve üst bölgelerinden ve polimerize edilmemiş tüp içerisinde kompozit materyalden 0.2 mg örnek alındı. Toplam 42 örnek a DSC cihazında (Perkin Elmer Jade DSC) incelendi (Şekil 17) Her bir örnek 30°C'den 350°C'ye kadar 10°C/dk ısıtma hızında incelenmiştir. DSC ölçümleme yöntemi her bir materyal için tüm çalışma zamanları için birer örnek hazırlanarak incelenmiştir. Materyal fabrikasyon olarak üretildiği ve tamamı kimyasal olarak homojen olduğu kabul edildiği için 1 adet örnek yeterli kabul edilmiştir.



Şekil 17. DSC çalışması için kullanılan Perkin Elmer Jade marka cihaz

3.4.3 DMA

Tüm kompozit materyaller için birer tane 4 mm derinliğinde, 12 mm eninde 45 mm uzunluğunda kalıplar içerisinde her bir kompozit materyal örneğinden her iki ışık kaynağı ile tüm yezeyleri eşit sürede ışıık lacak şekilde toplam 12 örnek hazırlandı. Perkin Elmer Pyris Diamond DMA cihazında sıvı azot kullanılarak -70°C 'den $+155^{\circ}\text{C}$ 'ye kadar $5^{\circ}\text{C}/\text{dk}$ ısıtma hızında ısıtılarak inceleme yapıldı.

DMA ölçümleme yöntemi için hazırlanan özel kalıplarda her bir materyal için 1'er örnek hazırlanarak incelenmiştir. Materyal fabrikasyon olarak üretildiği ve tamamı kimyasal olarak homojen olduğu kabul edildiği için 1 örnek yeterli kabul edilmiştir.



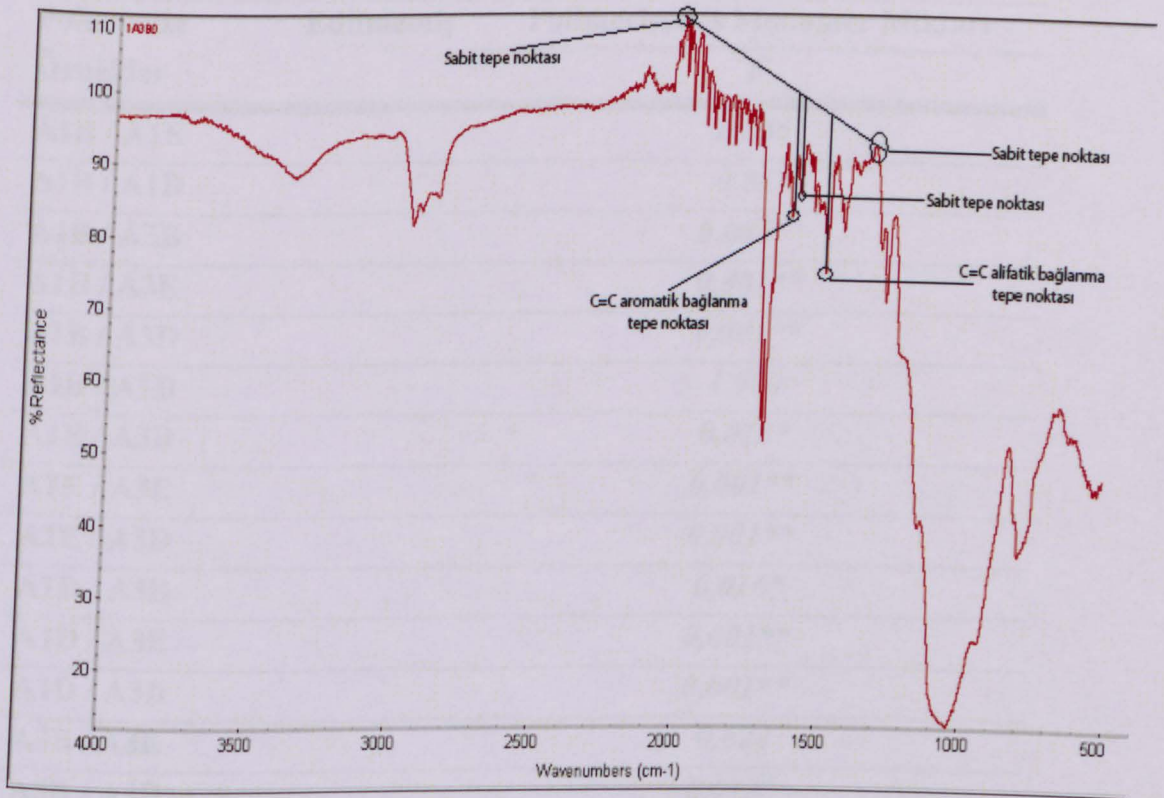
Şekil 18. DMA incelemesi yapılan Perkin Elmer Pyris Diamond marka cihaz

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, ABD) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında One-way Anova testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Örneklerin FT-IR spektrumları alınarak özellikleri belirleyen dalga sayıları değerlendirilmiştir. Absorblanan piklerin şiddetlerindeki değişimler kompozit materyallein polimerizasyon derecelerini ortaya çıkarmıştır. FT-IR incelemeleri sonucunda ortaya çıkan eğrilerde 1610 cm^{-1} dalga sayısındaki sabit tepe noktası ile, 1640 cm^{-1} dalga sayısındaki $\text{C}=\text{C}$ alifatik bağının kopması ile ortaya çıkan tepe noktalarının tüm örneklerde aynı noktalardan alınan sabit iki tepe noktasının birleştirildiği bir çizgide iz düşümleri hesaplanmıştır. Bu mesafeler birbirlerine oranlanarak ortaya çıkan rakamlar karşılaştırılmıştır. Bu oranların 0'a doğru yaklaşması materyal içerisindeki polimer miktarının fazlalığını, 0'dan uzaklaşması ise örnek içerisindeki monomer miktarının fazlalığını göstermektedir.



Şekil 19. FT-IR İncelemelerinde baz alınan noktaların bir grafik üzerinde açıklaması

4.1. Polimerize Edilmemiş Örneklerle İlişkin FT-IR Bulguları

Polimerize Edilmemiş Örnekler	Polimerleşmiş Monomer Miktarı	<i>p</i>
	Ort±SS	
A1B	1,251±0,02	0,001**
A1E	1,265±0,02	
A1D	1,266±0,03	
A3B	1,307±0,03	
A3E	1,326±0,03	
A3D	1,349±0,03	

One-way ANOVA Test

** $p < 0.01$

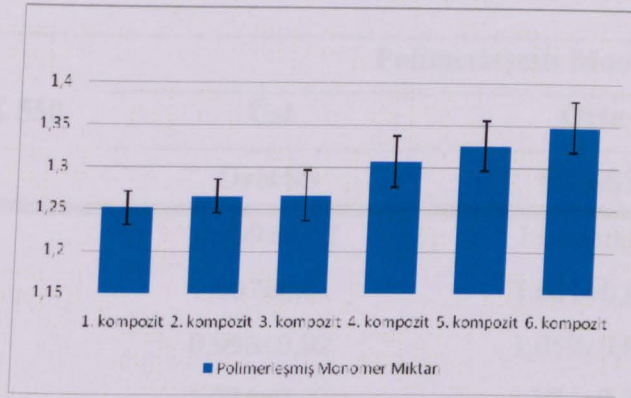
Tablo 5: Kompozit gruplarının polimerize edilmeyen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının karşılaştırılması

Polimerize Edilmemiş Örnekler	Polimerleşmiş Monomer Miktarı	<i>P</i>
A1B / A1E		0,856
A1B / A1D		0,817
A1B / A3B		0,001**
A1B / A3E		0,001**
A1B / A3D		0,001**
A1B / A1D		1,000
A1E / A3B		0,013*
A1E / A3E		0,001**
A1E / A3D		0,001**
A1D / A3B		0,016*
A1D / A3E		0,001**
A1D / A3D		0,001**
A3B / A3E		0,624
A3B / A3D		0,013*
A3E / A3D		0,416

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$

Tablo 6: Kompozit gruplarının polimerize edilmeyen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının Tukey HSD test sonuçları



1.Kompozit: A1B

4.Kompozit: A3B

2.Kompozit: A1E

5.Kompozit: A3E

3.Kompozit: A1D

6.Kompozit: A3D

Grafik 1. Polimerize edilmemiş örneklerin karşılaştırmalı tablosu

Polimerize edilmeyen örneklerde kompozit gruplarının polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 5). A3D'den elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması, A1B, A1E, A1D ve A3B'den elde edilen ortalamalardan anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$, $p < 0.01$). A3E'den elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması, A1B, A1E ve A1D'den elde edilen ortalamalardan anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.01$). A3B'den elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması, A1B, A1E ve A1D'den elde edilen ortalamalardan anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$, $p < 0.01$). Diğer kompozitlerden elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 6).

4.2. Polimerize Edilmiş Örneklerle İlişkin FT-IR Bulguları

LEDMAX 550	Polimerleşmiş Monomer Miktarı		
	Üst	Orta	Alt
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
A1B	0,999±0,02	1,060±0,02	1,086±0,03
A1E	1,007±0,01	1,051±0,02	1,093±0,02
A1D	0,996±0,02	1,059±0,02	1,103±0,02
A3B	1,024±0,02	1,084±0,02	1,115±0,02
A3E	1,031±0,03	1,090±0,01	1,126±0,03
A3D	1,024±0,02	1,090±0,02	1,125±0,02
P	0,001**	0,001**	0,002**

Oneway ANOVA Test

** $p < 0.01$

Tablo 7: Kompozit gruplarının LEDMAX 550 ışık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının karşılaştırılması

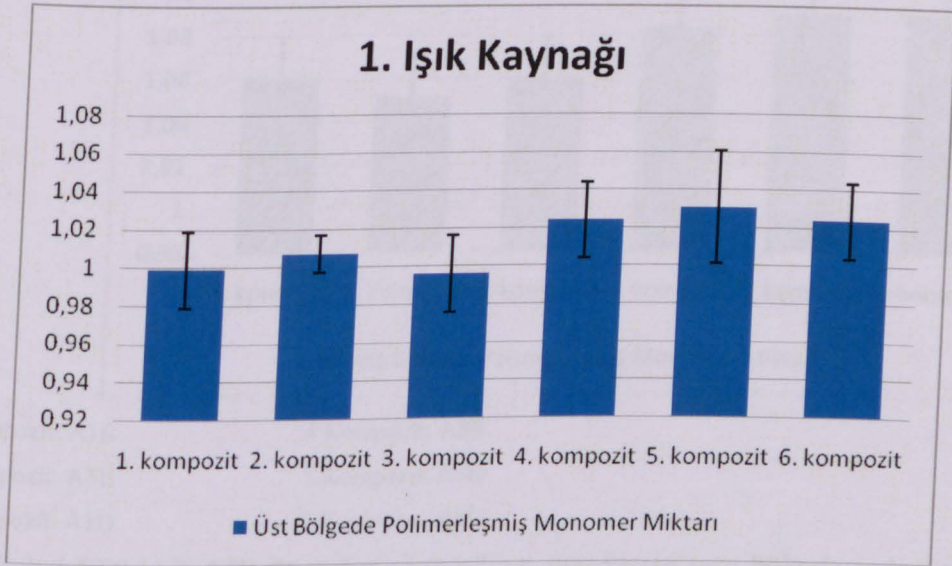
LEDMAX 550	Üst	Orta	Alt
	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>
A1B / A1E	0,937	0,876	0,988
A1B / A1D	0,999	1,000	0,651
A1B / A3B	0,056	0,049*	0,115
A1B / A3E	0,006**	0,007**	0,009**
A1B / A3D	0,056	0,007**	0,012*
A1E / A1D	0,794	0,921	0,976
A1E / A3B	0,367	0,002**	0,371
A1E / A3E	0,074	0,001**	0,049*
A1E / A3D	0,367	0,001**	0,062
A1D / A3B	0,022*	0,037*	0,889
A1D / A3E	0,002**	0,005**	0,322
A1D / A3D	0,022*	0,005**	0,371
A3B / A3E	0,963	0,976	0,920
A3B / A3D	1,000	0,976	0,946
A3E / A3D	0,963	1,000	1,000

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$

Tablo 8: Kompozit gruplarının LEDMAX 550 Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının Tukey HSD test sonuçları

Kompozit gruplarının LEDMAX 550 ışık kaynağı ile üst bölgeden polimerize edilen örneklerinden alınan kesitlerdeki monomer miktarlarının ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$) (Tablo 7). A1D'den elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması, A3B, A3E ve A3D'den elde edilen ortalamalardan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). A1B'den elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması, A3E'den elde edilen ortalamadan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.01$). Diğer kompozitlerden elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 8).



1.Kompozit: A1B

4.Kompozit: A3B

2.Kompozit: A1E

5.Kompozit: A3E

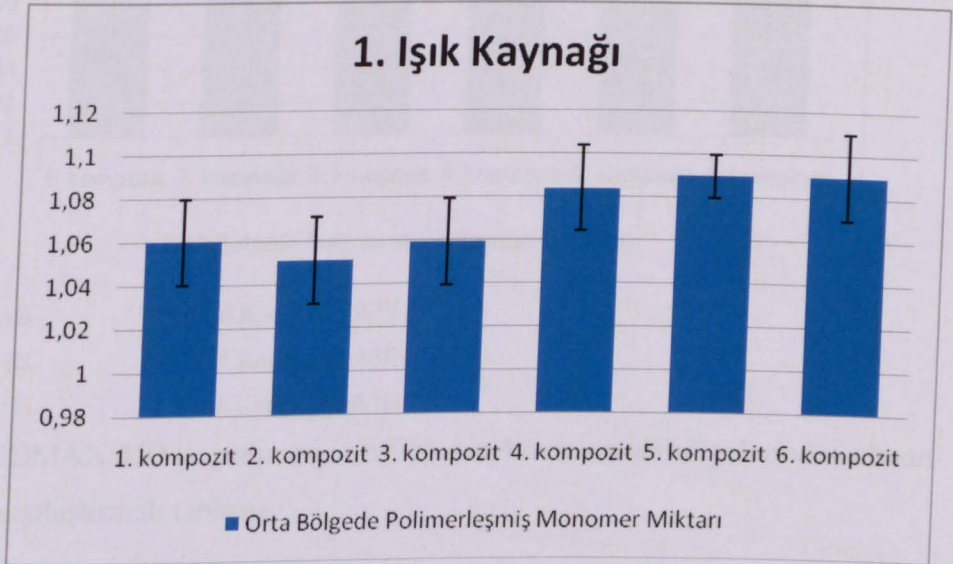
3.Kompozit: A1D

6.Kompozit: A3D

Grafik 2. LEDMAX 550 ile polimerize edilen örneklerin en üst bölgelerinden alınan örneklerin karşılaştırmalı tablosu

Kompozit gruplarının LEDMAX 550 ışık kaynağı ile orta bölgeden polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$) (Tablo 7). A1B'den elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması, A3B, A3E ve A3D'den elde edilen ortalamalardan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$,

$p<0.01$). A1E'den elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması, A3B, A3E ve A3D'den elde edilen ortalamalardan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.01$). A1D'den elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması, A3B, A3E ve A3D'den elde edilen ortalamalardan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer kompozitlerden elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 8).



1.Kompozit: A1B

4.Kompozit: A3B

2.Kompozit: A1E

5.Kompozit: A3E

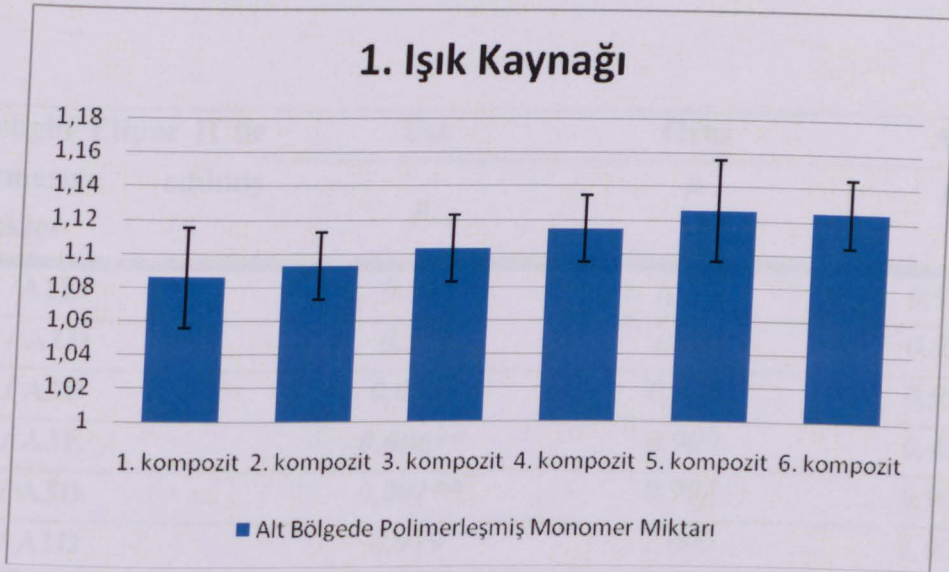
3.Kompozit: A1D

6.Kompozit: A3D

Grafik 3. LEDMAX 550 ile polimerize edilen örneklerin orta bölgelerinden alınan örneklerin karşılaştırmalı tablosu

Kompozit gruplarının LEDMAX 550 ışık kaynağı ile alt bölgeden polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$) (Tablo 7). A1B'den elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması, A3E ve A3D'den elde edilen ortalamalardan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). A1E'den elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması, A3E'den elde edilen ortalamadan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Diğer kompozitlerden elde edilen polimerleşmiş

monomer miktarı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 8).



1.Kompozit: A1B

4.Kompozit: A3B

2.Kompozit: A1E

5.Kompozit: A3E

3.Kompozit: A1D

6.Kompozit: A3D

Grafik 4. LEDMAX 550 ile polimerize edilen örneklerin en alt bölgelerinden alınan örneklerin karşılaştırmalı tablosu

Freelight Elipar II ile polymerize edilmiş örnekler	Polimerleşmiş Monomer Miktarı		
	Üst	Orta	Alt
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
A1B	1,007±0,01	1,072±0,02	1,118±0,03
A1E	1,014±0,01	1,071±0,01	1,110±0,02
A1D	1,019±0,02	1,073±0,02	1,108±0,02
A3B	1,030±0,02	1,168±0,22	1,128±0,03
A3E	1,033±0,02	1,097±0,02	1,139±0,03
A3D	1,036±0,01	1,091±0,01	1,130±0,03
<i>p</i>	<i>0,001**</i>	<i>0,171</i>	<i>0,061</i>

Oneway ANOVA Test

** $p < 0.01$

Tablo 9: Kompozit gruplarının Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının karşılaştırılması

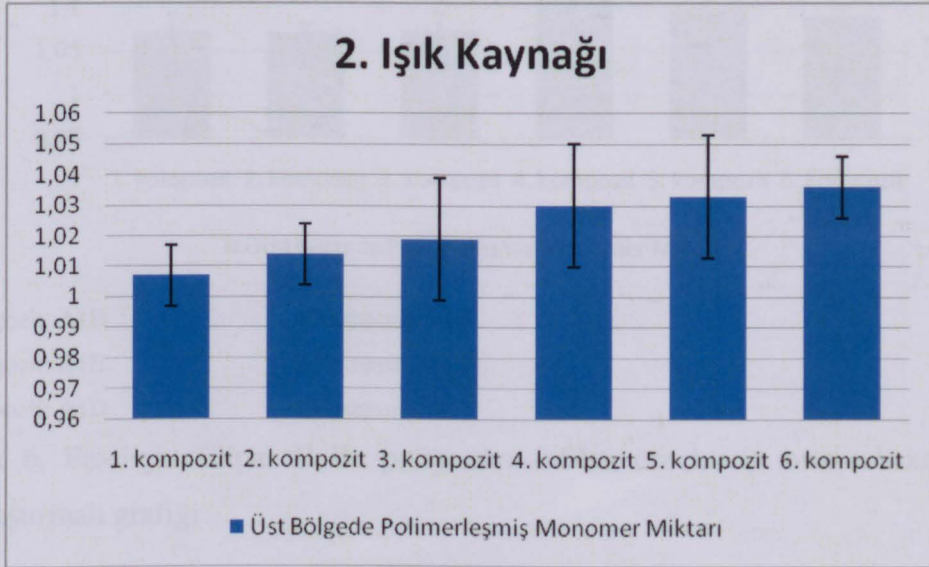
Freelight Elipar II ile polymerize edilmiş örnekler	Üst p	Orta p	Alt p
A1B / A1E	0,913	1,000	0,982
A1B / A1D	0,519	1,000	0,952
A1B / A3B	0,019*	0,205	0,952
A1B / A3E	0,006**	0,990	0,456
A1B / A3D	0,001**	0,997	0,900
A1E / A1D	0,979	1,000	1,000
A1E / A3B	0,209	0,196	0,622
A1E / A3E	0,084	0,988	0,135
A1E / A3D	0,029*	0,997	0,511
A1D / A3B	0,611	0,214	0,511
A1D / A3E	0,346	0,992	0,092
A1D / A3D	0,157	0,998	0,403
A3B / A3E	0,998	0,529	0,929
A3B / A3D	0,953	1,000	1,000
A3E / A3D	0,998	1,000	0,969

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Tablo 10: Kompozit gruplarının Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının Tukey HSD test sonuçları

Kompozit gruplarının Freelight Elipar II ile üst bölgeden polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 9). A1B'den elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması, A3B, A3E ve A3D'den elde edilen ortalamalardan anlamlı şekilde düşüktür ($p < 0.05$, $p < 0.01$). A1E'den elde edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması, A3D'den elde edilen ortalamadan anlamlı şekilde düşüktür ($p < 0.05$). Diğer kompozitlerden elde

edilen polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 10).



1.Kompozit: A1B

4.Kompozit: A3B

2.Kompozit: A1E

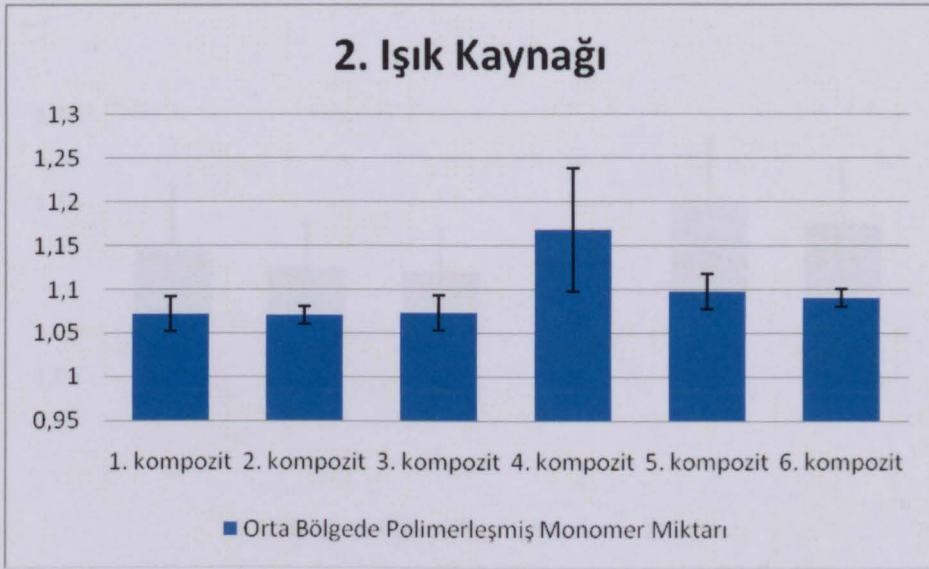
5.Kompozit: A3E

3.Kompozit: A1D

6.Kompozit: A3D

Grafik 5. Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerin en üst tabakalarının karşılaştırmalı grafiği

Kompozit gruplarının Freelight Elipar II ile orta bölgeden polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.01$) (Tablo 9).



