

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**REZİN ESASLI FİSSÜR ÖRTÜCÜLERİN FARKLI IŞIK
KAYNAKLARIYLA POLİMERİZASYONU SONRASINDA
AÇIĞA ÇIKAN ARTIK MONOMER MİKTARININ, YÜZEY
SERTLİĞİNİN ve BAĞLANMA DAYANIMININ
ARAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Hazırlayan
Murat Selim BOTSALI

Danışman
Doç. Dr. Yağmur ŞENER

KONYA-2008

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ.....	1
2. LİTERATÜR BİLGİ.....	4
2.1. Diş Çürüğü.....	4
2.2. Minenin yapısı.....	4
2.3. Pit ve Fissür Çürükleri.....	5
2.4. Koruyucu Dişhekimliği.....	7
2.4.1. Florid uygulamaları.....	8
2.4.2. Pit ve Fissür Örtücüler.....	9
2.4.2. Pit ve Fissür Örtücülerin Rezin İçeriği.....	11
2.5. Polimerler ve Polimerizasyon.....	13
2.6. Rezin Esaslı Restoratif Maddelerin Polimerizasyon Mekanizmaları.....	16
2.7. Rezin Esaslı Dental Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları	18
2.7.1. Kuartz tungsten halojen ışık kaynakları.....	18
2.7.2. Plasma ark ışık kaynakları.....	19
2.7.3. Lazer ışık kaynakları.....	19
2.7.4. Işık yayan diyotlar (LED).....	29
2.8. Rezin Esaslı Restoratif Materyallerde Polimerizasyon Derinliği.....	20
2.9. Reaksiyona Girmemiş Artık Monomer.....	21
2.10. Artık Monomerlerin Biyolojik Etkileri.....	22
2.11. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Test Yöntemleri.....	27

2.11.1. HPLC.....	28
2.12. Yüzey Sertliği.....	32
2.12.1. Yüzey sertliği ölçüm yöntemleri.....	32
2.12.1.1. Vicker's sertlik testi.....	33
2.13. Bağlanma Dayanımı.....	35
3. MATERYAL VE METOT.....	38
3.1. Materyal.....	38
3.1.1. Kullanılan Fissür Örtücü Materyaller.....	38
3.1.2. Kullanılan Işık Kaynakları.....	41
3.1.3. Artık monomer miktarının belirlendiği çalışmada kullanılan materyaller.....	44
3.1.4. Bağlanma dayanımının belirlenmesinde kullanılan cihaz ve araçlar.....	47
3.1.5. Mikro sertliğin belirlenmesinde kullanılan cihaz ve araçlar.....	49
3.2. Metot.....	50
3.2.1. Artık monomer miktarının belirlenmesi.....	50
3.2.1.1. Örneklerin hazırlanması.....	50
3.2.1.2. HPLC Cihazının Ölçüme Hazırlanması.....	53
3.2.1.3. Örneklerin Analizi.....	53
3.2.2. Bağlanma dayanımının belirlenmesi.....	58
3.2.2.1. Kırılma Analizleri.....	62
3.2.3. Mikro sertliğin belirlenmesi.....	62
3.2.4. İstatistiksel Değerlendirme.....	64

4. BULGULAR.....	66
4.1 Salınan artık monomerlere ait bulgular.....	66
4.1.1 Farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerlerinin, her bir monomerin kendi içersinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular.....	66
4.1.2 Farklı monomerlere ait artık monomer salım değerlerinin, her bir zaman periyodu için birbiriyle karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular.....	68
4.1.3 Fissurit FX ve Clinpro materyallerinden salınan Bis-GMA monomerinin farklı zaman periyotlarındaki salım değerlerinin karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular.....	69
4.1.4. Fissür örtücü materyallerden salınan TEGDMA monomerinin farklı zaman periyotlarındaki salım değerlerinin karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular.....	70
4.1.5 Farklı ışık kaynaklarının artık monomer salımı üzerine etkilerine ait bulgular.....	71
4.1.5.1 Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin artık monomer salım değerlerine ait bulgular.....	71
4.1.5.2 Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin artık monomer salım değerlerine ait bulgular.....	76
4.1.5.3 Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin artık monomer salım değerlerine ait bulgular.....	80
4.2. Sertlik testine ait bulgular.....	85
4.3. Bağlanma dayanımına ait bulgular.....	87
4.3.1. Kırılma tiplerine ait bulgular.....	93
5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	94
6. ÖZET.....	119

7. SUMMARY.....	121
8. KAYNAKLAR.....	123
9. ÖZGEÇMİŞ.....	143
10. TEŞEKKÜR.....	144

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1: Fissürit FX'e ait özellikler.....	38
Tablo 3.2: Clinpro™ Sealant'a ait özellikler.....	39
Tablo 3.3: Teethmate F1'e ait özellikler.....	39
Tablo 3.4: Işık kaynaklarına ait özellikler.....	41
Tablo 3.5: Standart olarak kullanılan monomerler.....	45
Tablo 3.6: Artık monomer miktarının belirlenmesine ait çalışma grupları.....	53
Tablo 3.7: Referans olarak kullanılan standart stok çözeltileri.....	54
Tablo 3.8: Monomerlerin lineerlik sonuçları.....	56
Tablo 3.9: Bağlanma dayanımının belirlenmesine ait çalışma grupları.....	59
Tablo 3.10: Mikro sertliğin belirlenmesine ait çalışma grupları.....	63
Tablo 4.1: Farklı zaman periyotlarında fissür örtücülerden salınan monomerlerin toplam salım miktarlarının kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	67
Tablo 4.2: Her bir zaman periyodu için farklı monomerlerin toplam salım miktarlarının birbirleriyle ikili karşılaştırması.....	69
Tablo 4.3: Fissurit FX ve Clinpro materyallerinden farklı zaman periyotlarında salınan Bis-GMA miktarlarının ikili karşılaştırması.....	69
Tablo.4.4: Fissür örtücü materyallerden farklı zaman periyotlarında salınan TEGDMA miktarının ikili karşılaştırması.....	70
Tablo 4.5: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	72

Tablo 4.6: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	73
Tablo 4.7: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait TEGDMA ve HEMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	75
Tablo 4.8: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	76
Tablo 4.9: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	78
Tablo 4.10: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait TEGDMA ve HEMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	79
Tablo 4.11: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	81
Tablo 4.12: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	82
Tablo 4.13: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait TEGDMA ve HEMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	84

Tablo 4.14: Her bir ışık kaynağı için salınan toplam artık monomer miktarı.....	84
Tablo 4.15: Elipar Freelight 2, Astralis 3 ve Optilux 501 ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin Vicker's sertlik değerlerinin kendi aralarında ikili karşılaştırması.....	86
Tablo 4.16: Elipar Freelight 2, Astralis 3 ve Optilux 501 ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin Vicker's sertlik değerlerinin her birinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	86
Tablo 4.17: Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin daimi ve süt dişine ait bağlanma dayanım değerlerinin materyaller düzeyinde ikili karşılaştırması.....	89
Tablo 4.18: Fissür örtücü materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrası daimi dişlere bağlanma dayanım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	90
Tablo 4.19: Fissür örtücü materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrası süt dişlerine bağlanma dayanım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması.....	91
Tablo 4.20: Fissür örtücü materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrası daimi diş ve süt dişine bağlanma dayanımının ikili karşılaştırması.....	92
Tablo 4.21: Bağlanma dayanım testi uygulanan örneklerdeki kırılma tiplerinin dağılımı.....	93

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 3.1: Bis-GMA monomerinin Lineer kalibrasyon denklemi.....	55
Grafik 3.2: TEGDMA monomerinin Lineer kalibrasyon denklemi.....	55
Grafik 3.3: HEMA monomerinin Lineer kalibrasyon denklemine ait grafik	56
Grafik 4.1: Bis-GMA, TEGDMA, HEMA ve UDMA monomerlerinin ortalama salım değerleri.....	67
Grafik 4.2: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.....	72
Grafik 4.3: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.....	74
Grafik 4.4: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.....	75
Grafik 4.5: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.....	77
Grafik 4.6: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.....	78
Grafik 4.7: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.....	80
Grafik 4.8: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.....	81
Grafik 4.9: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.....	83

Grafik 4.10: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.....	84
Grafik 4.11: Elipar Freelight 2, Astralis 3 ve Optilux 501 ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücülerin Vicker's sertlik değerleri.....	85
Grafik 4.12: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin daimi ve süt dişine ait bağlanma dayanım değerleri.....	87
Grafik 4.13: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin daimi ve süt dişine ait bağlanma dayanım değerleri.....	87
Grafik 4.14: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin daimi diş ve süt dişine ait bağlanma dayanım değerleri.....	88

RESİM LİSTESİ

Resim 2.1: HPLC sistemi.....	28
Resim 2.2: Elmas ucun yüzeyde bıraktığı izin mikroskopik görüntüsü.....	34
Resim 3.1: Fissurit FX.....	40
Resim 3.2: Clinpro™ Sealant.....	40
Resim 3.3: Teethmate F1.....	40
Resim 3.4: Elipar Freelight 2 ışık kaynağı.....	41
Resim 3.5: Optilux 501 ışık kaynağı.....	42
Resim 3.6: Astralis 3 ışık kaynağı.....	42
Resim 3.7: Halojen cihazlar için ışık yoğunluğu ölçüm cihazı ve LED cihazlar için ışık yoğunluğu ölçüm cihazı.....	43
Resim 3.8: Agilent 1100 HPLC sistemi.....	44
Resim 3.9: C18 ters faz analitik kolon.....	45
Resim 3.10: Isomet kesit cihazı.....	47
Resim 3.11: Ultradent test aparatı.....	48
Resim 3.12: Universal test makinesi.....	48
Resim 3.13. Kırılma analizlerinin görsel değerlendirilmesinde kullanılan stereo mikroskop.....	49
Resim 3.14: Mikro sertlik test cihazı.....	49
Resim 3.15: İç çapı 7,5 mm, yüksekliği 1,5 mm, iç hacmi 66 mm ³ olan standart metal kalıplar.....	51

Resim 3.16: Polimerizasyon öncesi karıştırma pedi üzerindeki fissür örtücü materyaller ve kalıplar.....	52
Resim 3.17: Stok çözeltilerin bulunduğu şişeler.....	52
Resim 3.18: Bağlanma dayanımını belirlemek için hazırlanan örnekler.....	58
Resim 3.19: Fissür örtücü materyalden polimerizasyon sonrası elde edilen örnek.....	60
Resim 3.20: Universal test cihazına bağlantı aparatı ile yerleştirilmiş örnek.....	61
Resim 3.21: Universal test makinesine bağlanmış örnek.....	61
Resim 3.22: Mikro sertlik için hazırlanmış fissür örtücü materyaller.....	63

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1: Polimer zincir formları.....	14
Şekil 2.2: Reaktif oksijen türlerinin (ROT) üretimi ve hücre cevabı.....	25
Şekil 2.3: Trietilen glikol dimetakrilat'ın (TEGDMA) memeli hücreleri üzerine genotoksik indüksiyon modeli ve hücre cevabı.....	26
Şekil 2.4: HPLC sistemi.....	29
Şekil 2.5: Vicker's test şeması.....	34
Şekil 2.6: Bağlanma dayanımı test düzeneği.....	37
Şekil 3.9: Polimerizasyon düzeneğinin kesitsel şeması.....	60
Şekil 3.10: Makaslama test düzeneğinin kesitsel şeması.....	61
Şekil 3.10: Newton (N) cinsinden elde edilen verilerin Megapaskal (MPa) birimine çevrim formülü.....	62

1. GİRİŞ

Pit ve fissür örtücüler okluzal çürüklerin oluşumunun engellenmesinde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Günümüzde pit ve fissür örtücü olarak sıklıkla rezin esaslı maddeler tercih edilmektedir. Fissür örtücü materyallerin pit ve fissür çürüklerini önlemedeki etkinliklerinin anlaşılması bu materyalleri geliştirmeye yönelik arayışların devam etmesini sağlamıştır. Bu bağlamda fissür örtücü materyallerin monomer teknolojilerinde ve doldurucu içeriklerinde birtakım yenilikler gündeme gelmiştir. Bu gelişmelere paralel olarak, fissür örtücülerin biyouyumlulukları ve klinik performansları da takip edilmektedir. Bu kapsamda materyallerin polimerizasyonu sonrası salınan artık monomer miktarının analizi, bu materyallerin sertlik değerlerinin ölçülmesi ve bağlanma dayanım değerlerinin belirlenmesi gibi test yöntemleri sıklıkla kullanılmaktadır.

Rezin esaslı materyallerde sertleşme, monomerin polimere dönüşmesi ile gerçekleşir. Rezinlerin havayla temas eden kısmındaki serbest radikallerin oksijenle reaksiyonu, serbest radikallerin monomerle reaksiyonundan daha fazla olduğundan polimerizasyon reaksiyonu inhibe olabilir. Bu nedenle, rezinlerde polimerize olmamış "*oksijen inhibisyon tabakası*" adı verilen bir artık monomer kitlesi oluşur. Polimerizasyonun inhibisyonu sadece oksijen tarafından değil, monomerlerin içindeki saflığı bozan maddeler tarafından da olmaktadır. Işıkla polimerize olan sistemlerin polimerizasyonunda monomerlerin tamamının polimer ağı katılmadığı ve reaksiyona katılmayan bu maddelerin bir kısmının sertleşmiş rezinin içinde kaldığı, bir kısmının ise ağız ortamında çözünerek serbestlendiği bildirilmektedir. Salınan artık monomer miktarının materyallerde kullanılan monomerlerin tipine ve materyallerin doldurucu içeriğine bağlı olarak değişebileceği vurgulanmaktadır. Polimerizasyonda kullanılan ışık

kaynaklarının da rezin esaslı dental materyallerden salınan artık monomer miktarını ve bunların sertliğini değiştirebileceği ifade edilmektedir.

Polimerizasyon sonrası salınan komponentlerin, özellikle de artık monomerlerin, restorasyonun mekanik özelliklerini etkilediği gibi biyouyumluluklarını da bozabildiği ifade edilmektedir. Yapılan araştırmalarda rezin esaslı restoratif maddelerin reaksiyona girmemiş kısımlarından salınan bu komponentlerin alerjik, sitotoksik, genotoksik ve karsinojenik etkiler gösterebileceği belirtilmiştir. Bu yüzden, materyalden ağız ortamına salınabilecek maddelerin tanımlanması ve miktarlarının bilinmesi oldukça önemlidir. Resin esaslı dental materyallerden salınan artık monomerler çeşitli metotlarla test edilip, miktarları belirlenebilmektedir. Bu işlem için sıklıkla yüksek basınçlı sıvı kromatografi tekniği kullanılmaktadır.

Resin esaslı dental materyallerin polimerizasyon derinliği bu materyallerin mekanik özellikleri ve başarıları üzerine önemli bir parametredir. Laboratuvar şartlarında bu materyallerin mekanik özelliklerinin birbirleriyle karşılaştırılmasında kullanılan ve materyallerin polimerizasyon derinliği ile ilgili yorum yapılabilmesini sağlayan test yöntemlerinden biri de yüzey sertliği ölçümleridir. Bir materyalin sertliği, onun aşınmaya ve çizilmeye karşı gösterdiği direnci ifade etmektedir. Resin esaslı bir dental materyalde inorganik doldurucu partiküllerin oranı ve tipi, organik matriksinin yapısı ve polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynağının tipi bu materyalin sertlik değerini etkileyen faktörlerdendir.

Restoratif materyallerin klinik performansları hakkında fikir yürütebilmek amacıyla kenar sızıntısı, aşınma dayanımı, bükme dayanımı ve bağlanma dayanımı gibi *in vitro* test yöntemleri kullanılabilir. Bu materyallerin diş yüzeyine bağlanma kabiliyetleri bu materyallerin başarılarının değerlendirilmesinde önemli bir parametredir. Diş sert dokuları

ile restoratif materyal arasındaki bağlantının gücünün öğrenilmesine yönelik bu testler dental materyallerin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesine katkı sağlamayı hedeflemektedir.

Bu bilgiler doğrultusunda, farklı ışık kaynakları kullanılarak polimerize edilen değişik fissür örtücülerin yapılarındaki reaksiyona girmemiş artık monomer miktarını *in vitro* olarak araştırmaya, bu materyallerin mine dokusuna bağlanma dayanımlarını belirlemeye ve mikrosertliklerini tespit etmeye yönelik bu çalışma planlanmıştır.

2. LİTERATÜR BİLGİ

2.1. Diş Çürüğü:

Diş çürüğü, mineralize diş dokusunun multifaktöriyel etiyolojiye sahip, enfeksiyöz bir hastalıdır. Diş çürüğü, plak bakterilerinin diyetle alınan karbonhidratları fermente etmesi sonucu üretilen organik asitlerin diş yapısındaki mineralleri çözmesiyle oluşmaktadır (Mc Donald 1994). Çürükle ilgili etiyolojik faktörlerin ortaya konması, bu sert doku hastalığının önlenmesine yönelik atılmış en önemli adımdır (Koray 1981, Mount 2002). Diş çürüğü ile ilgili ilk biyolojik yaklaşımı Dr. Miller tarafından 1890 yılında “şimikoparaziter teori” ile ortaya koymuştur (Stephan 1940). Bu teoriye göre karbonhidratlar mikroorganizmalarca fermente edilmekte ve oluşan organik asitler diş yüzeyini dekalsifiye ederek yıkımına sebep olmaktadır (Stephan 1940, Koray 1981). Günümüzde diş çürüğü kavramı açıklanırken; biyolojik, sosyal, davranışsal, psikolojik, genetik ve çevresel faktörler arasındaki etkileşimden bahsedilmektedir (Zero 1999).

Diş çürükleri özellikle, fizyolojik olarak yeterince temizlenemeyen, plak retansiyonuna elverişli, okluzal yüzeylerdeki pit ve fissürlerde, aproksimal yüzeylerde ve kole bölgelerinde lokalize olmaktadır (Koray 1981).

2.2. Minenin Yapısı

Mine dokusu ağırlıkça %95 mineral, %4 su, %1 organik materyalden, hacimce %86 mineral, %12 su, %2 organik maddeden oluşmaktadır. Minenin inorganik yapısının büyük bir kısmını, kalsiyum ve fosfatın özel bir formu olan hidroksiapatit kristalleri oluşturur. Minenin gelişimi esnasında oluşan temel kristal yapı, karbonatlı hidroksiapatittir. Bu kristal yapının asitlerde çözünürlüğü yüksektir. Ortamda flor iyonu (F^-) bulunması halinde, kristal yapıdan çözülen hidroksil (OH^-) iyonlarıyla flor iyonları yer değiştirerek

asit ataklar karşısında daha dirençli olan floroapatit kristalleri oluşmaktadır (Featherstone 1999 ve Featherstone 2000).

Mine dokusunun kalınlığı dişin çeşidine ve diş üzerindeki lokalizasyonuna bağlı olarak farklılıklar gösterir. Keser dişlerin insizalinde ve küçük azı dişlerin okluzalinde yaklaşık 2 mm kalınlığında olan mine dokusu okluzal pit ve fissürlerde çok daha incedir (Pinkham 1994, Featherstone 1999).

2.3. Pit ve Fissür Çürükleri

Dişlerin morfolojisi; *“bakteri plağının oluşumu ve retansiyonu”*, *“tükürüğün dişleri temizleyebilmesi”* ve *“etkin bir ağız temizliği sağlanabilmesi”* açısından büyük önem taşımaktadır (Koray 1981). Dişlerin okluzal yüzeyindeki mine dokusunun dentine doğru oluşturduğu oluk şeklindeki girintilere *“fissür”* denmektedir. Dişin normal morfolojik unsurları olan pit ve fissürlerin şekli ve derinliği, kişiden kişiye değişmektedir. Okluzal yüzeylerin çürümeye yatkınlığı, tüberkül eğimlerinin dikliği ve dolayısıyla ilişkili fissürlerin derinliğiyle ilişkilidir. Derin ve dar olan pit ve fissürler, bu alanlarda tükürüğün temizleyici etkisinin yetersiz kalması, fırça kıllarının fissür derinliklerine ulaşamaması ve fissür tabanının mine-dentin sınırına çok yakın olması gibi nedenlerden dolayı çürükten sorumlu bakterilerin ve besin artıklarının retansiyonu ve organizasyonu için ideal ortamı sağlamakta ve bu bölgeleri çürük oluşumuna açık hale getirmektedir (Bodreau ve Jerge 1976, Mathewson ve Primosch 1995).

Okluzal yüzeyler, daimi dişlerin toplam yüzeyinin % 12,5’ini oluşturmalarına rağmen okul çağındaki çocuklarda çürüklerin yaklaşık % 50’si okluzal yüzeylerde oluşmaktadır (Ripa 1985). Bu durum dişin okluzal yüzeyinin kompleks morfolojisiyle açıklanabilir. Şebeke suyu floridasyonu uygulanan toplumlarda diş çürüklerinin %90’dan fazlasının yalnızca pit ve fissürlerde olduğu, çocuklarda ise fissür çürüğü oranının yaşa

bağlı olarak %75-94 arasında değiştiği gösterilmiştir (Carvalho ve ark 1989, Brown ve ark 1996, Kaste ve ark 1996, Lussi ve ark 2004, Welbury ve ark 2004).

Fissürlerde çürüğe rastlama sıklığının yüksek olması farklı sebeplere bağlanmıştır:

- Pit ve fissürler morfolojileri nedeniyle genellikle iyi temizlenmemektedir. Diğer bir deyişle pit ve fissürler anatomik olarak yüksek miktarda plak birikimine uygun yüzeylerdir. Özellikle antagonist dişlerle temasın olmadığı durumlarda plak birikimi belirgin biçimde artmaktadır (Carvalho ve ark 1989, Lussi ve ark 2004).
- Dişlerin sürmesini takip eden ilk yıllarda mine dokusu çürüğe karşı daha zayıftır. Remineralizasyon ve demineralizasyon döngüleri ile minenin olgunlaşması devam eder ve olgun mine çürüğe karşı daha dirençlidir (Lussi ve ark 2004).

Fissür çürüklerini konu alan yeni araştırmalar bu lezyonların geçmişte inanıldığı gibi fissür tabanından değil fissürün giriş kısmından başladığını ifade etmektedir. Çürüğün ilk histolojik kanıtları, fissürün girişinde ortaya çıkar ve karşılıklı kasp yamaçlarını oluşturan minede birbirinden bağımsız bilateral lezyonlar şeklindedir. Lezyon ilerledikçe fissür duvarlarının derinlikleri de etkilenir ve iki bağımsız lezyon, fissür tabanında tek bir lezyon halinde bütünleşir. Çürük burada fissür eğimlerinde olduğundan daha hızlı ilerler ve mine-dentin sınırına ulaşır. Çürük dentine ulaştığında ilerleme hızı ve genişliği artmakta ve bir müddet sonra kavitasyon oluşmaktadır (Pinkham 1994). Bu aşamada çürüğün tanısı kolaydır, ancak çoğunlukla geniş bir restorasyon yapımını gerektirecek kadar ilerlemiştir. Buna karşılık başlangıç aşamasındaki ya da dentine ulaşmalarına karşın makroskobik olarak bütünlüğü bozulmamış yüzey yapısı gösteren (özellikle okluzal ve aproksimal yüzeylerdeki) lezyonların tanısı zor olabilir. Büyük azı dişlerin okluzal yüzeylerinde gözlenen ve “gizli çürük” (*hidden caries*) olarak da adlandırılan bu lezyon grubuna yaklaşık %10-30 oranında rastlanmaktadır (Lussi ve ark 2004). Pit ve fissür örtücü

uygulamasında en fazla çekinilen konu, teşhis edilememiş bir çürük lezyonu üzerine fissür örtücü uygulamaktır (Primosch ve Barr 2001).

Florid uygulamalarının ve bireysel ağız bakımının pit ve fissür çürüklerinin önlenmesinde tek başına yeterli olamayışı, araştırmacıları bu problemi çözmeye yönelik özel tedavi arayışına itmiştir. Bu bağlamda pit ve fissürlerde besin artığının birikmesini engellemek fikri ağırlık kazanmış ve pit ve fissür örtücülerin kullanımı gündeme gelmiştir (Charbeneau 1982, Eronat 1995).

2.4. Koruyucu Dişhekimliği

Diş çürüğünü önlemek amacıyla koruyucu girişimlerden protetik tedavilere kadar tüm uygulamaları içeren dişhekimliği dalı "*koruyucu dişhekimliği*" olarak tanımlanmaktadır. Diş çürüklerinin önlenmesindeki etkinlikleri yapılan araştırmalarla ispatlanmış olan bu uygulamalar, restoratif dişhekimliği tedavilerine kıyasla daha ekonomik, ağrısız ve koltuk zamanını kısaltan girişimler olup, çocuk-hekim ilişkisinin sağlıklı bir şekilde gelişmesine de katkıda bulunmaktadır.

Koruyucu uygulamaların temelini, hastalığa neden olan etkenlerden bir veya birkaçının değiştirilmesi oluşturmaktadır. Çürük oluşumunu engellemek amacıyla kişiye yönelik olarak birçok seçenek sunulmuştur. Koruyucu dişhekimliği kapsamına giren ve pedodonti kliniklerinde sıklıkla uygulanan işlemlerden bazıları şöyle sıralanabilir (Karaman ve Durucan 1996);

- Bireyin diyet alışkanlıklarının değerlendirilerek bilgilendirilmesi,
- Hastaya ağız-diş bakımıyla ilgili bilgi verilmesi,
- Florid uygulamaları,
- Pit ve fissür örtücü uygulamaları.

2.4.1. Florid uygulamaları

Flor; halojenler grubuna ait, negatif yüklü ve bilinen en elektronegatif elementtir. Florun, doğada genellikle kimyasal bileşikler halinde, özellikle de inorganik floridler şeklinde, toprakta, havada, suda ve bazı bitkilerde bulunduğu bilinmektedir. (Jenkins 1963, Clarkson 1991, Murray ve ark 1991, Ulusu 1994).

Florid konsantrasyonunun artışıyla mine dokusunun asitlere karşı direnç kazandığının anlaşılması, dişhekimliğinde yeni bir kulvar açmış, florid uygulamaları ile ilgili birçok öneri ortaya çıkmıştır (Yu ve ark. 1995, TenCate 1999, Featherstone 2000). Bu öneriler, topikal ve sistemik uygulamalar şeklinde iki ana başlıkta toplanmaktadır. Topikal uygulamalarda florid içeren ajanın direkt olarak dişlerle teması sağlanmaktadır. Topikal florid uygulamaları profesyonel ve amatör uygulamalar olarak iki ana başlık altında incelenmektedir. Profesyonel topikal florid uygulamaları içerisinde, florid içeren solüsyonlar, jeller, köpükler, profilaksi patları, vernikler, kontrollü florid salan sistemler ve dental materyallere florid ilavesi yer almaktadır. Amatör topikal florid uygulamalarına örnek olarak ise florid içeren gargaralar, diş ipleri, diş macunları sayılabilir (Scheifele ve ark 2002, Ulusu 1994).

Floridlerin, sürme sonrası dönemde dişleri çürüğe karşı dirençli hale getirme mekanizmalarının başlıcaları;

- Minenin asitlere karşı direncini artırması,
- Minenin maturasyon seviyesini artırması,
- Başlangıç lezyonlarının remineralizasyonuna katkıda bulunması,
- Mikroorganizmalar üzerine inhibisyon etkisi göstermesi şeklinde sıralanabilir (Jenkins 1963, Ogaard 1990, Ten Cate 1990).

Koruyucu tedavi kapsamında uygulanan floridler ile diş çürüğü prevalansında önemli ölçüde azalma görülmüş olmasına rağmen, yapılan araştırmalar, düz yüzeylerde elde edilen başarının pit ve fissür çürüklerinde aynı oranda elde edilemediğini göstermiştir (Eronat 1995).

2.4.2. Pit ve fissür örtücüler

“Pit ve fissür örtücü” terimi, dişlerin çürüğe yatkın okluzal pit ve fissürlerine bağlanan ve böylece çürük yapıcı bakteriler ile besin kaynağı arasındaki bağlantıyı keserek arada bir bariyer oluşturan materyalleri tanımlamak için kullanılmaktadır (Simonsen 2002).

Lee ve ark (1972) tarafından bildirildiğine göre; Hunter, 18.yüzyıl başlarında azı dişlerinin okluzal yüzeylerindeki pit ve fissürlerin uygun materyalle kapatılması durumunda, bu alanlarda çürük gelişiminin önlenebileceğini ileri sürmüştür. Gökalp (1991), Wilson (1895) okluzal pit ve fissürlerin bir simanla kapatılmasını önermiştir.

Hyatt 1923 yılında pit ve fissürlerin mekanik preparasyonunu (profilaktik odontomi) ve ardından amalgamla restorasyonunu tarif etmiştir. Asitle dağlamanın minedeki etkilerini 1955 yılında ilk ortaya koyan Buonocore olmuş ve modern anlamda ilk fissür örtücü materyal 1960’lı yıllarda piyasaya sunulmuştur (Buonocore 1955, Eronat 1995, Simonsen 2002, Feigal ve Donly 2006).

Asitle dağlama yöntemiyle rezin esaslı materyallerin mine dokusuna daha iyi bağlanmasının sağlanması, bu materyallerin restoratif işlemlerdeki kullanım alanlarını ve uygulama çeşitlerini genişletmiştir. Sonuç olarak bu süreç restoratif işlemler için daha kullanışlı olan monomerlerin geliştirilmesini tetiklemiştir. Bis-GMA (bis-fenol A glisidil metakrilat) rezini bu anlamda adı anılacak öncü ve önemli bir monomerdır (Buonocore 1955, Bowen 1982, Mc Donald 1994).

Bis-GMA esaslı fissür örtücü materyaller ADA (American Dental Association) tarafından değerlendirilmiş ve 1983 yılında Bis-GMA esaslı bu materyallerin kullanımına izin verilmiştir. (Bowen 1982 ve Pinkham 1994). Günümüzde de fissür örtücü olarak kullanılan rezin esaslı materyallerin büyük bir çoğunluğunu Bis-GMA esaslı materyaller oluşturmaktadır (Mc Donald 2005). Floridlerin tükürük ve plak konsantrasyonundaki artışıyla mine dokusunun asitlere karşı direnç kazanması bu bileşiklerden azami ölçüde yararlanmaya yönelik birçok öneriyi gündeme getirmiştir (Yu ve ark. 1995, TenCate 1999, Featherstone 2000). Bunlardan birisi de; pit ve fissür örtücülerin çürük önlemedeki etkinliklerini arttırmak için yapılarına florid ilave edilmesidir (Cooley ve ark 1990).

Rezin esaslı fissür örtücüler arasındaki en önemli farkı, “*polimerizasyon mekanizmaları*” oluşturur. İlk olarak birinci jenerasyon olarak ifade edilen ve ultraviyole ışıkla polimerize olan fissür örtücü sistemler geliştirilmiştir. İkinci jenerasyon fissür örtücüler (katalizör ve bazın karıştırılması suretiyle) kimyasal olarak polimerize olan sistemlerdir. Üçüncü jenerasyon fissür örtücüler ise görünür ışıkla polimerize olan sistemlerdir (Eronat 1995).

Fissür örtücü olarak kullanılacak maddelerin bulundurması gereken özellikler kısaca şöyle sıralanabilir (Gökalp 1991, Pinkham 1994, Eronat 1995, Welbury ve ark 2004);

- Biyouyumlu olmalıdır.
- Kolay uygulanabilir özellikte olmalıdır.
- Penetrasyon yeteneği iyi olmalıdır.
- Çeşitli sıvı ve iyonlara karşı geçirgen olmamalıdır.
- Fiziksel ve mekanik özellikleri diş dokularınıninkine benzer olmalıdır.

2.4.2. Pit ve fissür örtücülerin rezin içeriği

Rezin esaslı dental materyaller; “*rezin matriks*”, “*doldurucular*”, matriks ve doldurucuları birbirine bağlayan “*ara faz*” ve “*polimerizasyon başlatıcıları*”ndan oluşmaktadır. Matriks fazı, organik difonksiyonel monomerlerden oluşmaktadır. Resin esaslı materyallerin çoğunun resin matriks yapısı Bis-GMA veya UDMA’dan (üretan dimetakrilat) oluşmaktadır (Craig 1997, Peutzfeldt 1997, Nayır 1999, Yücel ve ark 2004).

Fissür örtücü olarak kullanılan resin esaslı materyallerin de çoğunda Bis-GMA veya üretan bazlı monomerler bulunmaktadır. “*Ana monomer*” olarak kullanılan bu monomerler genellikle 500-1000 gr/mol ağırlığındadır (Craig 1997). Ayrıca polimer matriksin viskozitesini azaltmak ve penetrasyon yeteneğini yükseltmek amacıyla, fissür örtücünün yapısına TEGDMA (tri etilen glikol dimetakrilat) ve HEMA (hidroksi etil metakrilat) gibi monomerler ilave edilmektedir (Schwengberg ve ark 2005).

Bis-GMA: Diş hekimliğinde kullanılan ilk multifonksiyonel (birden fazla çift bağ içeren) metakrilatlardan biridir. Bowen 1960 yılında Bisfenol A ve glisidil dimetakrilatı epoksi reçineye eklemiş ve Bis-GMA molekülünü (Bowen reçinesi) sentezlemiştir (Bowen 1982, Nayır 1999). Bu molekül, epoksi rezinlere benzeyen büyük bir moleküldür (Bowen 1982). Bis-GMA epoksi içeren glisidil eterlerden sentezlenmiş olmasına rağmen epoksi grubu içermemektedir. Bis-GMA’ da epoksi rezindeki epoksi gruplarının yerine metakrilat grupları bulunmaktadır ve bu sayede ağız ortamında daha çabuk polimerize olabilmektedir (Bowen 1982, Kanerva ve ark 1989, Peutzfeldt 1997, Söderholm ve Mariotti 1999).

Bis-GMA’nın, kendinden önceki monomerlere göre “*polimerizasyon büzülmesinin azaltılmış olması*” ve “*polimerizasyon sırasında çapraz bağlantı kurabilme yeteneği*” gibi avantajlarına karşın, yüksek viskozitesinden dolayı “*monomere doldurucu eklenmesini güçleştirmesi*” gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Amussen ve Peutzfeldt 1998).