1.Kompozit: A1B

4.Kompozit: A3B

2.Kompozit: A1E

5.Kompozit: A3E

3.Kompozit: A1D

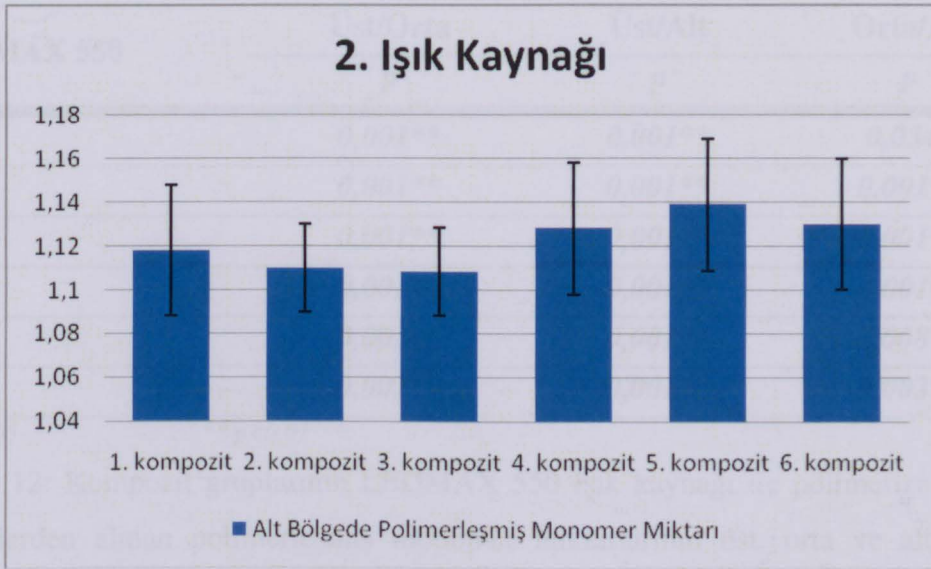
6.Kompozit: A3D

Grafik 6. Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerin orta tabakalarının karşılaştırmalı grafiği

Kompozit gruplarının Freelight Elipar II ile alt bölgeden polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.01$) (Tablo 13).

A1B	1.07±0.02	1.07±0.02	1.07±0.02	1.07±0.02
A1E	1.07±0.02	1.07±0.02	1.07±0.02	1.07±0.02
A1D	1.07±0.02	1.07±0.02	1.07±0.02	1.07±0.02
A3B	1.17±0.02	1.17±0.02	1.17±0.02	1.17±0.02
A3E	1.10±0.02	1.10±0.02	1.10±0.02	1.10±0.02
A3D	1.09±0.02	1.09±0.02	1.09±0.02	1.09±0.02

Tablo 13: Kompozit gruplarının Freelight Elipar II ile alt bölgeden polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.01$) (Tablo 13).



1.Kompozit: A1B

4.Kompozit: A3B

2.Kompozit: A1E

5.Kompozit: A3E

3.Kompozit: A1D

6.Kompozit: A3D

Grafik 7. Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerin en alt tabakalarının karşılaştırmalı grafiği

LEDMAX	Polimerleşmiş Monomer Miktarı			p
	Üst	Orta	Alt	
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
550				
A1B	0,999±0,02	1,060±0,02	1,086±0,03	0,001**
A1E	1,007±0,01	1,051±0,02	1,093±0,02	0,001**
A1D	0,996±0,02	1,059±0,02	1,103±0,02	0,001**
A3B	1,024±0,02	1,084±0,02	1,115±0,02	0,001**
A3E	1,031±0,03	1,090±0,01	1,126±0,03	0,001**
A3D	1,024±0,02	1,090±0,02	1,125±0,02	0,001**

Oneway ANOVA Test

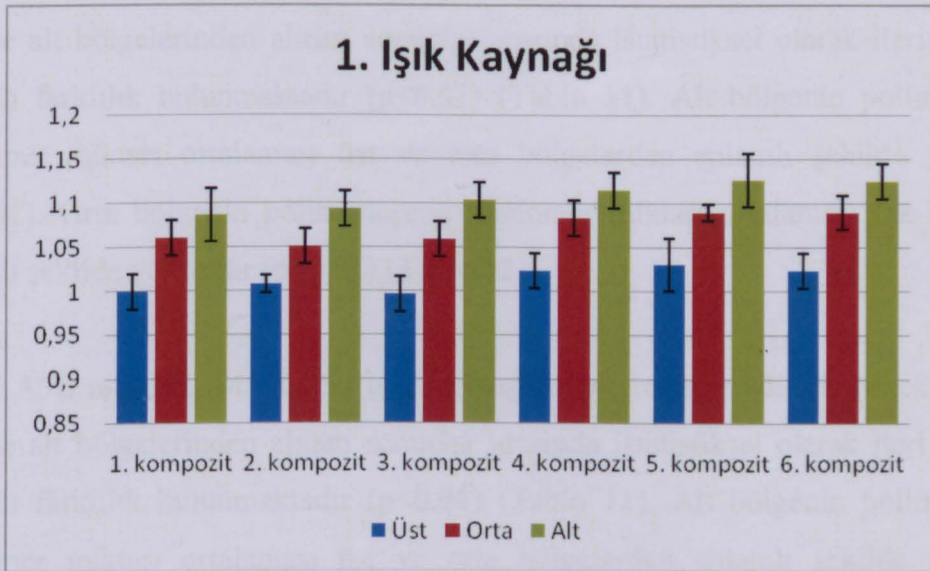
** p<0.01

Tablo 11: Kompozit gruplarının LEDMAX 550 Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının üst, orta ve alt bölge sonuçlarının karşılaştırılması

LEDMAX 550	Üst/Orta	Üst/Alt	Orta/Alt
	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>
A1B	0,001**	0,001**	0,034*
A1E	0,001**	0,001**	0,001**
A1D	0,001**	0,001**	0,001**
A3B	0,001**	0,001**	0,001**
A3E	0,001**	0,001**	0,008**
A3D	0,001**	0,001**	0,003**

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Tablo 12: Kompozit gruplarının LEDMAX 550 Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının üst, orta ve alt bölge sonuçlarının Tukey HSD test sonuçları.



1.Kompozit: A1B

4.Kompozit: A3B

2.Kompozit: A1E

5.Kompozit: A3E

3.Kompozit: A1D

6.Kompozit: A3D

Grafik 8. LEDMAX Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerin üst, orta ve alt tabakalarından alınan örneklerin herbir grubun kendi içersinde ve diğer gruplarla karşılaştırmalı grafiği

A1B için; LEDMAX 550 Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin üst, orta ve alt bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 11). Alt bölgenin polimerleşmiş

monomer miktarı ortalaması üst ve orta bölgelerden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$, $p<0.01$). Orta bölgenin polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması üst bölgeden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$) (Tablo 12).

A1E için LEDMAX 550 Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin üst, orta ve alt bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$) (Tablo 11). Alt bölgenin polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması üst ve orta bölgelerden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Orta bölgenin polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması üst bölgeden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$) (Tablo 12).

A1D için; LEDMAX 550. Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin üst, orta ve alt bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$) (Tablo 11). Alt bölgenin polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması üst ve orta bölgelerden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Orta bölgenin polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması üst bölgeden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$) (Tablo 12).

A3B için LEDMAX 550 Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin üst, orta ve alt bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$) (Tablo 11). Alt bölgenin polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması üst ve orta bölgelerden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Orta bölgenin polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması üst bölgeden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$) (Tablo 12).

A3B için LEDMAX 550 Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin üst, orta ve alt bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$) (Tablo 11). Alt bölgenin polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması üst ve orta bölgelerden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Orta bölgenin polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması üst bölgeden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$) (Tablo 12).

A3D için LEDMAX 550 Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin üst, orta ve alt bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$) (Tablo 11). Alt bölgenin polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması üst ve orta bölgelerden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Orta bölgenin polimerleşmiş monomer miktarı ortalaması üst bölgeden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$) (Tablo 12).

Freelight Elipar II	Polimerleşmiş Monomer Miktarı			<i>p</i>
	Üst	Orta	Alt	
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
A1B	1,007±0,01	1,072±0,02	1,118±0,03	0,001**
A1E	1,014±0,01	1,071±0,01	1,110±0,02	0,001**
A1D	1,019±0,02	1,073±0,02	1,108±0,02	0,001**
A3B	1,030±0,02	1,168±0,22	1,128±0,03	0,068
A3E	1,033±0,02	1,097±0,02	1,139±0,03	0,001**
A3D	1,036±0,01	1,091±0,01	1,130±0,03	0,001**

One-way ANOVA Test

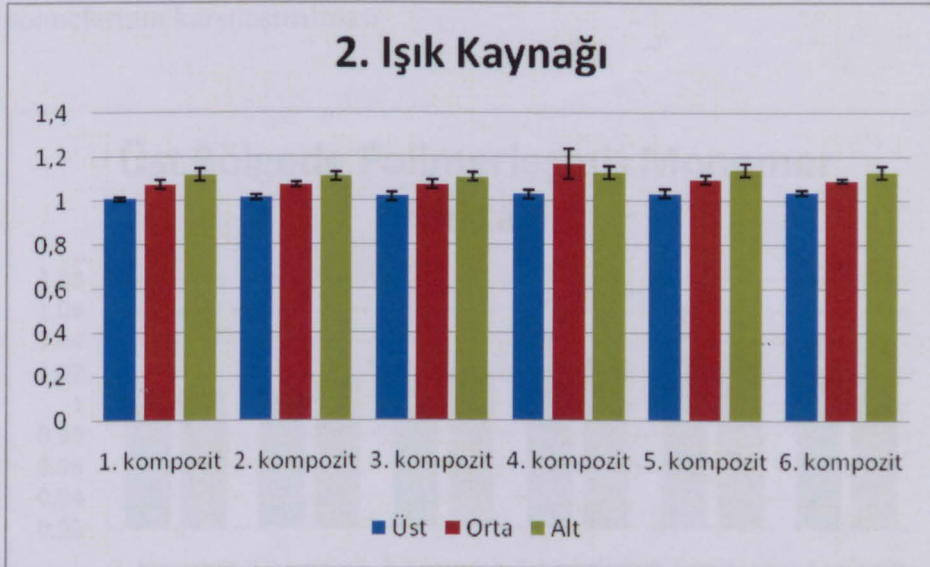
**** $p<0.01$**

Tablo 13: Kompozit gruplarının Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının üst, orta ve alt bölge sonuçlarının karşılaştırılması

Freelight Elipar II	Üst/Orta	Üst/Alt	Orta/Alt
	<i>p</i>	<i>P</i>	<i>p</i>
A1B	0,001**	0,001**	0,001**
A1E	0,001**	0,001**	0,001**
A1D	0,001**	0,001**	0,002**
A3B	0,063	0,231	0,774
A3E	0,001**	0,001**	0,001**
A3D	0,001**	0,001**	0,001**

** $p < 0.01$

Tablo 14: Kompozit gruplarının Freelight Elipar II ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının üst, orta ve alt bölge sonuçlarının Tukey HSD test sonuçları



1.Kompozit: A1B

4.Kompozit: A3B

2.Kompozit: A1E

5.Kompozit: A3E

3.Kompozit: A1D

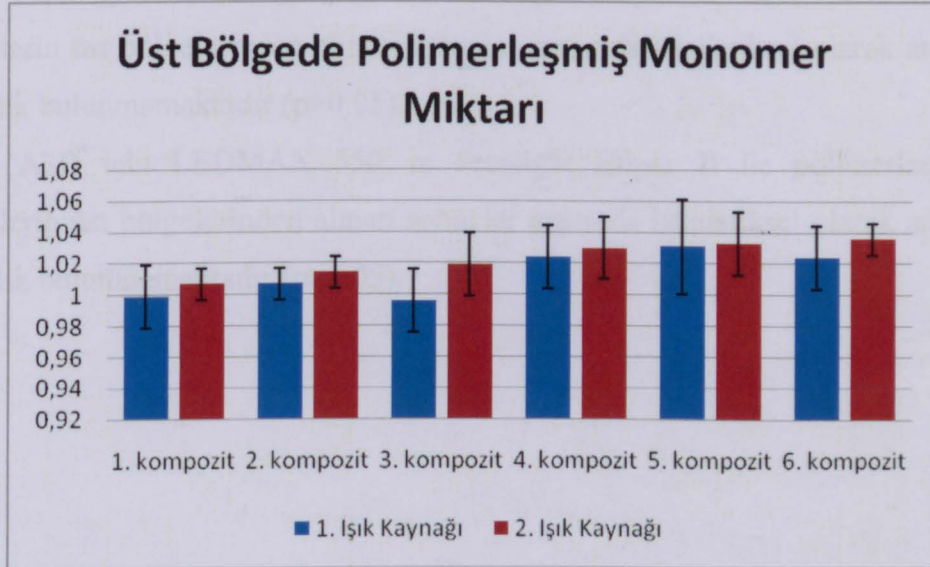
6.Kompozit: A3D

Grafik 9. Freelight Elipar II ışık kaynağı ile polimerize edilen örneklerin üst, orta ve alt tabakalarından alınan örneklerin herbir grubun kendi içerisinde ve diğer gruplarla karşılaştırmalı grafiği

Üst Bölgede Polimerleşmiş Monomer Miktarı			
	LEDMAX 550	Freelight Elipar II	<i>p</i>
	Ort±SS	Ort±SS	
A1B	0,999±0,02	1,007±0,01	0,251
A1E	1,007±0,01	1,014±0,01	0,179
A1D	0,996±0,02	1,019±0,02	0,017*
A3B	1,024±0,02	1,030±0,02	0,466
A3E	1,031±0,03	1,033±0,02	0,845
A3D	1,024±0,02	1,036±0,01	0,113

Student t Test * $p < 0.05$

Tablo 15: Kompozit gruplarının LEDMAX 550 Ve Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının üst bölge sonuçlarının karşılaştırılması



1.Kompozit: A1B

4.Kompozit: A3B

2.Kompozit: A1E

5.Kompozit: A3E

3.Kompozit: A1D

6.Kompozit: A3D

Grafik 10. Işık kaynaklarının örneklerin en üst bölgelerinde oluşturdukları polimer miktarlarının birbirleriyle karşılaştırmalı grafiği

A1B için; LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II. Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin üst bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

A1E için LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II. Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin üst bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

A1D için; Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin üst bölgelerinden alınan örneklerin polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları, LEDMAX 550. Işık kaynağından elde edilen sonuçlardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$).

A3B için LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II ile polimerize edilmiş örneklerin üst bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

A3E için LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II ile polimerize edilmiş örneklerin üst bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

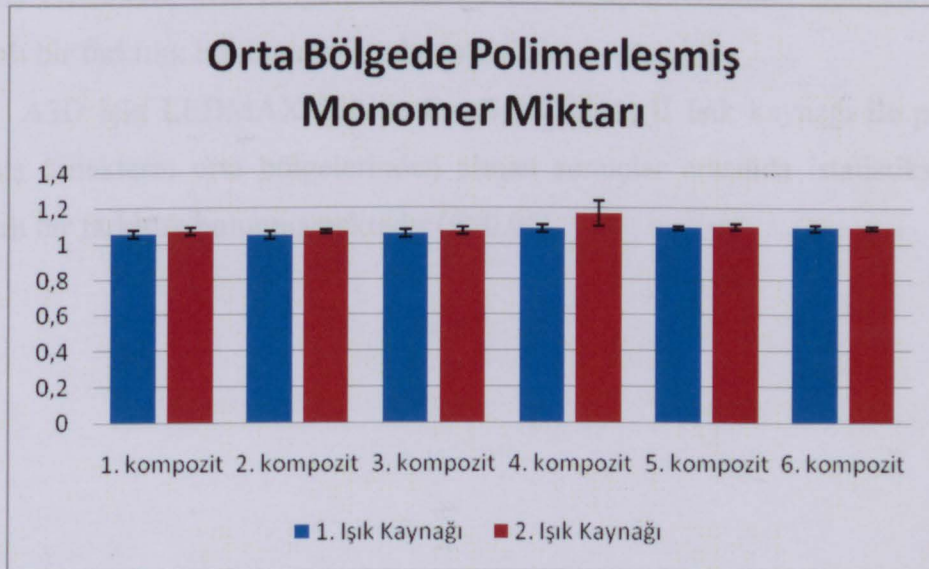
A3D için LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II ile polimerize edilmiş örneklerin üst bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Orta Bölgede Polimerleşmiş Monomer			
	Miktarı		p
	LEDMAX 550	Freelight Elipar II	
	Ort±SS	Ort±SS	
A1B	1,060±0,02	1,072±0,02	0,171
A1E	1,051±0,02	1,071±0,01	0,009**
A1D	1,059±0,02	1,073±0,02	0,122
A3B	1,084±0,02	1,168±0,22	0,251
A3E	1,090±0,01	1,097±0,02	0,403
A3D	1,090±0,02	1,091±0,01	0,905

Student t Test

** p<0.01

Tablo 16: Kompozit gruplarının LEDMAX 550 Ve Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının orta bölge sonuçlarının karşılaştırılması



1.Kompozit: A1B

4.Kompozit: A3B

2.Kompozit: A1E

5.Kompozit: A3E

3.Kompozit: A1D

6.Kompozit: A3D

Grafik 11. Işık kaynaklarının örneklerin orta bölgelerinde oluşturdukları polimer miktarlarının birbirleriyle karşılaştırmalı grafiği

A1B için; LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin orta bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

A1E için Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin orta bölgelerinden alınan örneklerin polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları, LEDMAX 550 Işık kaynağından elde edilen sonuçlardan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

A1D için LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin orta bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

A3B için LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin orta bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

A3E için LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin orta bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

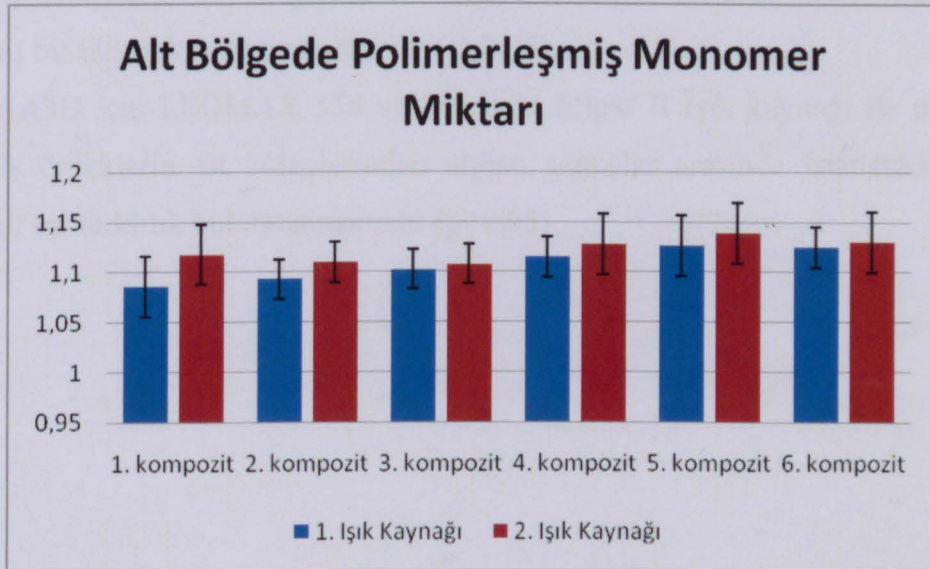
A3D için LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin orta bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Alt Bölgede Polimerleşmiş Monomer Miktarı			
	LEDMAX 550	Freelight Elipar II	P
	Ort±SS	Ort±SS	
A1B	1,086±0,03	1,118±0,03	0,027*
A1E	1,093±0,02	1,110±0,02	0,049*
A1D	1,103±0,02	1,108±0,02	0,672
A3B	1,115±0,02	1,128±0,03	0,247
A3E	1,126±0,03	1,139±0,03	0,317
A3D	1,125±0,02	1,130±0,03	0,645

Student t Test

* $p < 0.05$

Tablo 17: Kompozit gruplarının LEDMAX 550 Ve Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilen örneklerden alınan polimerleşmiş monomer miktarlarının alt bölge sonuçlarının karşılaştırılması



1.Kompozit: A1B

4.Kompozit: A3B

2.Kompozit: A1E

5.Kompozit: A3E

3.Kompozit: A1D

6.Kompozit: A3D

Grafik 12. Işık kaynaklarının örneklerin en alt bölgelerinde oluşturdukları polimer miktarlarının birbirleriyle karşılaştırmalı grafiği

A1B için Freelight Elipar II Işık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin alt bölgelerinden alınan örneklerin polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları,

LEDMAX 550 Işıık kaynağından elde edilen sonuçlardan istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p<0.05$).

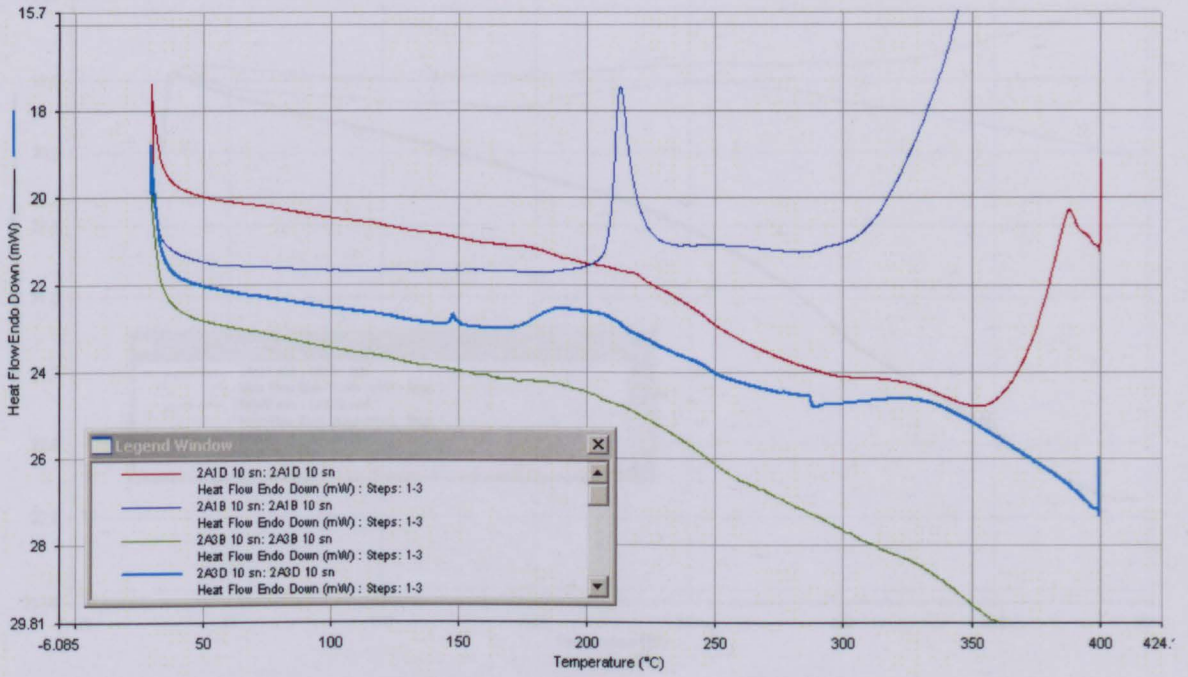
A1E için; Freelight Elipar II Işıık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin alt bölgelerinden alınan örneklerin polimerleşmiş monomer miktarı ortalamaları, LEDMAX 550 Işıık kaynağından elde edilen sonuçlardan istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p<0.05$).