UDMA: Bir dimetakrilat olan UDMA, Bis-GMA ile aynı amaç için polimer matriks içerisinde kullanılmaktadır. Bis-GMA'ya göre daha akışkan kıvamda olan ve daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren UDMA'nın aynı zamanda elastik modülü yüksek ve yapısındaki ürethan zincirlerinden dolayı daha dayanıklıdır (Tiba 1998, Rees ve Jacobsen 1989, Amussen ve Peutzfeldt 1998). Rezin sistemine UDMA monomerinin eklenmesi ile yapının adezyon kapasitesinin arttığı, ağız ortamındaki renk değişikliklerinden daha az etkilendiği, aşınma dayanımının ve sertliğinin daha fazla olduğu bildirilmektedir (Tuna ve Gençay 2006). UDMA her ne kadar Bis-GMA'ya göre daha akışkan olsa da, fissür örtücü materyalin viskozitesinin yüksek olmasına neden olmaktadır.

TEGDMA: Monomerlerle çok sayıda bağ oluşturma potansiyeline sahip, fonksiyonel bir moleküldür. TEGDMA molekülü, hem Bis-GMA hem de UDMA monomerlerinin, viskozitesini azaltmak amacıyla rezin matrikse ilave edilmektedir, ancak polimerizasyon büzülmesini arttırması dezavantajıdır (Craig 1997, Nayır 1999, Atkinson ve ark 2002, O'Brein 2002).

HEMA: TEGDMA molekülüne benzer bir monomer olup, hem hidrofilik hem de hidrofobik özelliğe sahiptir. Gerek polimer matriksin viskozitesini azaltmak gerekse rezin materyalin nispeten nemli olan dokulara bağlantısını arttırmak amacıyla, rezin sistemlerin içerisine HEMA ilave edilmektedir (Schwengberg ve ark 2005).

Dental materyallerin yapısına ilave edilen Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA gibi monomerlerin polimerizasyon reaksiyonu, *“organik grupların ve doymamış çift bağ içeren moleküllerin, bir başlatıcı ile tepkimeye girmesi”* sonucu gerçekleşmektedir (Craig 1997, Peutzfeldt 1997).

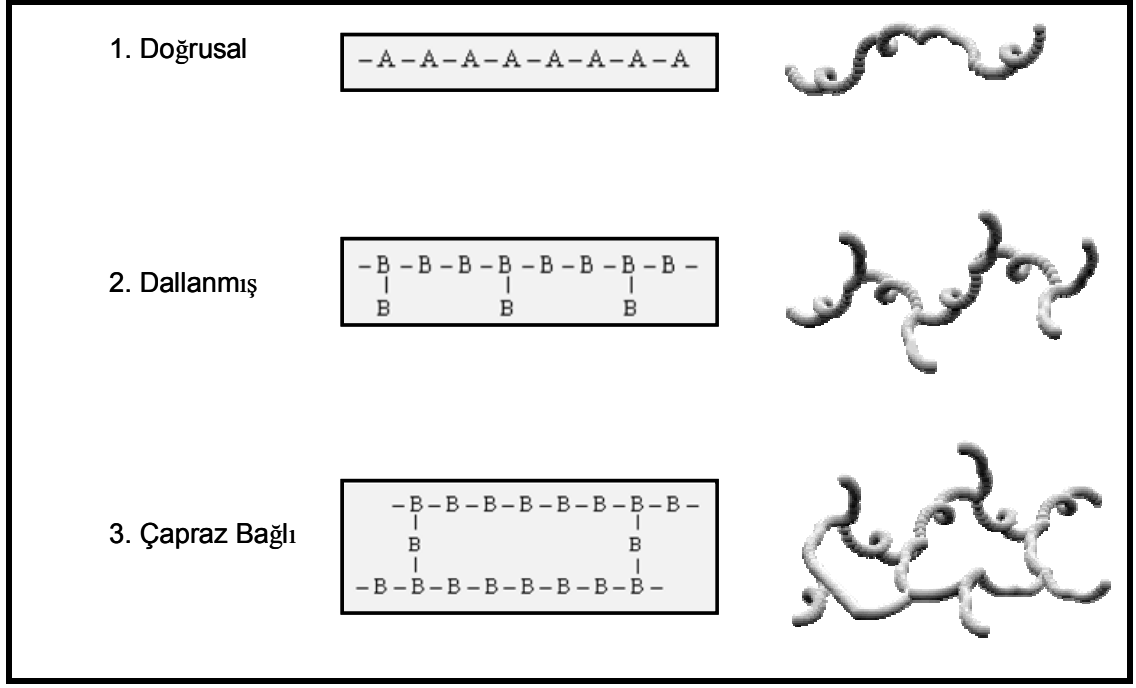
2.5. Polimerler ve Polimerizasyon

Tekrarlanan yapısal kümelerin oluşturduğu yüksek moleköl ağırlıklı bileşikler “*polimer*” olarak tanımlanmaktadır (Saçak 2002). Bir polimerin yapısal birimlerinden birisini veya daha fazlasını oluşturan küçük molekülün her biri ise “*monomer*” olarak adlandırılmaktadır. Çok sayıdaki aynı veya farklı monomerin bir kimyasal işlemle birbirleri ile birleşerek uzun zincirler oluşturmaya ise “*polimerizasyon*” denmektedir (Beşergil 2002, Saçak 2002).

Monomer üzerindeki iki çift bağın reaksiyona girmemiş olduğu durumda, bu bağlara “*monomerik çift bağlar*” denmektedir. Polimer ağına dahil olmuş monomerlerin üzerinde kalmış olan çift bağlar ise “*pendant çift bağlar*” olarak adlandırılmaktadır (Ferracane 1994, Eliot ve ark 2001)

Polimerler sonuçta, “*birçok küçük molekülün kovalent bağlarla bir araya gelmesi*” ile oluşan “*makromoleküller*”dir (Beşergil 2002, Saçak 2002). Birimleri tek türden oluşan polimer zincirine “*homopolimer*” adı verilmektedir. Eğer polimer molekülü iki veya daha fazla sayıda monomer türü içeriyorsa “*kopolimer*” olarak adlandırılmaktadır (Saçak 2002).

Polimer zincirler üç farklı formda (doğrusal, dallanmış ve çapraz bağlı) bulunmaktadır (Şekil 2.1) (Beşergil 2002, Saçak 2002).



Şekil 2.1: Polimer zincir formları (Baysal 1994)

Polimerler, üç farklı yöntemle sentezlenirler;

- İyonik Polimerizasyon
- Kondenzasyon Polimerizasyonu
- Serbest Radikal Polimerizasyonu

Zincir polimerizasyonu iyonlar ve koordinasyon kompleks yapıcı ajanlar üzerinden gerçekleşiyorsa “*iyonik polimerizasyon*” adını almaktadır. İyonik polimerizasyon genellikle katalizörlerin ayrı bir fazda bulunduğu heterojen sistemleri içermektedir. Reaksiyon hızı iyonik polimerizasyonda çok yüksek olmaktadır. Bazı durumlarda reaksiyon hızını kontrol etmek için polimerizasyon işlemi çok düşük sıcaklıklarda gerçekleştirilmektedir (Beşergil 2002, Saçak 2002).

“Kondenzasyon polimerizasyonu” benzer veya farklı yapıdaki poli-fonksiyonel monomerlerin, genellikle küçük bir molekül çıkararak reaksiyona girmesiyle oluşmaktadır. Burada en önemli koşul monomerlerin poli-fonksiyonel olmasıdır. OH^- , COOH^- , NH_2 gibi fonksiyonel gruplardan en az iki tane taşıyan monomerler esterleşme, amidleşme gibi reaksiyonlarla küçük moleküller çıkararak, kondenzasyon polimerlerini oluşturmaktadırlar (Beşergil 2002, Saçak 2002). Dişhekimliğinde kullanılan bazı silikon ölçü maddelerinde kondenzasyon tipi polimerizasyon gözlenmektedir (O’Brein 2002).

“Serbest radikal polimerizasyonu” zincir polimerleşmesinin serbest radikaller üzerinden yürüyen türüdür. Kimyasal bir bağ koptuğunda, bu bağı oluşturan iki elektron ya birlikte kalmakta (ikisi de bir atoma katılır) ya da ayrılmaktadırlar (biri bir atoma, diğeri diğerine). Eğer birlikte kalırlarsa, oluşan atom bir *“iyon”* olur, ayrılmaları halinde ise *“serbest radikaller”* oluşmaktadır (Beşergil 2002, Saçak 2002).

Serbest radikal polimerleşmesinde, başlangıçta monomer molekülleri çeşitli yöntemler kullanılarak radikal haline dönüştürülmektedir. Radikal oluşumu; ısı, fotokimyasal reaksiyon, radyasyon veya çeşitli başlatıcılar tarafından sağlanmaktadır. Bu amaçla ortamda radikal oluşturmak için en yaygın yöntem ortama dışarıdan bir başlatıcı eklemektir. Başlatıcı, radikaller oluşturup, bunların vinil grubundaki çift bağa atak yapması yoluyla polimerizasyon işlemini başlatmış olur. Dişhekimliğinde kullanılan rezin esaslı maddelerin polimerizasyonu da genellikle serbest radikal polimerleşmesiyle gerçekleşmektedir (Beşergil 2002, Saçak 2002).

Rezin kompozitlerdeki polimerik matriksi oluşturan monomerlerin polimerizasyonu, benzoil veya lauril peroksit, tersiyer aminler veya kamforokinon gibi çeşitli reaksiyon başlatıcı kimyasallar sayesinde olmaktadır (Ferracane 1994, Hickie ve ark 1998, Kömürcüoğlu 2002).

2.6. Rezin Esaslı Restoratif Maddelerin Polimerizasyon Mekanizmaları

Rezin esaslı dental materyaller; “kimyasal reaksiyonla sertleşme”, “ışıkla sertleşme” ve “ikili sertleşme” (ikili polimerizasyon=dual-cure) olmak üzere üç farklı mekanizma aracılığıyla polimerize olmaktadır (Albers 1999).

Kimyasal yolla sertleşen sistemlerde polimerizasyon karıştırma işlemiyle beraber başlamaktadır. Sertleşme reaksiyonu, sistemin doldurucu partikül içermesine, materyalin ışık geçirgenliğine ve restorasyonun büyüklüğüne, kalınlığına bağlı değildir. Bu sistemin dezavantajları; karıştırma gerektirmesi, polimerizasyon zamanının kontrol edilememesi, rengin stabil olmaması ve materyal içinde porözitelerin oluşabilmesidir. Porözite, erken yüzey renkleşmesine, rezinin fiziksel özelliklerinin azalmasına ve aşınmaya neden olmaktadır (Öz ve Tarım 2004, Çekiç ve Ergün 2007).

Işıklı sertleşen rezinlerin geliştirilmesiyle birlikte, çalışma süresinin kontrol edilebilmesi, renk stabilitesinin daha iyi olması ve porözitenin azalması sağlanmıştır (Öz ve Tarım 2004, Çekiç ve Ergün 2007). Bu sistem başlangıçta, sadece ön dişlerdeki restorasyonlarda ve fissür örtücü uygulamalarında kullanılmış fakat bahsedilen avantajları tüm bölgelerdeki restorasyonlarda da kullanım alanı bulmasını sağlamıştır (Öz ve Tarım 2004).

Bu materyallerin polimerizasyon derinliği ışık kaynağının gücüne, yoğunluğuna ve kullanılan ışığın dalga boyuna bağlıdır. Cihazın “ışık gücü”, birim zamanda yaydığı enerji miktarıdır ve mW birimiyle ifade edilmektedir. “Işık yoğunluğu” ise ışığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücünü tanımlamakta ve mW/cm² birimiyle ifade edilmektedir. Yeterli bir polimerizasyon için ışık cihazının en az 300 mW/cm²’lik ışık yoğunluğuna sahip

olması gerekmektedir. Dalga boyu ise ışığın yaydığı elektromanyetik dalga boyu olarak tanımlanmaktadır. Işık ile polimerize olan rezin sistemlerde, polimerizasyon reaksiyonunda başlatıcı olarak görev yapan kamforokinon, kendisi için en yüksek seviye olan 470 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlıdır (Özel ve Soyman 2003). Işık cihazının bu üç parametresinden her hangi birisindeki yetersizlik, materyalin polimerizasyon derinliğini olumsuz yönde etkileyerek fiziksel ve mekanik özellikleri zayıflatıp erken dönem başarısızlıklarına yol açacaktır (Daniel ve ark 2002, Özel ve Soyman 2004).

Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesinden endişe edilen ortamlarda kullanılması önerilen “*ikili sertleşme*”, derin ve ışığın etkin bir şekilde ulaşamayacağı alanlarda, ışıkla sertleşen sistemlerin yetersiz kalmasını önlemek amacıyla geliştirilmiştir. İkili sertleşme mekanizmasına sahip rezinlerde kimyasal polimerizasyon hızı yavaştır ancak rezine, “*fotokimyasal*” olarak ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır (Altun 2005). Buna ihtiyaç duyulmasının nedeni, kimyasal polimerizasyonu sağlayan sistemlerdeki “*yavaş ilerleyen peroksit/amin komponentleri*”nin ikili polimerizasyon sistemlerinde de yer alması, dolayısıyla çalışma süresini uzatmasıdır. Işığa duyarlı madde ilavesiyle polimerizasyona hızlı bir başlangıç sağlanarak materyalin stabilitesi arttırılmıştır (Arıkan 2005). Bu tip rezinler, özellikle ışığın tam olarak ulaşamadığı derin kavitelerde, 2 mm’den kalın dolgulara ve enstrüman erişiminin zor olduğu interproksimal alanlarda avantaj sağlamaktadır (Altun 2005, Çekiç ve Ergün 2007).

2.7. Rezin Esaslı Dental Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları

Teknolojik gelişmelerle birlikte dental materyallerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynakları için de yeni fikirler ortaya atılmış ve bu gelişmeler sonucunda, günümüzde dört farklı tipte polimerizasyon sistemi ön plana çıkmıştır (Dabanoğlu ve Yücel 2003);

- Kuartz tungsten halojen ışık kaynakları (Quartz tungsten halogen lights) (QTH)
- Plasma ark ışık kaynakları
- Lazer ışık kaynakları
- Işık yayan diyotlar (Light Emitting Diodes) (LED)

2.7.1. Kuartz tungsten halojen ışık kaynakları

Halojen ışık kaynakları 1970'li yılların sonuna doğru tanıtılmış ve oldukça ilgi görmüştür (Özel ve Soyman 2004, Daniel ve ark 2002).

Halojen ışık kaynaklarında kullanılan lambalar, ısı ile akkor haline geldikten sonra yayılan radyasyon filtre edilerek, 380-400 nm dalga boyu aralığında başlayan ve 500-520 nm dalga boyuna ulaşabilen ışık üretmektedir. Elde edilen bu ışığın şiddeti 400-800 mW/cm² arasındadır. Bununla birlikte, yüksek ışık şiddetinde (1300 mW/cm²'den fazla) ışık kaynakları da günümüzde kullanıma sunulmuştur (örneğin: Yüksek yoğunluklu kuartz tungsten halojen ışık kaynağı HQTH) (Çekiç ve Ergün 2007).

Görünür ışıkla aktive olan rezinlerin büyük bir çoğunluğunda foto-başlatıcı olarak kamforokinon kullanılmaktadır. Kamforokinonun aktivasyon gösterdiği etkin dalga boyunun 410-500 nm aralığında olduğu ve 470 nm dalga boyunda pik yaptığı bildirilmiştir (Daniel ve ark 2002).

Halojen ışık kaynaklarıyla ilgili dikkat çekici bir nokta 470 nm dalga boyunda ve 500 mW'lık ışık elde etmek için 50-100 Watt'lık ampuller kullanılmalarıdır. Bu durum ampulün kapasitesinin %0,5'inin kullanıldığı anlamına gelir ve kalan %99,5'lik enerji ısı

enerjisine dönüşmektedir. Isı artışı diş dokularına zarar verebileceği için mutlaka kontrol edilmelidir (Albers 1999, Çekiç ve Ergün 2007).

2.7.2. Plasma ark ışık kaynakları

Halojen ışık kaynağı kullanan sistemlerde polimerizasyon prosedürünün 20-40 saniye sürmesi, bu süreyi kısaltmaya yönelik arayışların gündeme gelmesine neden olmuş ve bu çabaların sonucunda plazma ark ışık kaynakları geliştirilmiştir. Polimerizasyon süresini kısaltmalarıyla (3-10 sn.) oldukça ilgi çekmiş olmalarına rağmen, polimerizasyon sırasında oluşan büzülmenin ani bir şekilde olması, kullanım sırasında açığa çıkan ısı miktarının fazlalığı, dalga boyu aralığının dar (440-500 nm) olması ve pahalı sistemler olmaları kullanımlarını sınırlamıştır. Plazma ark ışık kaynaklarının sürekli ve yüksek güçte ışık vermeleri ve kullandıkları fiberoptik ucun yüzey alanının dar olması diğer dezavantajlarıdır (Çekiç ve Ergün 2007).

2.7.3. Lazer ışık kaynakları

Lazer ışık kaynakları, 1980'lerin sonundan itibaren mevcut olmalarına karşın, ekonomik nedenlerle yaygın kullanım alanı bulamamışlardır (Çekiç ve Ergün 2007). Halojen ışık kaynakları 380-520 nm dalga boylarına sahip ışık üretmektedirler. Halojen ışık kaynaklarının tersine, lazer sistemlerin ürettiği ışığın dalga boyu aralığı çok sınırlı olduğu için, az sayıda foto-başlatıcıyı etkileyebilmektedirler. Oysa yeni geliştirilen bazı kompozit sistemlerde polimerizasyon performanslarını geliştirmek amacıyla birden fazla foto başlatıcı kullanılmaktadır. Lazer ışık kaynaklarının sürekli ve yüksek güçte ışık vermeleri ve kullandıkları fiberoptik ucun yüzey alanının dar olması diğer dezavantajları arasında sayılmaktadır (Vargas ve ark 1998, Albers 1999, Deb ve Sehmi 2003).

2.7.4. Işık yayan diyotlar (LED)

LED ışık kaynakları 1990'lı yılların ortalarında geliştirilerek kullanıma sunulmuştur. Bu sistemde ortama elektrik verildiğinde, elektronlar iki ayrı yarı iletken den geçerek LED lambadan 450-500 nm dalga boyunda görülebilir mavi ışık yayılması sağlanmaktadır (Amussen ve Peutzfeldt 2002, Çekiç ve Ergün 2007).

LED ışık cihazlarının QTH cihazlardan farkı, gereken nitelikteki ışığı üretirken enerjiyi yüksek verimle kullanmasıdır. Halojen ışık cihazları kapasitesinin sadece %0,5'ini kullanarak istenen özellikteki ışığı üretebilirken LED ışık kaynaklarında üretilen ışığın yaklaşık %95'i polimerizasyon için istenen niteliktedir. Bu durum sayesinde LED ışık kaynakları; yüksek güçte ışık veren, kablosuz ve pille dahi çalışabilen, fan soğutmasına gerek duymayan sistemler olarak dikkat çekmektedir (Civelek ve Özel 2004). LED ışık cihazları, ışık gücü 1200 mW/cm² düzeyinde ışık üretebilmektedir (Leonard 2002). Halojen lambaların ömrü 50-100 saat arasında olmasına rağmen, LED lambaların ömrü yaklaşık 10000 saat civarındadır. LED'lerin diğer avantajları arasında küçük olmaları, taşınabilir olmaları ve çok sessiz çalışmaları sayılabilir (Soh ve ark 2003, Çekiç ve Ergün 2007).

2.8. Rezin Esaslı Restoratif Materyallerde Polimerizasyon Derinliği

Polimerizasyon derinliği, görünür ışığın rezin esaslı materyalin içerisine penetre olabilme yeteneğidir. Polimerizasyon derinliğinde, şu üç unsur çok önemlidir (Civelek ve Özel 2004):

1. Materyalin yapısı (partikül büyüklüğü, materyalin rengi ve başlatıcı olarak kullanılan maddenin tipi).
2. Işık kaynağının özelliği (ışık kaynağının tipi ve ürettiği ışığın şiddeti).
3. Polimerizasyon yöntemi (kimyasal polimerizasyon, ışıkla polimerizasyon ya da dual-cure polimerizasyon).

Rezin esaslı dental materyallerin klinik başarısı sadece fiziksel ve kimyasal özelliklerine değil, aynı zamanda onların biyolojik güvenilirliklerine de bağlıdır (Schmalz 1998, Geurtsen 2000). Bu materyallerin biyolojik güvenilirlikleri polimerizasyon sonrası reaksiyona girmemiş artık monomer miktarıyla direkt ilişkilidir ki bu ilişkiye polimerizasyon derinliğinin de etkisi bulunmaktadır (Nalçacı ve Ulusoy 2003).

2.9. Reaksiyona Girmemiş Artık Monomer

Teorik olarak ideal bir polimerizasyonda monomerlerin tüm karbon çift bağlarının reaksiyona girerek polimer zincirinde yer alması gerekmektedir. Ancak pratikte süreç bu şekilde işlememektedir. Polimerizasyon sırasında moleküllerin polimer zincire katılmasıyla viskozite artmakta ve monomer-polimer dönüşümü yavaşlamaktadır. Bu durumun, materyalin içerisindeki henüz reaksiyona girmemiş monomer miktarının reaksiyonun başlangıç anına göre azalmış olmasına ve artmış viskoziteden dolayı monomerlerin hareketliliğini kaybederek, polimerizasyon alanlarına difüzyonunun yavaşlamış olmasına bağlı olabileceği düşünülmektedir. Sonuç olarak bir miktar monomer, reaksiyona katılamayıp “*artık monomer*” olarak kalabilmektedir (Bahar 2004, Tuna ve Gençay 2006). Işıklı polimerize olan sistemlerde reaksiyona giren monomer çift bağlarının yüzdesi %55-80 olarak bildirilmektedir (Ferracane 1994, Peutzfeldt 1997, Kömürcüoğlu 2005, Tuna ve Gençay 2006)

Karbon çift bağlarının dönüşüm miktarının;

- rezin materyalin kompozisyonu (monomer yapı ve doldurucuların tipi ve oranı),
- ışığa duyarlı başlatıcıların ve inhibitörlerin tipi ve oranları,
- ışığın dalga boyu, yoğunluğu ve uygulama süresi,
- ortam ısısı,
- ortamda oksijenin varlığı gibi birtakım faktörlere bağlı olduğu ifade edilmektedir

(Stansbury ve Dickens 2001, Kömürcüoğlu 2005).

Oksijen varlığında serbest radikaller oksijenle reaksiyona girmeye daha eğilimli olduğundan, oksijenle reaksiyona girerek oda sıcaklığında reaktif olamayan peroksi radikalleri oluştururlar. Sonuç olarak oksijene temas eden yüzeylerde polimerizasyon gerçekleşmez ve monomerler reaksiyona girmemiş halde kalır. Bu olaya “*polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu*”, yüzeyde oluşan tabakaya da “*oksijen inhibisyon tabakası*” adı verilmektedir (Rueggeberg ve Margeson 1990). Oksijen inhibisyon tabakasının uzaklaştırılması gerekmektedir, aksi takdirde bu tabakaya bağlı olarak artık monomer salımı gerçekleşmektedir.

Rezin materyallerden artık monomer salımı zamana bağlı olarak materyalin yüzeyinde ve içyapısında oluşan deformasyonlar sonrası da gerçekleşmektedir (Hanks ve ark 1992). Reaksiyona girememiş monomerler polimer matriks içinde dağılmış halde bulunmaktadır. Materyalin yapısını oluşturan monomerlerin tipi, büyüklüğü ve birbirleriyle kombinasyonu, materyalin yüzeyinde oluşan aşınmaların miktarı ve tükürük kompozisyonundaki değişiklikler gibi faktörlere bağlı olarak değişen miktarlarda artık monomer salımı gerçekleşebilmektedir (Tuna ve Gençay 2006).

Reaksiyona girmemiş artık monomerlerin ağız ortamına salınmasının biyolojik açıdan bazı riskler doğurduğu bilinmektedir (Eliades ve ark 1995, Komurcuoglu ve ark 2005).

2.10. Artık Monomerlerin Biyolojik Etkileri

Restoratif materyallerin kabul edilebilirliği sadece onların fiziksel ve kimyasal üstünlüklerine değil aynı zamanda biyouyumluluklarına da bağlıdır. Biyouyumluluk, bir materyalin spesifik bir uygulamada konakta uygun bir cevap oluşturabilme özelliği olarak tanımlanmaktadır (Nicholson ve Croll 1997).

Genel olarak bir materyalin biyouyumluluğu, materyalin allerjenitesine, sitotoksitesine, genotoksitesine, oluşturduğu sistemik cevaplara ve karsinojenik özelliklerine göre değerlendirilmektedir (Anusavice 1996, Komurcuoglu ve ark 2005, Sideridou ve ark 2005).

Diş hekimliği alanında kullanılan malzemelerin bazıları alerjik reaksiyon oluşturabilmektedir. Alerjik özelliği bulunan maddeye “*birincil alerjen*” denmektedir. Çapraz reaksiyon potansiyeli bulunan maddelere ise “*ikincil alerjen*” adı verilmektedir. Çapraz reaksiyon bir bileşikle başlayan alerjik reaksiyonun bir ya da daha fazla bileşikle devam etmesi olarak tanımlanmaktadır (Kanerva 2001). Dişhekimliğinde kullanılan monomerlerin çoğuyla ilgili olarak (özellikle epoksi rezin ve akrilik monomerlerin) çapraz reaksiyon potansiyellerinin bulunduğu ve bu materyallerle çalışanlarda (örneğin; dişhekim ve yardımcı personel) “*alerjik kökenli aşırı duyarlılık*” (=hipersensivite) olgularına rastlandığı bildirilmiştir. Bunlar arasında, “*alerjik kontak dermatit*” ya da “*iritan kontak dermatit*” gibi cilt hastalıkları sıklıkla rapor edilmiştir (Kanerva ve ark 1994, Kanerva 2001, Alanko ve ark 2004). Björkner ve ark (1984), monomerlerin biyolojik etkilerini inceledikleri araştırmada, özellikle HEMA içerikli olan metakrilatların domuzlarda alerjik reaksiyonları tetikleyici etkisi olduğunu ifade etmişlerdir. Katsuno ve ark (1995) dentin primerlerinin biyolojik etkilerini araştırdıkları çalışmada, HEMA içeren iki dentin primerin domuzlarda “*gecikmiş aşırı duyarlılık*” reaksiyonuna sebep olduğunu bildirmişlerdir.

Sitotoksite; hücrenin temel organellerinde kimyasal etkenin oluşturduğu yıkım olarak tanımlanmaktadır. Bir maddenin sitotoksitesi “ TC_{50} ” değeri kullanılarak ifade edilmektedir. TC_{50} değeri, mitokondrial aktiviteyi % 50 oranında baskılayan toksik ajanın ulaştığı konsantrasyon miktarıdır (Hanks ve ark 1991, Schmalz 1998). Ratanasathien ve ark (1995) monomerlerin sitotoksik etkilerini inceledikleri araştırmada, “*Balb/c 3T3*” fare fibroblastlarında, monomerlerin 24 ve 72 saatlik zaman periyodu sonunda, sitotoksite

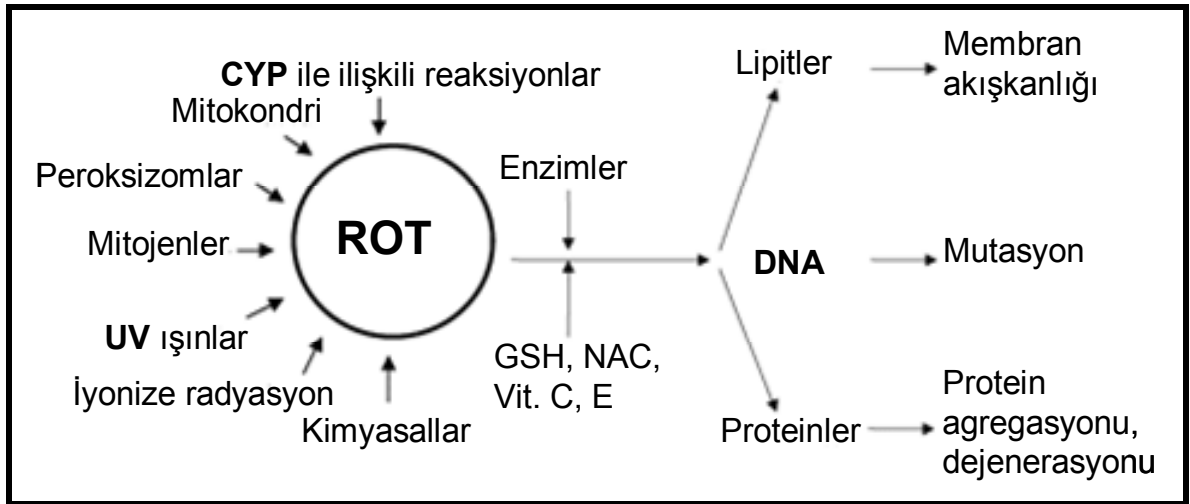
göstergesi olan TC₅₀ değerine büyükten küçüğe Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA sırasıyla ulaştıklarını ve bu monomerlerin sitotoksik etkiye sahip olduklarını bildirmişlerdir.

Genlerde DNA (deoksi ribo nükleik asit) molekülleri ile toksik ajanların (genotoksinler) etkileşmesi sonucu ortaya çıkan ve gelecek nesillere taşınan durum “*genotoksisite*” olarak bilinmektedir. İnsan lenfosit hücreleriyle gerçekleştirilen çalışmada TEGDMA ve UDMA’nın DNA göçüne sebep olduğu için genotoksik etki gösterdiği tespit edilmiştir (Schweikl ve ark 1998). Heil ve ark (1996) gerçekleştirdikleri DNA inhibiyon testi sonucunda örneklerin bir kısmında Bis-GMA’ ya bağlı DNA hasarı tespit etmişlerdir. Kleinsasser ve ark (2004) rezin esaslı dental materyallerin yapısında yer alan monomerlerin biyolojik etkilerini inceledikleri araştırmalarında HEMA ve Bis-GMA’nın insan lenfosit hücrelerinde DNA göçüne sebep olduğunu bildirmişlerdir. Literatürde HEMA ve TEGDMA monomerlerinin yüksek konsantrasyonlarda kromozal bozukluklar oluşturabileceği de ifade edilmektedir (Schweikl ve ark 1998, Schweikl ve ark 2001).

Kanser geliştirme potansiyeline sahip maddeler “*karsinojenik*” olarak ifade edilmektedir. Bis-GMA, bisfenol A dimetakrilat (Bis-DMA) ve bisfenol A (BFA) gibi bileşikler ksenoöstrojenler içerebilirler. Ksenoöstrojenler, yapısal olarak östrojene benzemeseler de bu doğal steroid hormonunun etkilerini taklit edebilme yeteneklerinin olduğu ve karsinojenik potansiyellerinin bulunduğu düşünülmektedir (Söderholm ve Mariotti 1999, Schafer ve ark 2000). Kompozit ve fissür örtücüler gibi ticari dental ürünlerden salınan bu tür aromatik bileşiklerin biyolojik etkileri, deneysel modellerde tanımlanmıştır. Bis-GMA molekülü, üretimi sırasında safsızlıklar içeriyor ise ve molekülün bozulması sırasında ester bağlarındaki parçalanma Bisfenol A (BFA) oluşturacak şekilde gerçekleşirse; Bis-GMA molekülü östrojen antagonisti gibi davranmaktadır (Söderholm ve Mariotti 1999). Ancak östrojenik bileşiklerin klinik

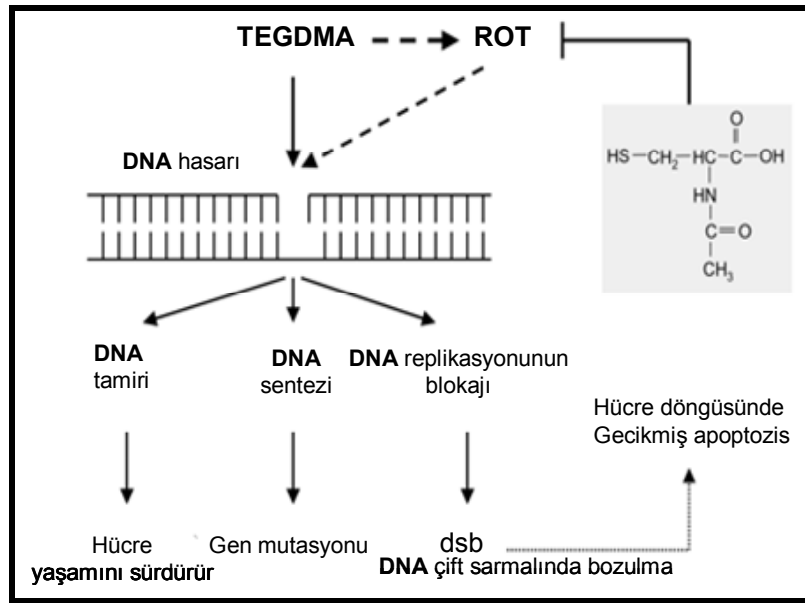
anlamda etkileri hala tartışılmaktadır (Pulgar ve ark 2000, Ashby 2002, Wada ve ark 2004).

Mutajenite, hücre çekirdeğini etkileyen ve genellikle DNA üzerinde mutasyon gibi kalıcı nitelikte değişiklikler oluşturan durumu tanımlamaktadır. Rezin esaslı dental materyallerden salınan bazı monomerler ya direkt olarak ya da “reaktif oksijen türleri” (=ROT) üzerinden indirekt olarak bu tip etkiler oluşturabilmektedir (Schmalz 1998, Schweikl ve ark 2006). ROT, genellikle hücrede mitokondri ve peroksizomların içinde ve sitogrom P450 enziminde (CYP) bulunmaktadır. Hücre içi ROT miktarı UV ışığa, iyonize radyasyona ya da kimyasal ajanlara ve monomer içeren dental rezinlere maruz kaldığı zaman artış göstermektedir. ROT’a karşı savunmayı endojen ve ekzojen anti-oksidanlar (glutasyon GSH, vitaminler, N-acetil-sistein NAC) ve ilaveten enzimatik aktiviteler oluşturmaktadır. ROT üretimini hücredeki mevcut anti-oksidan kapasitesini aştığı zaman, lipitler, proteinler ve DNA gibi hücresel makro moleküller tahrip olabilmektedir (Şekil 2.2)(H. Schweikl ve ark 2006).



Şekil 2.2: Reaktif oksijen türlerinin (ROT) üretimi ve hücre cevabı (Schweikl ve ark 2006).