A1D için LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II. Işıık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin alt bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

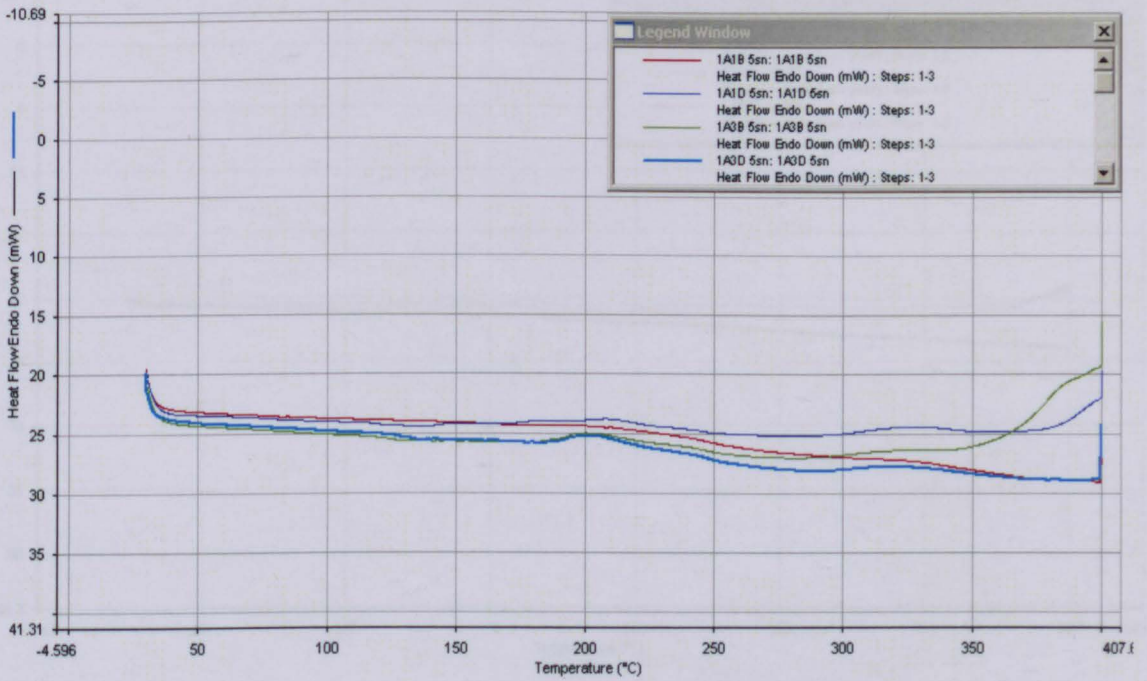
A3B LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II Işıık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin alt bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

A3E için LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II. Işıık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin alt bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

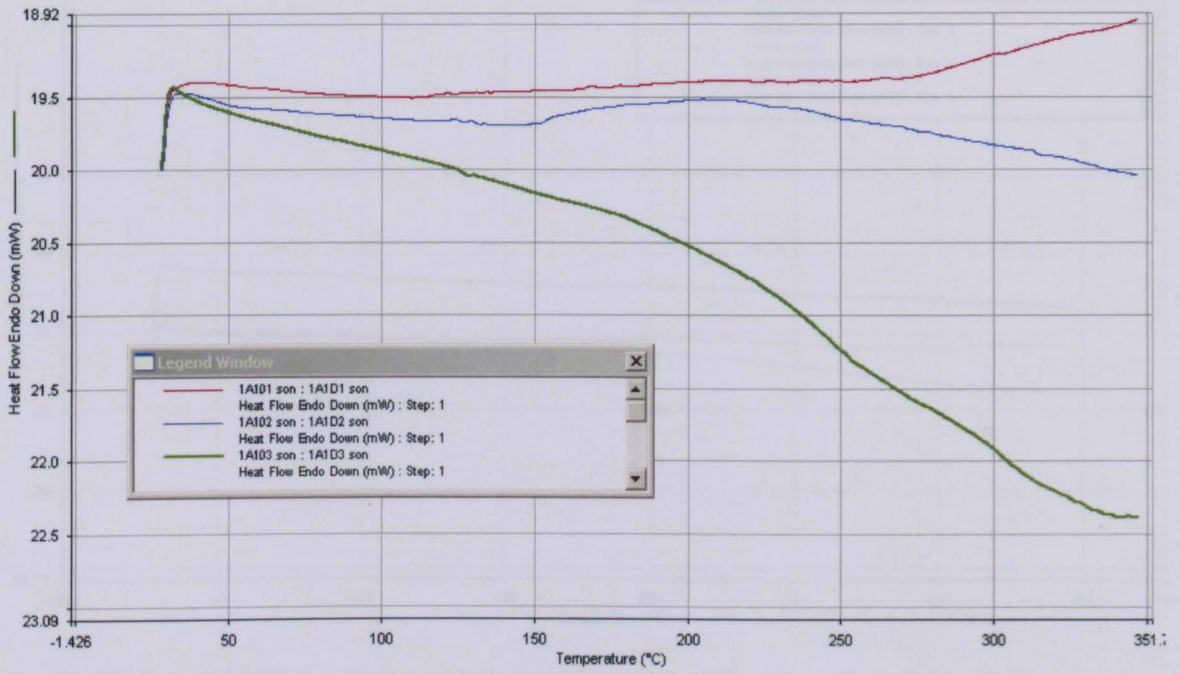
A3D için LEDMAX 550 ve Freelight Elipar II Işıık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin alt bölgelerinden alınan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).



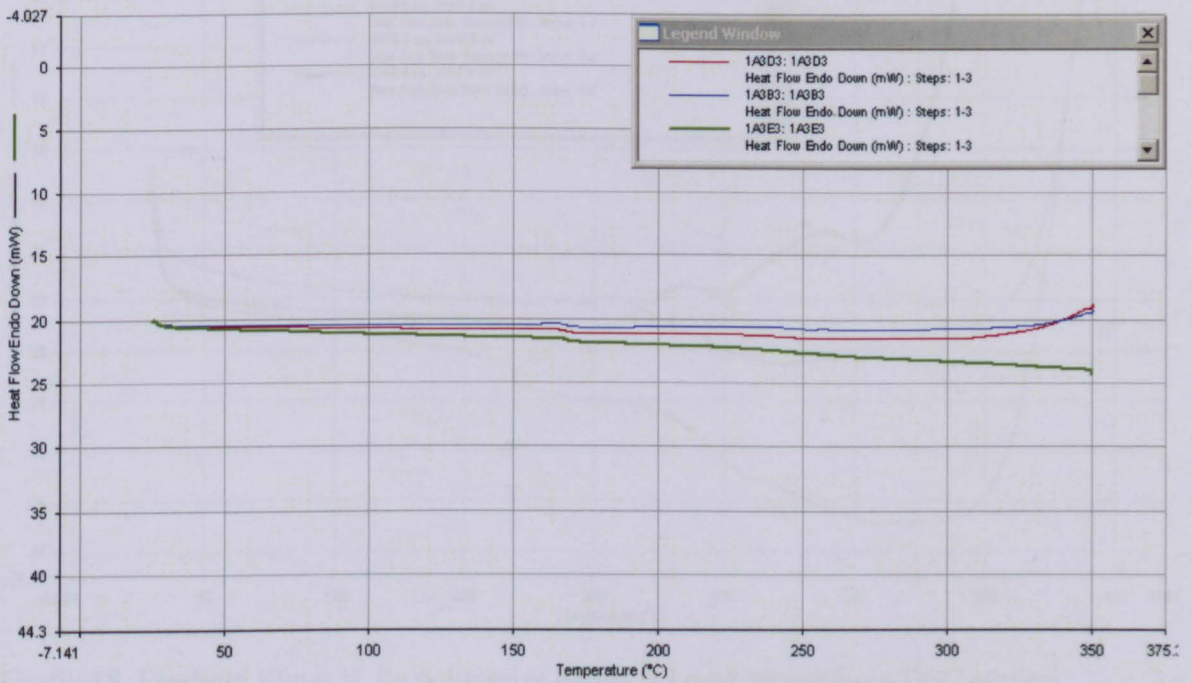
Grafik 13. Freelight Elipar II ile polimerize edilmiş örneklerin DSC eğrileri



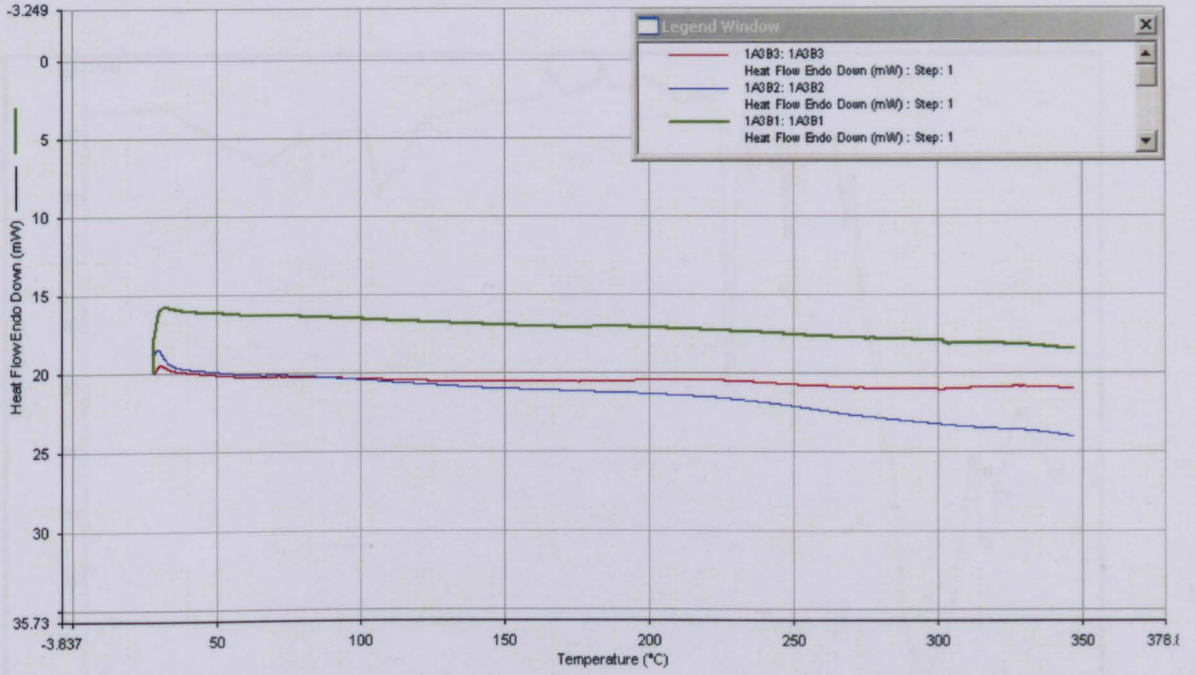
Grafik 14. LEDMAX ile polimerize edilmiş örneklerin DSC eğrileri



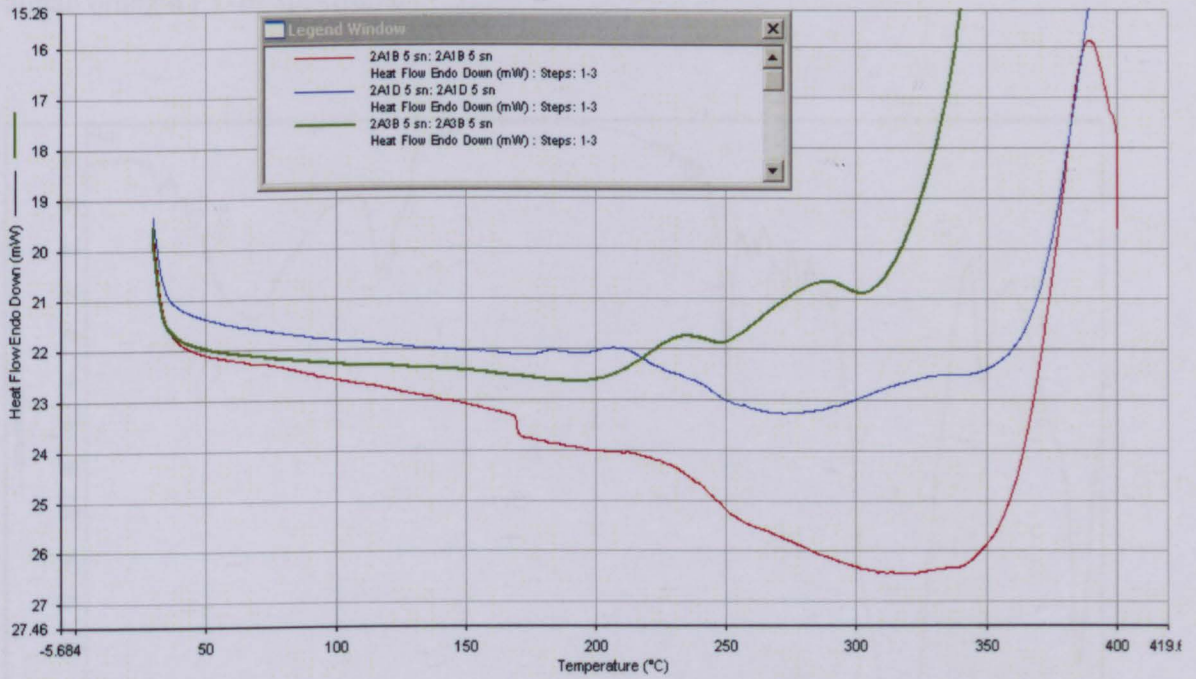
Grafik 15. LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1 renk seçeneğinin DSC eğrileri



Grafik 16. LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3 renk seçeneğinin DSC eğrileri

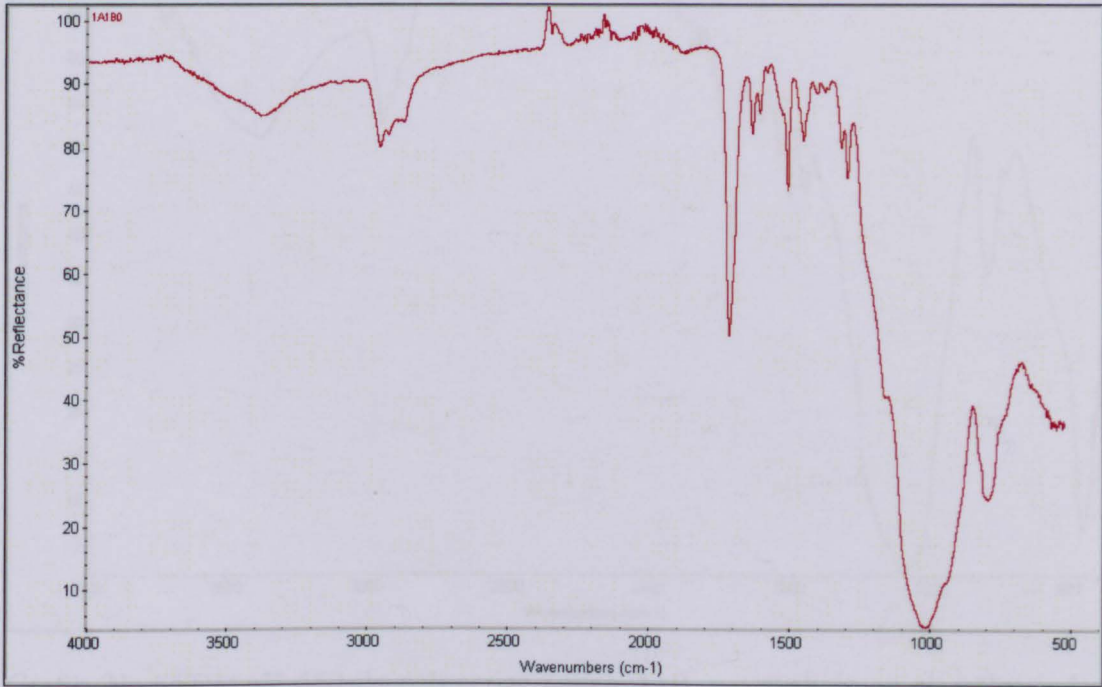


Grafik 17. Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1 renk seçeneğinin DSC eğrileri

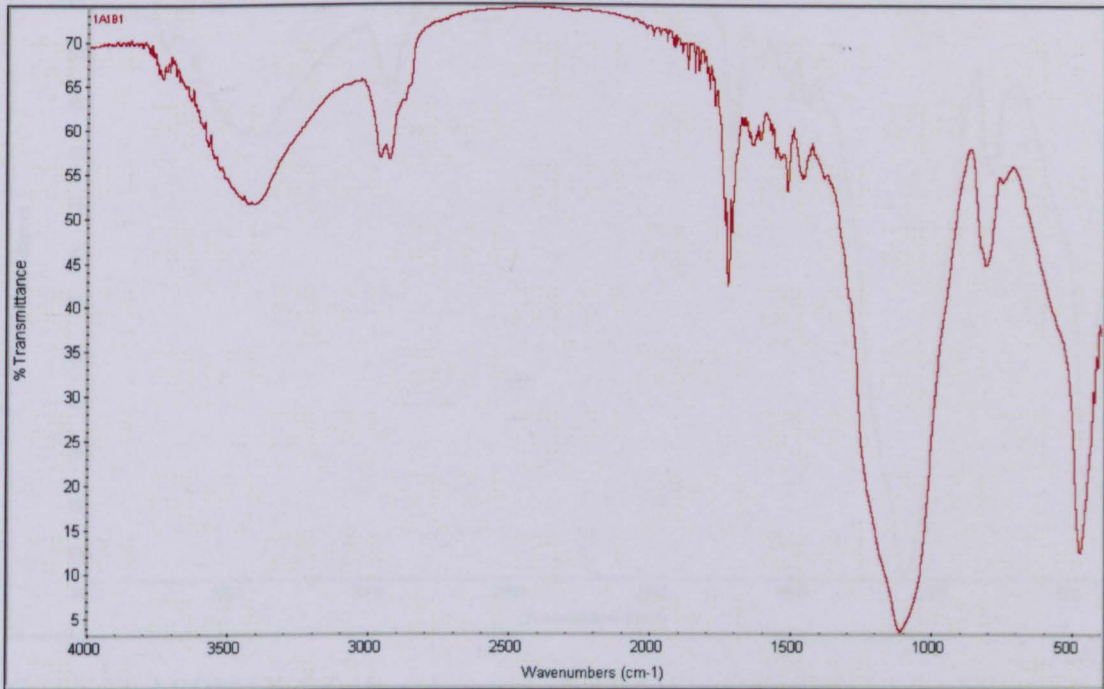


Grafik 18. Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3 renk seçeneğinin DSC eğrileri

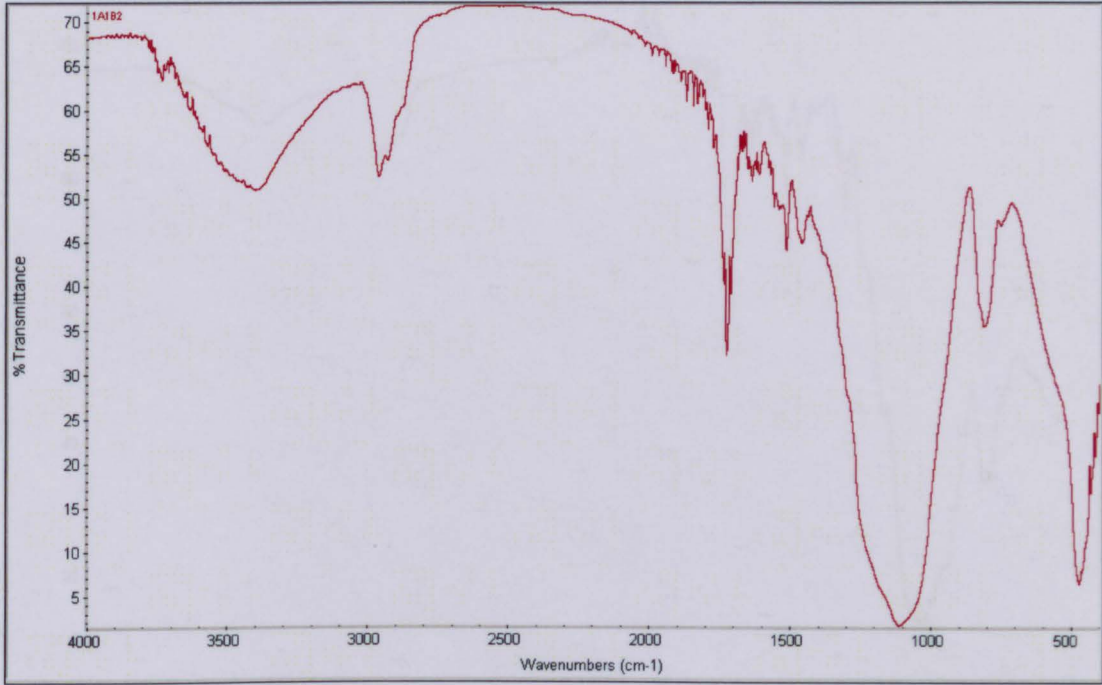
S



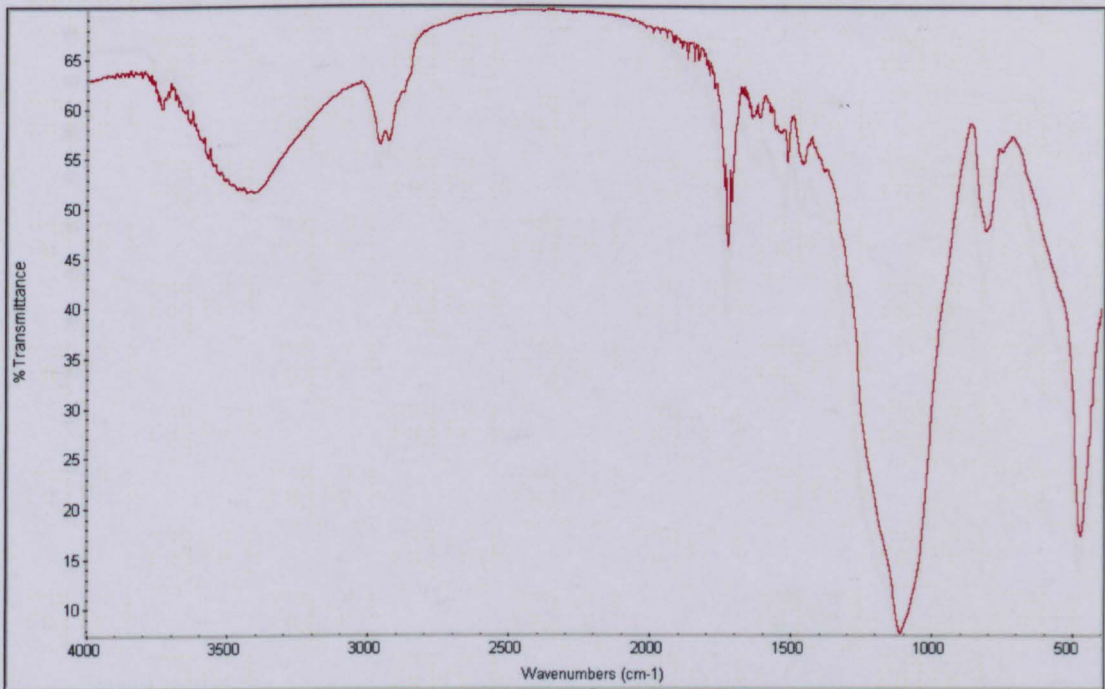
Grafik 19: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1B materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR spektrumu