TEGDMA tarafından DNA molekülü tahrip edilebilir ya direkt olarak her iki çift sarmal yapının nükleofilik merkezine kovalent bağ aracılığıyla bağlanmasıyla ya da indirekt olarak ROT üretimiyle gerçekleşmektedir. Tahrip olan DNA'nın replikasyonu gen mutasyonlarına neden olmaktadır ve ancak zarar gören DNA bölgesi başarılı bir şekilde tamir edilirse hücre yaşamını sürdürebilir. Tamir sürecinin tamamlanamaması, DNA çift sarmalının bozulmasına, sonucunda da DNA replikasyonunun blokajına sebep olarak, hücre döngüsünde gecikme ya da programlanmış hücre yıkımı (apoptozis) gibi ciddi ve geri dönüşümsüz bir tahribata yol açmaktadır. Genotoksisite ve hücre döngüsünde gecikme, ROT süpürücü reseptör yani N-asetilsitein (NAC) varlığında engellenebilmektedir (Şekil 2.3) (Majno ve Joris 1995, Schweikl ve ark 2006).



Şekil 2.3: Trietilen glikol dimetakrilat'ın (TEGDMA) memeli hücreleri üzerine genotoksik indüksiyon modeli ve hücre cevabı (Schweikl ve ark 2006).

Rezin esaslı dental materyallerin klinik başarısını doğrudan etkileyen ve ortamdan uzaklaştırılamadıkları takdirde, vücutta, yukarıda anlatılan birçok olumsuz biyolojik etkiler oluşturabilecekleri bilinen monomerlerin tespit edilmesi ve salım miktarlarının belirlenmesi oldukça önemlidir (Anusavice 1996, Komurcuoglu ve ark 2005, Sideridou ve ark 2005).

2.11. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Polimerizasyon derinliğini (bir başka deyişle reaksiyona girmemiş monomerlerin miktarını ve polimerize olmadan kalan karbon çift bağlarının oranını) belirlemek veya konu hakkında fikir yürütebilmek için günümüzde birçok teknik kullanılmaktadır. Bu tekniklerden bazıları şunlardır (Lee ve ark 1998, Morgan ve ark 2000, Mazzaoui ve ark 2002, Schedle ve ark 2003, Sideridou ve ark 2005, Civelek ve Özel 2004, Türker 2005);

1. Ayırıcı Termal Analiz (Diferansiyel Scanning Calorimetri) (DSC)
2. Fourier Transform-Infrared Spectroscopy (FT-IR)
3. Katı Faz Nükleer Manyetik Rezonans (NMR)
4. Ultraviolet-Visible Spectrophotometer
5. Multiple Internal Reflection Spektroskopi (MIR)
6. Çift Bağ Değişimi
7. Yüzey Sertliği Ölçümü
8. Kromatografiler
 - Gaz Kromatografisi (GC)
 - Likit Kromatograf/Kütle Spektrometri (LC-MS)
 - Elektrospray İyonizasyon/Kütle Spektrometrisi
 - Micellar Elektrokinetik Kromatografi
 - Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi (HPLC)

HPLC yüksek molekül ağırlıklı bileşiklerin belirlenmesinde yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntem; tekrarlanabilir olması, seçici olması ve sonuçlarının güvenilir olması, kolay olması, hızlı olması, ve ekonomik olması nedeni ile günümüzde oldukça popüler bir hale gelmiştir (Türker 2005).

2.11.1. HPLC

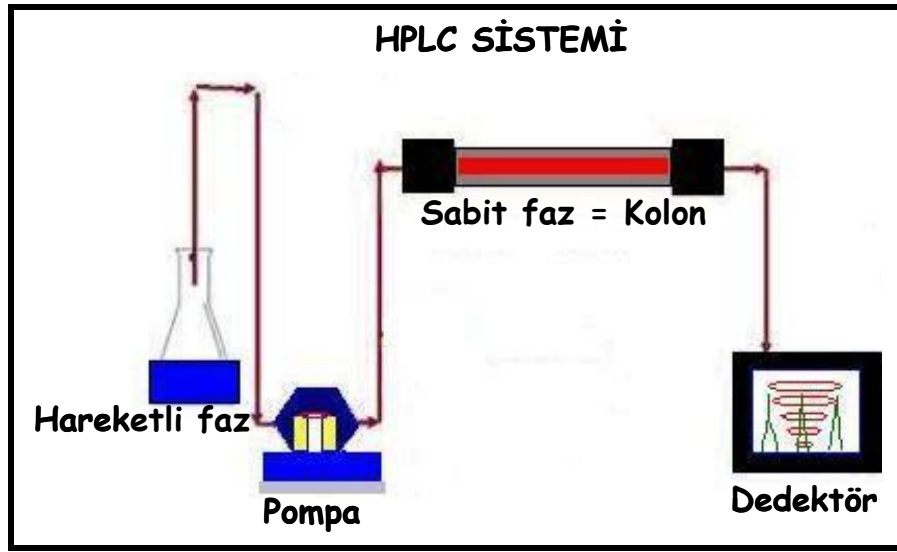
Kromatografi, bir karışımda bulunan bileşenlerin birbirinden ayrılmasını sağlayan ve bu sayede ayrılmış olan bileşenlerin kalitatif ve kantitatif analizlerinin yapılabilirdiği yöntemlerin genel adıdır. Bir başka ifadeyle yöntem; analizi yapılacak olan maddenin içerisinde hangi bileşenlerin ne miktarda bulunduğunu belirlemektedir (Yıldız ve Genç 1993, Hıışıl 1994, Türker 2005, Kılınç 2006). HPLC’de bir kromatografi tekniği olup incelenen sıvı formdaki örneğin yüksek basınç altında kromatografik analizini tanımlamaktadır (Resim 2.1).



Resim 2.1: HPLC sistemi

HPLC'nin ana elemanları;

- hareketli faz (mobil phase),
- sabit faz (stationary phase),
- pompa,
- dedektör olarak sıralanabilir (Şekil 2.4) (Kılınç 2006).



Şekil 2.4: HPLC sisteminin ana elemanları

Hareketli faz: Örnek bileşenlerini, sabit faz (= kolon) boyunca taşıyan, çeşitli fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip çözelti veya çözücü karışımlarını içerir. Kullanılacak hareketli fazın seçiminde, analizi yapılacak örnek madde bileşenlerinin özellikleri, kullanılacak sabit faz ve dedektörün özellikleri gibi birçok parametreye dikkat edilmektedir (Kılınç 2006).

Hareketli faz kullanılmadan önce hareketli fazı oluşturan çözelti içinde çözünmüş haldeki gazın uzaklaştırılması (degaz işlemi) gerekmektedir. Isıtma, vakumlama, ultrason uygulama ya da inert gazın çözelti içinden geçirilmesiyle hareketli faz içinde çözünmüş

haldeki gazlar uzaklaştırılır. Bu işlemin uygulanmaması, çözücü akış hızının azalarak yanlış sonuçlar alınmasına sebep olur (Hışıl 1994, Türker 2005).

Hareketli faz için önemli bir diğer husus, çözücü niteliğinin sürekli sabit kalması için çözücü rezervuarının ağzının çalışma esnasında kapalı tutulmasıdır. Aksi halde buharlaşmadan dolayı hareketli fazın kompozisyonu değişebilmektedir (Hışıl 1994, Türker 2005).

Sabit faz: Hareketli faz içerisinde gelen örneğe ait bileşenlerin etkileşime girdikleri ve belirli ölçüde alıkonuldukları fazdır. Kromatografi tekniğinin çeşidine göre tasarlanmış, çok değişik materyallerden, çok farklı ölçülerde imal edilmiş “*kolon*” adı verilen sabit fazlar mevcuttur. Sıvı kromatografisinin bir çeşidi olan HPLC uygulamalarında kullanılan kolonlar daha çok 30-300 mm uzunluğunda, yaklaşık 5 mm iç çapında metalik boru şeklinde olup iç yüzeyleri 5-10 µm çapında değişik özelliklere sahip sabit faz partikülleriyle doldurularak, analizi yapılacak madde grupları için uygun hale getirilmektedir (Hışıl 1994, Türker 2005, Kılınç 2006).

Hareketli faz içerisinde gelen, analizi yapılacak maddeye ait bileşenlerin sabit faz ile etkileşime girerek belirli oranda tutulması, bir başka deyişle “*yavaşlatılması*” ve böylece daha geç olarak sabit fazı terk etmesi “*alikonma*” (*retention*) olarak tanımlanmaktadır. Bu özellikten yola çıkılarak, belirli sabit analitik koşullar altında, her kimyasal madde için parmak izi niteliği taşıyan bir “*alikonma zamanı*” (*retention time*=*t_R*) belirlenmektedir. Alıkonma zamanı, analizi yapılan maddenin sabit fazı terk etmesi için geçen süreyi göstermektedir (Kılınç 2006).

Pompa: HPLC uygulamalarında hareketli fazı oluşturan çözücü karışımlarının, enjektör, kolon ve dedektör içerisinde belirli bir hızda, belirli basınç altında geçmesini sağlamaktadır (Kılınç 2006).

Dedektör: Kolonda analizi yapılmak amacıyla ayırımı yapılan maddeye ait bileşenlerin miktar tayinlerinin yapıldığı HPLC donanımıdır. Kullanılacak dedektörün türü, analiz edilecek maddenin fiziksel ve kimyasal özelliklerine göre seçilmektedir (Hışıl 1994, Türker 2005, Kılınç 2006)

Dedektörde miktar tayini yapılan maddelere ait veriler, “*kromatogram*” olarak ifade edilen grafiklere dönüştürülmektedir. Kromatogramda; “y” eksenini, kullanılan dedektörün ölçtüğü fiziksel özelliği, “x” eksenini ise zamanı göstermektedir. Zamana karşı “y” ekseninde ölçülen fiziksel özelliğin artıp tekrar azalması şeklinde oluşan pik şeklindeki eğrilerin her biri, analizi yapılan maddeye ait bir bileşeni göstermektedir. Bu piklere ait değerler (pik alanı, yüksekliği, vb.) kullanılarak kalitatif ve kantitatif analizler yapılmaktadır (Kılınç 2006).

HPLC sistemlerinin işleyişi kısaca şu şekilde özetlenebilir;

- Analizi yapılacak olan örneğin farklı konsantrasyonlarda standart çözeltilerinin hazırlanması ve her bir standart çözeltinin HPLC kolonuna enjekte edilerek, yüksek basınç altında (100-200 atm) çözücü yani hareketli faz sıvısının, kolondan bir pompa yardımı ile geçirilmesi, bileşenlerin kolondaki alıkonma sürelerine göre birbirlerinden ayrılarak her konsantrasyon için pik yüksekliği ya da alanının belirlenmesi,
- Pik yüksekliği ya da alanına karşılık gelen konsantrasyon grafiğinin (kalibrasyon eğrisi) çizilmesi,
- Analizi yapılacak olan örnek kolona enjekte edilerek, pik yüksekliği ya da alanının kolon çıkışına yerleştirilen uygun bir dedektör ile belirlenmesi,
- Kalibrasyon eğrisi kullanılarak analiz edilen örneğin konsantrasyonunun belirlenmesi (Türker 2005).

HPLC, polimerizasyon derinliğini, salınan artık monomer miktarlarını ölçerek net bir şekilde belirleyebilmektedir. Konuyla ilgili yorum yapmakta sıkça kullanılan ve pratik olarak oldukça basit bir diğer test yöntemi de “*yüzey sertliğinin belirlenmesi*”dir. Yüzey sertliği ölçümleri, materyallerin sağlamlıkları, dayanıklılıkları ve aşınma dirençleri ile ilgili fikir verebilmektedir (Zaimoğlu 1985, Zaimoğlu ve ark 1989, Ulusoy ve ark 1999).

2.12. Yüzey Sertliği

Sertlik, “*yüzeyi delip geçmeye ya da çentiklemeye karşı gösterilen direnç*” olarak tanımlanabilir. Maddenin sertliği, yani plastik deformasyona karşı gösterdiği direnç ölçülürken, çentiklemenin birim ünit alanına düşen kuvveti hesaplanmaktadır.

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin laboratuvar şartlarında birbirleriyle karşılaştırılmasında kullanılan test yöntemlerinin başında “*yüzey sertliği*” ölçümleri gelmektedir (Sonugelen 2000, Dabanoğlu 2003). Bu materyallerin sertliği, onların aşınmaya ve çizilmeye karşı gösterdikleri direnci ifade eden ve materyallerin klinik başarısını yorumlamada etkili bir parametredir. Dental bir materyalin aşınma ve çizilmeye yatkın olması, restorasyonun olası klinik başarısızlığını akla getirmektedir (Ulusoy ve ark. 1998).

Rezin esaslı bir dental materyalde inorganik doldurucu partiküllerin oranı ve tipi, organik matriksinin yapısı ve polimerizasyon şekli bu materyalin sertlik değerlerini etkileyen faktörlerdendir. Örneğin inorganik doldurucu partikül miktarındaki artış, ilgili materyal için daha yüksek sertlik değerlerini ifade edebilmektedir (Zaimoğlu 1985, Zaimoğlu ve ark 1989, Ulusoy ve ark. 1998, Ulusoy ve ark 1999).

2.12.1. Yüzey sertliği ölçüm yöntemleri

Yüzey sertliği ölçümlerinde kullanılan test metotlarından bazıları; Rockwell, Barcol, Shore A, Brinell, Knoop ve Vicker’s’dir (Zaimoğlu 1985, Kim ve ark 2001,

Dabanoğlu 2003, Poskus ve ark 2003, Taşveren 2005). Hangi sertlik testinin uygulanacağı, beklenen sertlik değerine ve materyalin cinsine bağlı olarak belirlenir. Bu yöntemlerin ortak çalışma prensibi, kuvvetin materyale, simetrik şekilli bir işaretleyici uçla uygulanması ve bu ucun materyale penetrasyon miktarının belirlenmesidir. Çeşitli sertlik testleri arasındaki farkı oluşturan parametreler; işaretleyici ucun imal edildiği maddenin cinsi, bu ucun geometrisi ve yüklenen ağırlıktır. İşaretleyici uç, çelik, tungsten karpit veya elmas gibi maddelerden yapılabileceği gibi küre, koni veya piramit şeklinde farklı geometrilere sahip olabilmektedir. Yüklenen ağırlıklar ise 50-100 gr'dan 3000 kg'a kadar geniş bir aralığı içine almaktadır (Zaimoğlu 1993, O'Brien 1997, Craig 1997, Ateş 2002, Dabanoğlu 2003).

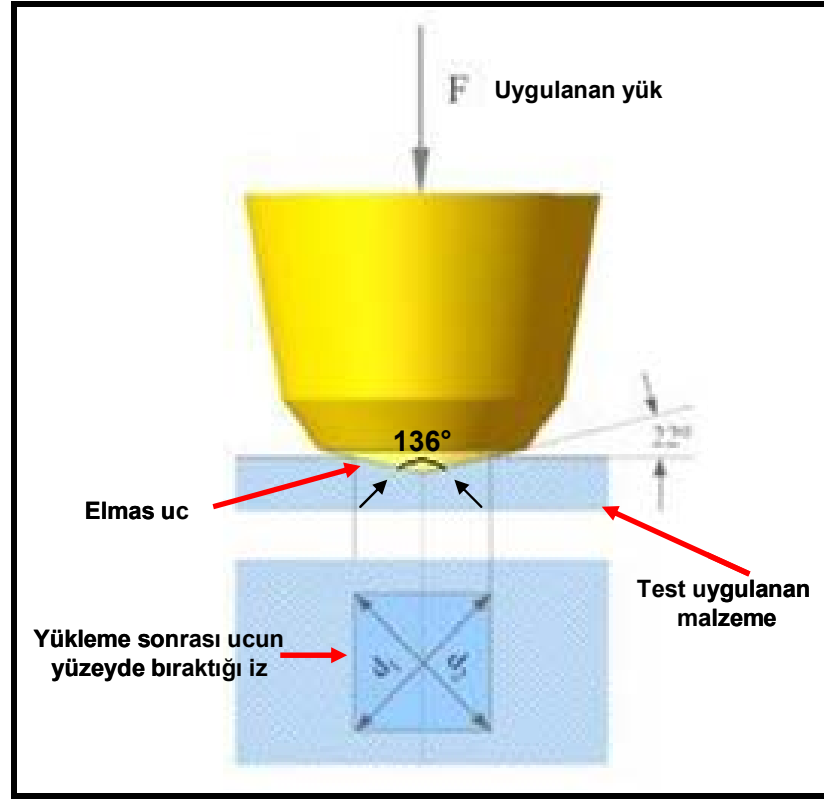
Sertlik testinde, materyale yükü uygulayan ucun şekline göre yüzeyde simetrik bir iz oluşmaktadır. Bu izin derinliği ve genişliği mikroskop altında ölçülerek okunan değer, test yöntemine ait spesifik tablodaki uygun karşılığı bulunarak, "*sertlik birimi*"ne çevrilmektedir (Zaimoğlu 1993, O'Brien 1997, Craig 1997, Ateş 2002).

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin yüzey sertliklerinin belirlenmesinde, "*Vicker's sertlik testi*" daha sık kullanılmaktadır (Poskus ve ark 2003).

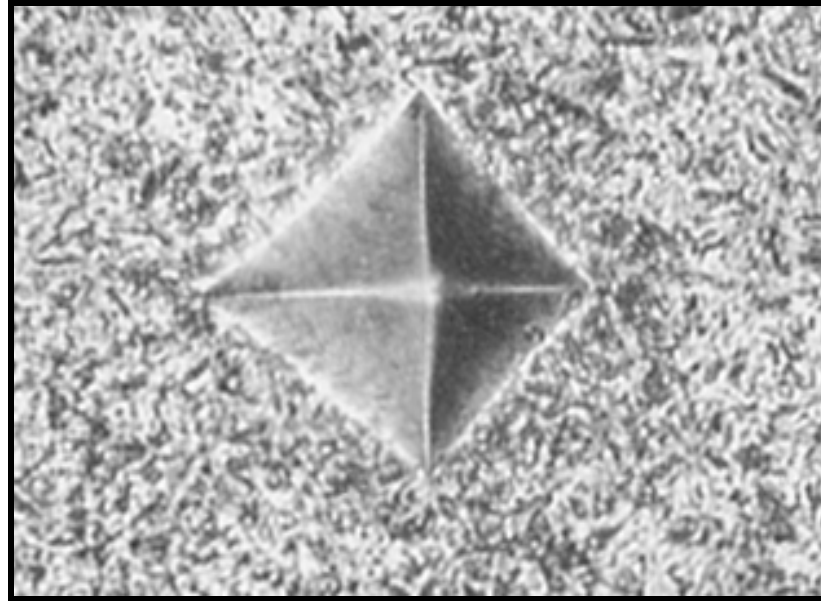
2.12.1.1. Vicker's sertlik testi

Vicker's sertlik testi, kırılğan malzemelerin sertliğinin ölçülmesine uygun olduğu için diş dokusunun ve dental materyallerin sertliğinin ölçülmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Vicker's sertlik testinde piramit şeklindeki bir elmas uç kullanıldığından yöntem "*elmas piramit sertlik testi*" de denmektedir. Bu piramidin yüzeyleri arasındaki açı 136°'dir (Şekil 2.5). Yükleme sonrası ucun yüzeyde bıraktığı iz kare şeklinde olup Vicker's sertlik değeri, uygulanan yük biriminin yüzeyde oluşturduğu çökme alanına

bölünmesiyle hesaplanmaktadır (Resim 2.2)(Zaimoğlu 1993, OBrien 1997, Craig 1997, Ateş 2002).



Şekil 2.5: Vicker's test şeması (Meyers ve Chawla 1999).



Resim 2.2: Elmas ucun yüzeyde bıraktığı izin mikroskopik görüntüsü (Meyers ve Chawla 1999)

Restoratif bir materyalin kimyasal özelliklerinin o materyalin başarısında etkili faktörlerden birisi olduğu bilinmektedir. Rezin esaslı dental materyallerin kimyasal özelliklerini değerlendirilmeye yönelik birçok yöntem tarif edilmiştir. Bu yöntemlerden bazıları materyallerin biyouyumluluklarını test ederken bazıları da monomer içerikleri ve iyon salım özelliklerini değerlendirmektedir. Ancak bir materyalin sadece kimyasal özellikleri hakkında bilgi sahibi olmak o materyalin uygulama sonrası davranışlarının yorumlanmasına yetmemektedir. Bu bağlamda dental materyallerin fiziksel özelliklerinin de bilinmesi önemlidir. Sertlik, aşınma dayanımı, su emilimi, yüzey pürüzlülüğü gibi birtakım test yöntemleri materyallerin fiziksel özellikleri hakkında fikir verirken, kenar sızıntısı, bağlanma dayanımı gibi çalışmalar ise materyallerin hem fiziksel özellikleri hem de klinik başarıları hakkında yorum yapılmasına imkân sağlamaktadır. Bağlanma dayanımı, ağız ortamında rezin esaslı dental materyallerin klinik başarılarının değerlendirilmesinde sıkça kullanılmaktadır.

2.13. Bağlanma Dayanımı

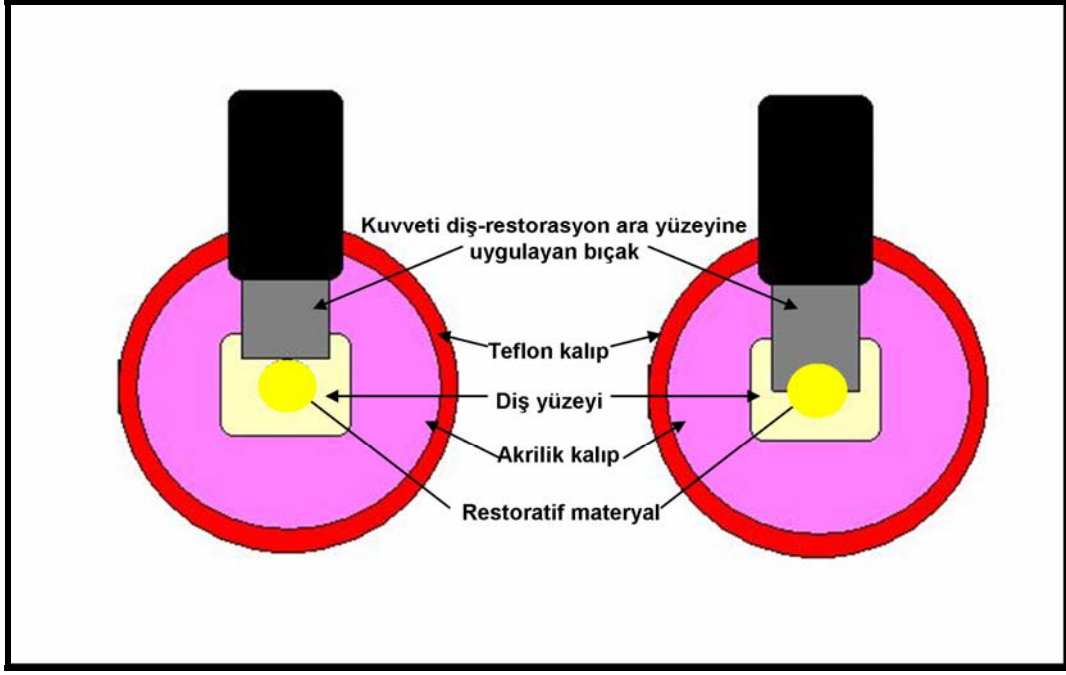
Bir restoratif materyalin diş dokularına bağlanma dayanımı; diş-restorasyon ara yüzündeki birim yüzey alanına düşen kuvvet olarak ifade edilmektedir. Bağlanma dayanımı testleri aynı zamanda “*debonding testleri*” olarak da isimlendirilmektedir (Qilo 1993). Diş sert dokuları ile restoratif materyal arasındaki bağlantının gücünün öğrenilmesine yönelik bu testler, dental materyallerin, bonding sistemlerin ve restoratif tekniklerin klinik başarılarının yorumlanmasına ve fiziksel özelliklerinin geliştirilmesine katkı sağlamayı hedeflemektedir.

Bağlanma dayanımı belirleme yöntemleri içinde makaslama ve çekme kuvvetine dayanım testleri oldukça sık kullanılmaktadır. Bu testler farklı düzeneklerle gerçekleştirilebilmektedir. Kuvvetin, test cihazına yerleştirilmiş düz bir uç yardımıyla diş-restoratif materyal birleşim yüzeyine uygulanarak belirlendiği yöntem, “*klasik bağlanma*

dayanım testi” olarak adlandırılmaktadır. Klasik bağlanma dayanım test yönteminde geniş diş yüzeylerine ihtiyaç duyulmakta ve kuvvet diş-restoratif materyal bağlantı yüzeyine bıçağın temas ettiği tek noktadan uygulandığı için homojen olmayan stresler oluşmaktadır.

Klasik bağlanma dayanım test yönteminin dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla, “*mikro test yöntemleri*” (*mikro gerilme, mikro makaslama*) geliştirilmiştir. Bu test yönteminde üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda restoratif materyalin diş yüzeyine uygulanmasını takiben özel bir kesit cihazıyla diş-restoratif materyal bağlantısını içeren çubuk şeklinde standart örnekler hazırlanmaktadır. Bu örnekler test cihazına tutturularak kopma sağlanana kadar kuvvet uygulanmaktadır. Mikro test yöntemlerinde daha homojen kuvvetlerle bağlanma dayanımı ölçülebilmektedir (Van Noort ve ark 1989, Sano ve ark. 1994, Pashley ve ark 1995, Sudsangiam ve Van Noort 1999). Ancak örneklerin hazırlanma prosedüründe dikkatten kaçan herhangi bir hata o diştten hazırlanan tüm örnekleri ve dolayısıyla bu örneklerin dahil olduğu grupları etkilemekte ve testin güvenilirliği azalmaktadır. Bu test yönteminde, 4-5 mm’den kısa örneklerin, test cihazına tutturulmasının zor olması gibi bir dezavantajdan da söz edilmektedir (Pashley ve ark 1999, Usumez ve ark 2003).

Mikro test yöntemlerinin dezavantajları konuyla ilgili arayışların devam etmesine yol açmış ve klasik bağlanma dayanımı test düzeneğinin uç tasarımını modifiye edilerek, örnekleri 180°’lik açıyla kavrayan ve kuvveti diş-rezin ara yüzeyine daha homojen bir şekilde ileten özel sistemler geliştirilmiştir (Şekil 2.6) (Pecora ve ark 2002).



Şekil 2.6: Bağlanma dayanımı test düzeneği (solda klasik uç dizaynı, sağda modifiye uç dizaynı).

Sonuç olarak, yukarıda sunulan literatür özetinde görüldüğü gibi adeziv dişhekimliğinde kullanılan materyallere ve bu materyallerin polimerizasyonunda kullanılan sistemlere günden güne yenileri eklenmektedir. Buna paralel olarak akademik çevreler de tanıtılan yeni teknolojilerin ve sistemlerin performanslarını test ederek yorumlama gereği duymaktadır. Bu bağlamda pedodonti kliniklerinin vazgeçilmezi olan pit ve fissür örtücülerin kimyasal (örneğin; artık monomer salım miktarının belirlenmesi) fiziksel (örneğin; bağlanma dayanımı ve yüzey sertliğinin belirlenmesi) niteliklerinin irdelendiği çalışmalara ihtiyaç duyulduğu açıktır. Bu bilgiler ışığında, bu tez çalışmasında rezin esaslı fissür örtücülerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının, yüzey sertliğinin ve bağlanma dayanımının araştırılması amaçlanmıştır.

3. MATERYAL VE METOT

Bu araştırma, 3 farklı ışık kaynağıyla polimerize edilen 3 fissür örtücü materyalin

- polimerizasyonu sonrası artık kalan monomer miktarını
- mine dokusuna bağlanma dayanımını ve
- mikro sertliklerini karşılaştırmalı olarak incelemek amacıyla gerçekleştirildi.

3.1. Materyal

3.1.1. Kullanılan fissür örtücü materyaller

Çalışmada ışıkla polimerize olan, florid salım özelliği bulunan ve yüksek doldurucu içeriğine sahip olan Fissurit FX (VOCO, Hamburg, Germany), ışıkla polimerize olan, polimerizasyon sırasında renk değişim özelliğine sahip, florid salım özelliği bulunan ve düşük doldurucu içeriğine sahip Clinpro™ Sealant (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ve ışıkla polimerize olan, florid salım özelliğine sahip ve doldurucu içermeyen Teethmate F1 (Kuraray, Osaka, Japan) marka fissür örtücüler kullanıldı (Tablo 3.1-3), (Resim 3.1-3).

Tablo 3.1: Fissurit FX'e ait özellikler

Ticari Adı	Fissurit FX
Üretici Firma	VOCO, Hamburg, Germany.
Lot No.	1181
Kimyasal İçeriği	Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, % 2 NaF, BHT (Bütil edilmış hidroksitoluen), Benzotriazolderivat, % 55 oranında inorganik ve cam iyonomer doldurucu
Doldurucu partikül	10 µm (%99 < 1 µm).

Tablo 3.2: Clinpro™ Sealant’a ait özellikler

Ticari Adı	Clinpro™ Sealant
Üretici Firma	3M ESPE, St. Paul, MN, USA.
Lot No.	20021121
Kimyasal İçeriği	Bis-GMA, TEGDMA, EDMAB [Etil 4- (dimetilamino) benzoat], Difeniliyodonium hekzaflorofosfat, BHT (Bütil hidroksitoluen), CQ (Kamforokinon), %1-7 oranında Güçlendirilmiş inorganik doldurucu (Silane edilmiş amorf silika), TBATFB (Tetrabütilamonyum Tetrafloroborat), TiO ₂ (Titanyum Dioksit), Rose bengal sodyum (C.I. 45440),
Doldurucu partikül	Güçlendirilmiş inorganik doldurucu (0.016 µm)

Tablo 3.3: Teethmate F1’e ait özellikler

Ticari Adı	Teethmate F1
Üretici Firma	Kuraray, Osaka, Japan
Lot No.	1760 KA
Kimyasal İçeriği	TEGDMA, 10MDP-F (Metakriloyloksidesil Dihidrojen Fosfat), 2-Hidroksietil Metakrilat, DL- Kamforokinon,
Doldurucu partikül	Doldurucu partikül içermeyen rezin



Resim 3.1: Fissurit FX (1181, VOCO, Hamburg, Germany)



Resim 3.2: Clinpro™ Sealant (3M ESPE, 3M Center, St. Paul, U.S.A.)



Resim 3.3: Teethmate F1 (1760 KA, Kuraray, Osaka, Japan)

3.1.2. Kullanılan ışık kaynakları

Çalışmada fissür örtücülerin polimerizasyonu için LED ışık kaynağı (Elipar Freeight 2, 3M ESPE Detal Products, St. Paul, MN, USA), QTH ışık kaynağı (Astralis 3, Ivoclar Vivadent, Schaan, LIECHTENSTEIN) ve HQTH ışık kaynağı (Optilux 501, Kerr, Danbury, CT, USA) kullanıldı (Tablo 3.4) (Resim: 3.4-6).

Tablo 3.4: Işık kaynaklarına ait özellikler

Ticari adı	Üretici firma	Dalga boyu	Işık gücü
Elipar Freelight 2	3M ESPE	430–480 nm	1000 mW/cm ²
Astralis 3	Ivoclar Vivadent	400–500 nm	530mW/cm ²
Optilux 501	Kerr	400–505 nm	1000 mW/cm ²



Resim 3.4: Elipar Freelight 2 ışık kaynağı (LED)



Resim 3.5: Optilux 501 ışık kaynağı (HQTH)



Resim 3.6: Astralis 3 ışık kaynağı (QTH)

Fissür örtücü materyallerin polimerizasyonu aşamasında standartlık sağlayabilmek amacıyla radyometre cihazları kullanıldı. Halojen ışık cihazları için ışık enerjisini 1000 mW/ cm²'ye kadar ölçebilen, fiberoptik uç çapı 7mm ve üstü olan tüm cihazlarda kullanılabilen ve ilave enerji kaynağına ihtiyaç duymayan Curing Radiometer model 100 (Kerr, Danbury, CT, USA) ve LED ışık cihazı için ışık enerjisini 2000 mW/ cm²'ye kadar ölçebilen, fiberoptik uç çapı 7mm ve üstü olan tüm cihazlarda kullanılabilen ve ilave enerji kaynağına ihtiyaç duymayan LED Radiometer (Kerr, Danbury, CT, USA) kullanıldı (Resim3.7).



Resim 3.7: Halojen cihazlar için ışık yoğunluğu ölçüm cihazı (solda) ve LED cihazlar için ışık yoğunluğu ölçüm cihazı (sağda).

3.1.3. Artık monomer miktarının belirlendiği çalışmada kullanılan materyaller

Çalışmada polimerizasyon sonrası fissür örtücü materyallerden salınan artık monomer miktarının belirlenmesi için Agilent 1100 HPLC cihazı (Agilent Technologies, Inc. Santa Clara, CA, U.S.A) kullanıldı. Kullanılan HPLC cihazı; pompa, detektör (UV/VIS detektör), kolon fırını, enjektör, bilgisayar bağlantı modülü ünitelerden oluşmaktaydı (Resim 3.8). Artık monomer ölçümleri HPLC cihazına bağlanan partikül boyutu 5 µm, boyutları 25 cm × 4.6 mm olan C18 ters faz analitik kolonu (Supelco SUPELCOSIL™, Bellefonte, PA, USA) ile gerçekleştirildi (Resim 3.9). Araştırmada Bis-GMA (Bisfenol A glikol dimetakrilat, Sigma Aldrich 494356), TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat, Sigma Aldrich 261548), HEMA (Hidroksietilmetakrilat, Sigma Aldrich 436909) ve UDMA (Üretan dimetakrilat, Sigma Aldrich 477028) monomerlerine ait saf kimyasallar kullanıldı. Bu monomerlere ait standart stok çözeltilerin hazırlanmasında hassas terazi (Shimadzu AY220, Shimadzu Corp., Kyoto, JAPAN) kullanıldı. Örneklerin HPLC cihazına verilmeden önce süzülmesinde 13 mm’lik naylon, 0,45 µm por genişliğine sahip şırınga filtresi (Waters EDGE, USA) kullanıldı. Örnekler HPLC ölçümü için 9 mm’lik, amber renkli, vidalı kapağa sahip cam viyallerde (Waters EDGE, USA) tutuldu.



Resim 3.8: Agilent 1100 HPLC sistemi



Resim 3.9: C18 ters faz analitik kolon

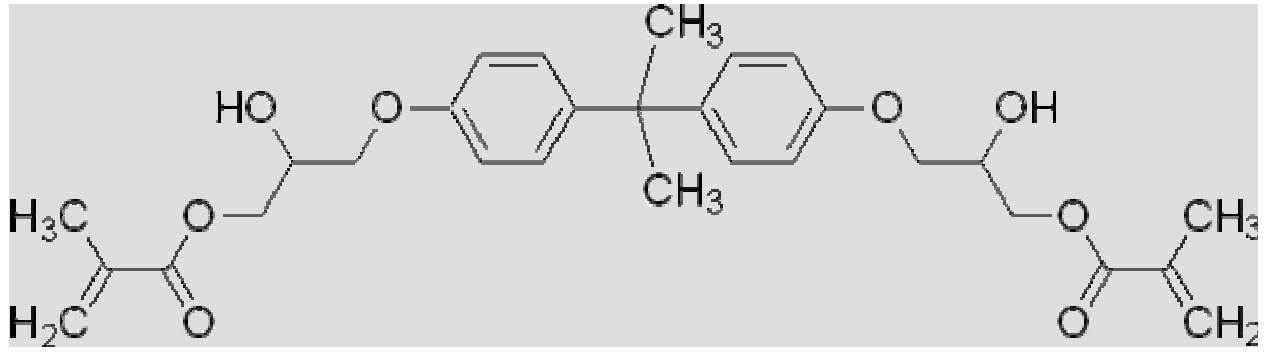
Çalışmanın bu aşamasında aşağıda sıralanan kimyasallar kullanıldı;

- Etanol (Minimum % 99,5) MERCK, K34553486
- Asitronitril ACN (Minimum % 99,8) MERCK, I179258
- Deiyonize su (HPLC Grade) Sigma Aldrich 01050KC
- Bis-GMA
- TEGDMA
- HEMA
- UDMA

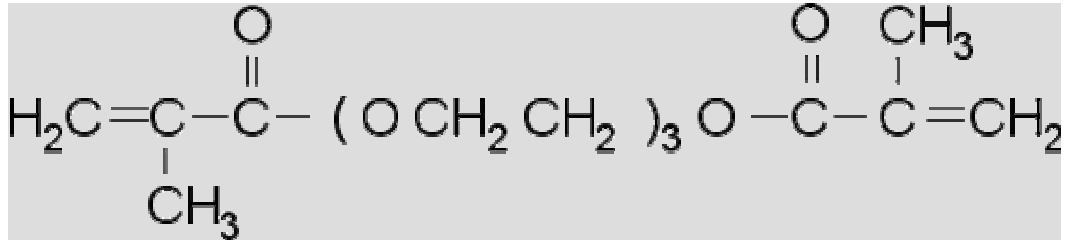
Çalışmada standart olarak kullanılan monomerlere (Bis-GMA, TEGDMA, HEMA, UDMA) ait bilgiler (Tablo 3.5, Şekil 3.1–4) gösterildi.

Tablo 3.5: Standart olarak kullanılan monomerler

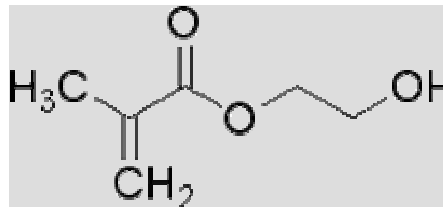
	Bis-GMA	TEGDMA	HEMA	UDMA
Ticari Adı	Bisphenol A gliserolat dimetakrilat	Trietilen glikol dimetakrilat	Hidroksietilmetakrilat	Diüretan dimetakrilat
Üretici Firma	Sigma-Aldrich	Sigma-Aldrich	Sigma-Aldrich	Sigma-Aldrich
Ürün No.	494356	261548	477028	436909
Molekül Ağırlığı	512,59 gr/mol	286,33 gr/mol	130,14 gr/mol	470,57 gr/mol
Molekül Formülü	$C_{29}H_{36}O_8$	$C_{14}H_{22}O_6$	$C_6H_{10}O_3$	$C_{23}H_{37}N_2O_7$



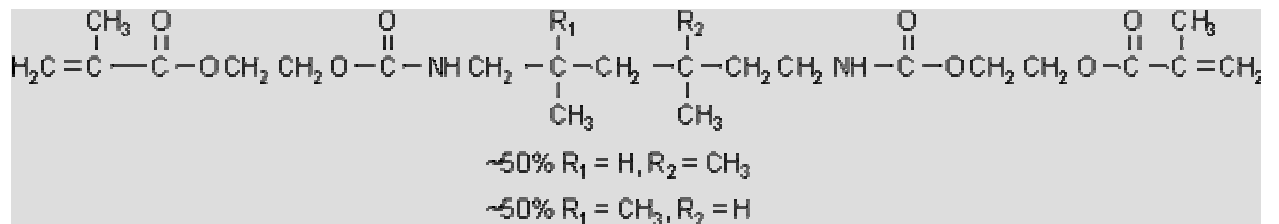
Şekil 3.1: Bis-GMA monomerinin kimyasal formülü



Şekil 3.2: TEGDMA monomerinin kimyasal formülü



Şekil 3.3: HEMA monomerinin kimyasal formülü



Şekil 3.4: UDMA monomerinin kimyasal formülü

3.1.4. Bağlanma dayanımının belirlenmesinde kullanılan cihaz ve araçlar

Fissür örtücü materyallerin diş minesine bağlanma dayanımlarını belirlenmek için örnek hazırlanması aşamasında aşağıdaki materyal ve cihazlar kullanıldı.

Isomet kesit cihazı (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) (Resim 3.10)

Polywax tabaka mum (Bilkim Chemical, İzmir, Türkiye)

Meliodent akrilik rezin (Bayer Dental, Germany)

Scotchbond Etchant % 35'lik fosforik asit (3M ESPE, St Paul, Germany)

K-etchant % 40'lık fosforik asit (Kuraray Medical INC, Okayama, Japan)

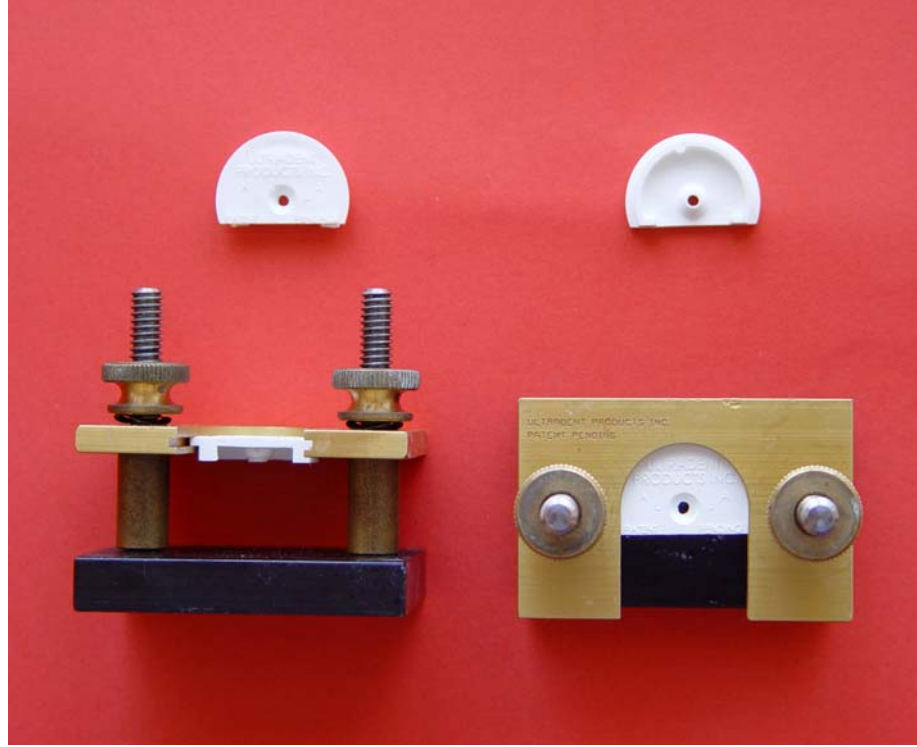
Ultradent bağlanma dayanımı test düzeneği (Ultradent Products Inc, South Jordan, Utah, USA) (Resim 3.11)

Model 500 Universal test makinesi (Testometric, Lancashire, UK) kullanıldı (Resim 3.12)

Olympus SZ4045 TRPT stereo mikroskop (Olympus, Osaka, Japan) (Resim 3.13).



Resim 3.10: Isomet kesit cihazı



Resim 3.11: Ultradent test aparatu



Resim 3.12: Universal test makinesi



Resim 3.13. Kırılma analizlerinin görsel değerlendirilmesinde kullanılan stereo mikroskop

3.1.5. Mikro sertliğin belirlenmesinde kullanılan cihaz ve araçlar

Fissür örtücü materyallerin *in vitro* koşullarda sertlik değerlerinin belirlenmesi için mikro sertlik test cihazı (Matsuzawa Seiki Co. LTD. MH 2028, Tokyo JAPAN) kullanıldı (Resim 3.14).



Resim 3.14: Mikro sertlik test cihazı

3.2. Metot

Üç farklı ışık kaynağıyla polimerize edilen üç fissür örtücü materyalin polimerizasyonu sonrası artık kalan monomer miktarının, mine dokusuna bağlanma dayanımının ve mikro sertliklerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği bu çalışmada;

- salınan artık monomer miktarının belirlenmesine yönelik biyokimyasal analizler Selçuk Üniversitesi Eğitim Fakültesi Kimya Eğitimi Anabilim Dalı'nda

- fissür örtücü materyallerin dış yüzeyine bağlanma dayanımlarının ölçümü Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi'nde

- fissür örtücü materyallerin mikrosertlik ölçümleri ise T. C Sanayi ve Ticaret Bakanlığı'na bağlı Konya KOSGEB Laboratuvarları'nda gerçekleştirildi.

3.2.1. Artık monomer miktarının belirlenmesi

Artık monomer miktarının belirlenmesi şu aşamalardan oluştu;

- örneklerin hazırlanması
- HPLC cihazının ölçüme hazırlanması
- örneklerin analizi.

3.2.1.1. Örneklerin hazırlanması

Fissür örtücü materyallerden standart hacimlerde örnekler oluşturabilmek için iç çapı 7,5 mm, yüksekliği 1,5 mm ve iç hacmi 66 mm³ olan metal kalıplar hazırlandı (Resim 3.15). Hazırlanan standart kalıplar düz bir zemin üzerine yerleştirilerek pit ve fissür örtücü materyaller eşit miktarlarda (0,066 mL) kalıplara akıtıldıktan sonra, fissür örtücü materyaller 3 farklı ışık kaynağı (LED, QTH, HQTH) ile üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda 20 saniye polimerize edildi (Resim 3.16). Tüm ışık cihazlarının ışık güçleri polimerizasyon işlemi öncesi radyometrelerle ölçülerek polimerizasyonun

standardizasyonu sağlandı. Polimerizasyonu tamamlanan fissür örtücü materyaller içlerinde % 75'lik etanol/su çözeltisi bulunan, amber rengi cam şişelere alınarak, ışık almamaları sağlandı. Polimerize edilmiş fissür örtücü materyaller içlerinde % 75'lik etanol/su çözeltisi bulunan cam şişelerde, ölçüm zamanına kadar ve ölçüm boyunca, 37 °C'de bekletildi. (Resim 3.17). Bu % 75'lik etanol/su çözeltilerinden, 10. dakika, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 14. gün olarak belirlenen zaman periyotlarında eşit hacimlerde çözeltiler alınmasıyla örnekler hazırlanmış oldu. Hacimleri 0,5 mL olan bu örnekler, şırınga filtresiyle süzölerek ışık almayan özel cam viyallere aktarıldı.

Sonuç olarak 3 farklı fissür örtücü materyalin 3 ayrı ışık kaynağı kullanılarak polimerize edilmesi ve hazırlanan stok çözeltilerden 5 farklı zaman periyodunda örneklerin alınmasıyla 45 grup oluştu. Böylece her grupta 5 örnek (n=5) olmak üzere 45 grup için toplam 225 örnek hazırlandı (Tablo 3.6).



Resim 3.15: İç apı 7,5 mm, yüksekliği 1,5 mm, iç hacmi 66 mm³ olan standart metal kalıplar



Resim 3.16: Polimerizasyon öncesi karıştırma pedi üzerindeki fissür örtücü materyaller ve kalıplar



Resim 3.17: Stok çözeltilerin bulunduğu şişeler

Tablo 3.6: Artık monomer miktarının belirlenmesine ait çalışma grupları

Gruplar		10 dakika	1 saat	1 gün	7 gün	14 gün	Toplam
ELİPAR FREELIGHT 2	Fissurit FX	5	5	5	5	5	25
	Clinpro tm	5	5	5	5	5	25
	Teethmate F1	5	5	5	5	5	25
ASTRALİS 3	Fissurit FX	5	5	5	5	5	25
	Clinpro tm	5	5	5	5	5	25
	Teethmate F1	5	5	5	5	5	25
OPTİLUX 501	Fissurit FX	5	5	5	5	5	25
	Clinpro tm	5	5	5	5	5	25
	Teethmate F1	5	5	5	5	5	25
Toplam		45	45	45	45	45	225

3.2.1.2. HPLC cihazının ölçüme hazırlanması

HPLC çalışmaları öncesinde, cihazın kromatografik şartlarının oluşturulması ve kalibrasyonun yapılabilmesi için ölçüm yapılacak cihazın deney şartlarına uygun şekilde hazırlanması gerekmektedir. Bu amaçla; monomerlere ait stok çözeltiler seyreltilerek HPLC cihazına tanıtıldı. Bu işlem sayesinde monomerlerin alıkonma süreleri ve pik değerleri belirlendi. Mobil faz olarak ACN/su karışımı kullanıldı.

3.2.1.3. Örneklerin analizi

Hazırlanan örnekler; 25°C'deki 1 mL/dk akış hızında izokratik elüsyon ile analiz edildi. HPLC cihazında mobil faz olarak % 80 ACN-% 20 su çözeltisi kullanıldı. Mobil faz, kolonun artık monomerden tamamen temizlenebilmesi ve bir sonraki örneğin kontaminasyonunun önlenmesi amacıyla son pik değeri alındıktan sonra beş dakika daha

yürütüldü. Enjeksiyon hacmi her bir örnek için 20 µL olarak belirlendi. Her bir monomerin maksimum absorpsiyon gösterdiği dalga boyu olan 254 nm’de kromotogramlar elde edildi. Sonuçlar molarite olarak kaydedildi. Analiz süresince kromatografik sistemin uygunluğu, kapasite faktörü (k'), rezolusyon (R), selektivite (α) ve pik asimetrisi (T) hesaplanarak monitörize edildi. Bis-GMA, TEGDMA, HEMA ve UDMA 'nın alıkonma zamanları yaklaşık olarak sırasıyla 8,5 dk, 4 dk, 2 dk ve 2,5 dk olarak gözlemlendi. Böylece daha sonra yürütülecek örneklerde gözlenecek olan piklerden hangisinin hangi monomer ait olduğu ve yürütme işleminin kaçınıcı dakikada kesilebileceği anlaşılmış oldu.

Monomer piklerinin ayrımını gösteren örnek kromotogramlar Şekil 5-8’da gösterildi. Örneklerin artık monomer miktarını belirlemek için gerekli olan kalibrasyon eğrilerinin çizilmesinde, monomerlerin HPLC standardı olarak önceden hazırlanmış standart stok çözeltileri referans olarak alındı (Tablo 3.7).

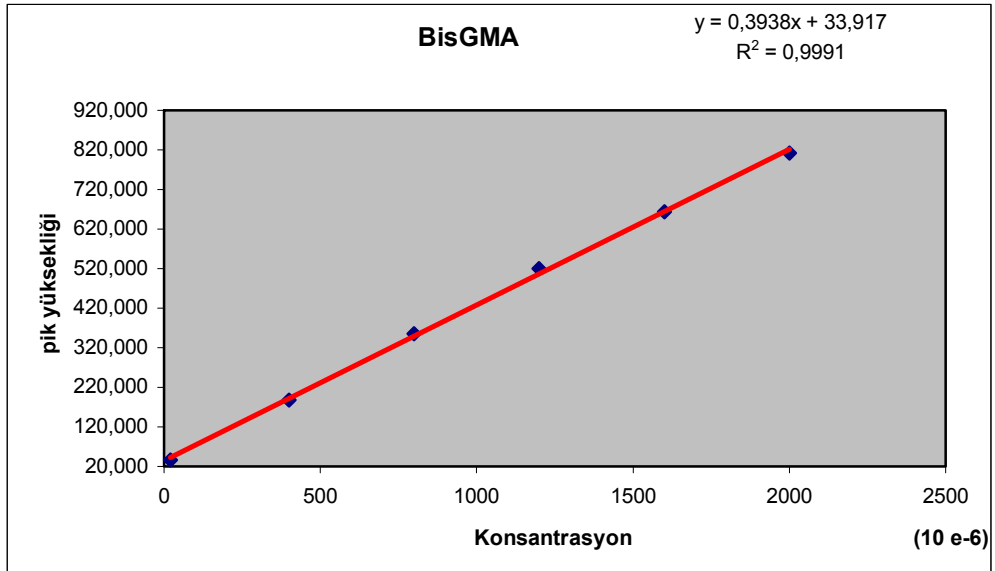
Tablo 3.7: Referans olarak kullanılan standart stok çözeltileri

Maddenin adı	Molekül ağırlığı	Alınan madde miktarı	Mol olarak değeri
Bis-GMA	512.59 g/mol	0.1025 g	0.0002mol
TEGDMA	286.33 g/mol	0.0573 g	0.0002 mol
HEMA	130.14 g/mol	0.026 g	0.0002 mol
UDMA	470.57 g/mol	0.0943 g	0.0002 mol

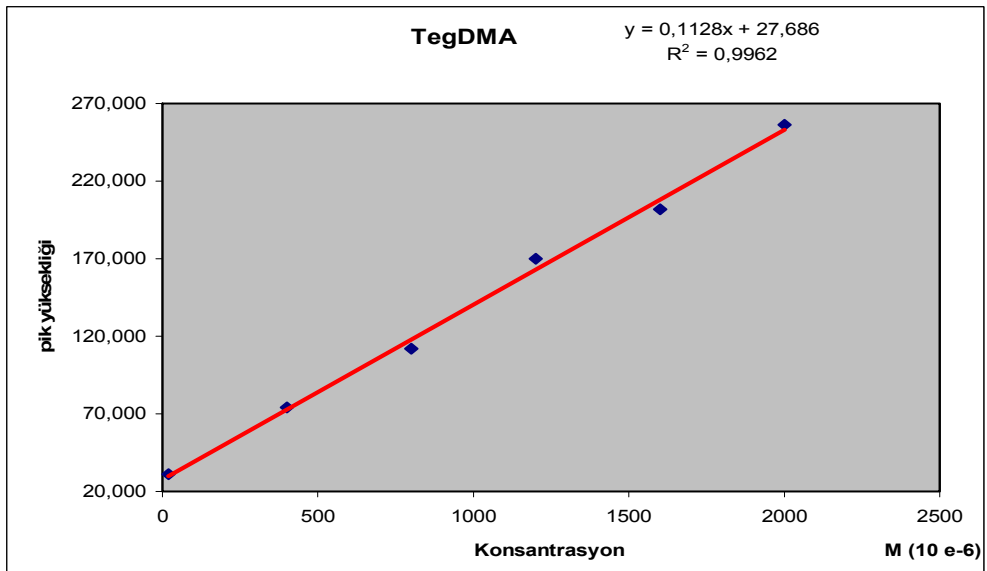
Farklı konsantrasyonlarda seyreltilmiş olan standart çözeltilerin HPLC ile analizlerini takiben, her monomerin pik alanına karşılık gelen konsantrasyon kullanılarak kalibrasyon eğrileri hazırlandı (Grafik 3.1-3).

Monomerlere ait lineer kalibrasyon denklemleri ve korelasyon katsayılarını elde etmek amacıyla, monomerlerin standart çözeltilerindeki konsantrasyonlar lineer regresyon analizlerine tabi tutuldu. Lineer kalibrasyon denklemlerine ait bilgiler Tablo 3.8’de gösterildi.

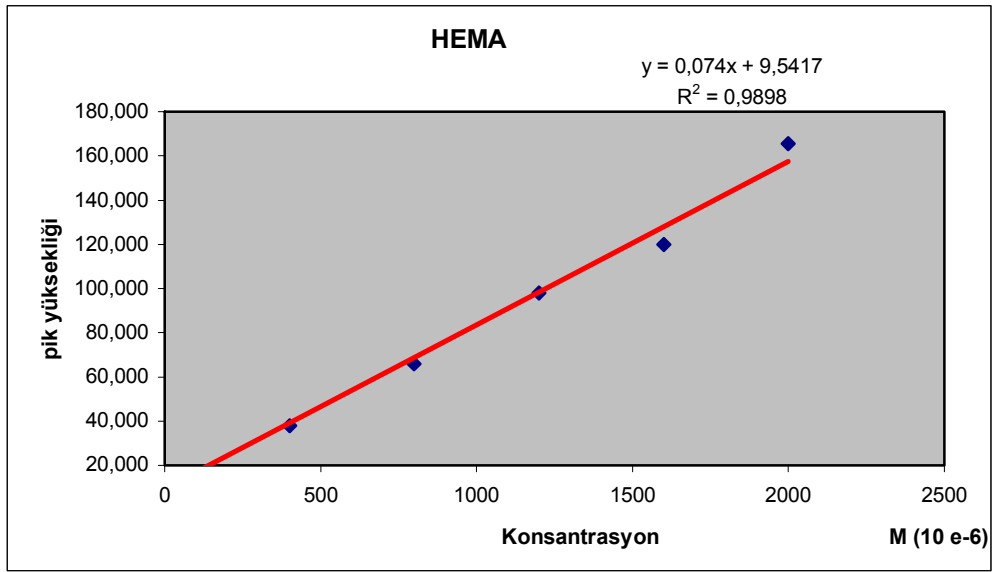
Lineer kalibrasyon denklemleri hazırlandıktan sonra kromotogramlarda elde edilen alanlara karşılık gelen konsantrasyonlar molarite ya da $\mu\text{g/mL}$ cinsinden hesaplanarak istatistik değerlendirme için veriler hazırlanmış oldu.



Grafik 3.1: Bis-GMA monomerinin Lineer kalibrasyon denklemi



Grafik 3.2: TEGDMA monomerinin Lineer kalibrasyon denklemi



Grafik 3.3: HEMA monomerinin Lineer kalibrasyon denklemine ait grafik

Tablo 3.8: Monomerlerin lineerlik sonuçları

Monomer	****λ (nm)	***r ²	Denklem
Bis-GMA	254	0,9991	**y = 0,3938*x + 33,917
TEGDMA	254	0,9962	y = 0,1128x + 27,686
HEMA	254	0,9898	y = 0,074x + 9,5417

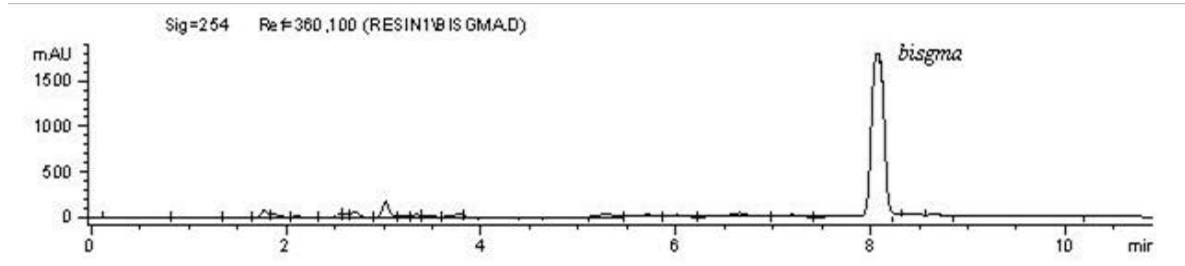
*Konsantrasyon

**Alan

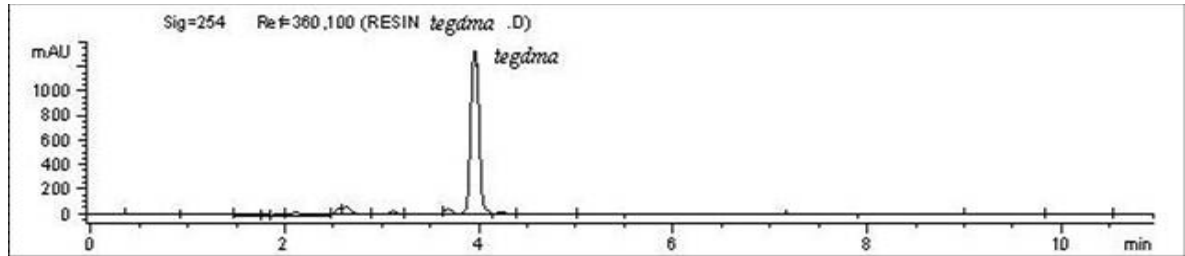
***Korelasyon katsayısı.= Alanın konsantrasyonu açıklama miktarı

****Dalga boyu

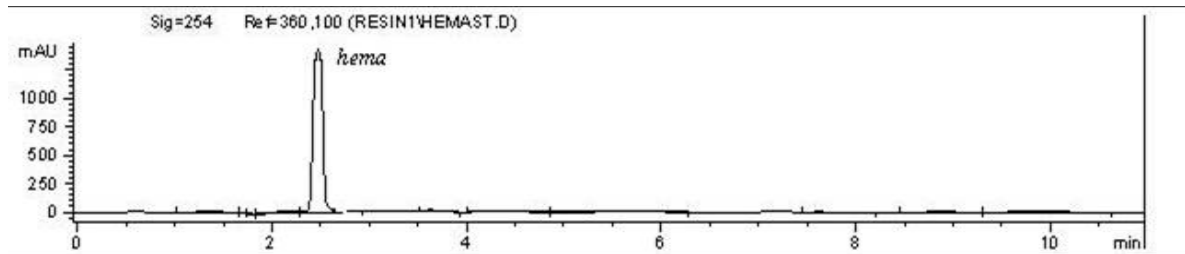
Monomerlere ait pikleri ve alıkonma zamanlarını gösteren örnek kromatogramlar Şekil 3.5-8’de görülmektedir.



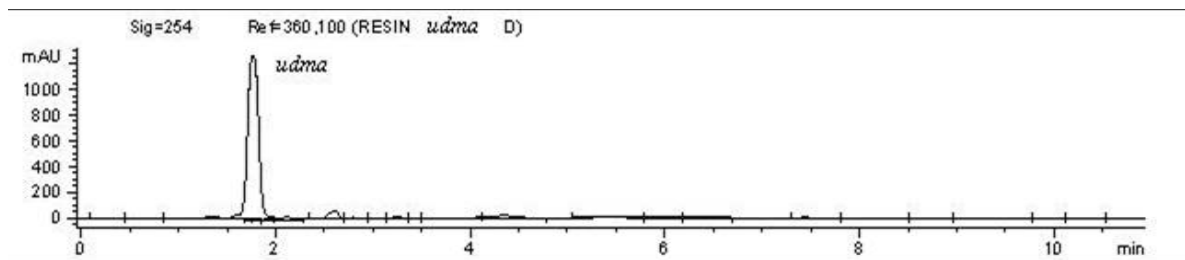
Şekil 3.5: Bis-GMA monomerinin standart piki ve alıkonma zamanı



Şekil 3.6: TEGDMA monomerinin standart piki ve alıkonma zamanı



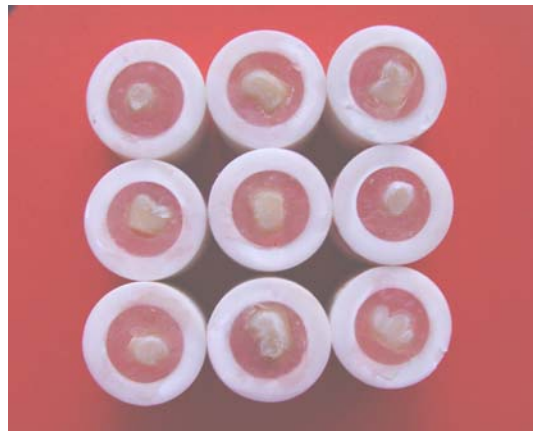
Şekil 3.7: HEMA monomerinin standart piki ve alıkonma zamanı



Şekil 3.8: UDMA monomerinin standart piki ve alıkonma zamanı

3.2.2. Bağlanma dayanımının belirlenmesi

Pit ve fissür örtücü olarak kullanılan 3 rezin esaslı materyalin 3 farklı ışık kaynağı ile polimerizasyonu sonrasında mine dokusuna bağlanma dayanımlarının belirlenmesi amacıyla her grup için çürüksüz 20 daimi 6 yaşı ve 20 süt ikinci azı dişı (toplam 360 diş) kullanıldı. Yumuşak doku artıkları ve eklentilerden arındırılan dişlere pomza ve lastikle polisaj yapıldı. Temizlenen dişler, çalışma için kullanılabilecek kadar oda sıcaklığında serum fizyolojikte saklandı. Dişlerin kökleri su soğutması altında elmas bir separe ile kuronlarından ayrıldı. Daha sonra dişler okluzallerinden mezio-distal doğrultuda düşük hızda çalışan elmas bir separe ile su soğutması altında ikiye ayrıldı. Kesilerek hazırlanan dişlerin açıkta kalması planlanan bukkal mine yüzeyleri tabaka mumlara 1mm kadar gömüldü. Bu şekilde hazırlanan dişlerin üzerlerine silindirik standart plastik kalıplar yerleştirildi ve içerisine akrilik rezin dolduruldu. Akrilik içerisine gömülerek hazırlanan dişlerin açıkta kalması sağlanmış olan mine yüzeyleri su altında 600 gritlik bir zımpara kâğıdı ile aşındırılarak Ultradent Test Aparatının kullanımına uygun düz bir yüzey elde edildi. Akrilik içerisine gömülmüş bu dişler (Resim 3.18) her grupta 20 daimi diş ve 20 süt dişı olacak şekilde rasgele 18 gruba ayrıldı (Tablo 3.9).

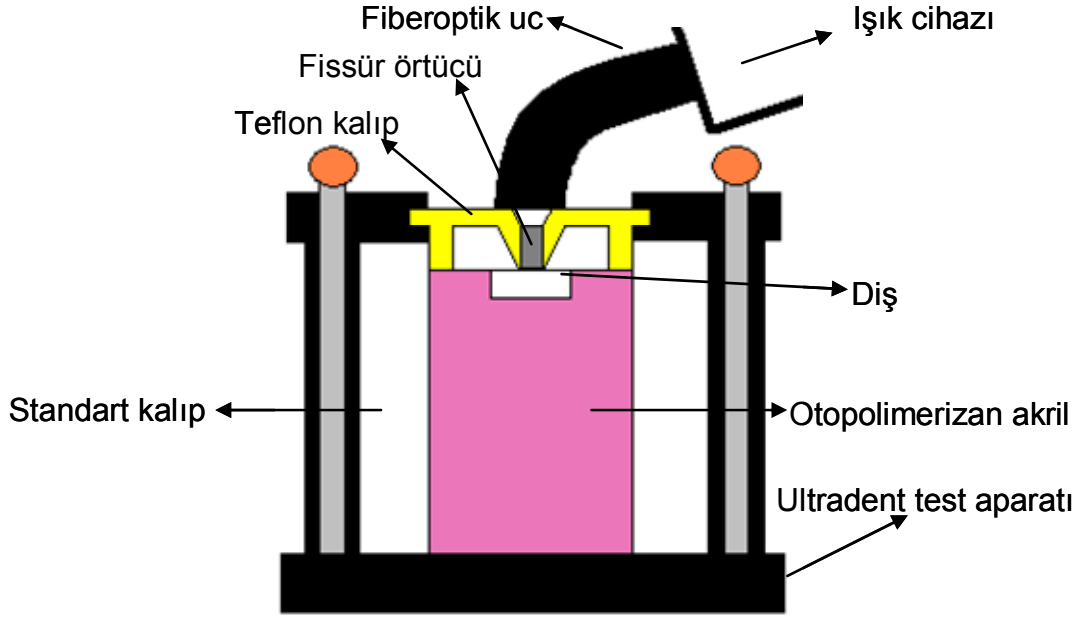


Resim 3.18: Bağlanma dayanımını belirlemek için hazırlanan örnekler

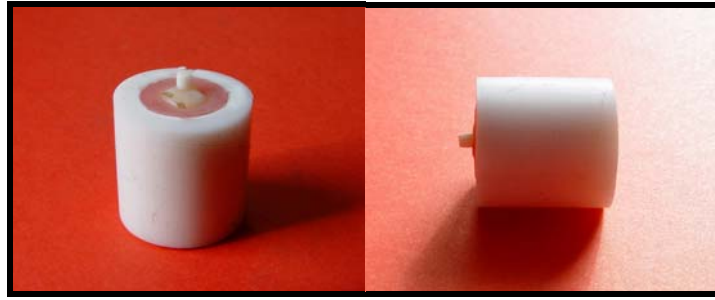
Tablo 3.9: Bağlanma dayanımının belirlenmesine ait çalışma grupları

Gruplar	ELIPAR FREELIGHT 2		ASTRALIS 3		OPTILUX 501		Toplam
	Daimi diş	Süt diş	Daimi	Süt	Daimi	Süt	
Fissurit FX	20	20	20	20	20	20	120
Clinpro	20	20	20	20	20	20	120
Teethmate F1	20	20	20	20	20	20	120
Toplam	60	60	60	60	60	60	360

Fissür örtücülerden Clinpro™ Sealant ile Fissurit FX üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda % 35'lik fosforik asitle, Teethmate F1 ise % 40'lık fosforik asitle dağlandıktan sonra mine yüzeyi asit uygulama süresi kadar yıkanıp kurutuldu. Makaslama bağlanma dayanım testinde, akrilik içerisine gömülmüş dişlerin mine yüzeylerini Ultradent Test Aparatı'na paralel olacak şekilde sabit tutabilmek için test aparatının teflon haznesi doğrudan düz mine yüzeyine temas edecek şekilde yerleştirildi ve pirinçten yapılmış olan jig ile sıkıştırıldı (Şekil 3.9). Bu aşamadan sonra test aparatının teflon haznesine (2 mm yüksekliğinde ve 2.38 mm çapında) taşmayacak şekilde doldurulan fissür örtücü materyaller üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda QTH, HQTH ve LED ışık kaynakları kullanılarak 20 saniye süreyle polimerize edilerek hazırlandı (Resim 3.19).