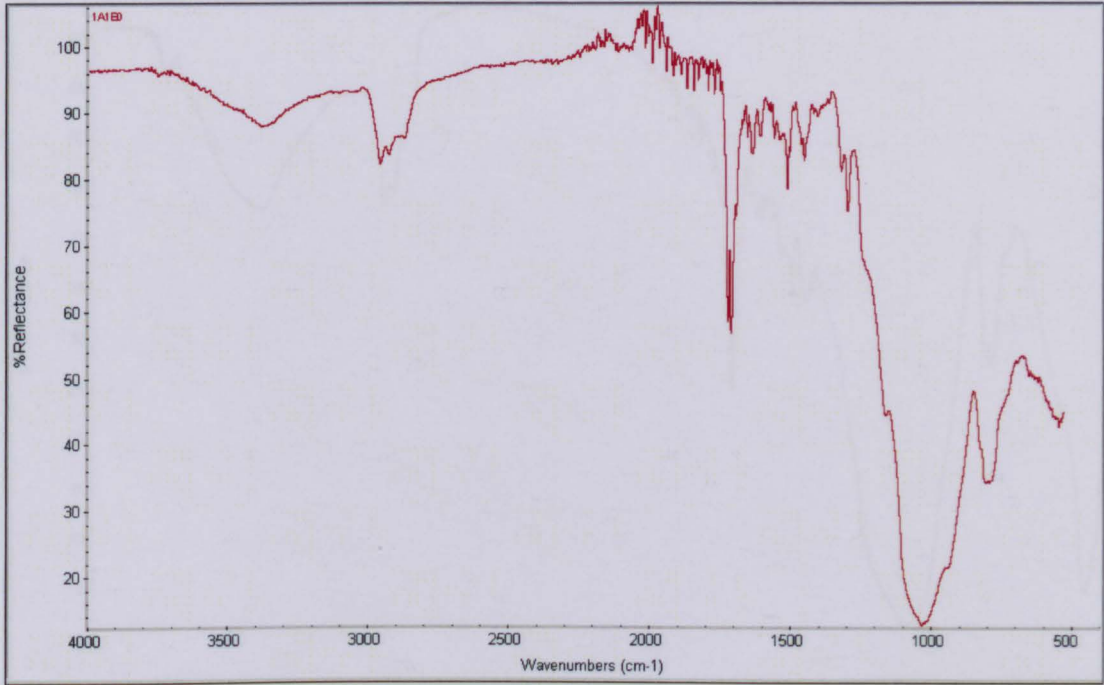
Grafik 20: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1B materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR spektrumu



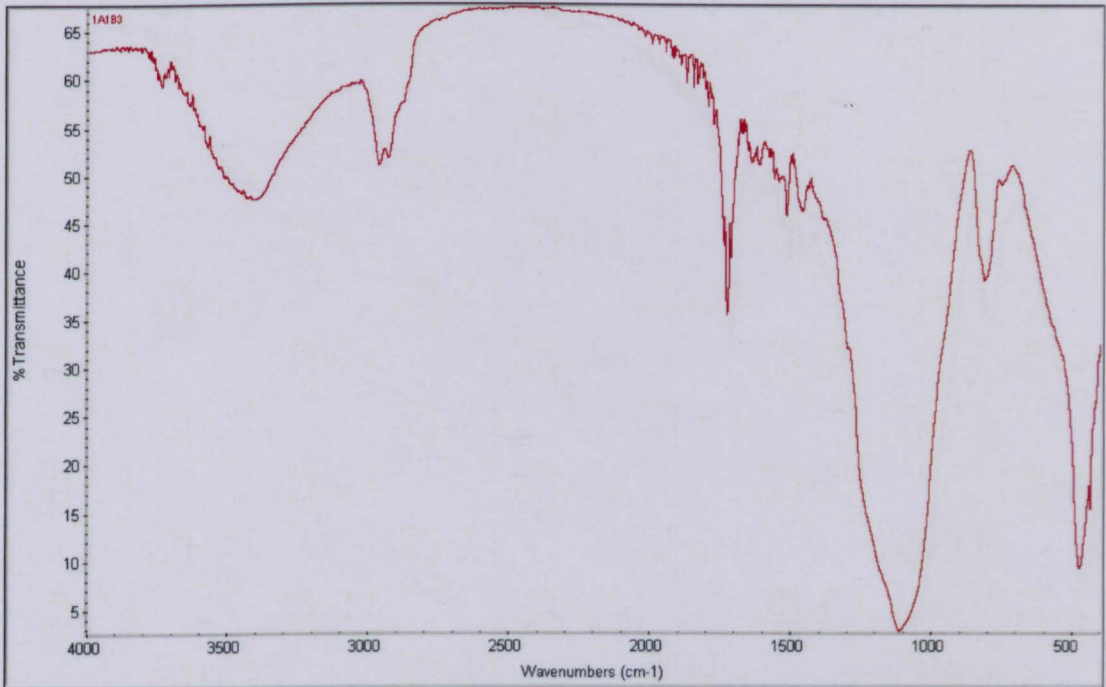
Grafik 21: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1B materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR spektrumu



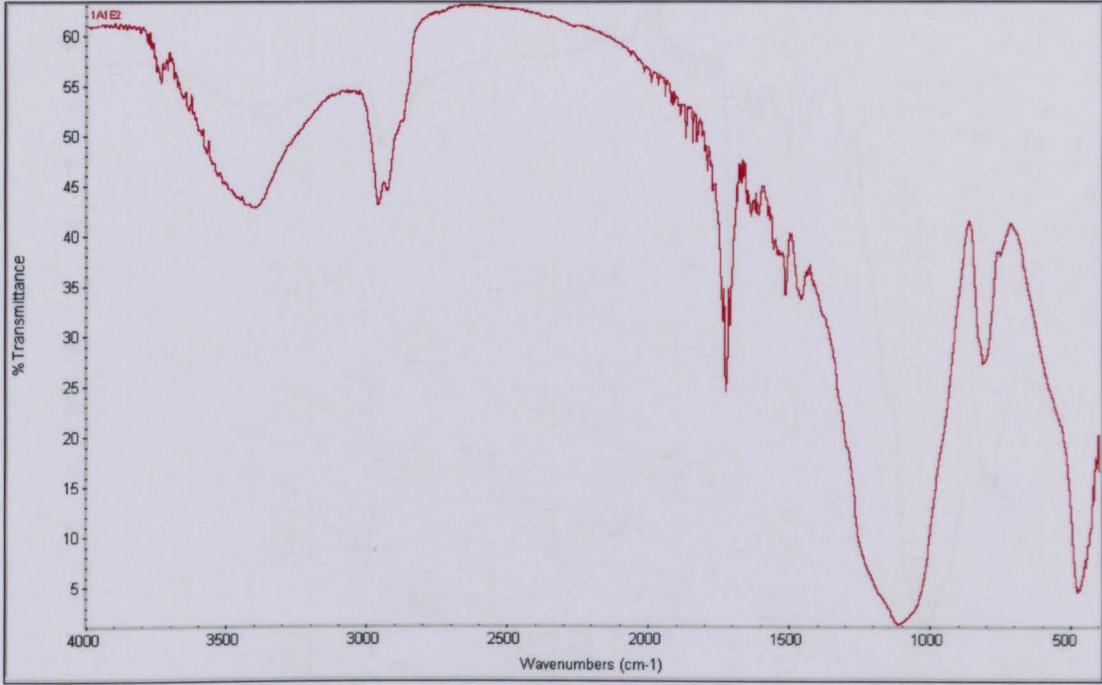
Grafik 22: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1E materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR spektrumu



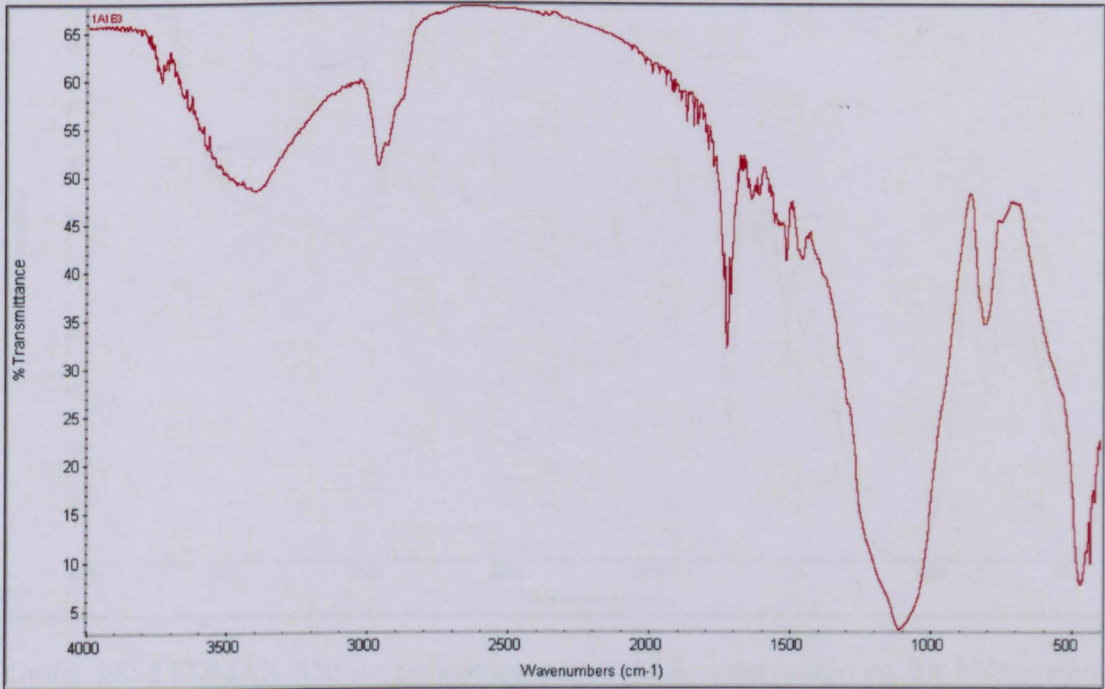
Grafik 23: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1E materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR spektrumu



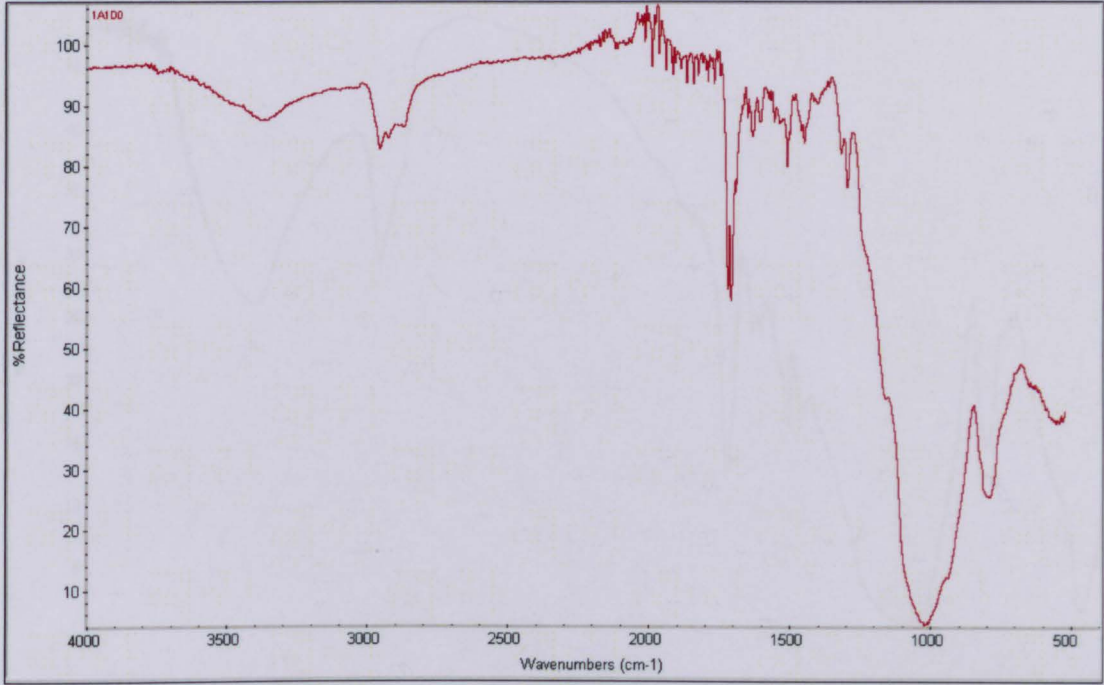
Grafik 24: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1E materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR spektrumu



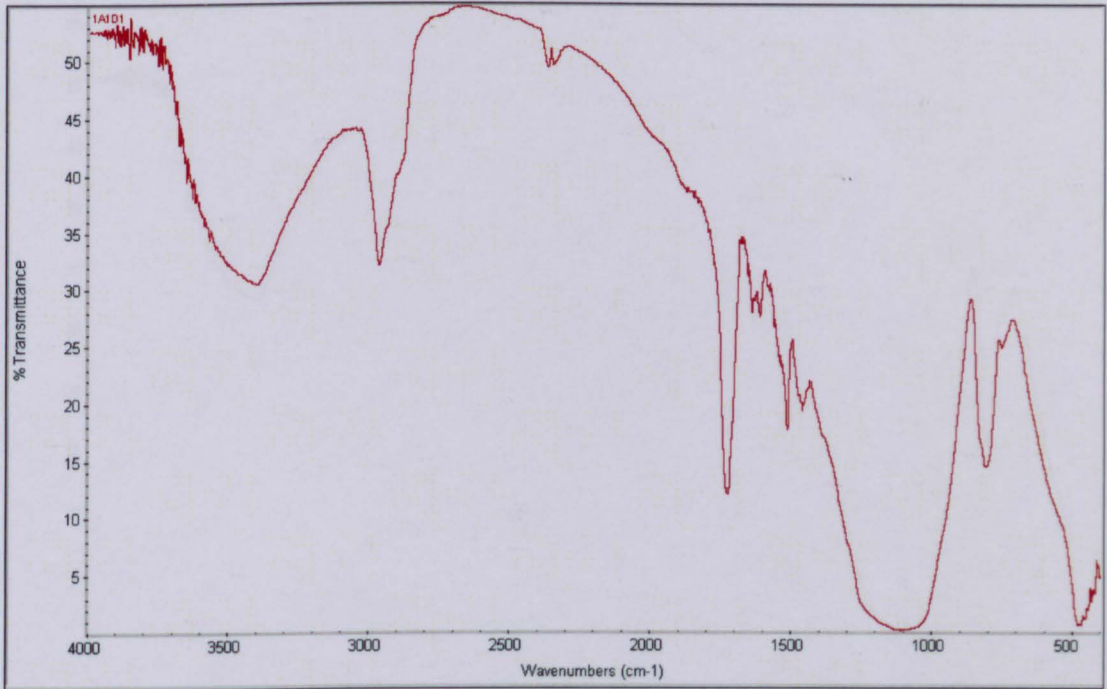
Grafik 25: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1D materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



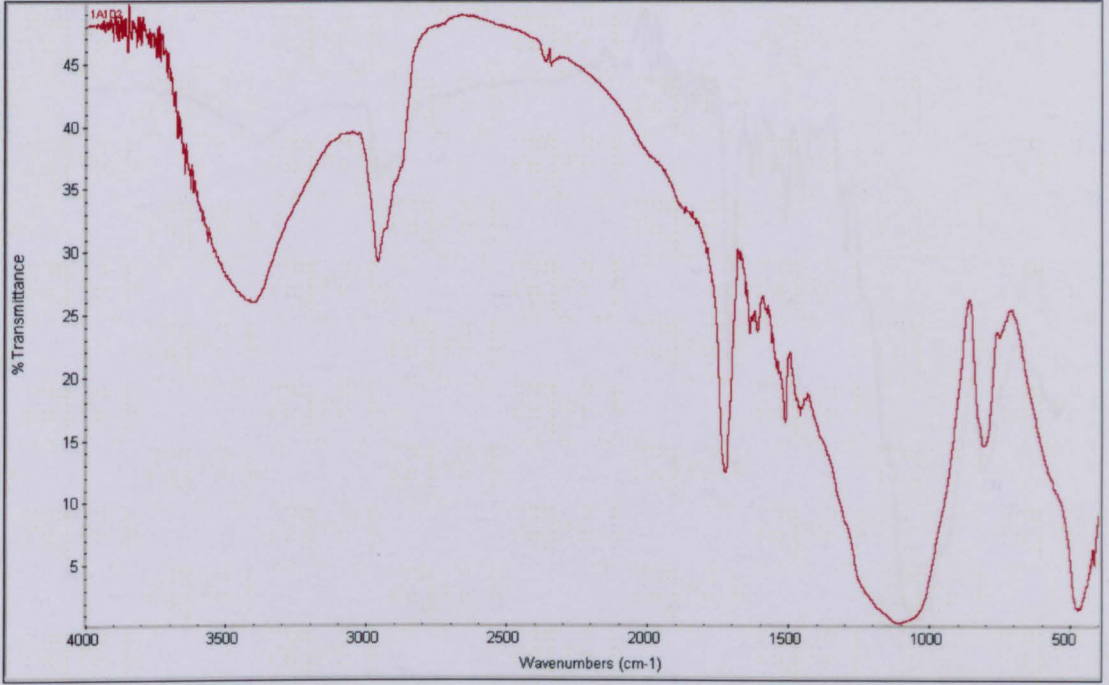
Grafik 26: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1D materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



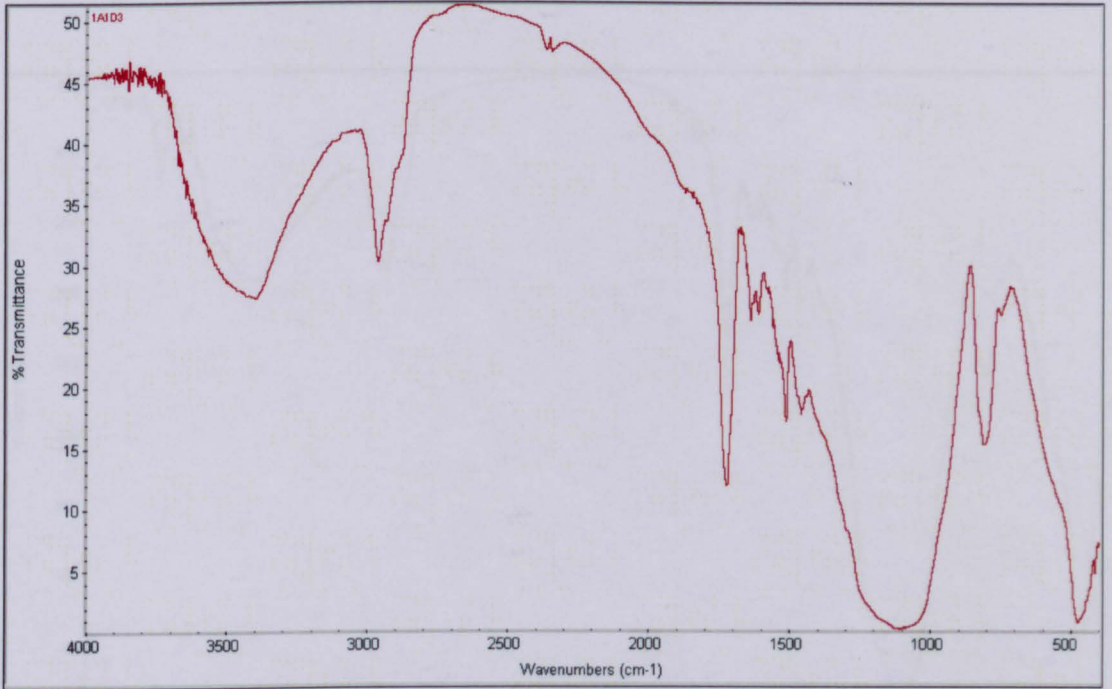
Grafik 27: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A1D materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



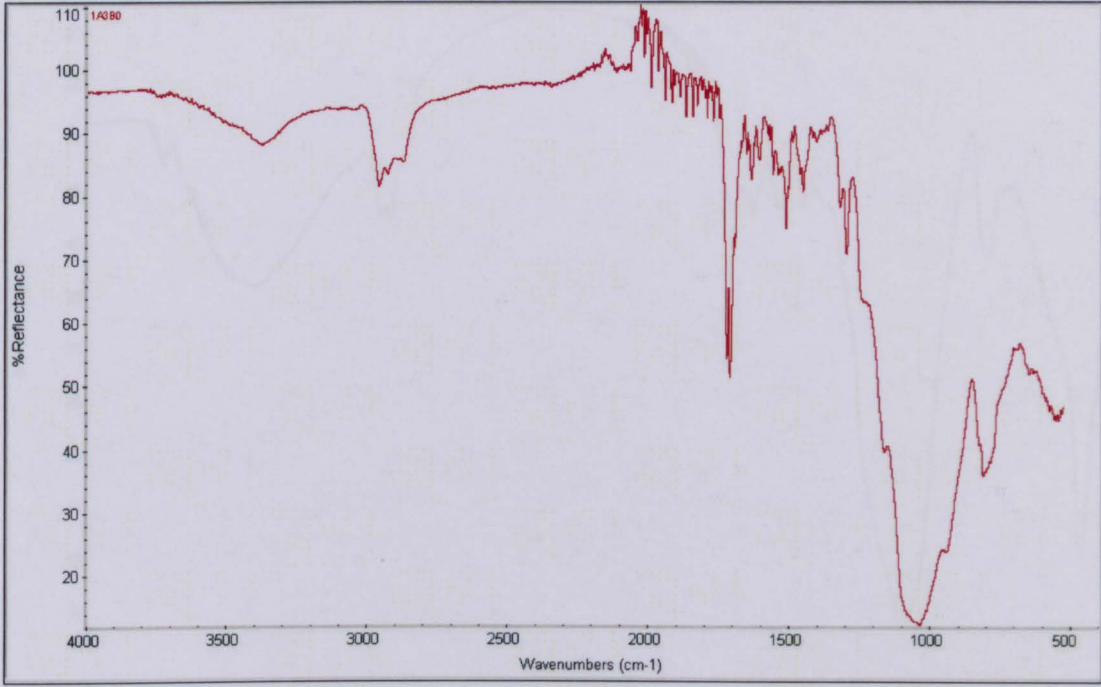
Grafik 28: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3B materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



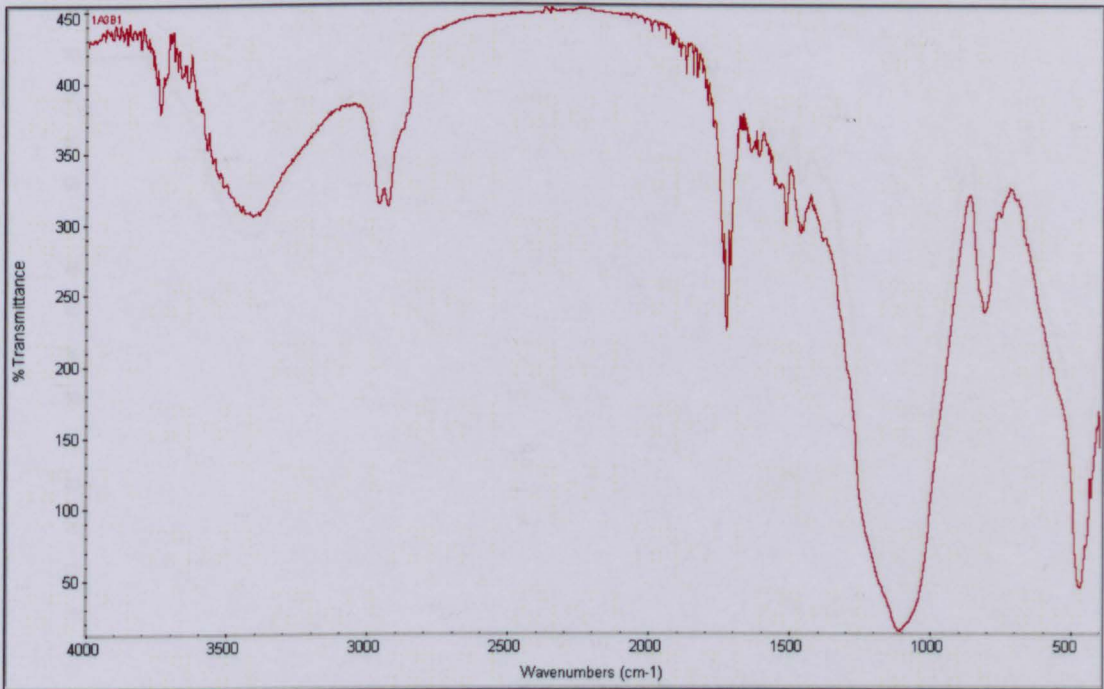
Grafik 29: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3B materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



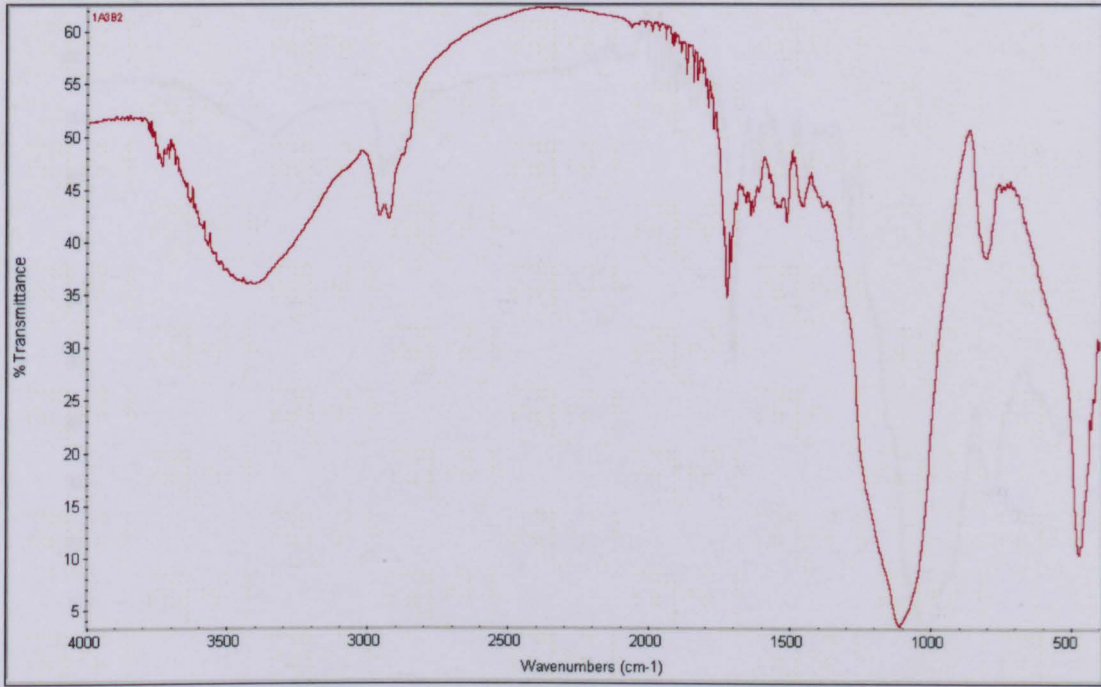
Grafik 30: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3B materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



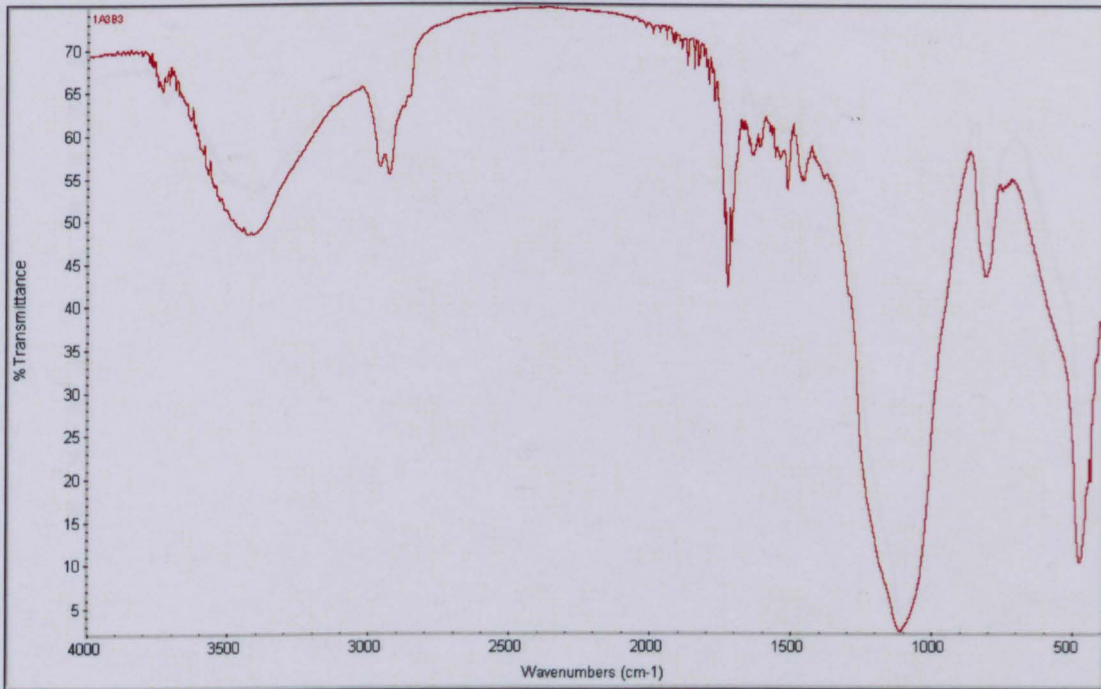
Grafik 31: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3E materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



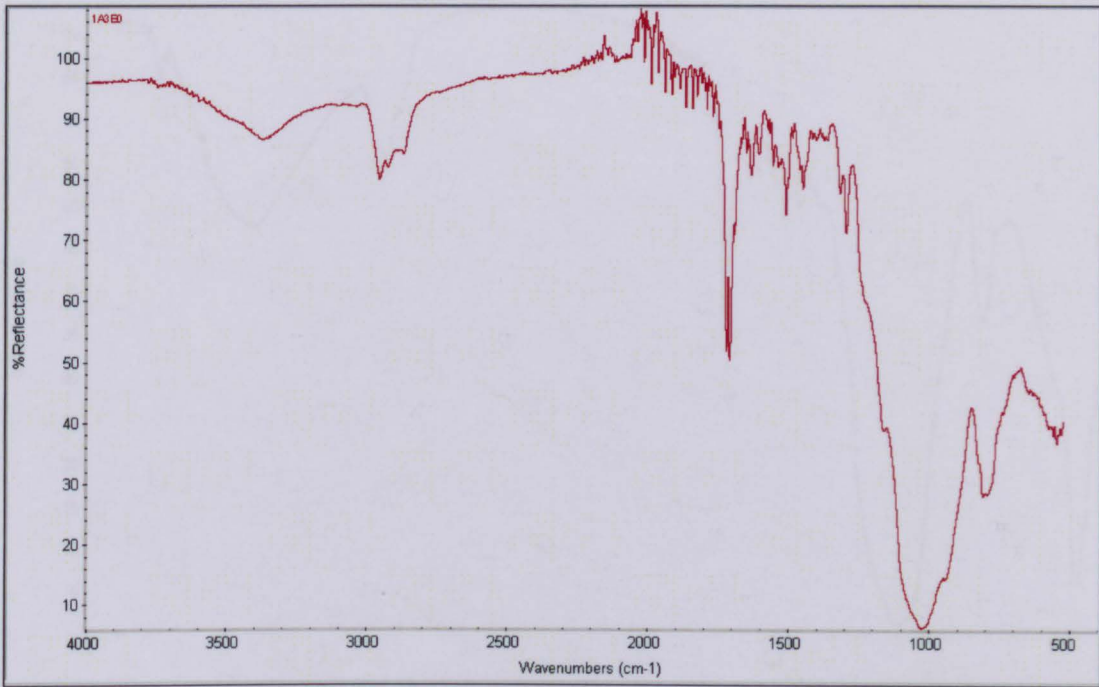
Grafik 32: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3E materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



Grafik 33: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3E materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



Grafik 34: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3D materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



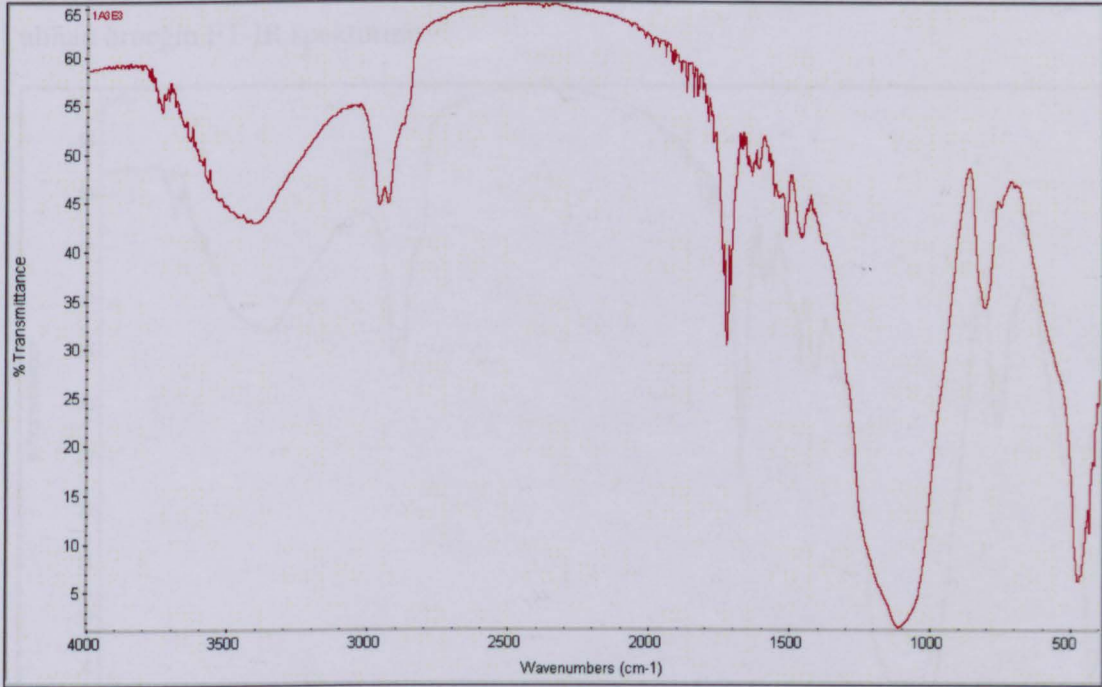
Grafik 35: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3D materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



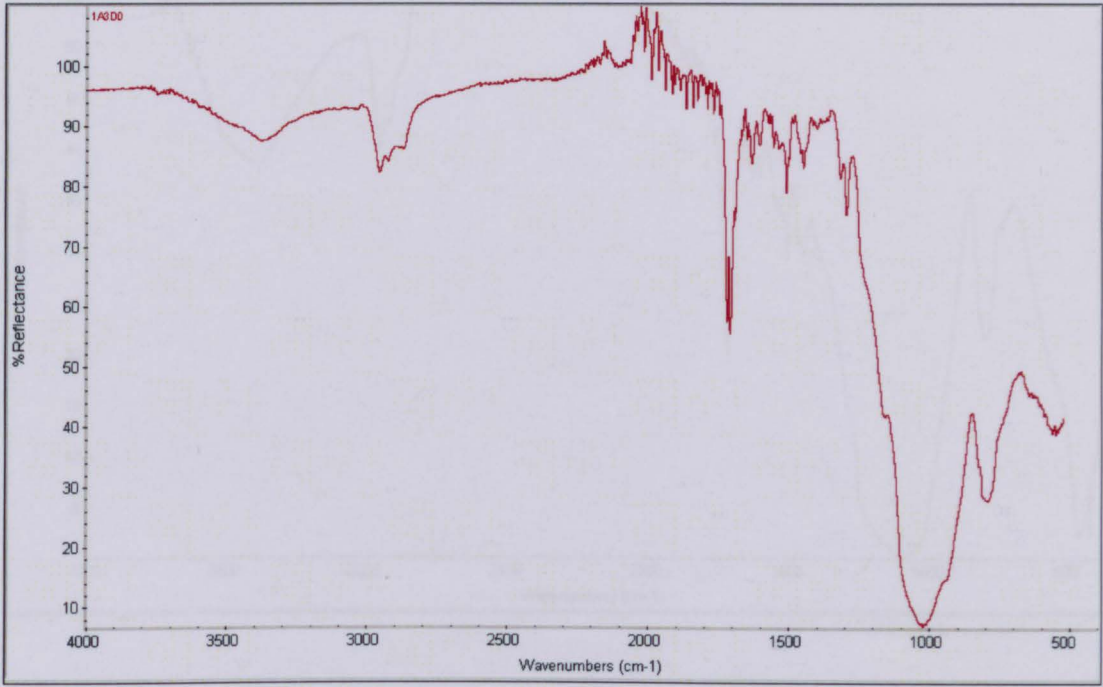
Grafik 36: LEDMAX 550 ile polimerize edilen A3D materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



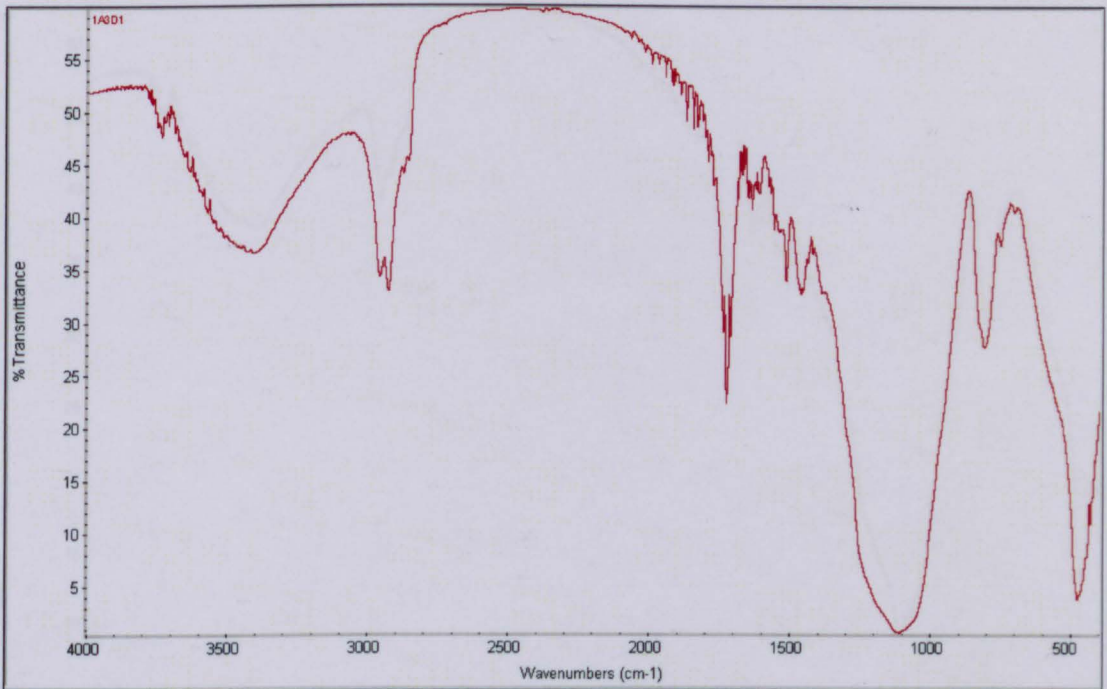
Grafik 37: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1B materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



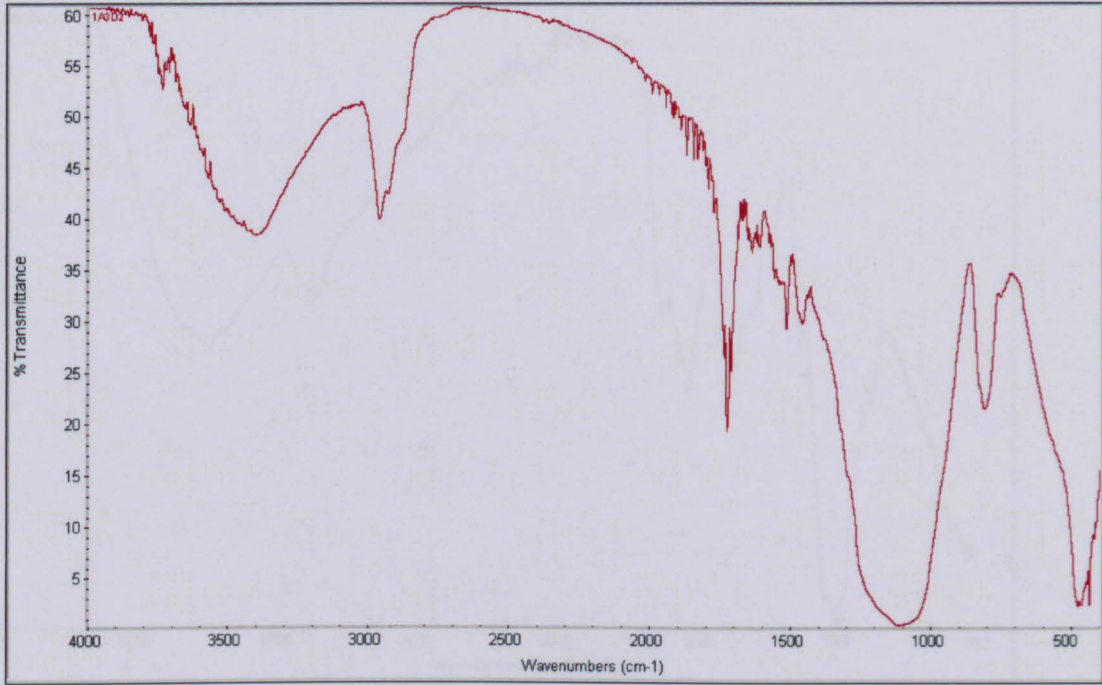
Grafik 38: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1B materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



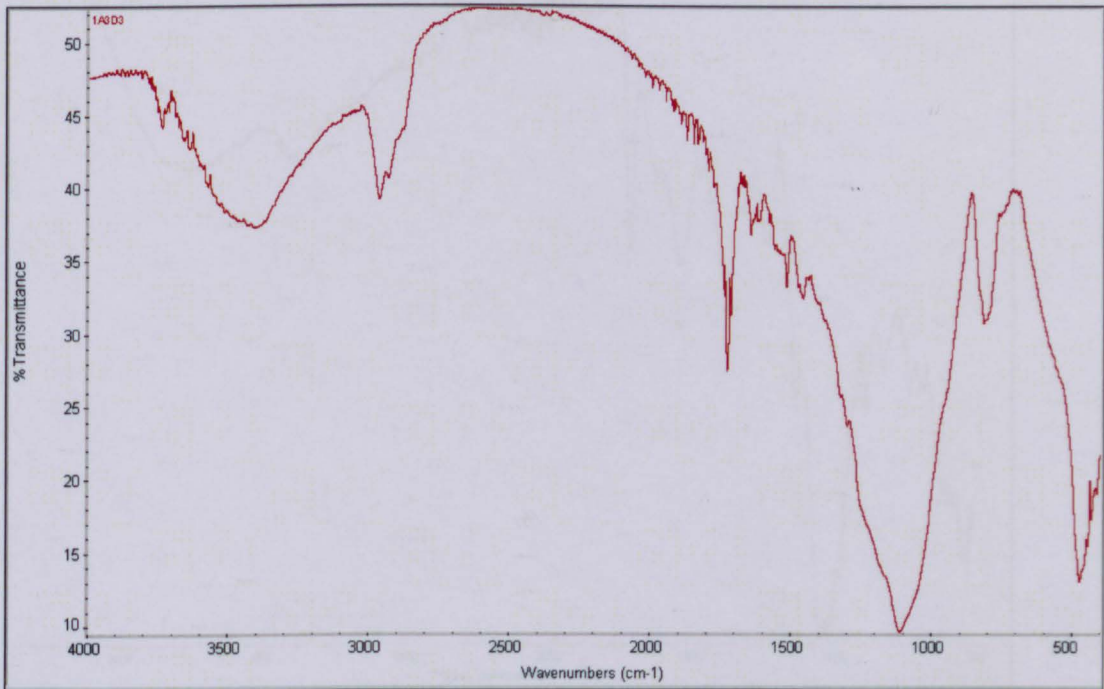
Grafik 39: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1B materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