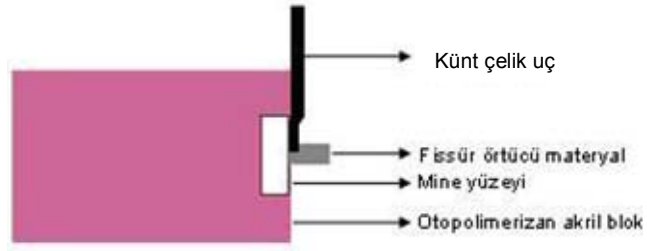


Şekil 3.9: Polimerizasyon düzeneğinin kesitsel şeması

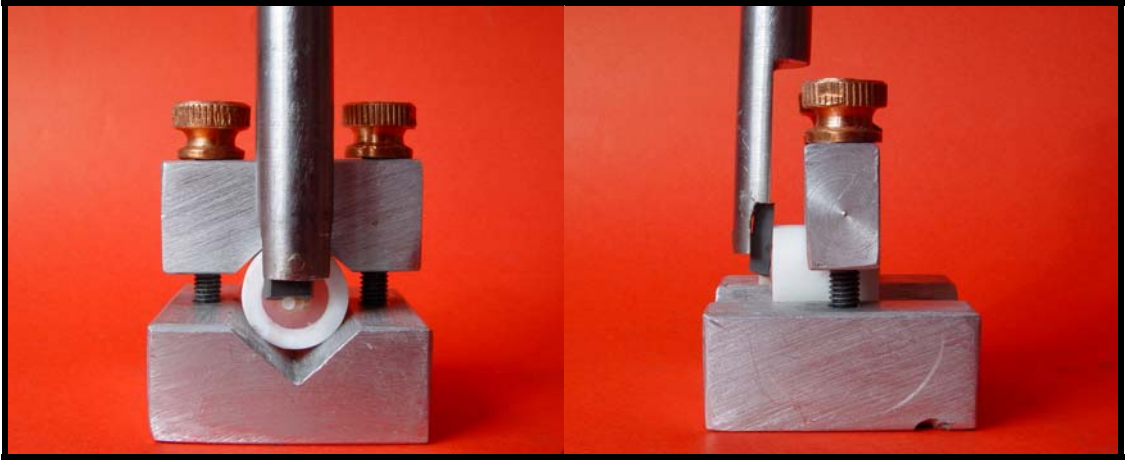


Resim 3.19: Fissür örtücü materyalden polimerizasyon sonrası elde edilen örnek

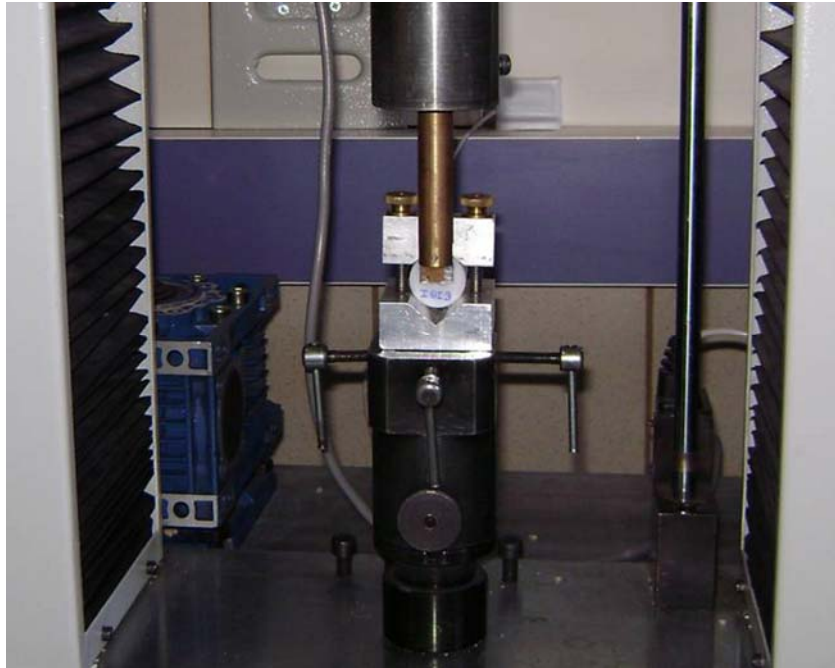
Polimerizasyonu tamamlanan örnekler 37 °C de 24 saat distile suda ışık görmeyecek şekilde bekletildi. Örnekler Universal test makinesine aliminyum bir mengene yardımıyla bağlandı ve uygulanan kuvvet her bir örneğin diş/restoratif materyal ara yüzeyine künt çelik bir uçla iletildi (Şekil 3.10) (Resim 3.20). Universal test makinesi ile her bir örneğin diş/restoratif materyal ara yüzeyinde kırılma meydana gelinceye kadar 1 mm/dk hızda kuvvet uygulandı (Resim 3.21). Newton (N) cinsinden elde edilen kırılma değerleri restoratif materyalin bağlanma yüzey alanına (4,44 mm²) bölünerek bağlanma dayanımı Mega Paskal (MPa) olarak kaydedildi (Şekil 3.10).



Şekil 3.10: Makaslama test düzeneğinin kesitsel şeması



Resim 3.20: Universal test cihazına bağlantı aparatı ile yerleştirilmiş örnek



Resim 3.21: Universal test makinesine bağlanmış örnek

$$\text{MPa} = \frac{\text{Newton}}{\text{mm}^2} = \frac{\text{N}}{\pi r^2}$$
$$\text{Alan} = \pi \times r^2 = 3,14 \times (1,19)^2 = 4,44 \text{ mm}^2$$

Şekil 3.10: Newton (N) cinsinden elde edilen verilerin Megapaskal (MPa) birimine çevrim formülü

3.2.2.1. Kırılma analizleri

Kırılma analizleri için her bir örneğin kırılma yüzeyleri stereomikroskop (Olympus SZ4045 TRPT, Osaka, Japan) (X20) kullanılarak incelendi. Eğer restoratif materyalin % 80'inden fazlası mine yüzeyinde kalmışsa koheziv başarısızlık, % 20'sinden daha azı mine yüzeyinde kalmışsa adeziv başarısızlık ve eğer bazı sahalarda koheziv kırılma ve diğer sahalarda da adeziv kırılmalar varsa miks başarısızlık olarak belirlendi (Woronko ve ark 1996).

3.2.3. Mikro sertliğin belirlenmesi

Pit ve fissür örtücü olarak kullanılan 3 rezin esaslı materyalin 3 farklı ışık kaynağı ile polimerizasyonu sonrasında bu materyallerin mikro sertliğinin belirlenmesi amacıyla iç çapı 7,5 mm, yüksekliği 1,5 mm olan metal kalıplar hazırlandı. Hazırlanan standart kalıplar düz bir zemine konmuş karıştırma pedinin üzerine yerleştirildi ve fissür örtücüler metal kalıplara eşit hacimlerde aktarıldı (Resim 3.22). Materyallerin ışık görececek yüzeylerine polivinil asetat bantlar yerleştirildi ve materyaller 3 farklı ışık kaynağı (QTH, HQTH, LED) kullanılarak üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda 20 saniye süreyle polimerize edildi. Böylece 3 fissür örtücü materyal ve 3 ışık kaynağı için 9 grup oluştu. Oluşturulan her bir grup için 20 örnek (n=20) olmak üzere toplam 180 örnek hazırlandı (Tablo 3.10). Örnekler çalışma gününe kadar 37 °C'de, serum fizyolojik dolu amber renkli cam şişelerde, ışık görmeyecek şekilde bekletildi.



Resim 3.22: Mikro sertlik için hazırlanmış fissür örtücü materyaller

Hazırlanan örneklerin polimerizasyon esnasında ışık kaynağına bakan yüzeylerinden, mikro sertlik test cihazı kullanılarak üç ayrı bölgeden (sağ-orta-sol) 15 saniye süreyle 300 gr'lık yükleme yapılarak sertlik ölçümleri tamamlandı. Bu üç ölçüm değerinin ortalamaları o örneğe ait Vicker's sertlik değeri olarak kaydedildi.

Tablo 3.10: Mikro sertliğin belirlenmesine ait çalışma grupları

Gruplar	ELIPAR FREELIGHT 2	ASTRALIS 3	OPTILUX 501	Toplam
Fissurit FX	20	20	20	60
Clinpro	20	20	20	60
Teethmate F1	20	20	20	60
Toplam=180	60	60	60	180

3.2.4. İstatistiksel değerlendirme

Pit ve fissür örtücü olarak kullanılan 3 rezin esaslı materyalin 3 farklı ışık kaynağı ile polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarını, mine dokusuna bağlanma dayanımlarını ve mikro sertliklerini inceleyen araştırmanın verileri SPSS 11.0 programı kullanılarak irdelendi (Statistical Package for Social Sciences -SPSS- Vers.11.0, SPSS, Chicago, IL, USA). Her bir grup için, ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri içeren tanımlayıcı istatistik analizler yapıldı.

Artık monomer miktarına ilişkin istatistiksel değerlendirme:

Fissür örtücü materyallerden salınan artık monomer cinsine (Bis-GMA, TEGDMA, HEMA) göre test periyodundaki (10.dak, 1.saat, 1. gün, 7. gün, 14. gün) değişim önce tekrarlı ölçümler varyans analizi ile incelendi ve ölçümler arasında istatistiksel fark olduğu gözlemlendi. İstatistiksel farklılığın hangi periyottaki ölçüm değerlerinden kaynaklandığını tespit etmek için, her bir materyalin farklı zaman periyotlarında salınan artık monomer ortalama değerlerinin ikili karşılaştırılması Bonferroni düzeltmesi yapılarak Bağımlı t testi (Paired-Samples t test) ile yapıldı. Her ölçüm periyodunda salınan toplam monomer miktarlarını karşılaştırmakta tek yönlü varyans analizi ve Post Hoc incelemede Tamhane testi yapıldı. Her bir ışık kaynağı için fissür örtücü materyalden farklı zaman periyotlarında salınan monomerlerin tekrarlı ölçümleri için varyans analizi ve farklı zaman periyotlarında salınan artık monomer ortalama değerlerinin ikili karşılaştırılması parametrik koşullarda Bonferroni düzeltmesi yapılarak Bağımlı t testi ile parametrik koşullara uymayan durumlarda ise Wilcoxon Signed Ranks Testi uygulandı.

Bağlanma dayanımına ilişkin istatistiksel değerlendirme:

Her bir ışık kaynağı için fissür örtücü materyallerin bağlanma dayanım değerleri Kuruskal-Wallis Testi uygulanarak karşılaştırıldı. Fissür örtücü materyallerin bağlanma dayanım değerleri üzerine ışık kaynaklarının etkisini incelemek için varyans analizi Post Hoc incelemede Tamhane testi uygulandı. Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen materyallerin hem daimi hem de süt dişlerine bağlanma dayanımlarının materyaller düzeyinde birbirleri ile karşılaştırılmasında varyans analizi Post Hoc incelemede Tamhane testi uygulandı. Fissür örtücü materyallerin süt ve daimi dişlere bağlanma dayanımlarının birbirleriyle karşılaştırılmasında Mann-Whitney U testi uygulandı.

Vicker's sertlik testine ilişkin istatistiksel değerlendirme:

Sertlik testi sonucunda farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen her bir fissür örtücü materyale ait veriler dikkate alınarak iki yönlü varyans analizi uygulandı. İki yönlü varyans analizinin sonucunda iki bağımsız değişken (ışık kaynağı, materyal) arasında etkileşim olduğu için her bir ışık kaynağı için materyaller arası fark tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı. Fissür örtücü materyallerin ortalama sertlik değerleri homojen dağılım göstermediği için Post Hoc incelemede Tamhane testi uygulandı

4. BULGULAR

Bu çalışmada elde edilen bulgular;

- Salınan artık monomerlere ait bulgular
- Bağlanma dayanımına ait bulgular
- Sertlik testine ait bulgular

başlıkları altında değerlendirildi.

4.1 Salınan Artık Monomerlere Ait Bulgular

4.1.1 Farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerlerinin, her bir monomerin kendi içersinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Fissür örtücü materyallerden salınan Bis-GMA, TEGDMA, HEMA ve UDMA monomerlerinin tüm zaman periyotlarına (10 dakika, 1 saat, 1 gün, 7 gün ve 14 gün) ait ortalama ve standart sapma değerleri sırasıyla Tablo 4.1’de ve Grafik 4.1’de gösterildi.

Bis-GMA, TEGDMA ve HEMA monomerinin her birinin kendi içlerinde farklı zaman periyotlarına ait toplam salım miktarlarının ikili karşılaştırması sonucunda tüm grupların istatistiksel olarak birbirinden farklı olduğu görüldü ($p<0,05$) (Tablo 4.1). Ölçümler tekrarlanmasına rağmen UDMA monomeri saptanmadığı için istatistiksel değerlendirme dışında tutuldu.

Tablo 4.1: Farklı zaman periyotlarında fissür örtücülerden salınan monomerlerin toplam salım miktarlarının kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama $\pm$ Standart sapma $\mu\text{g/mL}$).

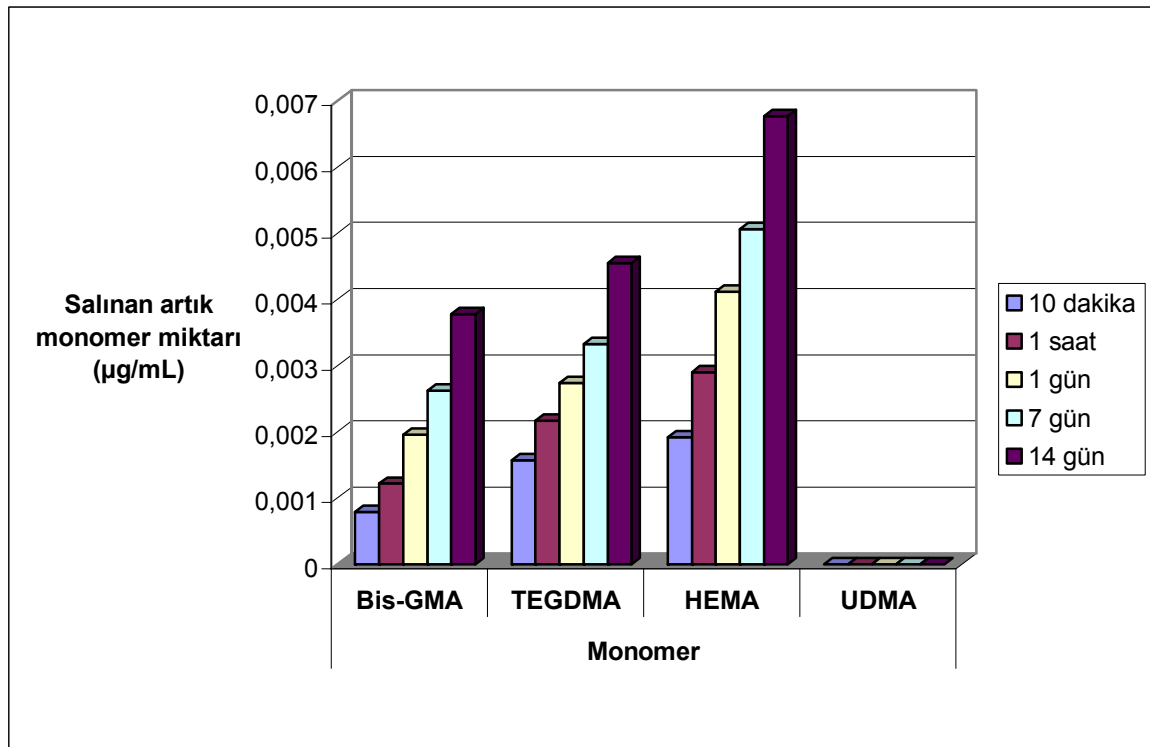
	Bis-GMA n=30	TEGDMA n=45	HEMA n=15	UDMA n=15
10 dakika	0,0007 $\pm$ 0,0007	0,0016 $\pm$ 0,0018	0,0019 $\pm$ 0,0006	—
1 saat	0,0012 $\pm$ 0,0012 ^a	0,0022 $\pm$ 0,0023 ^a	0,0029 $\pm$ 0,0011 ^a	—
1 gün	0,0019 $\pm$ 0,0022 ^{a, b}	0,0027 $\pm$ 0,0029 ^{a, b}	0,0041 $\pm$ 0,0011 ^{a, b}	—
7 gün	0,0026 $\pm$ 0,003 ^{a, b, c}	0,0033 $\pm$ 0,0036 ^{a, b, c}	0,0050 $\pm$ 0,0012 ^{a, b, c}	—
14 gün	0,0037 $\pm$ 0,0045 ^{a, b, c, d}	0,0045 $\pm$ 0,005 ^{a, b, c, d}	0,0067 $\pm$ 0,0022 ^{a, b, c, d}	—
F	37,156	38,637	193,644	
p	0,000	0,000	0,000	

^a 10. dakikadaki ölçüme göre $p < 0,05$

^b 1. saatteki ölçüme göre $p < 0,05$

^c 1. gündeki ölçüme göre $p < 0,05$

^d 7. gündeki ölçüme göre $p < 0,05$



Grafik 4.1: Bis-GMA, TEGDMA, HEMA ve UDMA monomerlerinin ortalama salım değerleri

4.1.2 Farklı monomerlere ait artık monomer salım değerlerinin, her bir zaman periyodu için birbiriyle karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Farklı monomerlerin zaman periyotlarına ait salım değerlerinin ikili karşılaştırmasında, Bis-GMA ile HEMA ve Bis-GMA ile TEGDMA monomerlerinin 10 dakika salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ($p<0,05$), TEGDMA ile HEMA monomerlerinin salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Monomerlerin 1 saat salım değerlerinin ikili karşılaştırmasında, Bis-GMA ile HEMA monomerlerinin salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ($p<0,05$), Bis-GMA ile TEGDMA ve TEGDMA ile HEMA monomerlerinin salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Monomerlerin 1. gün salım değerlerinin ikili karşılaştırmasında Bis-GMA ile HEMA ve TEGDMA ile HEMA monomerlerinin salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ($p<0,05$), Bis-GMA ile TEGDMA monomerlerinin salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Monomerlerin 7. gün salım değerlerinin ikili karşılaştırmasında Bis-GMA ile HEMA ve TEGDMA ile HEMA monomerlerinin salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ($p<0,05$), Bis-GMA ile TEGDMA monomerlerinin salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Monomerlerin 14. gün salım değerlerinin ikili karşılaştırmasında ise monomerlerinin birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermediği belirlendi ($p>0,05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2: Her bir zaman periyodu için farklı monomerlerin toplam salım miktarlarının birbirleriyle ikili karşılaştırması (Ortalama $\pm$ Standart sapma $\mu\text{g/mL}$)

	10 dakika	1 saat	1 gün	7 gün	14 gün
Bis-GMA	0,0007 $\pm$ 0,0007	0,0012 $\pm$ 0,0012	0,0019 $\pm$ 0,0022	0,0026 $\pm$ 0,003	0,0037 $\pm$ 0,0045
TEGDMA	0,0016 $\pm$ 0,0018 ^a	0,0022 $\pm$ 0,0023	0,0027 $\pm$ 0,0029	0,0033 $\pm$ 0,0036	0,0045 $\pm$ 0,005
HEMA	0,0019 $\pm$ 0,0006 ^a	0,0029 $\pm$ 0,0011 ^a	0,0041 $\pm$ 0,0011 ^{a, b}	0,0050 $\pm$ 0,0012 ^{a, b}	0,0067 $\pm$ 0,0022
F	6,06	5,87	4,41	3,35	2,46
p	0,003	0,004	0,015	0,039	0,091

^a Bis-GMA'ya göre $p < 0,05$

^b TEGDMA'ya göre $p < 0,05$

4.1.3 Fissurit FX ve Clinpro materyallerinden salınan Bis-GMA monomerinin farklı zaman periyotlarındaki salım değerlerinin karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Fissurit FX ve Clinpro materyallerinden farklı zaman periyotlarında salınan Bis-GMA monomerinin birbirleriyle istatistiksel olarak karşılaştırılması sonucunda, Fissurit FX materyalinden salınan Bis-GMA miktarının tüm zaman periyotlarında Clinpro materyalinden salınan Bis-GMA miktarından anlamlı derecede farklı olduğu belirlendi ($p < 0,05$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3: Fissurit FX ve Clinpro materyallerinden farklı zaman periyotlarında salınan Bis-GMA miktarlarının ikili karşılaştırması (Ortalama $\pm$ Standart sapma $\mu\text{g/mL}$)

Zaman periyotları	Bis-GMA			
	Fissurit FX n=15	Clinpro n=15	F	p
10 dakika	0,00018 $\pm$ 0,00011	0,00070 $\pm$ 0,00009 ^a	18,494	0,000
1 saat	0,00022 $\pm$ 0,00011	0,00082 $\pm$ 0,00009 ^a	46,196	0,000
1 gün	0,00026 $\pm$ 0,00012	0,00094 $\pm$ 0,00008 ^a	56,174	0,000
7 gün	0,00033 $\pm$ 0,00013	0,00113 $\pm$ 0,00029 ^a	73,405	0,000
14 gün	0,00048 $\pm$ 0,00015	0,00129 $\pm$ 0,00032 ^a	113,664	0,000

^a Fissurit FX'e göre $p < 0,05$

4.1.4. Fissür örtücü materyallerden salınan TEGDMA monomerinin farklı zaman periyotlarındaki salınım değerlerinin karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Fissurit FX, Clinpro ve Teethmate F1 materyallerinden farklı zaman periyotlarında salınan TEGDMA monomerinin birbirleriyle istatistiksel olarak karşılaştırılması sonucunda, Fissurit FX materyalinden salınan Bis-GMA miktarının tüm zaman periyotlarında Clinpro ve Teethmate F1 materyalinden salınan TEGDMA miktarından anlamlı derecede farklı olduğu ve Clinpro materyalinden salınan TEGDMA miktarının da Teethmate F1 materyalinden salınan TEGDMA miktarından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı olduğu belirlendi ($p<0,05$) (Tablo 4.4).

Tablo.4.4: Fissür örtücü materyallerden farklı zaman periyotlarında salınan TEGDMA miktarının ikili karşılaştırması (Ortalama $\pm$ Standart sapma $\mu\text{g/mL}$).

Zaman periyotları	TEGDMA				
	Fissurit FX n=15	Clinpro n=15	Teethmate F1 n=15	F	p
10 dakika	0,00015 $\pm$ 0,00009	0,00075 $\pm$ 0,00016 ^a	0,00382 $\pm$ 0,00134 ^{a, b}	94,269	0,000
1 saat	0,00037 $\pm$ 0,00019	0,00100 $\pm$ 0,00014 ^a	0,00515 $\pm$ 0,00175 ^{a, b}	96,042	0,000
1 gün	0,00052 $\pm$ 0,00021	0,00130 $\pm$ 0,00020 ^a	0,00639 $\pm$ 0,00221 ^{a, b}	91,288	0,000
7 gün	0,00065 $\pm$ 0,00019	0,00164 $\pm$ 0,00063 ^a	0,00771 $\pm$ 0,00308 ^{a, b}	65,924	0,000
14 gün	0,00117 $\pm$ 0,00065	0,00202 $\pm$ 0,00071 ^a	0,01047 $\pm$ 0,00477 ^{a, b}	49,943	0,000

^a Fissurit FX'e göre $p<0,05$

^b Clinpro'ya göre $p<0,05$

4.1.5 Farklı ışık kaynaklarının artık monomer salımı üzerine etkilerine ait bulgular

4.1.5.1 Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin artık monomer salım değerlerine ait bulgular

Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin (Fissurit FX, Clinpro, Teethmate F1) tüm zaman periyotlarındaki (10dakika, 1saat, 1gün, 7gün ve 14gün) monomer (Bis-GMA, TEGDMA, HEMA ve UDMA) salım değerlerine ait ortalama ve standart sapma verileri Tablo 4.5-7’de, Grafik 4.2-4’de gösterildi.

Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması Bağımlı T testiyle yapıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmede Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde Bis-GMA monomerinin salım miktarlarının 10dakika–1saat ve 7gün–14gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p>0,05$) diğer zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görüldü ($p<0,05$). Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde TEGDMA monomerinin salım miktarlarının 10dakika-1saat, 7gün–14gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p>0,05$) diğer zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görüldü ($p<0,05$).

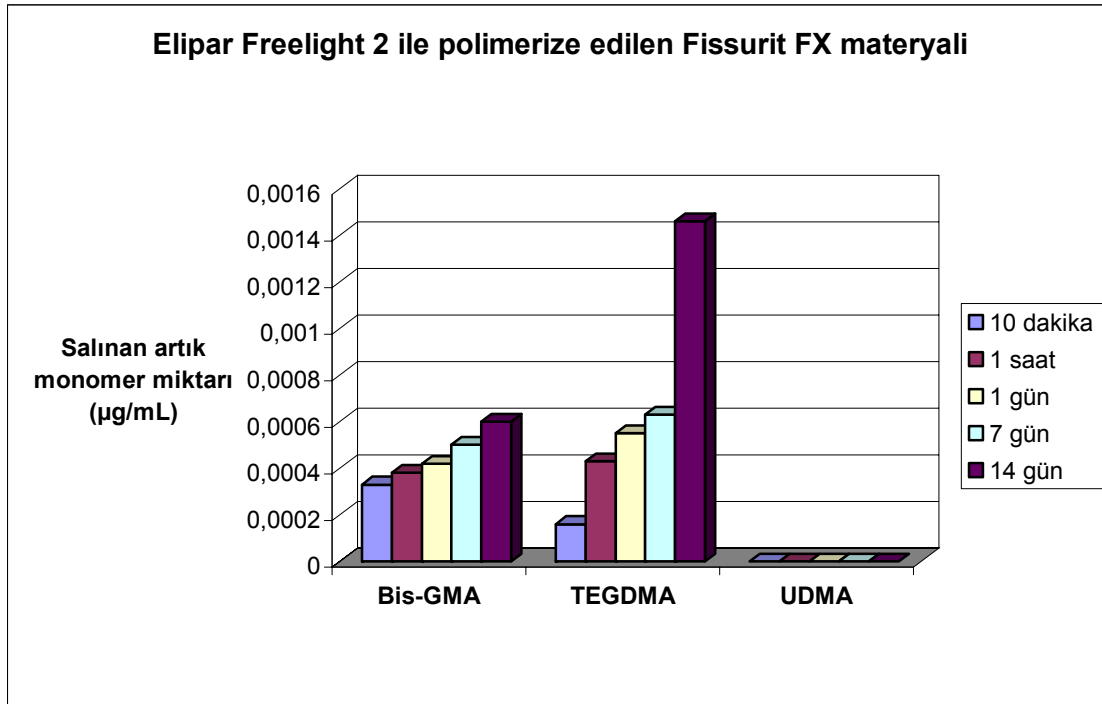
Tablo 4.5: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma µg/mL).

Zaman periyotları	Fissurit FX	
	Bis-GMA n=5	TEGDMA n=5
10 dakika	0,00033 ± 0,00006	0,00016 ± 0,00008
1 saat	0,00038 ± 0,00002	0,00043 ± 0,00024
1 gün	0,00042 ± 0,00001 ^{a, b}	0,00055 ± 0,00021 ^{a, b}
7 gün	0,0005 ± 0,00006 ^{a, b, c}	0,00063 ± 0,00019 ^{a, b, c}
14 gün	0,00061 ± 0,00014 ^{a, b, c}	0,00146 ± 0,00096 ^{a, b, c}

^a 10. dakikadaki ölçüme göre p<0,05

^b 1. saatteki ölçüme göre p<0,05

^c 1. gündeki ölçüme göre p<0,05



Grafik 4.2: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.

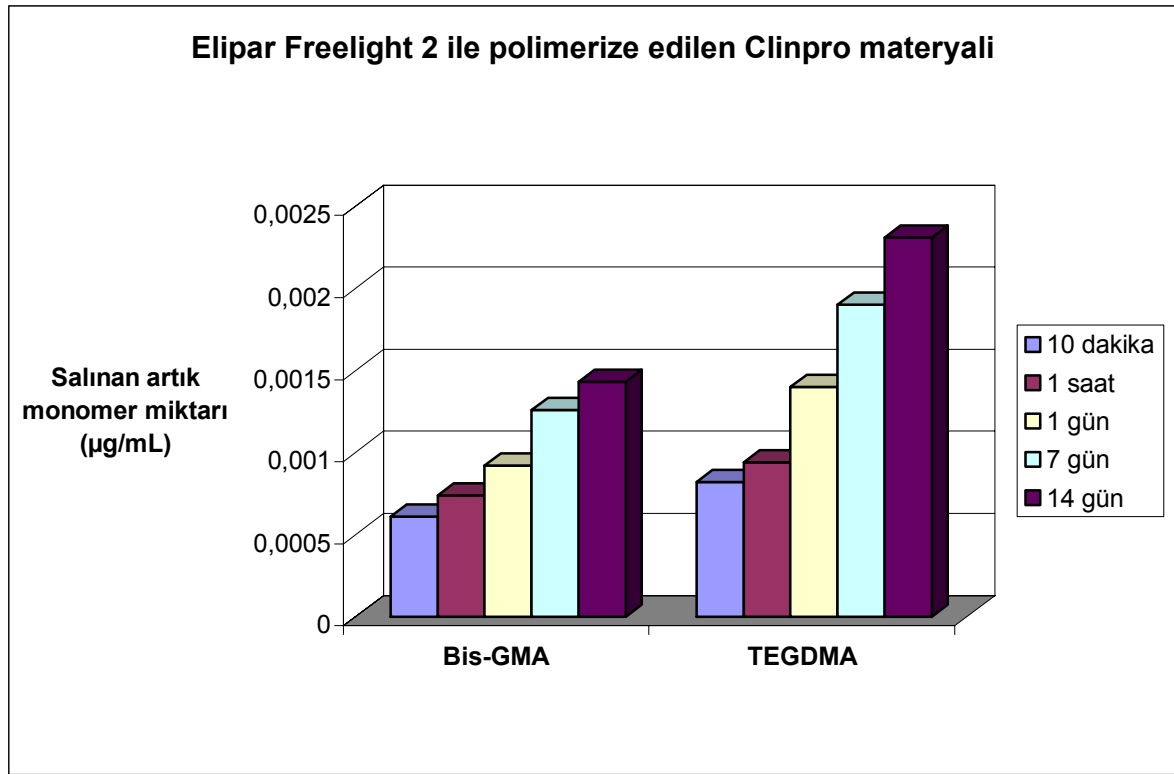
Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin ikili karşılaştırması Bağımlı T testiyle yapıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmede Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde Bis-GMA monomerinin salım miktarlarının 10dakika–1gün, 10dakika–7gün, 10dakika–14gün, 1saat–1gün, 1saat–7gün ve 1saat-14gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülürken ($p<0,05$) diğer zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görülmedi ($p>0,05$). Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde TEGDMA monomerinin salım miktarlarının 10dakika–1gün, 10dakika–7gün, 10dakika–14gün, 1saat–1gün, 1saat–7gün ve 1saat–14gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülürken ($p<0,05$) diğer zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görülmedi ($p>0,05$).

Tablo 4.6: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma $\mu\text{g/mL}$).

Zaman periyotları	Clinpro	
	Bis-GMA n=5	TEGDMA n=5
10 dakika	0,00061 $\pm$ 0,0001	0,00082 $\pm$ 0,00013
1 saat	0,00074 $\pm$ 0,00007	0,00094 $\pm$ 0,00015
1 gün	0,00092 $\pm$ 0,00008 ^{a, b}	0,00140 $\pm$ 0,00032 ^{a, b}
7 gün	0,00126 $\pm$ 0,00050 ^{a, b}	0,00190 $\pm$ 0,00108 ^{a, b}
14 gün	0,00143 $\pm$ 0,00047 ^{a, b}	0,00231 $\pm$ 0,00107 ^{a, b}

^a 10. dakikadaki ölçüme göre $p<0,05$

^b 1. saateki ölçüme göre $p<0,05$



Grafik 4.3: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.

Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait TEGDMA ve HEMA salım değerlerinin ikili karşılaştırması Bağımlı T testiyle yapıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmede Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde TEGDMA monomerinin salım miktarlarının tüm zaman periyotlarına ait verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görüldü ($p < 0,05$). HEMA monomerinin salım miktarlarının 7gün–14gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p > 0,05$) diğer tüm zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görüldü ($p < 0,05$).

Tablo 4.7: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait TEGDMA ve HEMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma µg/mL).

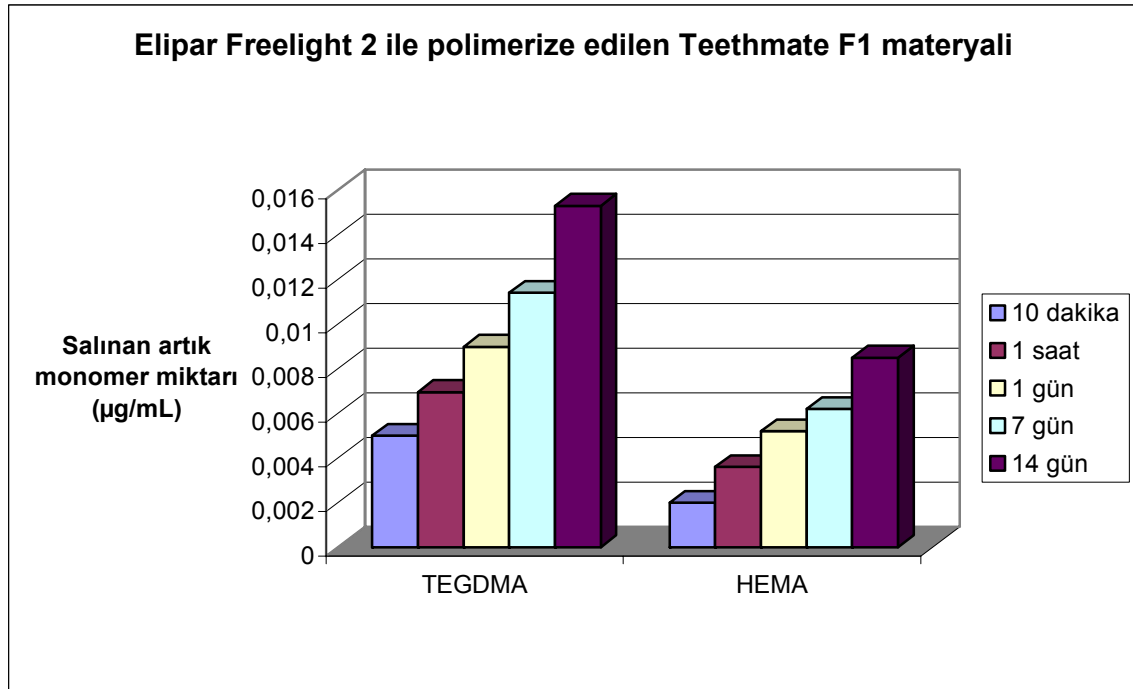
Zaman periyotları	Teethmate F1	
	TEGDMA n=5	HEMA n=5
10 dakika	0,00504 ± 0,00085	0,00203 ± 0,00053
1 saat	0,00693 ± 0,00125 ^a	0,00359 ± 0,00134 ^a
1 gün	0,00899 ± 0,00098 ^{a, b}	0,00522 ± 0,00088 ^{a, b}
7 gün	0,01146 ± 0,00081 ^{a, b, c}	0,00624 ± 0,00131 ^{a, b, c}
14 gün	0,01531 ± 0,00269 ^{a, b, c, d}	0,00852 ± 0,00287 ^{a, b, c}

^a 10. dakikadaki ölçüme göre p<0,05

^b 1. saateki ölçüme göre p<0,05

^c 1. gündeki ölçüme göre p<0,05

^d 7. gündeki ölçüme göre p<0,05



Grafik 4.4: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri

4.1.5.2 Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin artık monomer salım değerlerine ait bulgular

Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin (Fissurit FX, Clinpro, Teethmate F1) tüm zaman periyotlarındaki (10dakika, 1saat, 1gün, 7gün ve 14gün) monomer (Bis-GMA, TEGDMA, HEMA ve UDMA) salım değerlerine ait ortalama ve standart sapma verileri Tablo 4.8–10’da, Grafik 4.5-7’de gösterildi.

Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin ikili karşılaştırması Bağımlı T testiyle yapıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmede Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde Bis-GMA monomerinin salım miktarlarının 1saat–1gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p>0,05$) diğer tüm zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görüldü ($p<0,05$). Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde TEGDMA monomerinin salım miktarlarının 10dakika–7gün, 10dakika–14gün, 1saat–7gün ve 1saat–14gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülürken ($p<0,05$) diğer zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görülmedi ($p>0,05$).

Tablo 4.8: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma $\mu\text{g/mL}$).

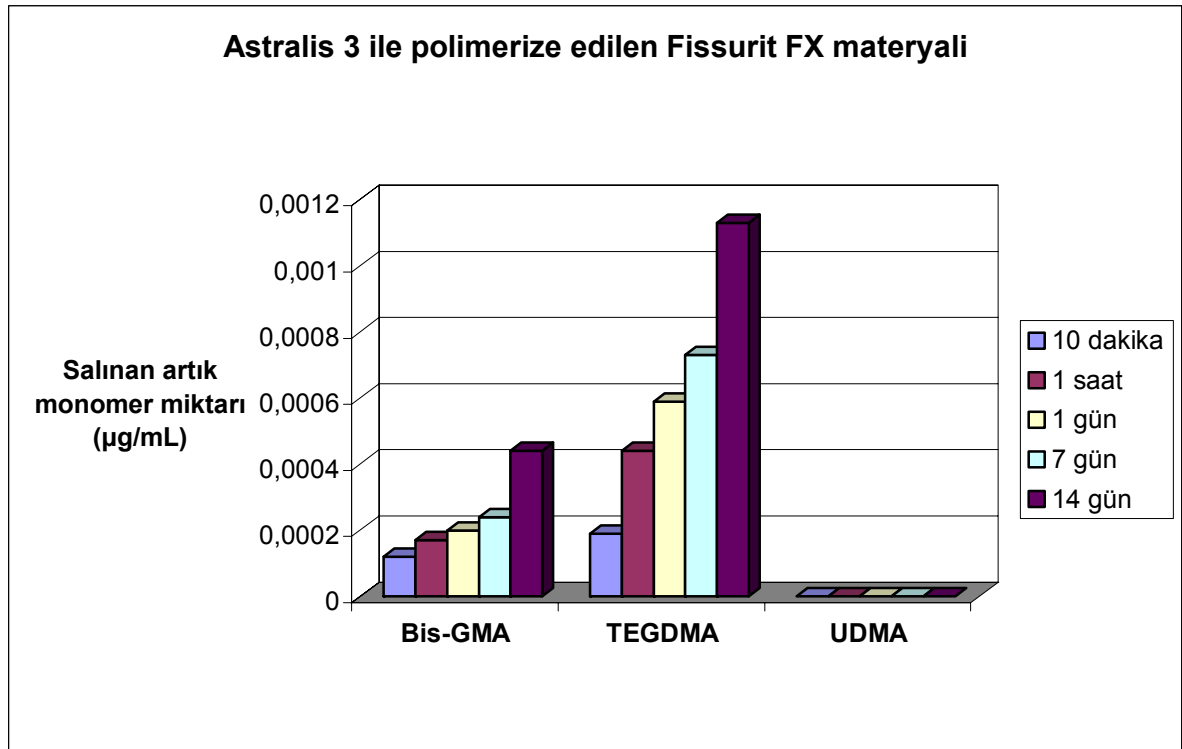
Zaman periyotları	Fissurit FX	
	Bis-GMA n=5	TEGDMA n=5
10 dakika	0,00012 ± 0,00002	0,00019 ± 0,00009
1 saat	0,00017 ± 0,00002 ^a	0,00044 ± 0,00018
1 gün	0,0002 ± 0,00005 ^a	0,00059 ± 0,0003
7 gün	0,00024 ± 0,00004 ^{a, b, c}	0,00073 ± 0,00026 ^{a, b}
14 gün	0,00044 ± 0,00014 ^{a, b, c, d}	0,00113 ± 0,00061 ^{a, b}

^a 10. dakikadaki ölçüme göre $p<0,05$

^b 1. saateki ölçüme göre $p<0,05$

^c 1. gündeki ölçüme göre $p<0,05$

^d 7. gündeki ölçüme göre $p<0,05$



Grafik 4.5: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.

Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin ikili karşılaştırması Bağımlı T testiyle yapıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmede Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde Bis-GMA monomerinin salım miktarlarının 10dakika–1saat, 1saat–1gün, 7gün–14gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p>0,05$) diğer tüm zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görüldü ($p<0,05$). Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde TEGDMA monomerinin salım miktarlarının tüm zaman periyotlarına ait verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görüldü ($p<0,05$).

Tablo 4.9: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma µg/mL).

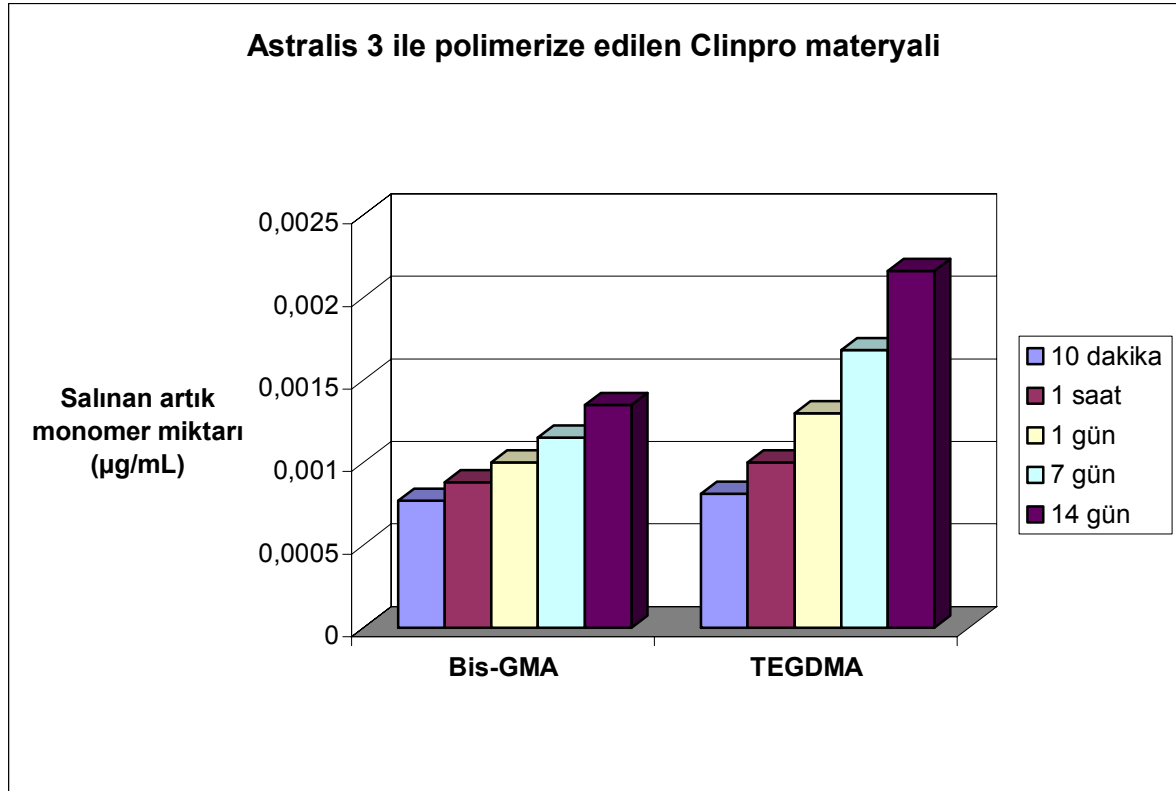
Zaman periyotları	Clinpro	
	Bis-GMA n=5	TEGDMA n=5
10 dakika	0,00077 ± 0,00003	0,00081 ± 0,00011
1 saat	0,00088 ± 0,00008	0,001 ± 0,00015 ^a
1 gün	0,001 ± 0,00004 ^a	0,0013 ± 0,00006 ^{a, b}
7 gün	0,00115 ± 0,00009 ^{a, b, c}	0,00168 ± 0,00016 ^{a, b, c}
14 gün	0,00135 ± 0,0002 ^{a, b, c}	0,00216 ± 0,00039 ^{a, b, c, d}

^a 10. dakikadaki ölçüme göre p<0,05

^b 1. saatteki ölçüme göre p<0,05

^c 1. gündeki ölçüme göre p<0,05

^d 7. gündeki ölçüme göre p<0,05



Grafik 4.6: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.

Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait TEGDMA ve HEMA salım değerlerinin ikili karşılaştırması Bağımlı T testiyle yapıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmede Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde, TEGDMA monomerinin salım miktarlarının 10dakika–1saat, 1gün–7gün, 7gün–14gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p>0,05$) diğer tüm zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görüldü ($p<0,05$). HEMA monomerinin salım miktarlarının 1gün–7gün, 7gün–14gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p>0,05$) diğer tüm zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görüldü ($p<0,05$).

Tablo 4.10: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait TEGDMA ve HEMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma µg/mL).

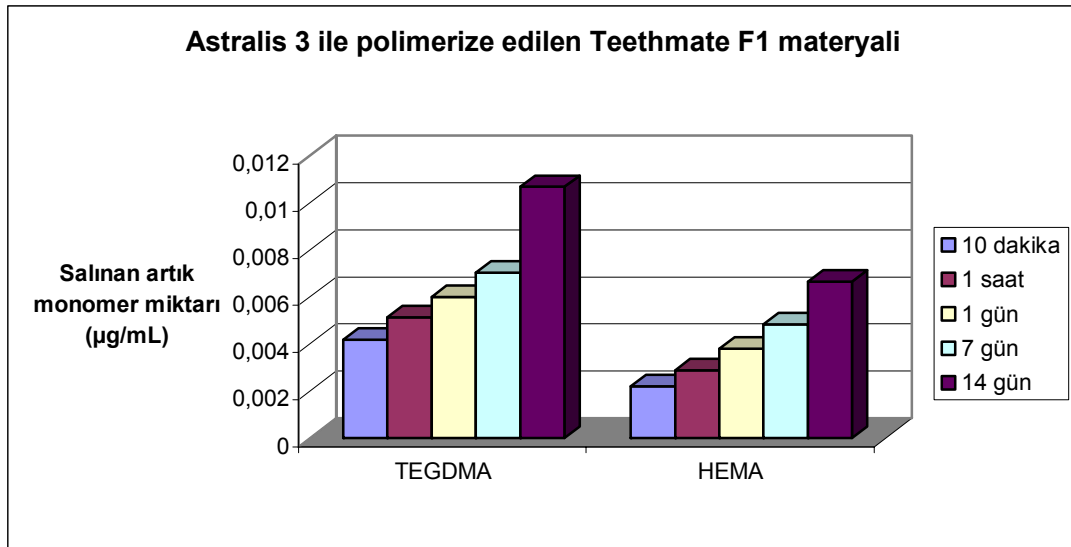
Zaman periyotları	Teethmate F1	
	TEGDMA n=5	HEMA n=5
10 dakika	0,00417 ± 0,00055	0,0022 ± 0,00069
1 saat	0,00512 ± 0,00113	0,00289 ± 0,00067 ^a
1 gün	0,00608 ± 0,00081 ^{a, b}	0,00381 ± 0,00075 ^{a, b}
7 gün	0,00704 ± 0,00143 ^{a, b}	0,00483 ± 0,00025 ^{a, b}
14 gün	0,01068 ± 0,00288 ^{a, b, c}	0,00666 ± 0,00084 ^{a, b, c}

^a 10. dakikadaki ölçüme göre $p<0,05$

^b 1. saateki ölçüme göre $p<0,05$

^c 1. gündeki ölçüme göre $p<0,05$

^d 7. gündeki ölçüme göre $p<0,05$



Grafik 4.7: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.

4.1.5.3 Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin artık monomer salım değerlerine ait bulgular

Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin (Fissurit FX, Clinpro, Teethmate F1) tüm zaman periyotlarındaki (10dakika, 1saat, 1gün, 7gün ve 14gün) monomer (Bis-GMA, TEGDMA, HEMA ve UDMA) salım değerlerine ait ortalama ve standart sapma verileri Tablo 4.11-13’de Grafik 4.8-10’da gösterildi.

Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin ikili karşılaştırması Bağımlı T testiyle yapıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmede Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde Bis-GMA monomerinin salım miktarlarının 1gün-7gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p>0,05$), diğer tüm zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görüldü ($p<0,05$). Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde TEGDMA monomerinin salım miktarlarının 1saat-1gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p>0,05$), diğer tüm zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görüldü ($p<0,05$).

Tablo 4.11: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma µg/mL).

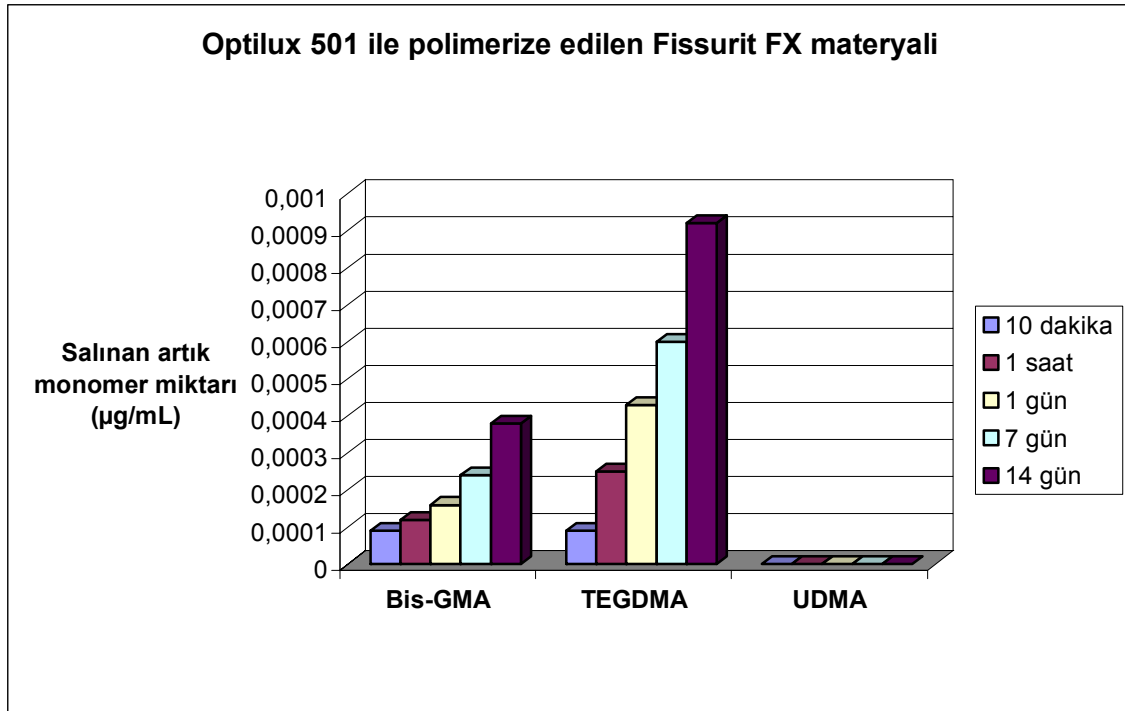
Zaman periyotları	Fissurit FX	
	Bis-GMA n=5	TEGDMA n=5
10 dakika	0,00009 ± 0,00003	0,00009 ± 0,00007
1 saat	0,00012 ± 0,00003 ^a	0,00025 ± 0,00011 ^a
1 gün	0,00016 ± 0,00002 ^{a, b}	0,00043 ± 0,0001 ^a
7 gün	0,00024 ± 0,00008 ^{a, b}	0,0006 ± 0,00014 ^{a, b, c}
14 gün	0,00038 ± 0,00006 ^{a, b, c, d}	0,00092 ± 0,00018 ^{a, b, c, d}

^a 10. dakikadaki ölçüme göre p<0,05

^b 1. saateki ölçüme göre p<0,05

^c 1. gündeki ölçüme göre p<0,05

^d 7. gündeki ölçüme göre p<0,05



Grafik 4.8: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.

Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin ikili karşılaştırması Bağımlı T testiyle yapıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmede Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde Bis-GMA monomerinin salım miktarlarının 1gün–7gün, 7gün–14gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p>0,05$) diğer tüm zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görüldü ($p>0,05$). Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde TEGDMA monomerinin salım miktarlarının 1saat–1gün, 1gün–7gün, 7gün–14gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p>0,05$) diğer tüm zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görüldü ($p<0,05$).

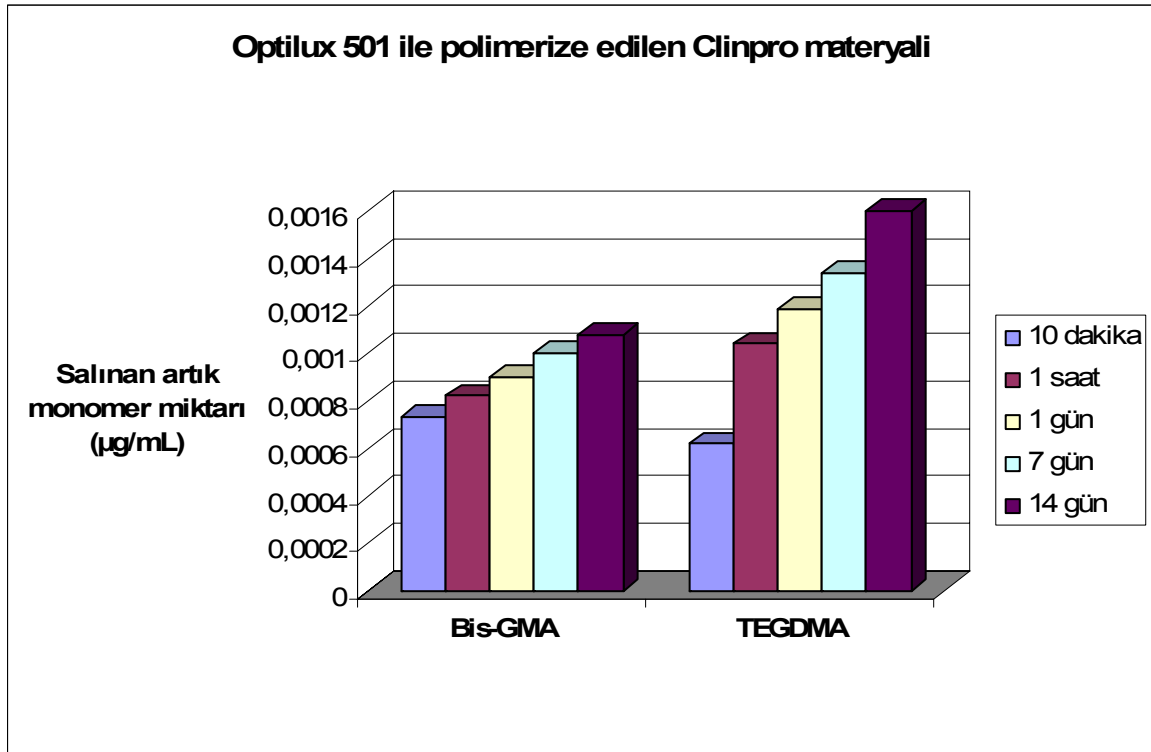
Tablo 4.12: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait Bis-GMA ve TEGDMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma $\mu\text{g/mL}$).

Zaman periyotları	Clinpro	
	Bis-GMA n=5	TEGDMA n=5
10 dakika	0,00073 ± 0,00004	0,00062 ± 0,00015
1 saat	0,00082 ± 0,00005 ^a	0,00104 ± 0,00011 ^a
1 gün	0,0009 ± 0,00006 ^{a, b}	0,00119 ± 0,00008 ^a
7 gün	0,001 ± 0,00011 ^{a, b}	0,00134 ± 0,00017 ^a
14 gün	0,00108 ± 0,00013 ^{a, b, c}	0,0016 ± 0,00032 ^{a, b, c}

^a 10. dakikadaki ölçüme göre $p<0,05$

^b 1. saateki ölçüme göre $p<0,05$

^c 1. gündeki ölçüme göre $p<0,05$



Grafik 4.9: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Clinpro materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.

Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait TEGDMA ve HEMA salım değerlerinin ikili karşılaştırması Bağımlı T testiyle yapıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmede Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde TEGDMA monomerinin salım miktarlarının 1gün-7gün ve 1gün-14gün verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülürken ($p < 0,05$), diğer zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görülmedi ($p > 0,05$). Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait ölçümlerinde HEMA monomerinin salım miktarlarının 10dakika-1saat verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p > 0,05$), diğer tüm zaman periyotlarında istatistiksel olarak farklılık görüldü ($p < 0,05$).

Tablo 4.13: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait TEGDMA ve HEMA salım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma µg/mL).

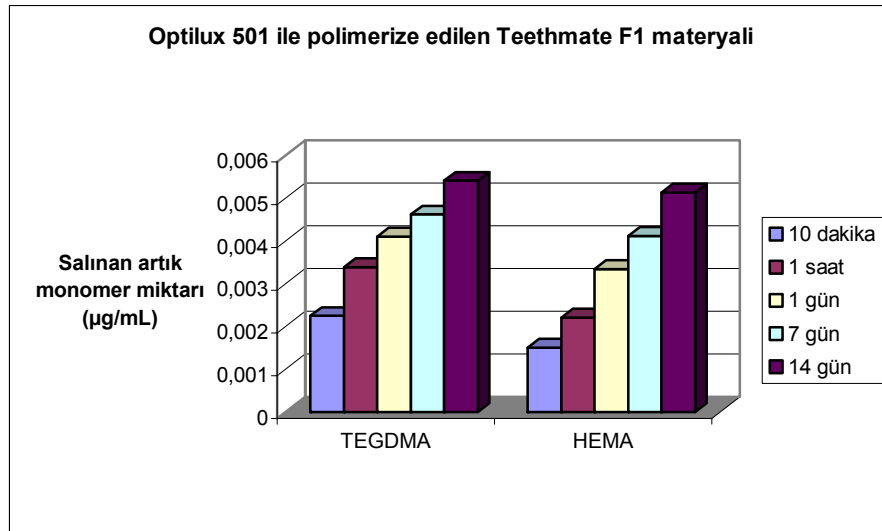
Zaman periyotları	Teethmate F1	
	TEGDMA n=5	HEMA n=5
10 dakika	0,00225 ± 0,0005	0,00151 ± 0,00061
1 saat	0,00339 ± 0,0003	0,00221 ± 0,00094
1 gün	0,0041 ± 0,00064	0,00334 ± 0,00098 ^{a, b}
7 gün	0,00462 ± 0,00072 ^c	0,00412 ± 0,00104 ^{a, b, c}
14 gün	0,00541 ± 0,00121 ^c	0,00513 ± 0,001 ^{a, b, c, d}

a 10. dakikadaki ölçüme göre p<0,05

b 1. saateki ölçüme göre p<0,05

c 1. gündeki ölçüme göre p<0,05

d 7. gündeki ölçüme göre p<0,05



Grafik 4.10: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen Teethmate F1 materyalinin farklı zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerleri.

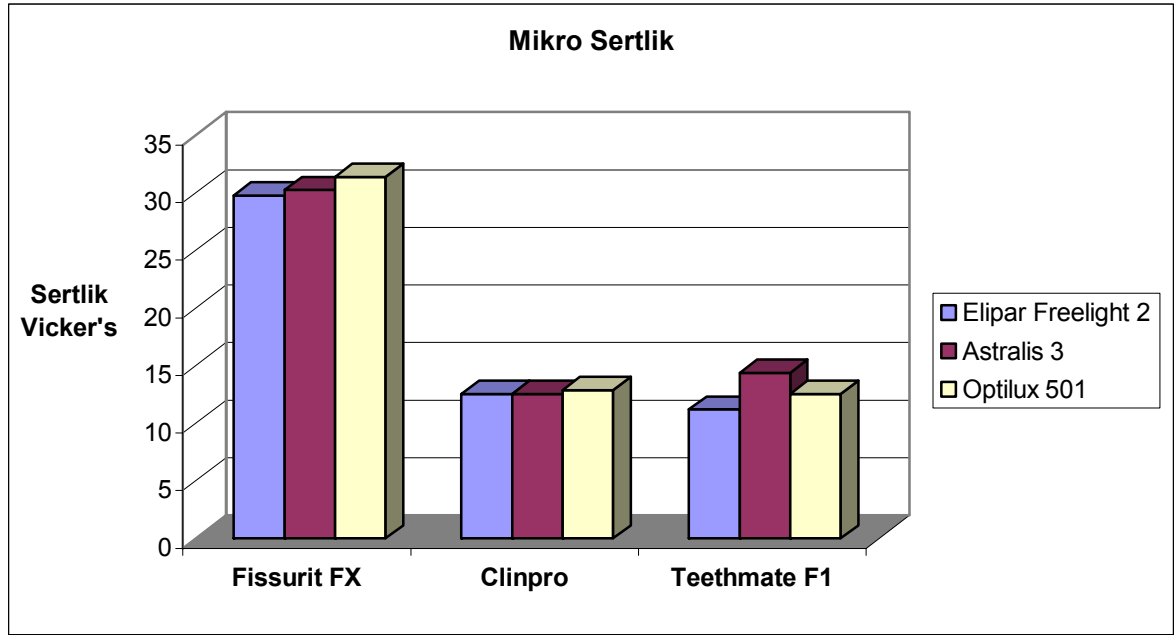
Her bir ışık kaynağı için fissür örtücü materyallerden salınan toplam artık monomer miktarına ait (Ortalama±Standart sapma) değerleri Tablo 4.14’de verildi.

Tablo 4.14: Her bir ışık kaynağı için salınan toplam artık monomer miktarı (Ortalama±Standart sapma M)

	Elipar Freelight 2 n=45	Astralis 3 n=45	Optilux 501 n=45
Salınan Tolam Monomer	7628,53±2126,49	5798,32±1382,55	3696,77±727,46

4.2. Sertlik Testine Ait Bulgular

Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonları sonrası uygulanan sertlik testine ait ortalama Vicker's sertlik değerleri Grafik 4.11'de gösterildi.



Grafik 4.11: Elipar Freelight 2, Astralis 3 ve Optilux 501 ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücülerin Vicker's sertlik değerleri.

Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin sertlik değerlerinin birbirleriyle ikili istatistiksel karşılaştırmasında, Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen Fissurit FX materyali ile Clinpro ve Teethmate F1 materyalleri arasında ve Clinpro ile Teethmate F1 materyali arasında istatistiksel olarak fark gözlemlendi ($p < 0,05$). Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen grupta Fissurit FX materyali ile Clinpro ve Teethmate F1 materyalleri arasında ve Clinpro ile Teethmate F1 materyalleri arasında istatistiksel olarak fark gözlemlendi ($p < 0,05$). Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen grupta ise Fissurit FX materyali ile Clinpro ve Teethmate F1 materyalleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenirken ($p < 0,05$), Clinpro ve Teethmate F1 materyalleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmedi (Tablo 4.15).

Tablo 4.15: Elipar Freelight 2, Astralis 3 ve Optilux 501 ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin Vicker's sertlik değerlerinin kendi aralarında ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma).

	Fissurit FX n=20	Clinpro n=20	Teethmate F1 n=20	F	p
Elipar Freelight 2	29,77 ± 3,11	12,55 ± 1,08 ^a	11,18 ± 0,47 ^{a, b}	579,95	0,000
Astralis 3	30,23 ± 2,42	12,54 ± 1,19 ^a	14,36 ± 0,85 ^{a, b}	705,27	0,000
Optilux 501	31,38 ± 3,51	12,89 ± 1,03 ^a	12,53 ± 1,01 ^a	482,28	0,000

^a Fissurit FX'e göre p<0,05

^b Clinpro'ya göre p<0,05

Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin her birinin sertlik değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırmasında Fissurit FX ve Clinpro gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmezken (p>0,05), Teethmate F1 grubunda tüm ışık kaynakları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlendi (p<0,05) (Tablo 4.16).

Tablo 4.16: Elipar Freelight 2, Astralis 3 ve Optilux 501 ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin Vicker's sertlik değerlerinin her birinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma).

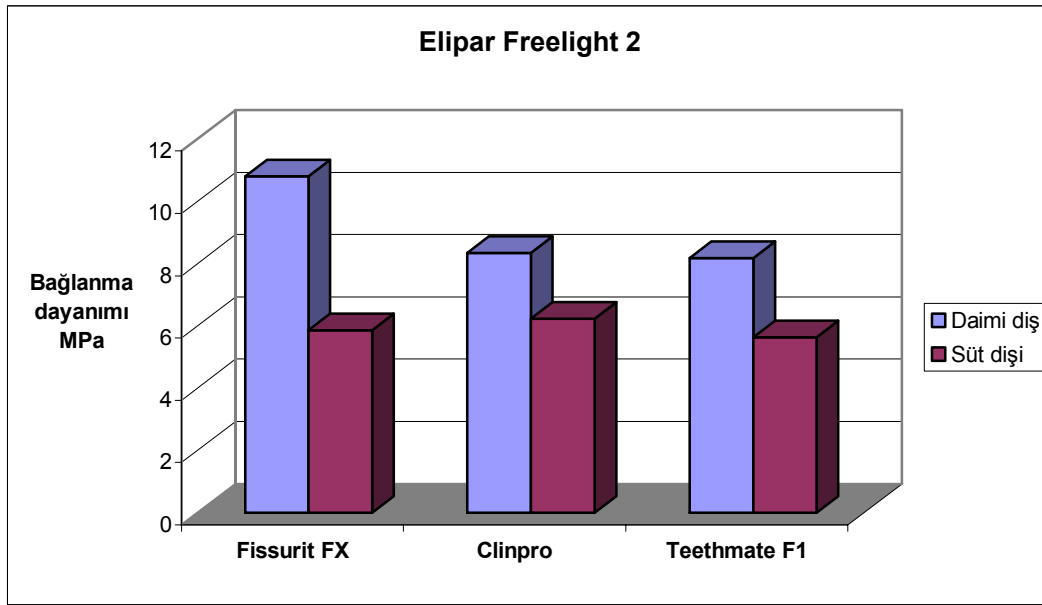
	Fissurit FX n=20	Clinpro n=20	Teethmate F1 n=20
Elipar Freelight 2	29,77 ± 3,11	12,55 ± 1,08	11,18 ± 0,47
Astralis 3	30,23 ± 2,42	12,54 ± 1,19	14,36 ± 0,85 ^a
Optilux 501	31,38 ± 3,51	12,89 ± 1,03	12,53 ± 1,01 ^{a, b}
F	1,48	0,64	77,07
p	A.D.	A.D.	0,000

^a Elipar Freelight 2'ye göre p<0,05

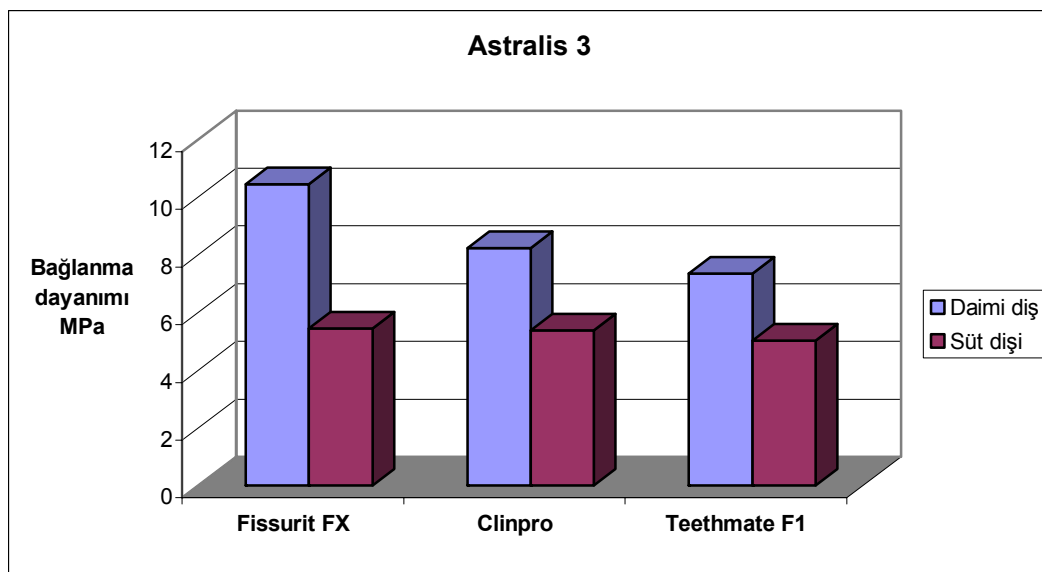
^b Astralis 3'e göre p<0,05

4.3. Bağlanma Dayanımına Ait Bulgular

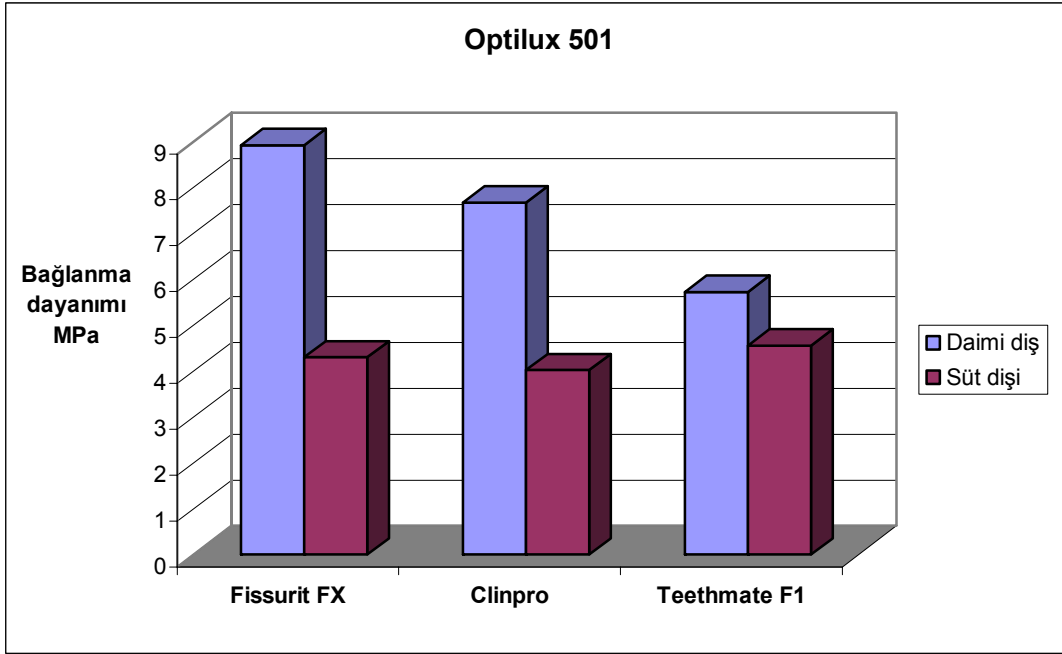
Fissür örtücü materyallerin diş yüzeyine bağlanma dayanımlarına ilişkin bulgular materyal, ışık kaynağı ve diş tipine göre değerlendirildi. Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin süt dişlerine ve daimi dişlere bağlanma dayanımlarına ait ortalama değerler Grafik 12-4’de gösterildi.



Grafik 4.12: Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin daimi ve süt dişine ait bağlanma dayanım değerleri.



Grafik 4.13: Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin daimi ve süt dişine ait bağlanma dayanım değerleri.



Grafik 4.14: Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerin daimi diş ve süt dişine ait bağlanma dayanım değerleri.

Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin daimi diş ve süt dişine ait bağlanma dayanım değerlerinin materyaller düzeyinde ikili karşılaştırmasına ait istatistiksel bulgular Tablo 4.17’de gösterildi. Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin daimi diş e ait bağlanma dayanım değerlerinin ikili karşılaştırmasında Fissurit FX materyaliyle Clinpro ve Teethmate F1 materyalleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenirken ($p<0,05$), Clinpro materyaliyle Teethmate F1 materyali arasında istatistiksel fark gözlenmedi ($p>0,05$). Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin süt dişine ait bağlanma dayanım değerlerinin ikili karşılaştırmasında hiçbir materyal arasında istatistiksel fark gözlenmedi ($p>0,05$). Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin daimi diş e ait bağlanma dayanım değerlerinin ikili karşılaştırmasında, Fissurit FX materyaliyle Teethmate F1 materyali arasında istatistiksel fark gözlenirken ($p<0,05$), Clinpro materyali

ile diğer materyaller arasında istatistiksel fark gözlenmedi ($p>0,05$). Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin süt dişine ait bağlanma dayanım değerlerinin ikili karşılaştırmasında hiçbir materyal arasında istatistiksel fark gözlenmedi ($p>0,05$). Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin daimi dişe ait bağlanma dayanım değerlerinin ikili karşılaştırmasında, Teethmate F1 materyaliyle hem Fissurit FX hem de Clinpro materyalleri arasında istatistiksel fark gözlenirken ($p<0,05$), diğer materyaller arasında istatistiksel fark gözlenmedi ($p>0,05$). Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin süt dişine ait bağlanma dayanım değerlerinin ikili karşılaştırmasında hiçbir materyal arasında istatistiksel fark gözlenmedi ($p>0,05$).

Tablo 4.17: Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin daimi ve süt dişine ait bağlanma dayanım değerlerinin materyaller düzeyinde ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma MPa).

		Fissurit FX n=20	Clinpro n=20	Teethmate F1 n=20	F	p
Elipar Freelight 2	<i>Daimi diş</i>	10,79 ± 2,81	8,34 ± 1,86 ^a	8,17 ± 3,45 ^a	5,51	0,006
	<i>Süt diş</i>	5,86 ± 1,35	6,22 ± 4,39	5,63 ± 1,79	0,22	A.D.
Astralix 3	<i>Daimi diş</i>	10,44 ± 4,00	8,23 ± 2,38	7,35 ± 3,31 ^a	4,65	0,03
	<i>Süt diş</i>	5,45 ± 3,22	5,38 ± 2,14	5,03 ± 2,78	0,13	A.D.
Optilux 501	<i>Daimi diş</i>	8,92 ± 2,13	7,67 ± 1,77	5,72 ± 2,81 ^{a, b}	9,95	0,000
	<i>Süt diş</i>	4,3 ± 2,10	4,02 ± 1,75	4,56 ± 1,27	0,48	A.D.

a Fissurit FX'e göre $p < 0,05$

b Clinpro'ya göre $p < 0,05$

Fissür örtücü materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrası daimi dişlere bağlanma dayanım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırmasında ışık kaynaklarının fissür örtücü materyallerin daimi dişlere bağlanma dayanımları üzerine istatistiksel olarak bir fark oluşturmadığı gözlemlendi ($p>0,05$) (Tablo 4.18).

Tablo 4.18: Fissür örtücü materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrası daimi dişlere bağlanma dayanım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama $\pm$ Standart sapma MPa).

	Fissurit FX n=20	Clinpro n=20	Teethmate F1 n=20
Elipar Freelight 2	10,79 $\pm$ 2,81	8,34 $\pm$ 1,86	8,17 $\pm$ 3,45
Astralis 3	10,44 $\pm$ 4	8,23 $\pm$ 2,38	7,35 $\pm$ 3,31
Optilux 501	8,92 $\pm$ 2,13	7,67 $\pm$ 1,77	5,72 $\pm$ 2,81
F	2,09	0,64	3,03
p	A.D.	A.D.	A.D.

a Elipar Freelight 2'ye göre $p<0,05$

b Astralis 3'e göre $p<0,05$

A.D. Anlamlı değil

Fissür örtücü materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrası süt dişlerine bağlanma dayanım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırmasında ışık kaynaklarının fissür örtücü materyallerin süt dişlerine bağlanma dayanımları üzerine istatistiksel olarak bir fark oluşturmadığı gözlemlendi ($p>0,05$) (Tablo 4.19).

Tablo 4.19: Fissür örtücü materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrası süt dişlerine bağlanma dayanım değerlerinin kendi içlerinde ikili karşılaştırması (Ortalama±Standart sapma MPa).

	Fissurit FX n=20	Clinpro n=20	Teethmate F1 n=20
Elipar Freelight 2	5,86 ± 1,35	6,22 ± 4,39	5,63 ± 1,79
Astralis 3	5,45 ± 3,22	5,38 ± 2,14	5,03 ± 2,78
Optilux 501	4,30 ± 2,10	4,02 ± 1,75	4,56 ± 1,27
F	2,32	2,76	1,38
p	A.D.	A.D.	A.D.

a Elipar Freelight 2'ye göre p<0,05

b Astralis 3'e göre p<0,05

A.D. Anlamlı değil

Fissür örtücü materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrası daimi dişe ve süt dişine bağlanma dayanımının ikili karşılaştırması sonucu Fissurit FX materyalinin Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerizasyonu sonrası süt dişine ve daimi dişe bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak fark bulunduğu gözlemlendi ($p<0,001$). Clinpro materyalinin Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerizasyonu sonrası süt dişine ve daimi dişe bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak fark gözlemlendi ($p<0,05$). Teethmate F1 materyalinin Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla polimerizasyonu sonrası süt dişine ve daimi dişe bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak fark bulunduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Fissurit FX materyalinin Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerizasyonu sonrası süt dişine ve daimi dişe bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak fark bulunduğu gözlemlendi ($p<0,001$). Clinpro materyalinin Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerizasyonu sonrası süt dişine ve daimi

diş bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak fark gözlemlendi ($p<0,01$). Teethmate F1 materyalinin Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerizasyonu sonrası süt dişine ve daimi diş bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak fark bulunduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Fissurit FX materyalinin Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerizasyonu sonrası süt dişine ve daimi diş bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak fark bulunduğu gözlemlendi ($p<0,001$). Clinpro materyalinin Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerizasyonu sonrası süt dişine ve daimi diş bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak fark bulunduğu gözlemlendi ($p<0,001$). Teethmate F1 materyalinin Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerizasyonu sonrası süt dişine ve daimi diş bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak fark bulunduğu gözlemlendi ($p<0,05$) (Tablo 4.20).

Tablo 4.20: Fissür örtücü materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrası daimi diş ve süt dişine bağlanma dayanımının ikili karşılaştırması (Ortalama $\pm$ Standart sapma MPa).

		Fissurit FX n=20	Clinpro n=20	Teethmate F1 n=20
Elipar Freelight 2	<i>Daimi diş</i>	10,79 $\pm$ 2,81	8,34 $\pm$ 1,86	8,17 $\pm$ 3,45
	<i>Süt dişi</i>	5,86 $\pm$ 1,35***	6,22 $\pm$ 4,39*	5,63 $\pm$ 1,79*
Astralis 3	<i>Daimi diş</i>	10,44 $\pm$ 4,00	8,23 $\pm$ 2,38	7,35 $\pm$ 3,31
	<i>Süt dişi</i>	5,45 $\pm$ 3,22***	5,38 $\pm$ 2,14**	5,03 $\pm$ 2,78*
Optilux 501	<i>Daimi diş</i>	8,92 $\pm$ 2,13	7,67 $\pm$ 1,77	5,72 $\pm$ 2,81
	<i>Süt dişi</i>	4,30 $\pm$ 2,10***	4,02 $\pm$ 1,75***	4,56 $\pm$ 1,27*

* Daimi diş göre $p<0,05$

** Daimi diş göre $p<0,01$

*** Daimi diş göre $p<0,001$

A.D. Anlamlı değil

4.3.1. Kırılma tiplerine ait bulgular

Bağlanma dayanım testi uygulanan örneklerdeki kırılma tipleri, stereomikroskop altında adeziv, koheziv ve miks tip olarak sınıflandırıldı. Yapılan değerlendirmenin sonucunda elde edilen verilerin yüzdelik oranları Tablo 4.21’de gösterildi. Bağlanma dayanımı testi sonrasında, süt dişlerine uygulanan fissür örtücü materyallerin kırılma tiplerinin değerlendirildiğinde, bu dişlere ait tüm örneklerde adeziv tip kırılma gözlemlendi. Daimi dişlere uygulanan fissür örtücü materyallerin kırılma tipleri değerlendirildiğinde ise bu dişlere ait tüm örneklerde de benzer şekilde adeziv tip kırılma gözlemlendi.

Tablo 4.21: Bağlanma dayanım testi uygulanan örneklerdeki kırılma tiplerinin dağılımı (n=20)

	Fissür örtücü	Diş tipi	Adeziv n (%)	Koheziv n (%)	Miks n (%)
Elipar Freelight 2	Fissurit FX	Süt	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
		Daimi	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
	Clinpro	Süt	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
		Daimi	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
	Teethmate F1	Süt	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
		Daimi	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
Astralis 3	Fissurit FX	Süt	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
		Daimi	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
	Clinpro	Süt	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
		Daimi	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
	Teethmate F1	Süt	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
		Daimi	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
Optilux 501	Fissurit FX	Süt	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
		Daimi	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
	Clinpro	Süt	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
		Daimi	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
	Teethmate F1	Süt	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
		Daimi	20 (%100)	0 (%0)	0 (%0)

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışmada; farklı ışık kaynakları kullanılarak polimerize edilen değişik fissür örtücülerin, yapılarındaki reaksiyona girmemiş artık monomer miktarını *in vitro* olarak araştırmak, bu materyallerin mine dokusuna bağlanma dayanımlarını belirlemek ve mikrosertliklerini tespit etmek amaçlanmıştır.

Özellikle çocuklara uygulanan bu materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini iyileştirmeye ve biyouyumluluk açısından daha güvenilir alternatifler sunmaya yönelik arayışlar halen devam etmektedir. Floridlerin çürüğe karşı mine dokusundaki olumlu etkilerinin anlaşılması, florid uygulamaları ile ilgili birçok öneriyi beraberinde getirmiştir. (Yu ve ark. 1995, TenCate 1999, Featherstone 2000). Bunlardan biri de pit ve fissür örtücülere florid ilavesidir. Bu çalışmada da araştırma kapsamına alınan fissür örtücüler (Fissurit FX, Clinpro, Teethmate F-1) florid içermektedir.

Işıkla polimerize olan rezin esaslı dental materyallerin kullanımı günümüzde oldukça yaygındır. Resin esaslı dental materyallerin başarısı, materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerine, hekimin uygulama başarısına ve polimerizasyonun kalitesine bağlıdır. Yapılan restorasyonun klinik performansını arttırmak için polimerizasyonun başarıyla sağlanması önemlidir. Işık kaynaklarının polimerizasyon derinliği üzerine etkileri bilinmektedir. Günümüzde resin esaslı dental materyallerin polimerizasyonunda halojen, plazma ark ve LED sistemler kullanılmaktadır. Plazma ark ışık kaynakları, ani polimerizasyon büzülmesine neden olmaları, buna bağlı olarak resin-diş birleşim yüzeyinde bağlantının bozulmasına yol açabilmeleri ve fiyatlarının çok yüksek oluşu gibi olumsuz özelliklerinden dolayı yoğun kabul görmemektedir. Bu çalışmada pit ve fissür örtücü materyallerin polimerizasyonu için kliniklerde sıklıkla kullanılan geleneksel halojen ışık kaynağı (Astralis 3), yüksek yoğunluklu halojen ışık kaynağı (Optilux 501) ve LED ışık kaynağı (Elipar Freelight 2) kullanıldı. Kullanılan ışık kaynaklarının ışık gücünün

uygun düzeyde olup olmadığı çalışma boyunca radyometrelerle (Curing Radiometer, LED Radiometer) takip edildi.

Bölgesel ve sistemik istenmeyen biyolojik etkilerin materyallerin yapısını oluşturan bazı maddelere ve bu maddelerin miktarına bağlı olduğu bilinmektedir (Ferracane 1994, Söderholm ve Mariotti 1999, Spagnuolo ve ark 2004, Tuna ve Gençay 2006). Rezin esaslı dental materyaller bu açıdan kaygı duyulan, potansiyel artık monomer kaynakları olarak görülmektedir. Rezin esaslı materyallere oranla fissür örtücü materyaller daha az doldurucu ve daha fazla rezin matriks içerdiklerinden, daha yüksek bir artık monomer salım potansiyeline sahiptir (Tarumi ve ark 2000). Dolayısıyla fissür örtücü materyallerden salınan maddelerin değerlendirilmesi ayrı bir önem taşımaktadır. Reaksiyona girmemiş monomerlerin miktarını belirlemek veya konu hakkında fikir yürütebilmek için günümüzde birçok teknik kullanılmaktadır. Bu tekniklerden bazıları; FT-IR, NMR, MIR, LC-MS, UV spektroskopisi, GC ve HPLC'dir (Lee ve ark 1998, Spahl ve ark 1998, Lygre ve ark 1999, Morgan ve ark 2000, Mazzaoui ve ark 2002, Schedle ve ark 2003, Civelek ve Özel 2004, Nalçacı ve Ulusoy 2004, Sideridou ve ark 2005). Rezin esaslı dental materyallerdeki artık monomer miktarının analizi için en uygun yöntemlerin kromatografik yöntemler olduğu belirtilmektedir (Ruyter ve Sjøvik 1981, Koda ve ark 1989). Bu maddelerin tanımlanmasında en sık kullanılan kromatografik yöntemler GC ve HPLC'dir. GC uçucu ve düşük molekül ağırlıklı (örneğin; ko-monomerler, bisfenol-A) maddelerin analizi için uygun bir yöntemdir. Daha büyük molekül ağırlığına sahip, kütle halinde olan Bis-GMA ve UDMA gibi monomerlerin analizi için HPLC yöntemi daha uygun görülmektedir (Spahl ve ark 1998, Robinson 1995, Lygre ve ark 1999, Saçak 2002, Beşergil 2003). Bu çalışmada da fissür örtücü materyallerin yapısından salınan artık monomer miktarını belirlemekte HPLC sistemi kullanıldı.

Rezin esaslı dental materyallerin, uygulamayı takiben zaman içinde ağız ortamında bir miktar çözündükleri, bu çözünmede ana unsurun tükürük olduğu bilinmektedir (Olea ve ark 1996, Söderholm ve Mariotti 1999). Ağız ortamında tükürüğün bu çözücü etkisi, *in vitro* çalışmalarda asetonitril, yapay tükürük, su, etanol, metanol gibi çözücülerle taklit edilmeye çalışılmaktadır (Ruyter ve Sjøvik 1981, Wu ve Mckinney 1982, Ferracane ve Condon 1990, Yoshida ve ark 1992, Lee ve ark 1995). Monomerlerin salım değerlerinin belirlenmesine yönelik *in vitro* araştırmalarda ise bu ortamı taklit etmek amacıyla organik çözücülerin kullanımının daha etkili sonuçlar verdiği gösterilmiştir (Ferracane ve Condon 1990, Tanaka ve ark 1991, Spalh ve ark 1998). ABD'nin Gıda ve İlaç Birliği (FDA) tarafından artık monomerlerin tespiti için tavsiye edilmiş olan % 75'lik etanol-su karışımı birçok araştırmacı tarafından kullanılmaktadır (FDA 1976, Wu ve Mckinney 1982, Ferracane ve Condon 1990, Lee 1995, Kwahara ve ark 2004). Etanol rezin esaslı materyalin polimer ağına penetre olarak, polimer zincirleri arasındaki boşlukları genişletmekte ve zaman içinde reaksiyona girmemiş monomerlerin salınmasını sağlamaktadır (Thompson ve ark 1982, Geurtsen 1998, Kwahara ve ark 2004). Bu tez çalışmasının pit ve fissür örtücü materyallerden artık monomer salımının değerlendirilmesi aşamasında % 75'lik etanol-su karışımı kullanıldı.

HPLC'de analiz yöntemi olarak sıklıkla ters faz kromatografisi kullanılmaktadır. Teknikte, kolon apolar, hareketli faz polardır ve C18, C8, C4, fenil, TMS, siyano gibi kolonlar kullanılmaktadır. Yaygın olarak kullanılan kolonlar, C4 ve C18 dir. C4 genellikle proteinler için tercih edilirken C18 küçük moleküller (örneğin: dental monomerler) için kullanılmaktadır (Yıldız ve Genç 1993, Hamid ve Hume 1997, Nathanson ve ark 1997, Santarre ve ark 1999, Munksgaard ve ark 2000, Guzzetta 2001). Bu çalışmada da artık monomer ölçümleri HPLC cihazına bağlanmış C 18 analitik kolonu (partikül boyutu 5 µm, boyutları 25 cm x 4.6 mm olan, ters faz analitik kolonu) kullanılarak gerçekleştirildi.

HPLC cihazıyla gerçekleştirilen analitik ölçümlerde, artık monomerin absorbans gösterdiği dalga boyu ve hareketli fazın akış hızı parametreleri de önem arz etmektedir. Yapılan çalışmalar incelendiğinde, araştırmaların genellikle 205-315 nm dalga boyu ve 0,5-2 mL/dk akış hızı aralığında gerçekleştirildikleri dikkat çekmektedir (Olea ve Pulgar 1996, Fung ve ark 2000, Munksgaard ve ark 2000, Tarumi ve ark 2000, Lee ve ark 2002, Viljanen ve ark 2006). Analizi yapılacak her maddenin en iyi absorbans gösterdiği bir dalga boyu (örneğin Bis-GMA ve TEGDMA gibi yapısında aromatik halka içeren moleküller için 254 nm) bulunmaktadır. Bu nedenle incelenecek maddeye uygun dalga boyunun belirlenmesinin HPLC ölçüm sonuçlarının güvenilirliği açısından önemli olduğu ifade edilmektedir. Akış hızı HPLC cihazında kullanılan kolonun iç çapına göre belirlenmektedir (örneğin iç çapı 4,6 mm olan C18 analitik kolonu için ideal akış hızı 1 mL/dk'dır) (Guzzetta 2001). Bu çalışmada da Olea ve Pulgar (1996), Lee ve ark (2002)'nin araştırmalarına uyumlu olarak analizler 254 nm dalga boyunda ve 1 mL/dk akış hızında gerçekleştirildi.

Rezin esaslı dental materyallerden salınan artık monomer miktarının belirlendiği araştırmalarda, standart örneklerin hazırlanması, salım miktarlarının sağlıklı bir şekilde belirlenmesi için önemlidir. Bu amaçla çeşitli boyut ve hacimlerde farklı malzemelerden hazırlanmış standart kalıplar kullanılmaktadır. Araştırmacılar plastik ve cam esaslı kalıpların ölçüm sonuçlarını olumsuz etkileyebileceğini ifade etmektedir (Ferracane 1994, Hamid ve Hume 1997, Lygre ve ark 1999, Santarre ve ark 1999). Bu çalışmada iç çapı 7,5 mm, yüksekliği 1,5 mm ve iç hacmi 66 mm³ olan metal kalıplar kullanılmıştır.

Diğer rezin esaslı dental materyallerde olduğu gibi, ışıkla sertleşen pit ve fissür örtücülerde de polimerizasyon derinliği açısından ışık uygulama süresi ve uygulanan ışığın özellikleri oldukça önemlidir. Bu noktada üreticilerin önerilerinin dikkate alınması tavsiye edilmektedir. Ayrıca polimerizasyon ünitelerinin ışık kapasitelerinin uygunluğu, lamba

ömrü ve fiberoptik ucun performansını olumsuz etkileyecek durumların varlığı da denetlenmelidir (Hamid ve Hume 1997, Rueggeberg ve ark 1999). Bu çalışmada fissür örtücü materyallerin polimerizasyon süresi üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda 20 sn olarak belirlendi ve çalışma boyunca ışık gücü radyometrelerle ölçülerek herhangi bir kayıp olup olmadığı denetlendi.

Literatür incelendiğinde reaksiyona girmemiş monomerlerin salımının zaman içindeki seyrine yönelik birçok araştırma gözlenmektedir. Araştırmacılar artık monomer salım miktarının büyük çoğunluğunun saatler içinde tamamlandığını belirtmektedir (Thompson ve ark 1982, Gerzina ve Hume 1994, Hamid ve Hume 1997, Palmer ve ark. 1999, Komurcuoglu 2005). İlk birkaç günden sonra salım değerlerinin oldukça azaldığını, ancak salımın bir aya kadar devam ettiğini vurgulayan araştırmalar da bulunmaktadır (Ferranace 1994). Palmer ve ark (1999) rezin modifiye cam iyonomerlerden HEMA salımını inceledikleri çalışmada ölçümün gerçekleştirileceği zaman periyotlarını; 10. dakika, 40. dakika ve 24. saat olarak belirlemişlerdir. Kawahara ve ark (2004) artık monomer salımlarını HPLC yöntemiyle inceledikleri çalışmalarında, ölçüm periyotlarını 1., 3., 6., 12. saatler ve 1., 3., 7., 14. günler olarak belirlemişlerdir. Bu tez çalışmasında da Palmer ve ark (1999) ve Kawahara ve ark (2004) çalışmaları dikkate alınarak, artık monomerlerin salım miktarlarını değerlendirme periyotları 10.dakika, 1.saat, 1. gün, 7. gün ve 14. gün olarak belirlendi.

Rezin esaslı dental materyallerin fiziksel özellikleri hakkında (sağlamlıkları, dayanıklılıkları ve aşınma dirençleri gibi) bilgi sağlayan ayrıca materyallerin polimerizasyon derinliği konusunda fikir veren bir diğer yöntem ise yüzey sertliği testleridir. Çeşitli materyallerin sertlik değerlerinin belirlenmesinde Brinell, Rockwell, Knoop ve Vicker's gibi test yöntemleri kullanılmaktadır. Ancak bu test yöntemlerinden Rockwell ve Brinell sertlik ölçümleri kırılgan malzemeler için uygun değildir.

Dişhekimliğinde kullanılan rezin esaslı dental materyallerin yüzey sertliği ölçümlerinde Knoop ve Vicker's sertlik testleri sıklıkla kullanılmaktadır (Zaimoğlu 1985, Taşveren 2005). Bu tez çalışmasında incelenen fissür örtücü materyallerin yüzey sertlikleri, T. C Sanayi ve Ticaret Bakanlığı'na bağlı Konya KOSGEB Laboratuvarları'nda mevcut olan Vicker's sertlik test cihazı kullanılarak incelendi.

Rezin esaslı dental materyallerin yüzey sertliği ölçümünde, batıcı ucun materyalin matriks yapısına ya da doldurucudan zengin bir bölgesini çentiklemesine bağlı olarak sertlik değerlerinde farklılıklar oluşabileceği ifade edilmektedir. Bu nedenle her örnekte yüzey sertliği ölçümlerinin, birden fazla sayıda yapılması önerilmektedir (Mandikos ve ark 2001, Demirel ve ark 2003). Çalışmamızda her örnekten 3'er ölçüm gerçekleştirildi ve bu verilerin aritmetik ortalamaları dikkate alındı.

Restoratif materyallerin klinik performansları hakkında fikir yürütebilmek amacıyla kenar sızıntısı, aşınma dayanımı, bükme dayanım ve bağlanma dayanımı gibi *in vitro* test yöntemleri kullanılabilmektedir (Gülhan ve ark 1998). Bağlanma dayanım testleri, rezin esaslı dental materyallerin başarılarını değerlendirmek için kullanılan yöntemler arasında sıklıkla tercih edilmektedir. Bağlanma dayanımı belirleme yöntemleri içinde makaslama ve çekme kuvvetine dayanım testleri öne çıkmaktadır. Bu testler farklı düzeneklerle gerçekleştirilebilmektedir. Kuvvetin, test cihazına yerleştirilmiş düz bir uç yardımıyla diş-restoratif materyal birleşim yüzeyine uygulandığı yöntem, klasik bağlanma dayanım testi olarak adlandırılmaktadır. Klasik bağlanma dayanım test yönteminde geniş diş yüzeylerine ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca kuvvet, diş-restoratif materyal bağlantı yüzeyine bıçağın temas ettiği noktadan uygulandığı için homojen olmayan stresler oluşmaktadır (Van Noort ve ark 1989, Phrukkanon ve ark 1998).

Klasik bağlanma dayanım test yönteminin dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla, mikro test yöntemleri (mikro gerilme, mikro makaslama) geliştirilmiştir. Bu test

yöntemlerinde restoratif materyalin diş yüzeyine üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda uygulanmasını takiben bir kesit cihazıyla diş-restoratif materyal bağlantısını içeren çubuk şeklinde standart örnekler hazırlanmaktadır. Bu örnekler test cihazına tutturularak kopma sağlanana kadar kuvvet uygulanmaktadır. Mikro test yöntemlerinde daha homojen kuvvetlerle bağlanma dayanımı ölçülebilmektedir (Van Noort ve ark 1989, Sano ve ark 1994a, Pashley ve ark 1995, Sudsangiam ve Van Noort 1999). Ancak örneklerin hazırlanma prosedüründe dikkatten kaçan herhangi bir hata, o diştten hazırlanan tüm örnekleri ve dolayısıyla bu örneklerin dahil olduğu grupları etkilemekte ve sonuç olarak testin güvenilirliği olumsuz yönde etkilenebilmektedir. Bu test yönteminde, örneklerin 4-5 mm'den kısa olduğu durumlarda ise örneğin test cihazına tutturulmasının zor olması gibi bir dezavantajdan da söz edilmektedir (Pashley ve ark 1999, Üşümez ve ark 2003).

Gerek klasik bağlanma dayanımı test düzeneği gerekse mikro test düzenekleriyle ilgili endişeler, konuyla ilgili arayışların devam etmesine yol açmış ve klasik bağlanma dayanımı test düzeneğinin uç tasarımının modifiye edilmesiyle, örnekleri 180°'lik açıyla kavrayan ve kuvveti diş-rezin ara yüzeyine daha homojen bir şekilde ileten test aparatları geliştirilmiştir (Pecora ve ark 2002). Bu çalışmada da pit ve fissür örtücü materyallerin süt ve daimi diş minesine bağlanma dayanımlarının ölçülmesinde Universal test cihazına bağlanmış Ultradent test aparatı ve künt uç tasarımı kullanıldı.

Bağlanma dayanım testlerinde restorasyon-diş bağlantısını ölçmek için 0.5-5 mm/dk aralığında değişen kuvvetlerin uygulandığı gözlenmektedir (Perinka ve ark 1992, Barkmeier ve ark 1994, Schreiner ve ark 1998, Mc Donough ve ark 2002). Bu çalışmada Sano ve ark (1994) ve Phrunkkanon ve ark (1998)'nın çalışmalarıyla uyumlu olarak test cihazı örneklerle 1 mm/dk'lık bir hareketle kuvvet uygulanarak fissür örtücü materyallerin bağlanma dayanım değerleri belirlendi.

Çalışmanın farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücülerden monomer salımının değerlendirildiği aşamasında materyallerin yapısında yer alan TEGDMA, HEMA, Bis-GMA ve UDMA'ya ait ve salım miktarları belirlenmiştir. Bu monomerlerden elde edilen HPLC bulgularına bakıldığında, her üç fissür örtücü materyalden (Fissurit FX, Clinpro, Teethmate F1) salınan toplam Bis-GMA miktarının TEGDMA ve HEMA monomerlerinden daha az olduğu, en fazla salınan monomerin HEMA olduğu ve UDMA'nın ise saptanmadığı gözlenmektedir. Rezin esaslı dental materyallerden salınan monomer miktarını etkileyen faktörler arasında, monomerin büyüklüğü ve kimyasal özellikleri de sayılmaktadır. Küçük moleküller büyük ve kompleks olanlara göre daha hareketli olduğundan, serbestlenmelerinin ve difüzyonlarının daha kolay olduğu bildirilmektedir (Ferracane 1994, Nayır 1999). TEGDMA ve HEMA monomerlerinin Bis-GMA monomerinden daha fazla miktarda salınmasının, TEGDMA ve HEMA monomerlerinin Bis-GMA monomerinden daha küçük ve daha hareketli moleküller olmalarından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Rezin esaslı dental materyallerin polimerizasyon kalitesi üzerine yapılan araştırmalarda, çift bağ dönüşüm oranının yüksek olduğu durumlarda polimerizasyonun daha sağlıklı olacağı bildirilmektedir (Vankerckhoven ve ark 1982, Ferracane 1985, Rueggeberg ve Craig 1988, Floyd ve Dickens 2006). Floyd ve Dickens (2006) monomerlerin çift bağ dönüşüm oranlarını inceledikleri bir çalışmada, bu oranların Bis-GMA için %54-85 ve TEGDMA için %42 olduğunu ifade etmişlerdir. Bis-GMA'nın dönüşüm oranının TEGDMA'ya göre yüksek olduğu göz önüne alındığında, bu monomerin polimer matriksten salımının da daha düşük olacağı söylenebilir. Nitekim bu tez çalışması artık monomer salımı açısından Bis-GMA diğer monomerlere göre daha az miktarda salınmış olmasıyla, Floyd ve Dickens (2006)'ın araştırmasına benzerlik göstermektedir.

Muller ve ark (1997) kompozit rezinlerin monomer salımını inceledikleri bir araştırmada, Bis-GMA'nın hidrofobik yapısı nedeniyle TEGDMA monomerlerine oranla, ortamdaki sıvıya geçişinin daha az miktarda olduğunu bildirmişlerdir. Schwengberg ve ark (2005) artık monomerlerin toksik etkilerini inceledikleri bir çalışmada hidrofilik özellikte olan HEMA'nın, Bis-GMA ve UDMA monomerlerinden daha fazla salınacağını ifade etmişlerdir. Çalışmamızda da Bis-GMA monomerinin TEGDMA ve HEMA monomerlerinden daha az salındığı, ayrıca sadece Teethmate F1 materyalinin yapısında yer alan HEMA'nın ise en fazla salınan monomer olduğu gözlemlendi. Bu durum Muller ve ark (1997) ve Schwengberg ve ark (2005) araştırmalarıyla uyum göstermektedir.

Nathanson ve ark (1997)'nin yedi farklı fissür örtücü materyalden polimerizasyon sonrası salınan artık monomer miktarını araştırdıkları çalışmada, Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerinin belirgin bir seviyede tespit edildiği ancak UDMA monomerinin tüm fissür örtücülerin yapısında bulunduğu halde sadece bir materyalden (Seal-Rite II, Pulpdent corp.) sınırlı bir düzeyde salındığı bildirilmiştir. Floyd ve Dickens (2006) monomerlerin polimerizasyon sonrası çift bağ dönüşüm oranlarını inceledikleri bir çalışmada, UDMA monomeri için dönüşüm oranını %76-87 olarak bildirmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca UDMA'nın çift bağ dönüşüm oranının Bis-GMA ve TEGDMA'ya göre belirgin olarak yüksek olduğunu ifade etmişlerdir. UDMA'nın çift bağ dönüşüm oranı polimerizasyon sonrası bu monomerin az salınacağını bir göstergesidir. Bu tez çalışmasında da sadece Fissurit FX materyalinin yapısında yer alan UDMA monomerinin (ölçümler tekrarlanmasına rağmen) saptanmamış olması Nathanson ve ark (1997)'nin yapmış olduğu araştırmaya benzerlik gösterdi. UDMA monomerinin hiç tespit edilememiş olmasının, bu monomerin ya salınmadığından ya da salım miktarının HPLC cihazının belirleyebildiği hassasiyet sınırının altında kalmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Rezin esaslı dental materyallerden salınan artık monomer miktarlarının değerlendirildiği çalışmalar incelendiğinde, salımın iki şekilde gerçekleştiği görülmektedir. Artık monomerler ya oksijen inhibisyon tabakasından salınmakta ya da polimer ağ içerisinde reaksiyona giremeden kalmış monomerler zaman içerisinde serbestleşmektedir (Hanks ve ark 1991). Dakikalar içinde meydana gelen monomer salımından, yüzeydeki oksijen inhibisyon tabakası sorumlu görülmekte ve salımın büyük kısmının bu şekil gerçekleştiği ifade edilmektedir (Ferracane 1994, Söderholm ve Mariotti 1999). Rezin esaslı dental materyallerden monomer salımı daha geniş bir periyotta değerlendirildiğinde ise salınan miktarın zaman içinde oldukça azaldığı bildirilmektedir (Ferracane 1994, Gerzina ve Hume 1994, Olea ve ark 1996, Söderholm ve Mariotti 1999).