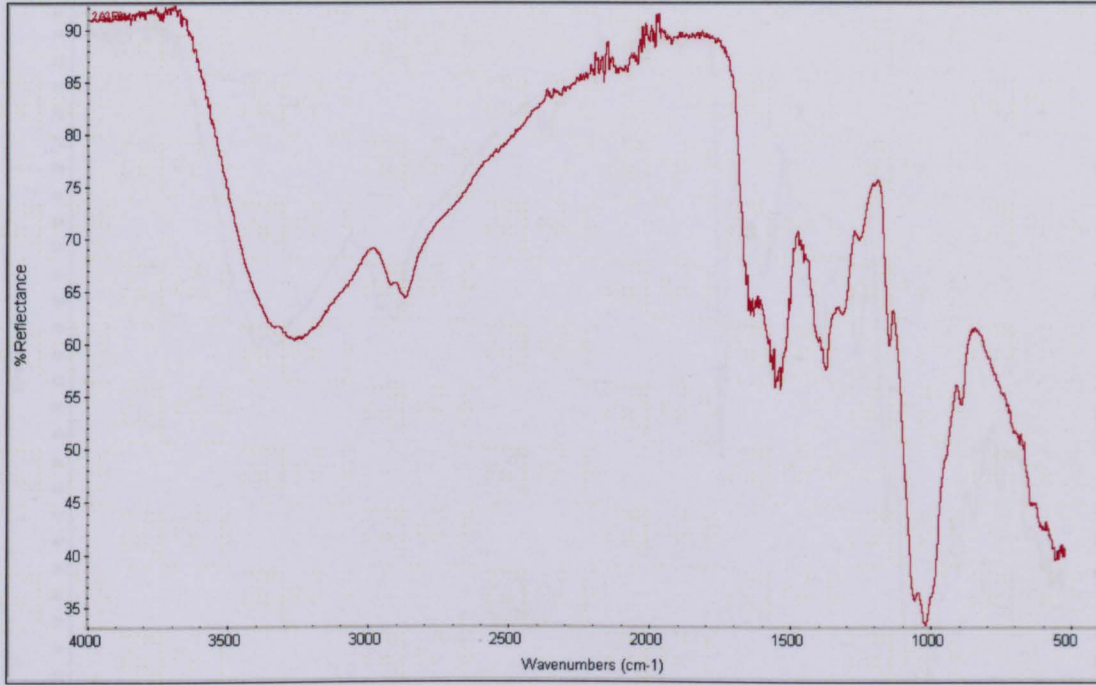
Grafik 40: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1E materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



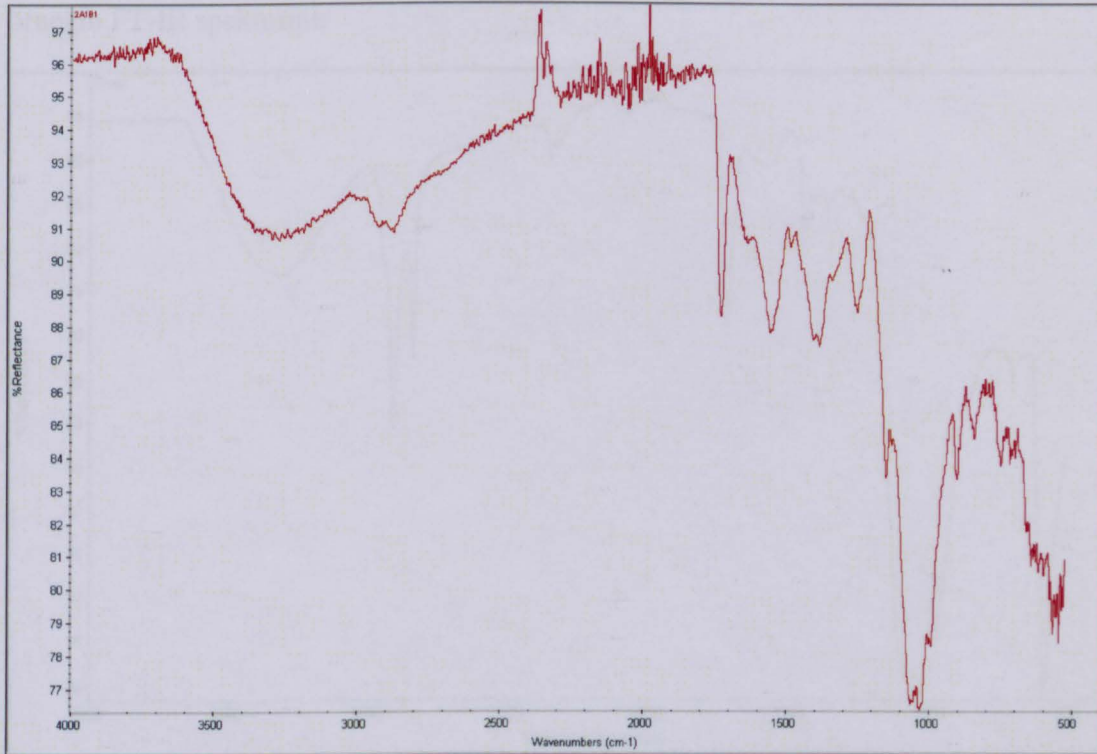
Grafik 41: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1E materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



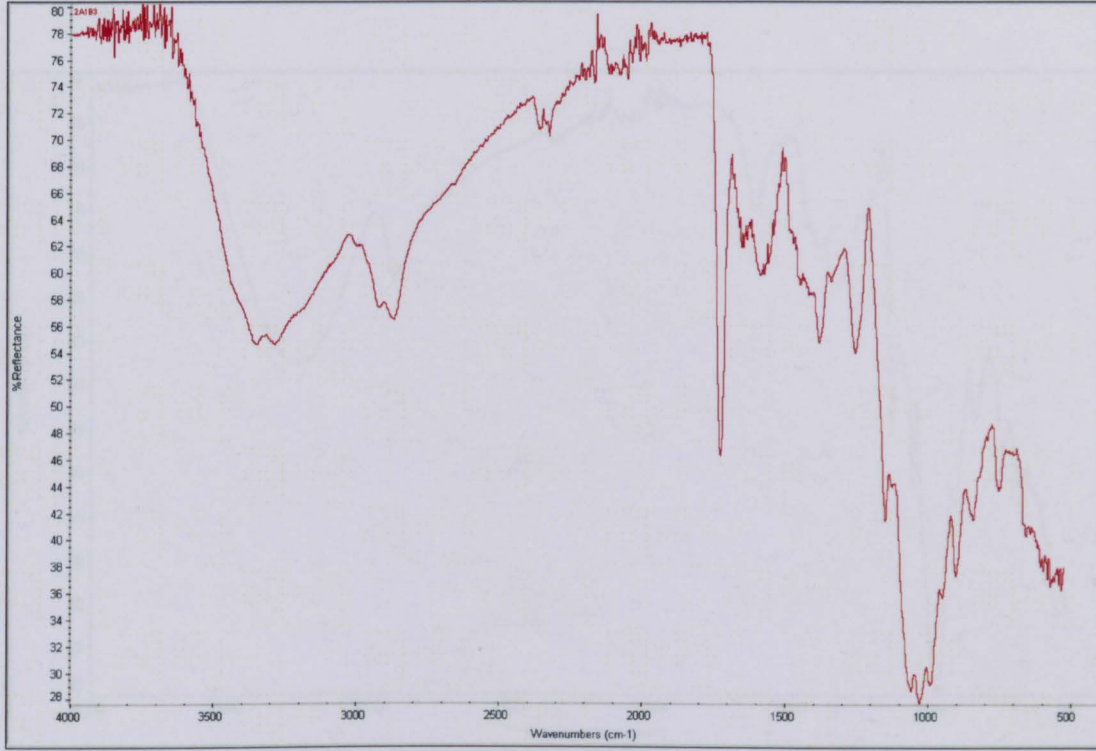
Grafik 42: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1E materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



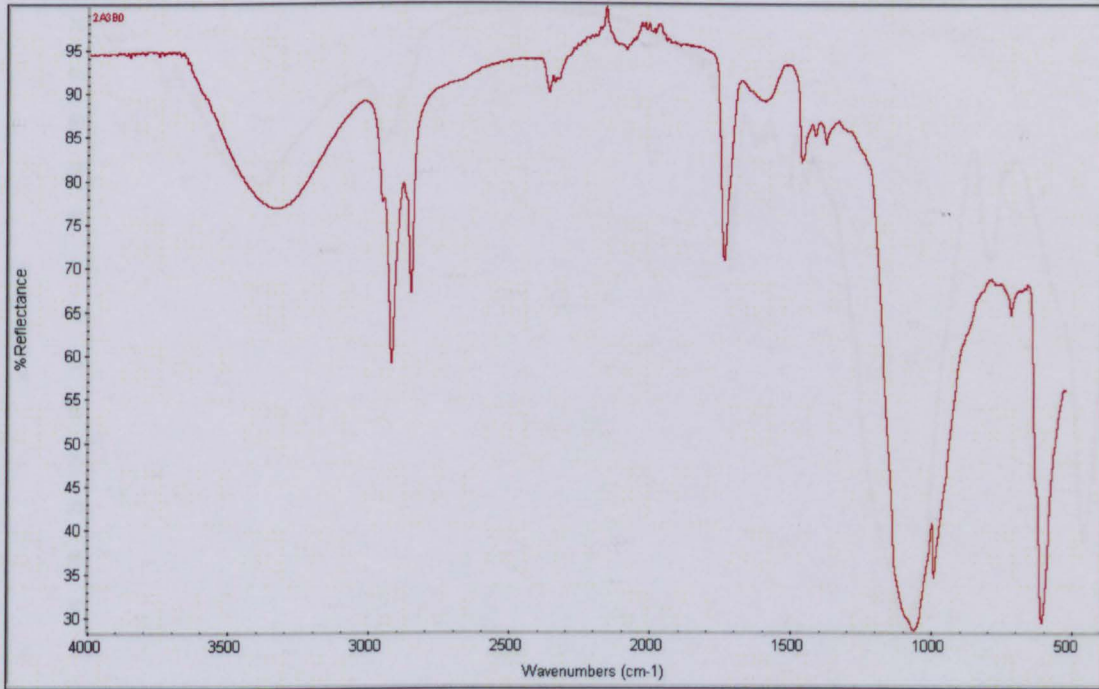
Grafik 43: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1D materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



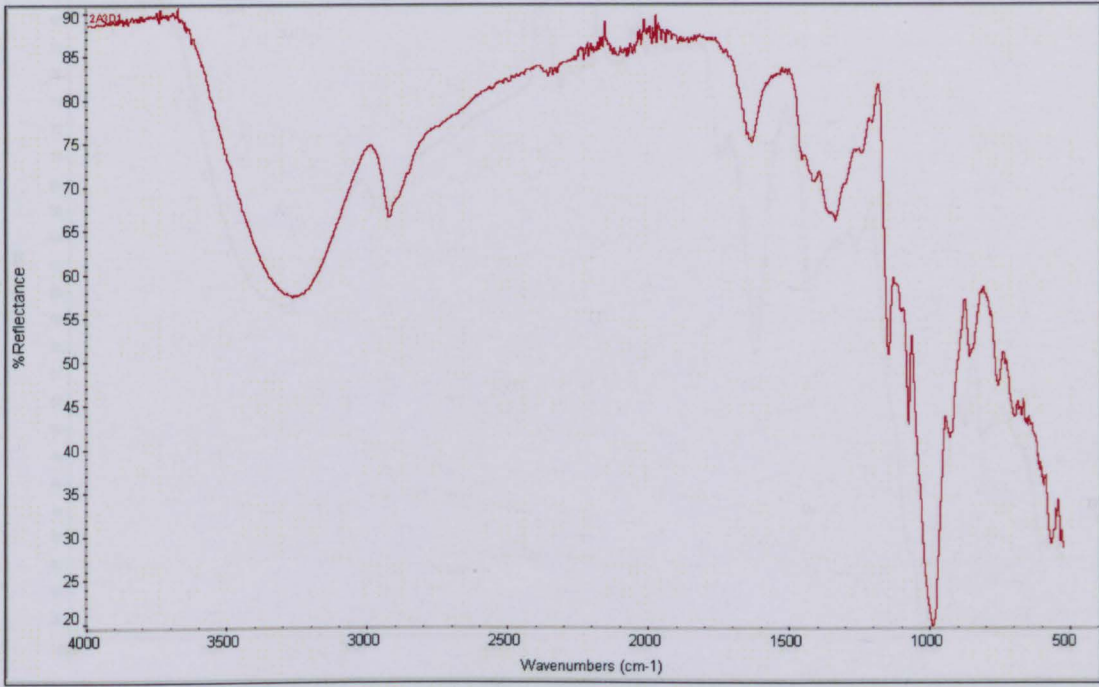
Grafik 44: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1D materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



Grafik 45: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A1D materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



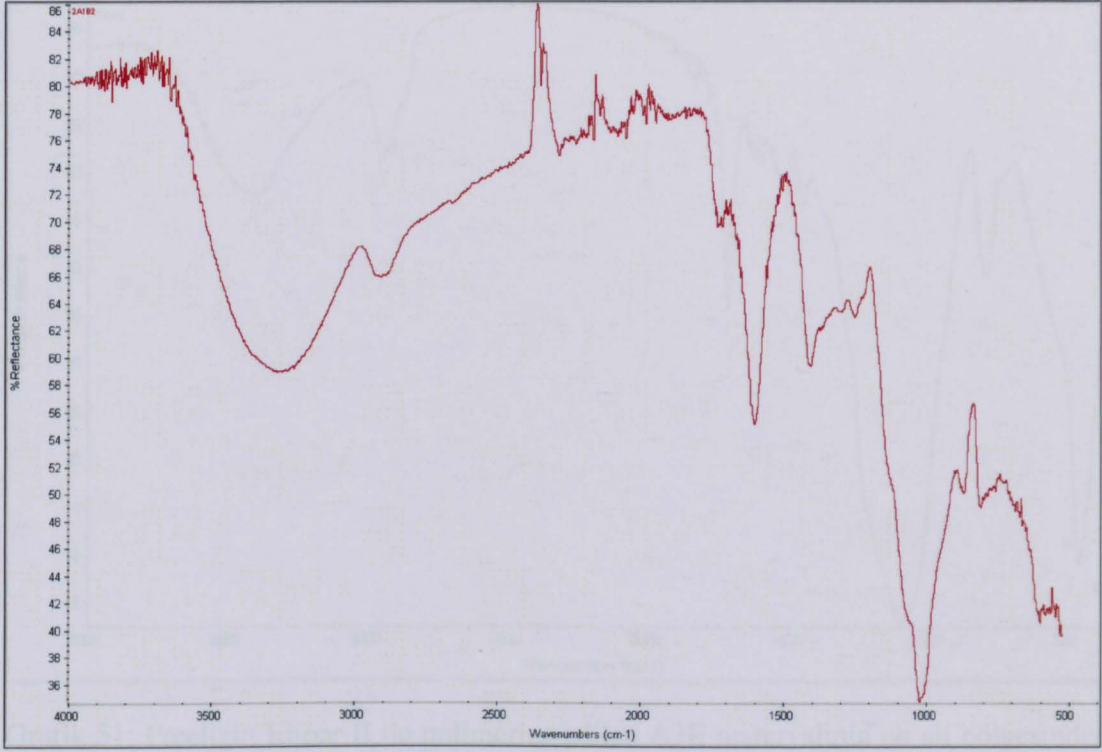
Grafik 46: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3B materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



Grafik 47: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3B materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



Grafik 48: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3B materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



Grafik 49: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3E materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu

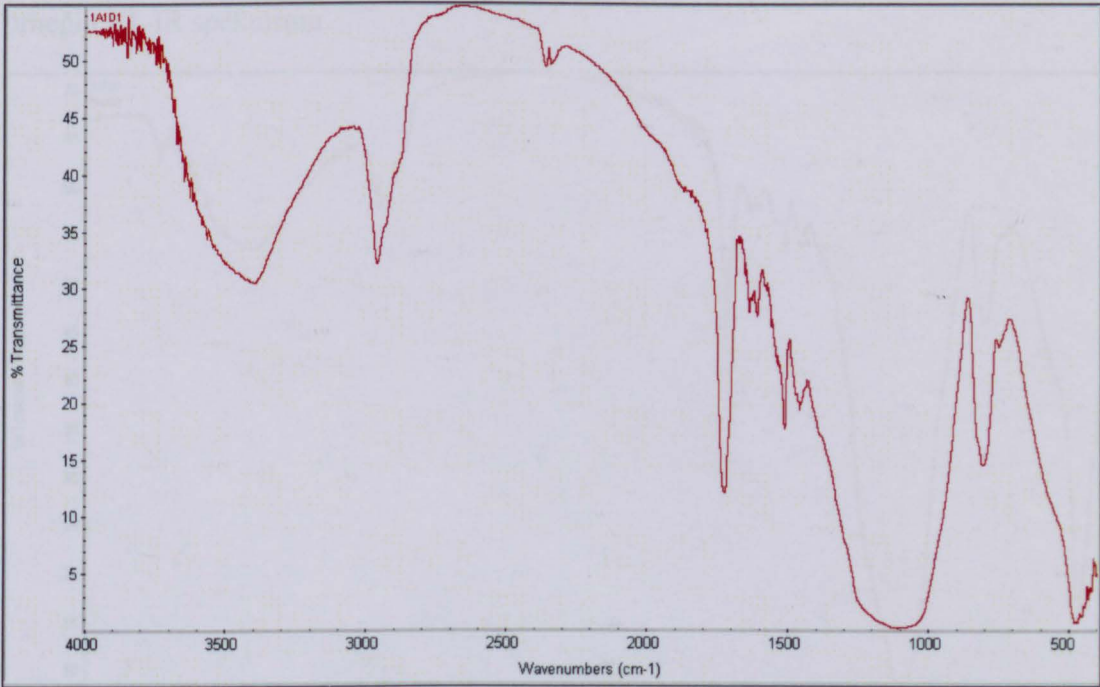


Grafik

50: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3E materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



Grafik 51: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3E materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



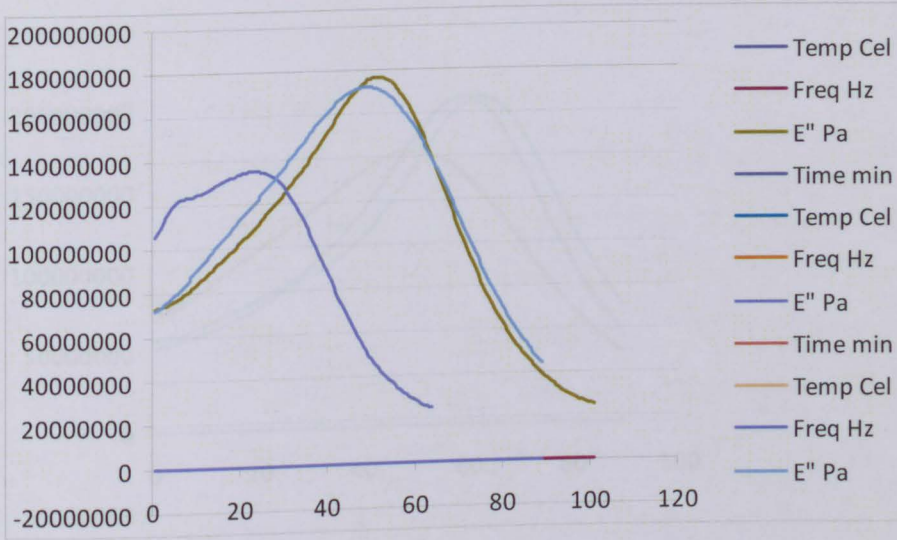
Grafik 52: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3E materyalinin en üst bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



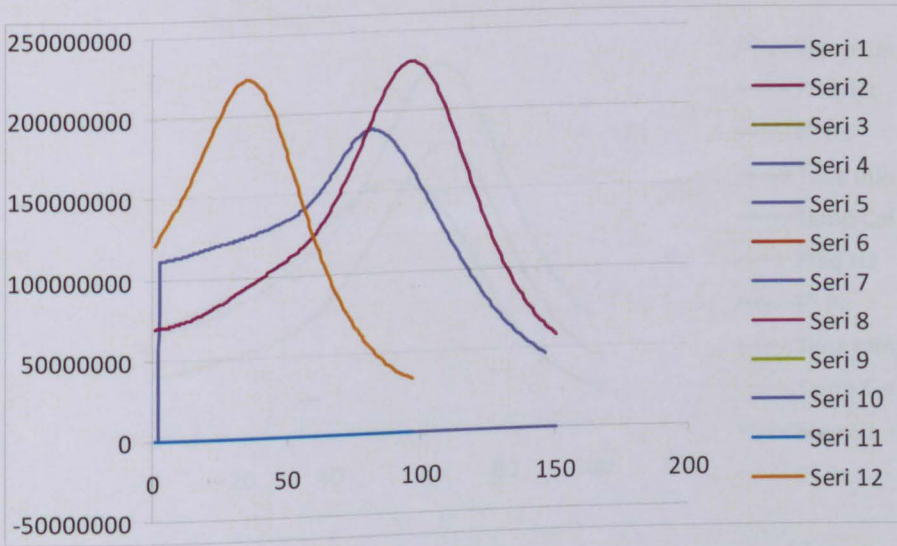
Grafik 53: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3D materyalinin orta bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



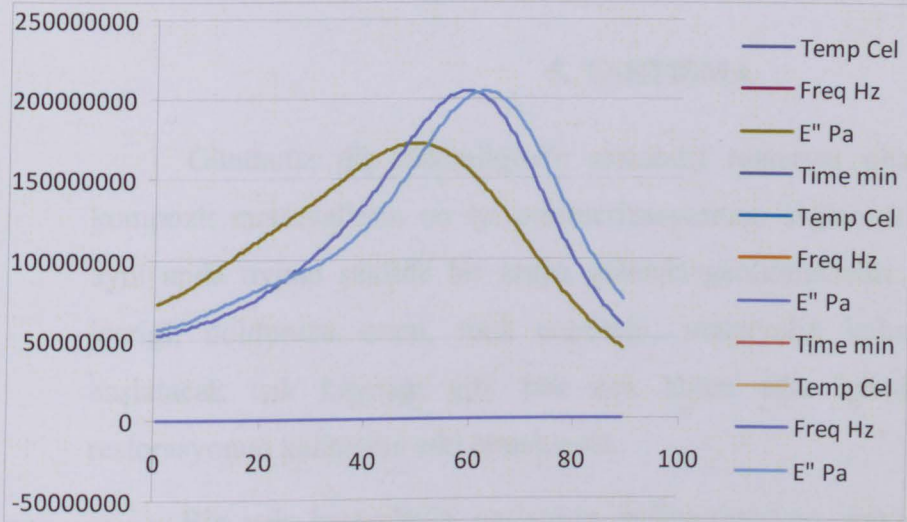
Grafik 54: Freelight Elipar II ile polimerize edilen A3D materyalinin en alt bölgesinden alınan örneğin FT-IR spekturmu



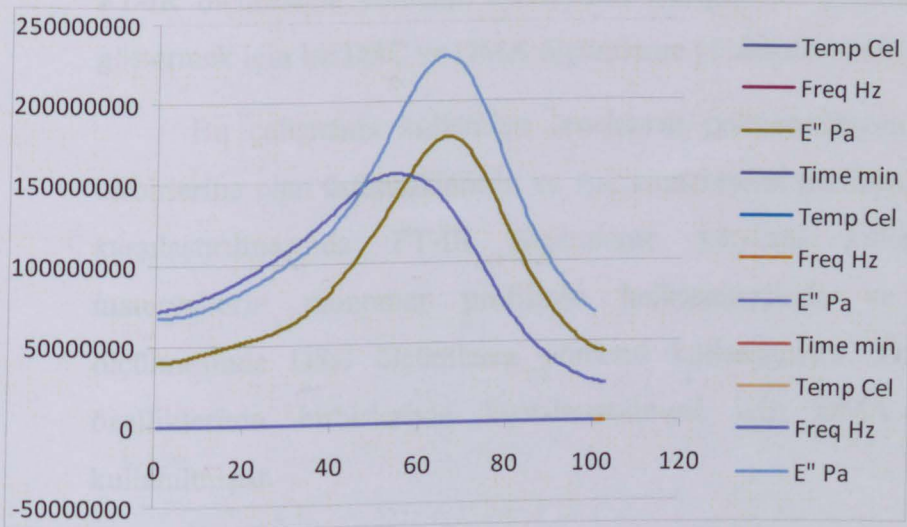
Grafik 55: LEDMAX 550 ışık kaynağı ile polimerize edilen A3B, A3E ve A3D materyallerinin karşılaştırmalı DSC incelemeleri



Grafik 56: LEDMAX 550 ışık kaynağı ile polimerize edilen A1B, A1E ve A1D materyallerinin karşılaştırmalı DMA incelemeleri



Grafik 57: FreeLight Eliapar II ışık kaynağı ile polimerize edilen A1B, A1E ve A1D materyallerinin karşılaştırmalı DMA incelemeleri



Grafik 57: FreeLight Eliapar II ışık kaynağı ile polimerize edilen A3B, A3E ve A3D materyallerinin karşılaştırmalı DMA incelemeleri

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde restoratif materyal olarak en sık kullanılan kompozit materyallerin en iyi polimerizasyonunu sağlamak için pek çok etkenin aynı anda uygun şekilde bir araya gelmesi gerekmektedir. Kompozit materyalin içeriği, doldurucu oranı, renk seçeneği, materyalin kalınlığı, polimerizasyonu başlatacak ışık kaynağı gibi pek çok etken ağız içersinde uygulayacağımız restorasyonun kalitesine etki etmektedir.

Bir ışık kaynağıyla başlatılan polimerizasyon sonucu elde edilen dolgu materyalinin ne kadar derinliğe kadar polimerize olduğunu, polimerizasyon profilini, artık monomer oranının polimerize olan monomerlere oranını göstermek amacıyla FT-IR ölçümleme yöntemi, materyalin içeriğini ve polimerize olma kapasitesini göstermek için ise DSC ve DMA ölçümleme yöntemleri kullanılabilmektedir.

Bu çalışmada kullanılan örneklerin polimerizasyon derinliği bakımından birbirlerine olan üstünlüklerinin ve ışık cihazlarının performanslarının birbirleriyle karşılaştırılmasında FT-IR ölçümleme yöntemi kullanılmıştır. Kullanılan materyallerin monomer profilinin belirlenmesinde ve saflık derecelerinin ölçülmesinde DSC ölçümleme yöntemi kullanılmıştır. Örneklerin camsı geçiş özelliklerinin birbirleriyle kıyaslanabilmesi için DMA ölçümleme yöntemi kullanılmıştır.

Ghauch ve arkadaşları, moleküler kimliklendirme yapmak için FT-IR cihazındaki ölçümlerin hassas olduğunu, tekrarlanabilir olduğunu ve örnek hazırlama zorluğunun olmadığını bildirmişlerdir (50).

Orefice ve arkadaşları, Young ve arkadaşları kompozit materyallerin polimerizasyon kinetiğini incelemek amacıyla FT-IR ölçümleme yöntemini kullanmışlar ve bu yöntemin polimerizasyon sırasında oluşan değişimleri görüntüleyebilmek için en ideal yöntem olduğunu bildirmişlerdir (83, 116) .

Scherzer ve arkadaşları, FT-IR ölçümleme yönteminin monomer değişim seviyelerinin tespitinde ışık gücünün, başlatıcı yoğunluğunun ve kalınlığın etkisini

göstermekte diğer yöntemlere göre daha başarılı bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir (92).

Neves ve arkadaşları, farklı ışık dalga boyları ve ışınlama zamanlarının polimerleşme üzerine etkilerini inceledikleri araştırmalarında FT-IR ATR kristali içeren teknik kullanmışlardır. Yaptıkları çalışmada 2 mm derinlikli örneklerde 800 mw/cm² dalga boyu ışık kaynağı ile başlatılan polimerizasyonun en üst seviyede olduğunu tespit etmişlerdir (80).

Bu çalışmada her bir materyalin üst, orta ve alt kısımlarından kazıma yöntemiyle elde edilen örnekler polimerizasyon miktarlarının ölçülmesi için FT-IR ölçümleme cihazıyla incelenmiştir.

Araştırmacılar FT-IR incelemeleri için en uygun yöntemin KBr (Potasyum Bromür) ile film tabaka hazırlanması olduğunu bildirmişlerdir (53, 77, 82). Obici ve arkadaşları KBr ile hazırlanan film tabakaların analizinde 24 saat ile 20 gün arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığını bildirmişlerdir (82).

Bu çalışmada hazırlanan örneklerden kazıma yöntemiyle polimerize olmuş kompozit materyalden elde edilen toz KBr ile karıştırılarak preslenmiştir. Bu işlem sonucunda elde edilen filmler FT-IR ölçümleme yöntemiyle incelenmiştir.

Emami ve arkadaşları kompozit materyallerin polimerizasyonun bir ışık kaynağı ile başlatılıp ışıkla materyalin ilişkisi bittikten sonra devam edip etmediğini belirlemek için 1x4,3x21 mm'lik teflon kalıplar içerisinde polimerizasyon sağlayarak iki farklı kompozit materyaline ait (Filtek Z100 ve Z250) örnekleri incelemişlerdir. Örnekler 8 mm çaplı Elipar Trilight ile 120, 60 ve 35 sn süreyle 3 seferde polimerize edilmiştir. Tüm örneklerin eşit miktarda enerji alarak polimerize olduğu bildirilmiştir. Baştan aşağı şeffaf film ile içi kaplanmış kalıptan tek parça olarak çıkarılan örneği DMA ölçümleme cihazı ile 0°C ile 200°C arasında incelemişlerdir. Saklama modülü (storage modulus; ışık kaynağı ile polimerizasyon başlatıldıktan ve ışık kaynağı kapatıldıktan sonra devam etmesi) tespit edilen örneklerden Z250 içeren örneğin Z100 içeren örneğe göre üstün olduğu bildirilmiştir (44).

Bu çalışmada 4x12x45 mm.lik teflon kalıplar içersinde örnekler hazırlanmıştır. 12 mm. çaplı ışık kaynaklarına 4 seferde polimerizasyonu başlatılan örnekler teflon kalıbın içersine yerşeltirilen şeffaf bant ile alınarak tek parça olarak DMA ölçümlene cihazında -70°C ile +155°C arasında 5°C/dak. ısıtma hızında incelenmiştir. Aynı renk seçeneğinin aynı ışık kaynağı ile polimerize edilen örnekleri arasında bir fark olmazken A1 renk seçeneğinde A3 renk seçeneğine göre daha fazla oranda polimerize olmuş monomer tespit edilmiştir. Işık kaynaklarının birbiriyle karşılaştırılmasında ise LEDMAX 550 ışık cihazının Freelight Eliapar II ışık cihazına göre daha yüksek oranda polimer oluşturma kapasitesine sahip olduğu tespit edilmiştir.

Kompozit materyallerin polimerizasyon sonrası soğurdukları enerjilerin ölçülmesi ile birbirlerine karşı polimerleşmiş ve polimerleşmemiş monomer miktarları bakımından üstünlükleri karşılaştırılabilir. Bu sayede ışıkla başlatılan polimerizasyon sonrasında kompozit materyalin ağız içersinde uzun vadede nasıl bir sonuç ortaya çıkacağı tespit edilmeye çalışılmaktadır. Bunun için en uygun yöntemin DSC ölçümlene yöntemi olduğu bildirilmiştir. Soğurdukları enerji miktarına göre sıralanan örneklerden en üstte olan yani en çok içsel enerjisi bulunan örneğin en fazla sayıda polimer zincire sahip olduğu bildirilmektedir.

Nomura ve arkadaşları, kompozit materyallerin içsel enerjilerinin tespiti için termal analiz yöntemlerinden DSC ölçümlene yöntemini kullanmışlardır. 6mm. iç çapında 3 mm. derinliğinde teflon kalıplar içersinde LED ışık kaynağı ile polimerize edilen 6 farklı kompozit materyalden örnekler oluşturulduğu bildirilmiştir. Her bir örnekten alınan 3 mg. toz örnek sırasıyla 5°C/sn, 10°C/sn ve 15°C/sn ısıtma hızıyla 20°C'den 450°C'ye kadar ısıtılarak incelenmiştir. Sonuçta en yüksek enerjiye sahip materyal Luxomax ışık kaynağı ile polimerize edilen DMAEMA olurken en düşük enerjiye sahip olan örnek ise Clearlight ışık cihazıyla polimerize edilen DMAEMA içeren kompozit materyal olduğu bildirilmiştir (80).

Çalışmamızda 6mm. iç çaplı 4mm. derinliğinde teflon kalıplar içersinde iki farklı ışık kaynağı ile polimerize edilen örnekler DSC ölçümlene yöntemiyle incelenmiştir. 6 farklı materyalin 20 sn. süreyle polimerize edilen örneklerinden üst,

orta ve alt tabakalarından kazıma yöntemiyle elde edilen ortalama 2,7 mg. toz materyal sırasıyla 5°C/sn., 10°C/sn. ve 20°C/sn. ısıtma hızlarında 30°C'den 350°C'ye kadar ısıtılarak incelenmiştir. Bu inceleme sonucunda içsel enerji miktarları arasında farklılıklar tespit edilmiştir. Tüm örnekler kendi içerisinde karşılaştırıldıklarında en yüksek içsel enerjiye yani polimerize olmuş monomer miktarına en üst tabakalarında sahip olduğu görülmüştür. LEDMAX 550 ışık cihazıyla sertleştirilen örnekler içerisinde A1D materyali en yüksek içsel enerjiye sahip olarak tespit edilmiştir. Freelight Eliapar II ışık cihazıyla polimerize edilen örneklerde ise yine A1D materyali en üst içsel enerjiye sahip olarak tespit edilmiştir. Genel olarak karşılaştırıldığında Freelight Eliapar II ışık cihazı ile oluşturulan örneklerin LEDMAX 550 ışık cihazı ile oluşturulan örneklerle göre daha fazla içsel enerjiye sahip olduğu tespit edilmiştir.

Kompozit materyallerin polişmerizasyon derinliğini ölçmek amacıyla yapılan çalışmalarda araştırmacılar farklı boyutlarda kalıplar kullanılmıştır. Obici ve arkadaşları, 7mm. iç çapında 5mm. derinliğinde silikon kalıplar, Tanimoto ve arkadaşları, 10 mm. çapında 8 mm. iç çapında 5 mm. derinliğinde paslanmaz çelik kalıplar, Uhl ve arkadaşları, 4mm. çapında 2mm. derinliğinde paslanmaz çelik disk kalıplar, Paula ve arkadaşları, 5 mm. çapında 3 mm. derinliğinde PVC kalıplar, Flemming ve arkadaşları, 11mm. çapında 4 mm. derinliğinde paslanmaz çelik kalıplar, Botsalı ve arkadaşları, iç çapı 7,5 mm derinliği 2,5 mm. olan metal kalıplar, Cefaly ve arkadaşları, 3mm. iç çaplı 3 mm. derinliğinde paslanmaz çelik kalıplar, Üşenmez ve arkadaşları, 5mm. iç çaplı 2 mm. derinlikli teflon kalıplar kullanmışlardır (17, 26, 49, 82, 84, 101, 106, 109).

Bu çalışmada olumsuz dış etkenleri soyutlayabilmek için teflon kalıplar kullanılmıştır. Ağız içersinde uyuglanabilecek en geniş dolgu materyalini taklit edebilmesi amacıyla kalıpların boyutları 6 mm. iç çaplı 4mm. derinlikte olarak özel olarak üretilmiştir.

Kompozit materyallerin tabakalandırma yöntemiyle ağız içersinde uygulanması üretici firmalar ve araştırmacılar tarafından önerilmektedir. Kompozit restorasyonlarda 2mm'den kalın tabakalarda polimerizasyonun yeterli olmadığı

bildirilmektedir. 2mm.'den daha derin olarak polimerize edilen kompozit materyallerde ışığın yeterli oranda tabana kadar ulaşamadığı bildirilmiştir.

Bala ve arkadaşları, 1, 2, 3, 4 mm. kalınlığında 5 mm. çapında diskler kullanarak yaptıkları araştırmalarında materyalin uygulama kalınlığının artması ile birlikte artık monomer miktarının da arttığını bildirmişlerdir (14).

Bu çalışmada 4 mm. derinlikli teflon kalıplar tek seferde doldurularak polimerizasyon sağlanmıştır. Amacımız hasta grubumuz olan çocuklarda en kısa zamanda ne kadar derinlikte polimerizasyon sağlanabildiğini incelemektir. Farklı renk seçenekleri kendi içlerinde, her bir renk seçeneğinin farklı doldurucu içeren değişik kullanım amacıyla üretilen çeşitleri kendi içerisinde ve farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen örneklerde birbirleriyle karşılıklı olarak incelenmişlerdir. Derine doğru incelendikçe polimerleşmiş monomer miktarında azalma olduğu tespit edilmiş, ancak bu miktarın kompozit materyal ve ışık kaynağına göre farklılıklar gösterdiği görülmüştür.

Price ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada kompozit materyallerin artan derinlikle birlikte değişen polimerizasyon miktarlarının belirlenebilmesi için örneklerin alt ve üst polimerizasyon oranlarını karşılaştırmışlardır. Farklı yapıda ve renkte kompozit materyallerin, farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilmelerinin değişik sonuçlar ortaya çıkarabileceğinin bildirmişlerdir (88).

Bu çalışmada LEDMAX 550 (Benlioğlu) ve Free Light Eliapar II (3M) ışık kaynakları kullanmıştır. Bu iki ışık kaynağı ile Filtek Supreme XT (3M) kompozit materyalinin A1 ve A3 renk seçeneklerinin B (Body-Gövde), E (Enamel-Mine) ve D (Dentin) çeşitleri polimerize edilmiştir. Hazırlanan örneklerin üst, orta ve alt kısımlarından alınan polimerize edilmiş örnekler incelenmiştir. Her materyal grubu hem kendi içerisinde hem de birbirleriyle karşılıklı olarak incelenmiştir.

Beun ve arkadaşları, Freelight Eliapar II ışık cihazıyla 4mm. kalınlıktaki A3 Filtek Supreme ve A2 Venus marka kompozit materyalleri polimerize edilerek incelemişlerdir. 2 mm. ve 4mm. derinlikte Venus marka kompozitin polimer dönüşüm oranını daha başarılı bulmuşlardır (16).

Çalışmamızda 4mm. derinlikli teflon kalıplar aracılığıyla örnekler hazırlanmıştır. Bu örneklerin en üst kısmındaki, orta 2mm.lik derinlikteki ve an alt 4 mm. derinlikteki polimerize edilmiş materyal incelenmiştir. Polimerizasyon iki farklı ışık kaynağı ile sağlanmıştır. Aynı ışık kaynağı ile polimerize edilen farklı renk seçenekli materyaller incelenirken, aynı renk seçenekleri de kendi içinde ayrıca incelenmiştir.

Brodbelt ve arkadaşları, materyal içerisinde yer alan doldurucu partikül oranının özellikle alt tabakalarda polimerize olmuş monomer miktarını azalttığını bildirmişlerdir. Bunun sebebini ise materyal içersinde yer alan doldurucu partiküllerin materyal içerisine nüfuz eden ışığın saçılmasına yol açması olarak açıklamışlardır (23).

Kawaguchi ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada ışığın saçılmaya uğramasının polimerizasyon derinliğini olumsuz etkileyeceğini bildirmişleridir (61).

Arikawa ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada farklı renk seçenekleriyle hazırlanan örneklerin derinliğinin arttıkça polimerize olan monomer miktarının da değiştiğini bildirmişlerdir (7).

Bu çalışmada, farklı doldurucu oranlarına sahip iki rek seçeneğinde materyal kullanılmıştır. Filtek Supreme marka materyalin A1 ve A3 renk seçenekleri kullanılmıştır. Bu gruplar arasında aynı ışık kaynağı ile oluşturulan polimerizasyon sonucunda istatistiksel olarak anlamlı farklar elde edilmiştir. Aynı renk seçeneğinin alt grupları olarak incelenen farklı kullanım alanları için üretilmiş B, E ve D çeşitlerinde ise yine istatistiksel olarak anlamlı farklar elde edilmiştir.

Dunn ve arkadaşlarının, yaptığı çalışmada komforkinonun polimerizasyon başlatıcı olarak kullanıldığı kompozit materyallerde 470 nm dalga boyunun en verimli dalga boyu olduğunu bildirmişlerdir (42).

Uhl ve arkadaşları, ikinci jenerasyon LED ışık kaynağının dalga boyu dağılımının, polimerizasyon için en uygun olduğu, 2 mm. derinlikli kompozit örneklerinin taban bölgesinde diğer ışık kaynaklarına göre daha üstün olduğunu bildirmişlerdir (107).

Bu çalışmada ikinci jenerasyon LED ışık kaynaklarından LEDMAX 550 (Benlioğlu) ve Freelight Eliapar II (3M) kullanılmıştır. LEDMAX 550 ışık kaynağının dalga boyu 400 – 470 nm. arasında, Freelight Eliapar ışık kaynağının ise dalga boyu 430 – 480 nm. arasındadır.

Bu çalışmada elde edilen bulgularla materyallerin üretim aşamasında içeriğinde yapılan tüm değişimler hedeflenen optimum polimerizasyon sonucuna etki etmektedir. Renk seçenekleri (A1, A3 vb.), kullanım bölgeleri (E, B, D) gibi farklılıklar materyaller arasında polimerizasyon miktarlarında değişikliklere yol açmaktadır.

Monomer içerikli materyallerin polimerleşebilmeleri için bir başlatıcıya gereksinimleri mevcuttur. Ağız içerisine uygulanan materyallerin başlatıcısı olarak ışık kaynakları kullanılmaktadır. Işık kaynaklarının etkin bir polimerizasyon oluşturabilmesi için uygun dalga boyunda ve aralığında materyale uygulanması gerekmektedir. Polimerizasyonun istenen düzeyde tamamlanması materyalin mekanik özelliklerinin yeterli, kenar uyumunun sorunsuz olmasını sağlamaktadır. Uygulanan materyal içerisinde polimerizasyonun en alt tabakaya kadar sorunsuz olarak tamamlanması restorasyonun da başarısını artırmaktadır.

Kompozit materyal uygulamalarında üretici firmaların önerilerine dikkat edilmesi, uygulama alanlarının ve renk seçeneklerinin doğru seçimi, doğru ışık kaynaklarıyla polimerizasyonun başlatılarak monomer- polimer çapraz bağlarının oluşturulması ideal restorasyonun yapılmasında etkili olacağı düşünülmektedir.

5.1. SONUÇLAR

Filtek Supreme XT kompozit materyalinin A1B, A1E, A1D, A3B, A3E ve A3D renk ve kullanım alanı seçeneklerinin LEDMAX 550 ve Freelight Eliapar II ışık kaynaklarıyla polimerize edilmesi sonucu elde edilen örneklerin polimerizasyon ölçümleme yöntemleriyle incelenmesi ile elde edilen sonuçlar aşağıda gösterilmektedir.

5.1.1. DMA Ölçümleme Yöntemiyle Elde Edilen Sonuçlar

Her bir ışık kaynağı ile yapılan inceleme sonucunda A1B, A1E ile A1D arasında ve A3B, A3E ile A3D arasında belirgin bir farklılık gözlenmemiştir. Ancak her iki ışık kaynağında da renklerin birbiriyle karşılaştırılması sonucunda A1 renk seçeneğinin A3 renk seçeneğine üstünlüğü gözlemlenmiştir.

LEDMAX 550 ile Freelight Eliapar II ışık kaynaklarının karşılaştırmalı olarak incelenmesinde ise LEMAX 550 ışık kaynağının Freelight Eliapar II Işık kaynağına üstünlüğü gözlemlenmiştir.

5.1.2. DSC Ölçümleme Yöntemiyle Elde Edilen Sonuçlar

Hem ışık kaynaklarının kendi içerisinde hem de birbirleriyle karşılaştırılmalarında farklılıklar tespit edilmiştir. Ortalama değer olarak Freelight Eliapar II ışık cihazıyla polimerize edilen örnekler LEDMAX 550 ışık cihazıyla polimerize edilen örneklerle göre daha yüksek oranda içsel enerjiye sahip olduğu saptanmıştır.

LEDMAX 550 ışık kaynağı ile polimerize edilen örnekler karşılaştırıldığında içsel enerji miktarları yüksekten alçağa doğru şu sırayladır; A1E, A1B, A1D, A3E, A3B ve A3D.

Freelight Eliapar II ışık kaynağı ile polimerize edilen örnekler karşılaştırıldığında içsel enerji miktarları yüksekten alçağa doğru şu sırayladır; A1D, A1B, A1E, A3D, A3B, A3E.

Kendi içersinde karşılaştırılan tüm örneklerde ise içsel enerji miktarının alınan örneğin derinliği arttıkça düştüğü tespit edilmiştir.

5.1.3. FT-IR Ölçümleme Yöntemiyle Elde Edilen Sonuçlar

6mm. çapında 4 mm. derinliğinde LEDMAX 550 ve Freelight Eliapar II ışık cihazlarıyla polimerize edilen Filtek Supreme XT A1B, A1E, A1D, A3B, A3E ve A3D kompozit materyalleriyle hazırlanan örnekler FT-IR ölçümleme yöntemiyle hem kendi içlerinde, hem karşılıklı hem de ışık cihazları karşılıklı olarak değerlendirilmiştir.

İstatistiksel olarak değerlendirmeler sonucunda birbirlerine karşı aşağıdaki sonuçlar ortaya çıkmıştır.

5.1.3.1 LEDMAX 550 ile polimerize edilen örneklerle ait sonuçlar

LEDMAX 550 ışık cihazıyla polimerize edilen örneklerin en üst katmanlarının karşılaştırılmasında en yüksekten en düşüğe polimerizasyon miktarları sırasıyla şöyledir; A1E, A1B, A1D, A3E, A3B, A3D.

LEDMAX 550 ışık cihazıyla polimerize edilen örneklerin orta katmanlarının karşılaştırılmasında en yüksekten en düşüğe polimerizasyon oranları sırasıyla şöyledir; A1E, A1B, A1D, A3B, A3E, A3D.

LEDMAX 550 ışık cihazıyla polimerize edilen örneklerin en alt katmanlarının karşılaştırılmasında en yüksekten en düşüğe polimerizasyon oranları sırasıyla şöyledir; A1E, A1B, A1D, A3E, A3B, A3D.

5.1.3.2. Freelight Eliapar II ile polimerize edilen örneklerle ait sonuçlar

Freelight Eliapar II ışık cihazıyla polimerize edilen örneklerin en üst katmanlarının karşılaştırılmasında en yüksekten en düşüğe polimerizasyon oranları sırasıyla şöyledir; A1E, A1D, A1B, A3B, A3E, A3D.

Freelight Eliapar II ışık cihazıyla polimerize edilen örneklerin en üst katmanlarının karşılaştırılmasında en yüksekten en düşüğe polimerizasyon oranları sırasıyla şöyledir; A1D, A1E, A1B, A3B, A3D, A3E.

Freelight Eliapar II ışık cihazıyla polimerize edilen örneklerin en üst katmanlarının karşılaştırılmasında en yüksekten en düşüğe polimerizasyon oranları sırasıyla şöyledir; A1B, A13, A1D, A3B, A3E, A3D.

5.1.3.3. Grupların Kendi İçinde Karşılaştırılması

Hazırlanan örneklerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen aynı katmanlarının karşılaştırılması sonucunda pek çok örnekte istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenememiştir.

İstatistiksel olarak anlamlı fark gözlenen örnekler şunlardır;

A1B; LEDMAX 550 ile polimerize edilen örneklerFreelight Eliapar II ile polimerize edilen örneklere oranla tüm katmanlarda daha yüksek bir polimerizasyon oranına sahiptir.

A1E; LEDMAX 550 ile polimerize edilen örneklerFreelight Eliapar II ile polimerize edilen örneklere oranla orta ve en alt katmanlarda daha yüksek bir polimerizasyon oranına sahiptir.

A1D; LEDMAX 550 ile polimerize edilen örneklerFreelight Eliapar II ile polimerize edilen örneklere oranla sadece en üst katmanda daha yüksek bir polimerizasyon oranına sahiptir.

5.2. Öneriler

İki farklı ışık kaynağı ile iki farklı renk seçeneğinin üçer adet farklı dolduruculara sahip farklı kullanım alanları için üretilen kompozit materyaller polimerizasyon derinliği açısından pek çok farklılık göstermektedir.

Bu farklılıklar uygulanan kompozit katman miktarı, uygulanan ışık çeşidi, materyal içerisinde yer alan doldurucu gibi sebepler olarak sıralanabilir.

Polimerizasyon başlatıldıktan hemen sonra incelenen örneklerle uzun süre sonra incelenen örneklerde nasıl değişiklikler olduğu incelendiğinde sonuçlar değişebilmektedir.

İlk an sonuçlarına göre üstün gözüken LEDMAX 550 ışık kaynağı iken kontrollü ısıtma yöntemi ile polimerizasyon profili ortaya çıkarılan örnekler için Freelight Eliapar II ışık kaynağı daha üstün polimerizasyon özelliği ile öne çıkmıştır.

Yazın, S. (2006). Farklı renklerdeki kompozit materyallerin ışık kaynağına göre polimerizasyon derinliği. *Oral Dış Hek Fak Derg* 2006; 25(2): 19-24.

5. Arslan, H., Kalkan, F., Taşkın, K. and Kalkan, I. Light penetration characteristics of light-cured composite resin. *Dental Materials* 2006; 22(4): 403-411.

6. Arslan, H., Oker, M., Ar, Ö., Şişman, B., Ersoy, T. Light curing rate characteristics and II light penetration characteristics of composite resin. *Oral Dış Hek Fak Derg* 2006; 32(1): 38-44.

7. Arslan, H., Pektas, A. Influence of pulse delay curing on polymerization of composite structures. *J Dent Res* 2001; 80(6): 1570-1574.

8. Arslan, H., Pektas, A. LED curing: Influence on selected properties of composite resins. *Quintessence Int* 2002; 33: 71-75.

9. Arslan, H., Pektas, A. Polymerization degradation of resin composites by energy and power density of light-cure. *Br J Oral Sci* 2007; 113(5): 417-421.

KAYNAKLAR

1. Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Changes in the mechanical properties and surface texture of compomer immersed in various media. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(4): 444 – 452.
2. Almeida CC, Mothé CG. Characterization of dental composites by thermal analysis, infrared spectroscopy and scanning electron microscopy. *J Therm Anal Calorim* 2009; 97: 585 – 589.
3. Aravamudhan K, Floyd CJE, Rakowski D, Flaim G, Dickens SH, Eichmiller FC, Fan PL. LED curing light irradiance and polymerization of resin-based composite. *JADA* 2006; 137: 213 – 223.
4. Arısu HD, Bala O, Üçtaşlı MB. Halojen veya LED ışık kaynakları ile sertleştirilen farklı restoratif materyallerin barcoll sertlikleri. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2008; 25(2): 19 – 24.
5. Arikawa H, Koichi F, Takahito K and Katsuichiro I. Light transmittance characteristics of light-cured composite resin. *Dental Materials* 1998 14(6), 405-411.
6. Arslan S, Ülker M, Er Ö, Sağsen B, Ertaş H. Farklı adeziv sistemlerle restore edilen sınıf II slot preparasyonlardaki mikrosızıntının gelişiminde farklı ışık cihazlarının etkisinin değerlendirilmesi. *HÜ Diş Hek Fak Derg* 2008; 32(1): 38 – 48.
7. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J Dent Res* 2001; 80(6): 1570 – 1573.
8. Asmussen E, Peutzfeldt A. LED curing: Influence on selected properties of resin composites. *Quintessence Int* 2002; 34: 71 – 75.
9. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur J Oral Sci* 2005; 113(5): 417 – 421.

10. Asmussen E, Peutzfeldt A. Temperature rise induced by some LED and QTH curing units. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 96 – 98.
11. Atta M, Ahmadi M, Babanzadeh S, Watts DC. Synthesis, characterization, shrinkage and curing kinetics of a new low- shrinkage urethane dimethacrylate monomer for dental applications. *Dent Mater* 2007; 23: 1030 – 1041.
12. Bağış B, Bağış Y, Ertaş E, Ustaömer S. Comparison of the heat generation of light curing units. *J of Contom Dent Prac* 2008; 9(2): 1 – 8.
13. Bala O, Üçtaşlı MB, Arısu HD. Kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğine farklı renk ve polimerizasyon tekniklerinin etkisi. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2008; 25(3): 7 – 14.
14. Bala O, Ölmez A, Kalaycı Ş. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *J Oral Rehabil* 2005; 32(2): 134 – 140.
15. Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Erene D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *CÜ Diş Hak Fak Derg* 2006; 27: 117 – 124.
16. Beun S, Glorioux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 2006; 22: 890 – 899.
17. Botsalı MS, Şener Y. Farklı ışık kaynaklarının pit ve fissür örtücülerin yüzey sertliği üzerine etkilerinin araştırılması. *SÜ Diş Hek Fak Derg* 2008; 17: 98 – 102.
18. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom to top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent* 2004; 29(6): 698 – 704.
19. Bragga RR, Boaro LCC, Kuore T, Azevedo CLN, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volum and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater* 2006; 22: 818 – 823.

20. Bragga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *J Appl Oral Sci* 2004; 12: 1 – 11.
21. Bragga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res* 2002; 81(2): 114 – 118.
22. Breschi L, Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Biasotto M, Prati C, Tay FR, Di Leandra R. Polymerization kinetics of dental adhesives cured with LED: corelation between extent of conversion and permeability. *Dent Mater* 2007; 23: 1066 – 1072.
23. Brodbelt R.H.W., Geoffrey F.W., Derek N., Laurence W.S. Comparison of face shape with tooth. *J of Pros Dent*; 1998; 52 (4), Pages 588-592.
24. Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenadra R, Prati C, Biasotto m, Contrado L, Breschi L. Degree of conversion and permeability of dental adhasives. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 525 – 530.
25. Ceballos L, Fuentes MV, Tafalla H, Martinez A, Flores J, Rodriguez J. Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Med Oral Patol* 2009; 14(1): 51 – 56.
26. Cefally DFG, Ferrarezi GAO, Tapety CMC, Lauris JRP, Navarro MFL. Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing units. *Braz Dent J* 2005; 16(2): 98 – 102.
27. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kubzelmann KH. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2001; 17: 253 – 259.
28. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res* 2000; 79(3): 812 - 817.
29. Conti C, Giorgini E, Landi L, Putignano A, Tosi G. Spectroscopic and mechanical properties of dental resin composites cured with different light soureces. *J Mol Struc* 2005; 744: 641 – 646.

30. Corree AB, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Tango RN, Schneider LFJ, Consani S. Effect of the increase of energy density on knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Braz Dent J* 2005; 16(3): 218 – 224.
31. Çakmakcioğlu Ö, Topbaşı B. Farklı ışık kaynaklarının kompozit polimerizasyonuna etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2005; 15(1): 48 – 54.
32. Çelik Ç, Yazıcı R, Dayangaç B, Özgünaltay G. Farklı iki ışık kaynağının akışkan restoratif materyallerin kenar sızıntıları üzerine etkisi. *HÜ Diş Hek Fak Derg* 2007; 31(2): 64 – 70.
33. Dabanoğlu A. Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynaklarını ve gelişimleri. *Diş Hek Klin Derg* 2003; 16(3): 100 – 103.
34. Dabrowski M, Dulski R, Zabrowski P, Aluchna M, Trzaskawka P. Measurements of polymerization temperature of light-hardened dental materials using a thermal camera.
35. Danesh G, Davids H, Reinhardt K, Ott K, Schafer E. Polymerization characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *J Dent* 2004; 32: 479 – 488.
36. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF, Gudici R. Polymerization kinetics of pre-heated composite. *J Dent Res* 2006; 85(1): 38 – 43.
37. Davidenko N, Garcia O, Sastre R. Photopolymerization kinetics of dimethacrylate-based light-cured dental resins. *J App Polymer Sci* 2005; 97: 1016 – 1023.
38. De Jong LCG, Opdam NJM, Bronkhorst EM, Roeterss JJM, Wolke JGC. Geitenbek B. The effectiveness of different polymerization protocols for class II composite resin restorations. *J of Dent* 2007; 35: 513 – 520.
39. Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dent Mater* 2003; 19: 517 – 522.

40. Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *JADA* 2002; 133: 1387 – 1398.
41. Demirköprülü H, Yılmaz H, Turhan B, Hürmüzlü F. Görünür ışık cihazlarının ışık şiddetlerinin tespiti ve değerlendirilmesi. *CÜ Diş Hek Fak Derg* 1999; 2(1): 37 – 41.
42. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by LED and halogen-based light-curing units. *JADA* 2002; 133: 335 – 341.
43. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Omar MWH, Kermanshahi S. Efficacy of new LED light-curing units in hardening of class II composite restorations. *JCDA* 2007; 73(3): 253 – 258.
44. Emami N, Söderholm KJM. Dynamic mechanical thermal analysis of two light-cured dental composites. *Dent Mater* 2005; 21: 977 – 983.
45. Ermiş RB, Çelik EU, Katırcı G. Uygulama süresinin yüksek ışık şiddetine sahip LED cihazının sertleştirme etkinliği üzerine etkisi. *EÜ Diş Hek Fak Derg* 2007; 28: 179 – 185.
46. Ernst CP, Meyer GR, Müller J, Stender E, Ahlers MO, Willershausern B. Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7 mm. *J Adhes Dent* 2004; 6(2): 141 – 150.
47. Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *JADA* 2002; 133: 429 – 434.
48. Ferrance JL, Ferrance LL, Musanje L. Effect of light activation method on flexural properties of dental composites. *J Am Dent* 2003; 16(5): 318 – 322.
49. Fleming GJP, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ. The potential of a resin-composite to be cured to a 4 mm depth. *Dent Mater* 2008; 24: 522 – 529.
50. Ghauch A, Deveau PA, Jacob V, Baussand P. Use of FTIR spectroscopy coupled with ATR for the determination of atmospheric compounds. *Talanta* 2006; 68(4): 1294 – 302

51. Gökçe K, Özel E. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. Atatürk Ü Diş Hek Fak Dergi 2005; 15(3): 52 – 60.
52. Gönülol N, Kalyoncuoğlu E, Bulucu B. Fiberle güçlendirilmiş kompozit ile adeziv köprü uygulamaları (üç olgu sunumu). AÜ Diş Hek Fak Derg 2010; 20(1): 43 – 48.
53. Hackman ST, pohjola RM, Rueggeberg FA. Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. Oper Dent 2002; 27(6): 593 – 599.
54. Harris JS, Jacobsen PH, O'Doherty DM. The effect of curing light intensity and test temperature on the dynamic mechanical properties of two polymer composites. J Oral Rehab 1999; 26: 635 – 639.
55. Hasegawa R, Itoh K, Yukitani W, Wakumoto S, Hisamitsu H. Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. Oper Dent 2001; 26(4): 389 – 395.
56. Hoffman N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness. Eur J Oral Sci 2002; 130: 471 – 479.
57. Hoffman N, Denner W, Hugo B, Klaiber B. The influence of plasma arc vs. halogen standard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites. J of Dent 2003; 31: 383 – 393.
58. Ilie N, Hickel R, Watts DC. Spatial and cure-time distribution of dynamic-mechanical properties of a dimethacrylate nano-composite. Dent Mater 2008; 24: 1 – 8.
59. Jain P, Pershing A. Depth of cure and microleakage with high-intensity and ramped resin-based composite curing lights. JADA 2003; 134: 1215 – 1223.

60. Jakubiak J, Sionkowska A, Linden LA, Rabek JF. Isothermal photo differential scanning calorimetry, crosslinking polymerization of multifunctional monomers in presence of visible light photoinitiators. *J Thermal Ana Calorimetry* 2001; 65: 435 – 443.
61. Kawaguchi M, Fukushima T, Miyazaki K. The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. *J Dent Res* 1994; 73(2): 516 – 521.
62. Kilmabi H, Craner NB, Schneidwind LH, Shah P, Stansbury JW, Bowman CN. Evaluation of highly reactive mono-methacrylates as reactive diluents for BisGMA-based dental composites. *Dental Mater* 2009; 25: 33 – 38.
63. Kim MH, Min SH, Ferracane J, Lee I. Initial dynamic viscoelasticity change of composite during light curing. *Dent Mater* 2010; 26: 463 – 470.
64. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J of Oral Rehabilitation* 2001; 28: 586 – 591.
65. Krämer N, Lohbauer U, Garcia-Gordy F, Frankenberger R. Light curing of resin based composites in the LED era. *Am J of Dent* 2008; 21(3): 135 – 140.
66. Küçükeşmen Ç. Farklı ışık kaynakları ve yeni polimerizasyon teknikleri. *CÜ Diş Hek Fak Derg* 2006; 9(2): 127 – 137.
67. Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. a new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *J Oral Rehab* 2005; 32: 304 – 314.
68. Lizymol PP, Kalliyana Krishnan V. A comparison of efficiency of two photoinitiators for polymerization of light-cure dental composite resins. *J Applied Polymer Science* 2008; 107: 3337 – 3342.

69. Lu C, Cui Z, Wang Y, Li Z, Guan C, Yang B, Shen J. Preparation and characterization of Zns-polymer nanocomposite films with high refractive index. *J Mater Chem* 2003; 13: 2189 – 2195.
70. Lohbauer U, Rahiotis C, Krämer N, Petschelt A, Eliades G. Teh effecet of different lgiht-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater* 2005; 21: 608 – 615.
71. Lovell LG, Lu H, Elliott JE, Stansbury JW, Bowmann CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent Mater* 2001; 17: 504 – 511.
72. Matsumoto Y, Furuchi M, Koizumi H, Matsumara H. Effect of preliminary irradiation on depth of cure and hardness of veneering composite. *J of Oral Sci* 2010; 52(1): 71 – 75.
73. Mavropoulos A, Staudt CB, Kiliaridis S, Krejci I. Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive LED curing units. *Eur J of Ortho* 2005; 27: 408 – 412.
74. Mendes LC, Tedesco AD, Miranda MS. Determination of degree of conversion as function of depth of a photo-initiated dental restoration composite. *Polymer Testing* 2005; 24: 418 – 422.
75. Micali B, Basting RT. Effectiveness of composite resin polymerization using LED or halogen-based light-curing units. *Braz Oral Res* 2004; 18(3): 266 – 270.
76. Mitra SB. In vitro fluoride release from a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res* 1991; 70(1): 75 – 78.
77. Musanje L, Darvell BW. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dent Mater* 2006; 22: 804 – 817.
78. Musanje L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater* 2003; 13: 531 – 541.

79. Nalçacı A, Ulusoy N. Farklı polimerizasyon zamanlarının kondanse edilebilir kompozit rezinlerin yüzey sertliği üzerine etkileri. AÜ Diş Hek Fak Derg 2005; 32(2): 79 – 84.
80. Neves AD, Discacciati JAC, Oréfice RL, Yoshida MI. Influence of the power density on the kinetics of photopolymerization and properties of dental composites. J of Biomedical Materials. 2005(2); 393 – 400.
81. Nomura Y, Teshima W, Tanaka N, Yoshida Y, Nahara Y, Okazaki M. Thermal analysis of dental resins cured with blue LEDs. J Biomed Mater 2002; 63: 209 – 213.
82. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. Biomater 2005; 26: 3981 – 3986.
83. Obici AC, Sinhoreti MAC, Frollini E, Correr-Sobrinho L, Fernando de Goes M, Henriques GEP. Monomer conversion at different dental composite depths using six light-curing methods. Polymer testing 2006; 25: 282 – 286.
84. Oréfice R, West J, Latorre G, Hench L, Brennan A. Effect of long-term in vitro testing on the properties of bioactive glass-polysulfone composites. Biomacromolecules. 2010;11(3): 657 – 665.
85. Paula BA, Tango RN, Sinhoreti MAC, Alves MC, Puppini-Rontani RM. Effect of thickness of indirect restoration and distance from the light-curing unit tip on the hardness of a dual-cured resin cement. J Braz Dent 2010; 21(2): 117 – 122.
86. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. J of Dent 1999; 27: 235 – 241.
87. Polydorou O, Manolakis A, Hellwig E, Hahn P. Evaluation of the curing depth of two translucent composite materials using a halogen and two LED curing units. Clin Oral Invest 2008; 12: 45 – 51.

88. Pradhan RD, Melikechi N, Eichmiller F. The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise in composite exposed to an argon laser or a conventional QTH source. *Dent mater* 2002; 18(3): 221 – 226.
89. Price RBT, Felix AC, Andreou P. Evaluation of a dual peak third generation LED curing light. *Compendium* 2005; 26(5): 331 – 347.
90. Ritter AV, Cavalcante LM, Swift EJ, Thompson JY, Pimenta LA. Effect of light-curing method on marginal adaptation, microleakage, and microhardness of composite restorations. *J Biomed mater* 2006; 76B: 302 – 311.
91. Rüttermann S, Servos A, Raab HMW, Janda RR. In vitro effect of light-emitting diode light polymerization on the color stability of three resin-based restorative materials. *Acta odon Scand* 2008; 66: 43 – 49.
92. Schattenberg A, Lichtenberg D, Stender E, Willershausen B, Ernst CP. Minimal exposure time of different LED-curing devices. *Dent mater* 2008; 24: 1043 – 1049.
93. Schrezer T, Decker U. Real time FTIR-ATR spectroscopy to study the kinetics of ultrafast photopolymerization reactions induced by monochromatic UV light. *Vibrational Spectroscopy* 1999; 19: 385 – 398.
94. Schroeder WF, Vallo CI. Effect of different photoinitiator systems on conversion profiles of a model unfilled light-cured resin. *Dent Mater* 2007; 23: 1313 – 1321.
95. Scott TF, Cook WD, Forsythe JS. Photo-DSC cure kinetics of vinyl ester resins. I. Influence of temperature. *Polymer* 2002; 43: 5839 – 5845.
96. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi EC. Dynamic thermomechanical properties and sorption characteristics of two commercial light cured dental resin composites. *Dent Mater* 2008; 24: 737 – 743.

97. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 2000; 16: 292 – 296.
98. Simeone M, Alessandro L, Rengo S, Aversa R, Apicella D, Apicella A. Inlay shading effect on the photopolymerization kinetic of a dental composite material used as bonding system in an indirect restoration technique. *Dent Mater* 2005; 21: 689 – 694.
99. Soh MS, Yap AUJ. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J of Dent* 2004; 32: 321 – 326.
100. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. LED polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomaterials* 2000; 21: 1379 – 1385.
101. Suqing S, Nie J. Dimethacrylate based on cycloaliphatic epoxide for dental composite. *Dent Mater* 2008; 24: 530 – 535.
102. Tanimoto Y, Hayakawa T, Nemoto K. Analysis of photopolymerization behavior of UDMA/TEGDMA resin mixture and its composite by differential scanning calorimetry. *J Biomed Mater* 2005; 72B: 310 – 315.
103. Tanoue N, Muraami M, Koizumi H, Atsuta M, Matsumura H. Depth of cure and hardness of an indirect composite polymerized with three laboratory curing units. *J of oral Sci* 2007; 49(1): 25 – 29.
104. Teshima W, Nomura Y, Ikeda A, Kawahara T, Okazaki M, Nahara Y. Thermal degradation of photo-polymerized BisGMA/TEGDMA –based dental resins. *Polymer Degrad Sta* 2004; 84: 167 – 172.
105. Trujillo M, Newman SM, Stansbury JW. Use of near-IR monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dent Mater* 2004; 20: 766 – 777.
106. Tsai PCL, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater* 2004; 20: 364 – 369.

107. Uhl A, Mills RW, Rzanny AE, Jandt KD. Time dependence of composite shrinkage using halogen and LED light curing. *Dent Mater* 2005; 21: 278 – 286.
108. Uhl A, Völpe A, Sigusch BW. Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. *J of Dent* 2006; 34: 298 – 306.
109. Usanmaz A, Türker F, Doğan A, Akkaş N. Thermal and mechanical properties of polymethylmetacrylate used as dental base material. *J Applied Polymer Science* 1998; 69: 1409 – 1417.
110. Üşenmez S, Büyükyılmaz T, Karaman AI, Gündüz B. Degree of conversion of two lingual retainer adhesives cured with different light sources. *Eur J of Ortho* 2005; 27: 173 – 179.
111. Villat C, Pradelle-Plasse N, Picard B, Colon P. Characterization method of photopolymerization kinetics of two dental composite resins using two types of light sources. *Mater Sci Engin* 2008; 28: 971 – 976.
112. Visvanthan A, Ilie N, Hickel R, Kunzelmann KH. The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress pof a shrinkage-optimized comosite with hybrid-type prepolymer fillers. *Dent mater* 2007; 23: 777 – 784.
113. Wells-Gray EM, Kirkpatrick SJ, Sakaguchi RL. A dynamic light scattering approach for monitoring dental composite curing kinetics. *Dent Mater* 2010; 26: 634 – 642.
114. Wiggins KM, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra SB. Curing performance of anew-generation LED dental curing unit. *JADA* 2004; 135: 1471 – 1479.
115. Ye Q, Wang Y, Williams K, Spencer P. Characterization of photopolymerization of dentin adhesives as afunction of ligt source and irradiance. *J Biomed Mater* 2007; 80(2): 440 – 446.

116. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehab* 2002; 29: 1165 – 1173.
117. Young AM. FTIR investigation of polymerization and polyacid neutralisation kinetics in resin-modified glass-ionomer dental cements. *Biomaterial* 2002; 23: 3289 – 3295.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Habip Ertay	Soyadı	Atalar
Doğ.Yeri	İstanbul	Doğ.Tar.	1.1.1977
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	24295931016
Email	ertayatalar@hotmail.com	Tel	05327379677

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2004
Lisans		
Lise	Saint Michel Lisesi	1994

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜD S Puanı	(Diğer) Puanı
Fransızca	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	82.25	
İngilizce	Çok iyi	İyi	İyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	İyi Derecede

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri**Özel İlgi Alanları (Hobileri):**