Fissür örtücü materyallerden salınan artık monomer miktarının kısa ve uzun dönem davranışını belirlemeyi amaçlayan çalışmamızda, ölçümler beş farklı zaman periyodunda (10. dakika, 1. saat, 1. gün, 7. gün, 14. gün) gerçekleştirilen ölçümlerdeki salınan monomer miktarlarının birbirleriyle karşılaştırılmaları, istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdi (Tablo 4.2). Monomerlerin toplam salım değerlerinin zaman periyotlarındaki davranışlarına genel olarak bakıldığında, ölçümün gerçekleştirildiği ilk ve en dar zaman periyodu olan 10. dakikada oldukça yüksek bir monomer salımı gözlemlendi. Çalışmamızda son ölçümün gerçekleştirildiği 14. güne kadar salınan monomer miktarlarının 10 dakika gibi kısa bir sürede salınan monomer miktarından ancak 3-5 kat fazla olması, ilk 10 dakikalık periyotta gerçekleşen salım miktarının yüksekliğinin bir göstergesi olarak değerlendirilebilir. Monomer salımının 1. saat verileri diğer zaman aralıklarıyla karşılaştırıldığında 1 saatlik dilimde gerçekleşen monomer salımının 1. saati takip eden diğer zaman aralıklarında salınan miktarlardan istatistiksel olarak fazla olduğu, kendinden önce gelen 10. dakikaya ait monomer salımından ise bazen yüksek bazense benzer seyrettiği dikkat çekti. Fissür örtücü materyallerden daha geniş bir zaman periyotunda

gerçekleşen (1 gün, 7 gün, 14 gün) monomer salımı değerlendirildiğinde ise salınan miktarın zaman içinde azaldığı, ancak azımsanmayacak oranda salımın olduğu gözlemlendi. Birinci gün verilerine bakıldığında kendinden sonraki zaman periyotlarına ait artık monomer salım değerlerinden anlamlı derecede az olduğu, ancak 1. güne kadar salınan monomer miktarının 14. güne kadar salınan toplam monomer miktarının yarıdan fazlasını oluşturduğu dikkat çekti. Sonuç olarak artık monomer salımının ilk on dakikada oldukça hızlı gerçekleştiği, bu yüksek salım hızının 1 saatlik döneme kadar uzayabildiği, sonraki zaman dilimlerinde ise daha düşük oranlı bir salımın gerçekleştiği gözlemlendi. Bu durum ilk bir saatlik zaman dilimine ait salım değerlerinin oksijen inhibisyon tabakasından kaynaklanmış olmasıyla açıklanabilir. İlk bir saatten daha sonra gerçekleşen salımın ise ortamdaki çözücünün polimer ağı içerisine penetre olarak, reaksiyona girmeden kalmış monomerleri serbestleştirmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ferracane (1994) ve Söderholm ve Mariotti (1999)'de artık monomer salım değerlerini açıklarken benzer yorumlarda bulunmuşlardır.

Fissür örtücü materyallerden salınan artık monomer miktarlarının incelendiği bu çalışmada, kullanılan materyallerin içerdiği her bir monomer için de, materyal bazında artık monomer miktarları karşılaştırıldı. Araştırmada incelenen 3 fissür örtücüden sadece ikisi (Fissurit FX ve Clinpro) Bis-GMA monomeri içermektedir. Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda, Clinpro materyalinde artık kalan Bis-GMA miktarının tüm zaman periyotlarında Fissurit FX materyalinde artık kalan Bis-GMA miktarından fazla olduğu belirlendi (Tablo 4.3). Üretici firmalardan edinilen bilgilere göre Fissurit FX materyalinin doldurucu oranı %55, içeriğindeki Bis-GMA miktarı ise toplam hacmin %14-16'sı kadardır. Clinpro için ise doldurucu oranı %1-7 iken Bis-GMA miktarı toplam hacmin %40-50'si kadardır. Bu bilgiler ışığında daha fazla Bis-GMA miktarına sahip olan Clinpro materyalinden, bu monomerin daha yüksek oranda salınmasının doğal olduğunu

düşünmekteyiz. Ayrıca bu iki fissür örtücü materyalde doldurucu oranları monomer içerikleriyle ters orantılıdır ve doldurucu oranı yüksek olan bir materyalden artık monomer salımının düşük olduğu bilinmektedir (Vallittu 1999). Çünkü viskozitesi fazla (yani doldurucu oranı yüksek) olan rezin esaslı dental materyallerde, polimerizasyon esnasında jel formasyonu daha hızlı gerçekleşmekte ve oksijenin rezin yapıya difüzyonu daha kısa süreli olmaktadır. Bu durumun bir sonucu olarak da oksijen inhibisyon tabakası doldurulmamış materyallere oranla daha ince olmaktadır (Vallittu 1999). Bu bağlamda doldurucu oranı diğer materyallere oranla oldukça yüksek olan Fissurit FX materyalinden, bu monomerin daha düşük oranda salınmasının doğal olduğunu düşünmekteyiz.

TEGDMA monomeri çalışmada değerlendirilen her üç fissür örtücü materyalde de bulunmaktaydı. Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda, Teethmate F1 materyalinde artık kalan TEGDMA miktarının tüm zaman periyotlarında diğer materyallerden fazla olduğu, en az artık kalan TEGDMA miktarının ise Fissurit FX’de gözlemlendiği tespit edildi (Tablo 4.4). Üretici firmalardan Teethmate F1 materyalinin doldurucu içermediği, materyaldeki TEGDMA miktarının ise toplam hacmin %50,5’i kadar olduğu öğrenilmiştir. Yukarıda doldurucu içeriği belirtilmiş olan Clinpro materyalinin TEGDMA miktarı toplam hacmin %40-50’si kadardır. Bu veriler doğrultusunda artık monomer salım miktarlarının (tıpkı Bis-GMA’da olduğu gibi) fissür örtücü materyallerin doldurucu içerikleri ve TEGDMA miktarlarıyla orantılı olarak sıralandığı düşünülmektedir. Çalışmada elde edilen bu sonuç Vallittu (1999)’nun araştırmasıyla benzerlik göstermektedir.

Rezin esaslı dental materyaller ve bunlara ait artık monomer salımı ile ilgili çalışmalar incelendiğinde araştırmacıların artık monomer salımı ve materyallerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynaklarının tipi arasındaki ilişkiyi de irdeledikleri gözlenmektedir. Ancak bu tez çalışmasının hazırlanması aşamasında fissür örtücü materyallerden artık monomer salımı ile materyallerin polimerizasyonunda kullanılan ışık

kaynakları arasındaki ilişkiyi inceleyen bir çalışmaya ulaşamamıştır. Dolayısıyla üç farklı ışık kaynağının kullanıldığı bu çalışmanın polimerizasyon sistemlerinin rezin esaslı fissür örtücülerdeki artık monomer salımı üzerine etkisi konusundaki eksikliği gidermede katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda fissür örtücü materyallerin polimerizasyonu 3 farklı ışık kaynağıyla gerçekleştirildi ve her üç tip ışık kaynağı (QTH, HQTH, LED) için de bazı ortak bulgular elde edildi. Bu ortak bulgular, salınan artık monomerlerin zaman içindeki davranışlarının yakın olması ve ışık kaynaklarının salınan artık monomer miktarı üzerine benzer etki göstermesi şeklindedir.

Bu çalışmada incelenen her üç tip ışık kaynağı için de, fissür örtücü materyallerden salınan monomer miktarlarının 5 farklı zaman periyodundaki davranışları, monomerlerin toplam salım değerlerinin zaman periyotlarındaki davranışlarına genel olarak bakıldığındaki bulgularla benzerlik gösterdi. Beş farklı zaman diliminde salınan artık monomer miktarları için yapılan istatistiksel değerlendirmelerde, 3 ışık kaynağının da birbirlerine benzer monomer salımına yol açtıkları saptandı. Çalışmamızda incelenen fissür örtücü materyallerin, hangi ışık kaynağıyla polimerize edilirse edilsin ilk ve en dar zaman periyodu olan 10. dakikada belirgin bir monomer salımı gerçekleştirdiği gözlemlendi. Yapılan istatistiksel değerlendirmede, her üç ışık kaynağı için de 10. dakika verilerinin 1. gün, 7.gün ve 14. gün verilerinden farklı olduğu belirlendi. Yine her üç ışık kaynağı için de ilk bir saatlik periyoda ait artık monomer salım değerlerinin 7. gün ve 14. gün verilerinden istatistiksel olarak farklı olduğu saptandı. Diğer zaman aralıkları için ise incelenen üç ışık kaynağı açısından kısmi farklılıklar olsa da benzer bulgular elde edildi. Fissür örtücü materyallerden salınan artık monomerlerin 14. gündeki kümülatif değerlerine bakıldığında ise, LED grubunda yaklaşık 7600 M, QTH grubunda 5800 M ve HQTH grubunda 3700 M salım gerçekleştiği gözlemlendi (Tablo 4.14). Yap ve ark (2004) beş farklı ışık cihazının [GC

e-light (LED), Elipar Freelight (LED), Max (QTH), Astralis 10 (QTH), Elipar Trilight (QTH)] kompozit materyallerden artık monomer salımı üzerine etkilerini HPLC cihazıyla inceledikleri araştırmalarında, monomer salımının LED cihazlarda, QTH'lara oranla daha fazla gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Spagnuolo ve ark (2004) iki farklı tek şişe adezivini LED ve halojen ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrası sitotoksik etkilerini inceledikleri çalışmalarında, LED ışık kaynağıyla polimerize edilen örneklerin halojen ışık kaynağı kullanılan örneklerden daha toksik olduğunu bildirmişlerdir. Araştırıcılar LED grubunda salınan artık monomer miktarının halojen grubuna göre fazla olmasını, LED ışık cihazlarının ürettiği ışığın dalga boyu aralığının (430-480 nm) halojen ışık kaynağından (400-505 nm) daha dar bir spektral dağılım göstermesine bağlamışlardır. Bizim alışmamızda ışık kaynakları için elde edilen kümülatif değerler Yap ve ark (2004)'nın ve Spagnuolo ve ark (2004)'nın sonuçlarına benzemekle birlikte, bu tez çalışmasında ışık kaynakları arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi. Araştırmamız kapsamında kullanılan ışık kaynaklarının dalga boyu aralıklarının ve ışık güçlerinin bu materyaller için tavsiye edilen sınırlarda olması, çalışma boyunca cihazların performanslarının radyometrelerle düzenli olarak takip edilmesi ve fiberoptik uçlarının temizliğine dikkat edilmesi gibi etkenler bu cihazların polimerizasyon kapasitelerinin birbirlerine yakın olmasına ve bundan dolayı artık monomer salımı üzerine anlamlı bir etki oluşturmamış olmasına bağlı olabilir. Diğer taraftan LED ışık kaynağının diğerlerine göre daha yüksek ışık gücüne sahip olmasına rağmen fissür örtücü materyallerin artık monomer salımı üzerine istatistiksel olarak fark oluşturmaması (ortalamalar bazında ise en yüksek monomer salımının LED kullanılan materyallerde gözlenmiş olması) bu tip materyallerin polimerizasyonunda HQTH (Optilux 501) veya QTH (Astralis 3) ışık kaynaklarının tercih edilmesi fikrini doğurdu.

Literatür incelendiğinde rezin esaslı dental materyallerden salınan artık monomerlerin zararlı biyolojik etkileri ile ilgili endişelerin vurgulandığı birçok çalışma bulunmaktadır.

Monomerlerin zararlı biyolojik etkilerinin araştırıldığı çalışmaların bir kısmında bu maddeleri mutajenik ve alerjik potansiyelleri üzerine yoğunlaştığı görülmektedir. Bir materyalin mutajenik etki ve alerjik reaksiyon oluşturabilmesi için ise salınan maddenin belli bir konsantrasyonu aşması gerekmemektedir (Schmalz 1998). Schmalz (1998) rezin esaslı dental materyallerden salınan bileşiklerin tüm konsantrasyonlarının biyolojik olarak tehlike oluşturabileceğini ifade etmiştir. Bu ifadeye göre, bizim çalışmamızda incelenen fissür örtücü materyallerden elde edilen 10. dakika monomer salım değerlerinin bile risk taşıdığı düşünülebilir.

Hanks ve ark (1991) monomerlerin sitotoksik etkilerini inceledikleri çalışmalarının sonuçlarına göre, memeli fibroblast kültürlerinde Bis-GMA için hücrelerin %50'sinde DNA sentezini geri dönüşümsüz olarak deprese eden konsantrasyon değerini (ID_{50}) 6,7 $\mu\text{g/mL}$ olarak bildirmişlerdir. Schwengberg ve ark (2005) çalışmalarında 10^{-1} μM Bis-GMA'nın farelerdeki embriyonik kök hücrelerinde teratojenik etki oluşturduğunu bildirmişlerdir. Ratanasathien ve ark. (1995) ise dentin bonding ajanların yapısında yer alan monomerlerin fare fibroblast hücreleri üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, salınan Bis-GMA'nın toksik etki eşiğini 9,35 μM olarak bildirmişlerdir.

Noda ve ark (2002) dental rezinlerin, THP-1 insan monositleri üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında hücre metabolizmasını % 50 oranında deprese eden konsantrasyon (TC_{50}) değerini TEGDMA için 4000 μM olarak tespit etmişlerdir. Ratanasathien ve ark. (1995) dentin bonding ajanların yapısında yer alan monomerlerin fare fibroblast hücreleri üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında TEGDMA için TC_{50} değerini 124,5 μM olarak belirlemişlerdir. Hanks ve ark (1991) monomerlerin kültür

ortamında üretilmiş memeli fibroblastları üzerine sitotoksik etkilerini inceledikleri çalışmanın sonuçlarına göre, TEGDMA için ID₅₀ değerini 19 µg/mL olarak bildirilmişlerdir.

HEMA'nın oluşturduğu sitotoksik etkiyi incelemek için yapılan hücre kültür çalışmalarında, kompozit rezinlerden salınan HEMA için "ED₅₀" değerinin 1770-2520 µM olduğu bildirilmiştir (Lehmann 1993, Geurtsen 1998). Hanks ve ark (1991)'in monomerlerin kültür ortamında üretilmiş memeli fibroblastları üzerine sitotoksik etkilerini inceledikleri çalışmalarında, rezin esaslı dental materyallerden salınan HEMA'nın hücre için toksik etki sınırını 3600 µM olarak bildirmişlerdir.

Çalışmamızda fissür örtücü materyallerden salınan Bis-GMA, TEGDMA ve HEMA monomerlerinin en düşük değerleri 10. dakikada en yüksek değeri ise 14. günde ölçüldü. Bis-GMA monomerini içeren her bir fissür örtücü materyal için bu değerler sırasıyla Fissurit FX'de 47,98 M-314,63 M, Clinpro'da ise 314,19 M-735,89 M olarak bulundu. TEGDMA monomerini içeren her bir fissür örtücü materyal için ise bu değerler sırasıyla Fissurit FX'de 28,42 M-420,35 M, Clinpro'da 179,51 M-662,72 M ve Teethmate F1'de 646,63M-4385,01 M olarak bulundu. Çalışmamızda sadece Teethmate F1 materyalinin yapısında yer alan HEMA monomerinin 10. dakika salım değerleri 197,167 M ve 14. gün salım değeri ise 1109,90 M olarak bulundu. Bu tez çalışması kapsamında fissür örtücü materyallerden salınan Bis-GMA, TEGDMA ve HEMA değerlerinin, yukarıda değinilen araştırmalarda belirlenmiş olan, istenmeyen biyolojik etki oluşturma sınır değerlerine oranla oldukça yüksek olduğu görülmektedir. Bu bağlamda çalışma kapsamında incelenen monomerlere ait salım değerlerinin teratojenik ve sitotoksik etki oluşturma potansiyellerinin bulunabileceği söylenebilir. Diğer taraftan bu *in vitro* çalışmada oldukça yüksek salım değerlerinin ortaya çıkış nedeni, ağız ortamında var olan tükürüğün yıkayıcı etkisinin çalışmamızda taklit edilmemiş olmasındandır. Bir başka

ifadeyle ağız ortamında (yutkunma refleksiyle içeriği sürekli yenilenen) miktarı değişken ama devamlı bir tükürük akışı vardır. Dolayısıyla rezin esaslı bir materyalden ağız ortamına salınan artık monomer miktarı hiçbir zaman bizim çalışmamızdaki gibi kümülatif bir rakam sergilemeyecektir. Sonuç olarak çalışmamızda ölçülen yüksek değerlerin *in vivo* ortamda görülmesi beklenemez. Ancak organizmanın zaman içerisinde sistemik olarak bu yüksek değerlerle maruz kalabileceği de daima göz önünde bulundurulmalıdır. Bu bağlamda, dişhekimlerinin hastalarını ve dahası dental personeli bu riskli durumdan korumaya çalışması önem kazanmaktadır. Klinik uygulamalarda artık monomer salımını en aza indirecek arayışlar belkide en kolay ama en etkili yaklaşımlar olacaktır. Resin esaslı dental materyallerin uygulanması sırasında kullanılan ışık kaynaklarının ışık güçlerinin sürekli kontrol edilmesi, fiberoptik ucun temiz tutulması, polimerizasyon potansiyeli yüksek materyallerin tercih edilmesi, polimerizasyon aşamasında üretici firmaların tavsiyelerine uygun davranılması, ışık kaynağının materyale mümkün olduğunca yakın pozisyonda tutulması, rubber dam kullanılması ve hastanın tükürüğünü belli bir süre yutmamasının sağlanması bu yaklaşımlar arasında sayılabilir. Uygulama sonrasında ise materyallerin yüzeyinin pamukla silinmesi, materyallere polisaj yapılması gibi basit önlemlerle oksijen inhibisyon tabakasının olabildiğince uzaklaştırılmaya çalışılması yararlı görülmektedir (Rueggeberg ve ark 1999). Bu basit önlemlerle, kullanılan materyallerden salınan moleküllerin miktarlarının azaltılması, dolayısıyla biyouyumlulukları üzerine olumlu yönde katkı sağlanması mümkündür.

Bu tez çalışmasında fissür örtücü materyallerin artık monomer salımları ile ilgili incelemelerin dışında bu materyallerin mikro sertlikleri ve bağlanma dayanımları da araştırıldı. Mikrosertlik testleri resin esaslı dental materyallerin hem polimerizasyon derinliği hem de fiziksel özellikleri hakkında bilgi verebilmesi açısından değerli sayılmaktadır (Herrero ve ark 2005). Bu çalışmada fissür örtücü materyallerin ve bu

materyallerin polimerizasyonunda kullanılan farklı ışık kaynaklarının, incelenen ürünlerin mikro sertlik değerleri üzerine etkileri belirlendi.

Fissür örtücü materyallerin sertlik değerleri istatistiksel analize tabi tutulduğunda Elipar Fereelight 2 ışık kaynağıyla polimerize edilen her üç fissür örtücü materyalin istatistiksel olarak birbirlerinden farklı olduğu, Fissurit FX'in diğer iki materyalden iki kattan daha fazla sert olduğu gözlemlendi (Tablo 4.15). Clinpro materyalinin de Teethmate F1 materyalinden daha sert olduğu tespit edildi (Tablo 4.15). Fissür örtücü materyaller Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edildiğinde de Fissurit FX'in diğer iki materyalden sert olduğu gözlemlendi (Tablo 4.15). Teethmate F1 materyalinin de Clinpro materyalinden sert olduğu tespit edildi (Tablo 4.15). Materyaller Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edildiğinde ise Fissurit FX materyalinin diğer materyallerinden sert olduğu belirlenirken, Clinpro ile Teethmate F1 materyalleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmedi (Tablo 4.15).

Rezin esaslı dental materyallerin, inorganik doldurucu miktarı ve bu doldurucuların boyutunun yüzey sertliği üzerine etkilerinin olduğu bilinmektedir; doldurucu partikül miktarının artışı ile sertlik değerleri de yükselmektedir (Zaimoğlu 1989, Ulusoy ve ark 1999, Jung ve ark 2003). Çalışmamızda incelenen fissür örtücüler hangi ışık kaynağıyla polimerize edilirse edilsinler, Fissurit FX materyali diğer materyallerden sert bulunmuştur. Bu durumun sebebi, bu materyalin doldurucu oranının diğer materyallere göre daha yüksek olmasıyla açıklanabilir. Fissurit FX materyalinin doldurucu oranı %55'ken, Clinpro materyalinde bu oran %1-7'dir. Teethmate F1 materyali ise zaten doldurucu içermemektedir.

Fissür örtücü materyallerin sertlik değerleri üzerine ışık kaynaklarının etkisi incelendiğinde, Fissurit FX ve Clinpro materyalleri için ışık kaynaklarının materyallerin sertliğine etki etmedikleri gözlemlendi (Tablo 4.16). Teethmate F1 materyali için ise

polimerizasyonda kullanılan ışık kaynakları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi (Tablo 4.16). Teethmate F1 materyali için Astralis 3 ışık kaynağıyla polimerize edilen örneklerin Elipar Freelight 2 ve Optilux 501 ışık kaynaklarıyla polimerize edilen örneklerle göre daha sert olduğu ve Elipar Freelight 2 grubuna ait örneklerin ise diğerlerine göre düşük sertlik değerlerine sahip olduğu gözlemlendi (Tablo 4.16). Bu durumun Teethmate F1 materyalinin (doldurucu içermemesine bağlı olarak) saf rezin içermesinden dolayı ve belkide ışık kaynaklarının bu nedenle polimerizasyon üzerine etkilerinin belirginleşmiş olmasından kaynaklanabileceği söylenebilir. Bir başka deyişle özellikle Fissurit FX ve bir ölçüde Clinpro materyallerinin yapısındaki doldurucu içerik, ışık kaynaklarının sertlik üzerine gösterebileceği etkiyi maskeleyebilir.

Çalışmada incelenen fissür örtücü materyallerin sertlik değerleri ile artık monomer salım değerleri arasındaki davranış özelliklerine birlikte bakıldığında, hem monomer salımı hem de sertlik parametreleri için Fissurit FX'in diğer materyallere oranla daha üstün olduğu dikkat çekti. Daha sert olan fissür örtücü materyalin daha az artık monomer salması, Fissurit FX materyalini diğer fissür örtücülerden ayırdı.

Bu tez çalışmasında fissür örtücülerin klinik performansları hakkında fikir sahibi olabilmek amacıyla, incelenen materyaller bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu. Bu kapsamda fissür örtücü materyallerin süt ve daimi diş minesine bağlanma dayanımları ve bu materyallerin bağlanma dayanım değerleri üzerine ışık kaynaklarının etkileri incelendi.

Çalışmamızda farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin daimi dişlere bağlanma dayanım değerleri materyaller düzeyinde karşılaştırıldı. Her üç ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin daimi dişlere bağlanma dayanım değerlerinin istatistiksel inceleme sonuçları, en yüksek bağlanma dayanımına sahip materyalin Fissurit FX olduğunu gösterdi. En düşük bağlanma dayanım değeri ise Teethmate F1'de gözlemlendi (Tablo 4.17). Özetle fissür örtücü materyallerin daimi dişlere

bağlanma dayanımının belirlendiği aşamada, polimerizasyon hangi ışık kaynağıyla sağlanırsa sağlansın Fissurit FX materyali diğer materyallere göre daha yüksek bağlanma dayanım değerleriyle öne çıktı. Aksine Teethmate F1'de en düşük bağlanma dayanım değerlerine sahip olmasıyla dikkat çekti. Konuyla ilgili araştırmalar, doldurucu içeriği fazla olan rezin esaslı dental materyallerin sertleşme sırasında daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdiğini bildirmektedir (Hewlett ve ark 1991, Nakfoor ve ark 2005). Dolayısıyla diş-rezin bağlantı yüzeyinde polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan stresler daha az oluşmakta ve bağlantı daha sağlıklı gerçekleşmektedir (Hewlett ve ark 1991, Jandt ve ark 2000, Miguez ve ark 2004, Nakfoor ve ark 2005). Bu çalışmada Fissurit FX materyalinin diğer materyallerden yüksek bağlanma dayanım değerlerine sahip olmasının nedeni, bu materyalin doldurucu içeriğinin diğer fissür örtücü materyallerden oldukça yüksek olmasına bağlanabilir.

Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin süt dişlerine bağlanma dayanım değerleri materyaller düzeyinde istatistiksel olarak değerlendirildiğinde ise incelenen fissür örtücülerin her üç ışık kaynağı içinde benzer bağlanma dayanım değerlerine sahip olduğu gözlemlendi (Tablo 4.17). Fissür örtücü materyallerin daimi dişlere bağlanma dayanım sonuçlarından farklı olarak, süt dişlerinde bu materyallerin düşmüş performanslarıyla birlikte fark göstermemeleri dikkat çekici bulundu. Süt dişi minesinin dış yüzeyinin, prizma yapısının ve diziliminin daimi dişlerden farklı olmasına bağlı olarak süt dişlerindeki bağlanma dayanımı değerlerinin daimi dişlere göre düştüğü bilinmektedir (Conniff ve Hamby 1976, Bonzalis ve ark 1979, Nordenwall ve ark 1980, Tandon ve ark 1989, Hosoya ve Goto 1991, Peutzfeldt ve Nielsen 2004). Bizim çalışmamızda da belirlenen bu performans düşüşüyle, fissür örtücü materyallerin daimi dişlerde gösterdiği farklılıkların süt dişlerinde maskelendiği düşünüldü.

Çalışmamızın fissür örtücü materyallerin gerek daimi dişlerde gerekse süt dişlerinde bağlanma dayanım değerleri üzerine ışık kaynaklarının etkisinin incelendiği aşamasında, istatistiksel analizler ışık kaynaklarının kullanılan her bir fissür örtücü için bağlanma dayanım değerleri üzerine farklı bir etki oluşturmadığını gösterdi (Tablo 4.18, 19). Araştırmamız kapsamında kullanılan ışık kaynaklarının dalga boyu aralıklarının ve ışık güçlerinin incelenen fissür örtücü materyaller için tavsiye edilen sınırlarda olması, çalışma boyunca cihazların performanslarının radyometrelerle düzenli olarak takip edilmesi ve fiberoptik uçlarının temizliğine dikkat edilmesi gibi etkenlerin, bu cihazların polimerizasyon kapasitelerinin birbirlerine yakın olmasına ve bundan dolayı bağlanma dayanım değerleri üzerine önemli bir etkiye yol açmamalarına neden olduğu düşünüldü.

Bu tez çalışmasında her bir ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin süt ve daimi dişlerdeki bağlanma dayanım değerleri de karşılaştırıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmede her üç fissür örtücü materyalin her üç ışık kaynağıyla polimerizasyonu sonrası daimi dişlere bağlanma dayanım değerleri süt dişlerindekienden yüksek bulundu (Tablo 4.20). Peutzfeldt ve Nielsen (2004) fissür örtücü materyallerin süt ve daimi diş minesine bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri araştırmalarında incelenen materyallerin daimi diş minesine daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiklerini bildirmişlerdir. Çalışmamızda fissür örtücü materyallerin daimi diş minesinde süt dişi minesine oranla daha iyi bağlandığı belirlenmiştir. Araştırmamızın sonuçları bu yönüyle Peutzfeldt ve Nielsen (2004)'in bulgularıyla benzerlik göstermektedir. Fissür örtücü materyallerin süt dişlerine bağlanma dayanım değerlerinin daimi dişlere bağlanma dayanım değerlerinden düşük olmasının olası nedeninin, üretici firmaların ürünlerinin süt dişlerinde kullanımıyla ilgili farklı bir asitle dağlama stratejisi önermemeleriyle ilgili olduğunu düşünmekteyiz. Pedodonti literatürü incelendiğinde süt

dişı minesinin dış yüzeyinin, prizma yapısının ve diziliminin daimi dişlerden farklılığına bağlı olarak asitle dağlama işleminin daha uzun süre uygulanmasının uygun olduğu uzun yıllardır belirtilmiş olmasına rağmen (Conniff ve Hamby 1976, Bonzalis ve ark 1979, Nordenwall ve ark 1980, Tandon ve ark 1989, Hosoya ve Goto 1991) üretici firmaların ürünlerin uygulama prosedürleriyle ilgili olarak böyle bir tavsiyede bulunmamış olmaları dikkat çekicidir.

Çalışmamızda fissür örtücülere ait bağlanma dayanımı testlerine ilave bir anlam kazandırması amacıyla kırılma analizleri de yapıldı. Yapılan analizlerde farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilmiş fissür örtücü materyallerin süt ve daimi dişlere bağlanma dayanımlarının ölçüldüğü örneklerin tamamında adeziv tip başarısızlık gözlemlendi (Tablo 4.21). Araştırmamızda kullanılan fissür örtücü materyallerin rezin içeriğinin fazla olması polimerizasyon büzülmesinde fazla olmasına dolayısıyla diş-materyal bağlantı yüzeyinde streslerin meydana gelmesine yol açmış olabilir. Fissür örtücü materyallerin bağlanma dayanım değerlerinin bu kadar düşük olması kırılma analizlerinde tüm örneklerde adeziv tip başarısızlık gözlenmesi bir başka muhtemel nedeni olabilir. Çalışmanın sonucunda elde edilen bu bağlanma dayanım değerlerinde koheziv tip başarısızlık gözlenmesi pek mümkün görülmemektedir. Peutzfeldt ve Nielsen (2004) süt ve daimi diş minesine farklı asitle dağlama stratejilerinin fissür örtücü materyallerin bağlanma dayanımları üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, tüm örneklerde adeziv tip başarısızlık gözlediklerini bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları Peutzfeldt ve Nielsen (2004)'in araştırmalarıyla benzerlik göstermektedir.

Sonuçlar

Bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlar özetlenecek olursa:

A-) Üç fissür örtücü materyalin 3 farklı ışık kaynağıyla polimerizasyonu sonrası (5 farklı zaman periyodunda) yapılarından salınan artık monomer miktarlarına ilişkin olarak;

- Tüm materyallerden tüm zaman periyotlarında artık monomer salımı gözlemlendi.
- Tüm fissür örtücü materyallerde monomerlerin (Bis-GMA, TEGDMA, HEMA) salım miktarları zamana bağlı olarak azaldığı gözlemlendi.
- İncelenen monomerlerden en az salınanın Bis-GMA iken, en fazla salınanın HEMA olduğu tespit edildi.
- Çalışmada incelenen 3 farklı fissür örtücü materyalden en az monomer salımı Fissurit FX' de iken, en fazla monomer salımı ise Teethmate F1' de saptandı.
- Monomer bazında salım miktarları incelendiğinde Bis-GMA içeren materyaller (Fissurit FX ve Clinpro) arasında en az salım Fissurit FX'de tespit edildi. TEGDMA içeren fissür örtücü materyallerden (Fissurit FX, Clinpro ve Teethmate F1) ise en az salım yine Fissurit FX'de görülmekteyken en fazla salım Teethmate F1'de belirlendi. HEMA monomeri sadece Teethmate F1'de bulunduğundan materyaller için bu monomer açısından kıyas yapılmazken, UDMA içeren tek fissür örtücü materyal olan Fissurit FX'e ait örneklerde bu monomere rastlanmadı.
- Her üç ışık kaynağı için de (Elipar Freelight 2, Astralis 3 ve Optilux 501) fissür örtücü materyallerden en az monomer salımı Fissurit FX'de, en fazla monomer salımı ise Teethmate F1'de gözlemlendi.
- Işık kaynakları bazında, en az toplam monomer salımı Optilux 501 ışık kaynağıyla sertleştirilen fissür örtücü materyallerde gerçekleşirken en fazla toplam monomer salımı Elipar Freelight 2 ışık kaynağıyla sertleştirilen fissür örtücü materyallerde gerçekleşti.

- Çalışmada incelenen Fissurit FX materyali en az artık monomer salımı gösterdiği için toksisiteye yönelik kaygıları azaltabilmek adına doldurucu içeriği yüksek olan fissür örtücülerin klinik uygulama açısından daha uygun olabileceği görüşü oluştu.

B-) Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin sertlik değerlerine ilişkin olarak;

- Hem Elipar Freelight 2 hem Astralis 3 hem de Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerden en yüksek sertlik değeri Fissurit FX materyalinde gözlenirken en düşük sertlik değerine sahip materyalin Teethmate F1 olduğu saptandı.

- Fissurit FX materyalinin tüm ışık kaynakları içinde en iyi sertlik değerini sergilemesi, klinik kullanımda doldurucu içeren fissür örtücülerin daha uygun olacağını düşündürdü.

C-) Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen fissür örtücü materyallerin süt ve daimi dişlere bağlanma dayanımlarına ilişkin olarak;

- Daimi dişlerde, hem Elipar Freelight 2 hem Astralis 3 hem de Optilux 501 ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücülerden en yüksek bağlanma dayanımı değeri Fissurit FX materyalinde gözlenirken en düşük değer Teethmate F1’de saptandı. Daimi dişler için Fissurit FX materyalinin diğer materyallerden yüksek bağlanma dayanım değerlerine sahip olması dikkat çekici bulundu. Daimi dişlerde gözlenen bu homojen duruma süt dişlerinde rastlanmadı.

- Işık kaynaklarının fissür örtücü materyallerin gerek daimi gerekse süt dişlerinde bağlanma dayanım değerleri üzerine bir etkisinin bulunmadığı belirlendi. Klinik şartlarda ışık kaynaklarının dikkatli, kurallara uygun ve üreticilerin tavsiyeleri doğrultusunda kullanımlarıyla benzer başarı sağlayacakları düşünüldü.

- Her bir ışık kaynağıyla polimerize edilen fissür örtücü materyalin süt ve daimi dişlerdeki bağlanma dayanım değerleri karşılaştırıldığında daimi dişlerdeki bağlanma dayanımının her üç fissür örtücü materyalde de süt dişlerinden yüksek olduğu gözlemlendi. Üretici firmaların fissür örtücülerin süt dişlerindeki başarısını arttırmak için, süt dişlerinde daimi

dişlerdekinden daha uzun süre asitle dağlama stratejisi önermelerinin gerekliliği düşünöldü.

Dişhekimliğinde ideal fissür örtücü materyal arayışlarının süreceği kuşkusuzdur. Nitekim her geçen gün dental markete yeni fissür örtücülerin eklendiği, bu tez çalışması boyunca dahi gözlenmiştir. Yeni teknolojilerin gündeme getirdiği olanaklar ve gelişen bilimin insan organizmasını daha güvenli bir şekilde korumaya yönelik hassasiyeti, bu yeni ürünlerin geliştirilmesinde anahtar rol oynamaktadır. Dolayısıyla bu tez çalışması ve benzeri araştırmaların kliniğe dönük çalışmalarla zenginleştirilmesinin, koruyucu tedaviler açısından yararlı olacağına inanmaktayız.

6. ÖZET

S. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Pedodonti Anabilim Dalı
DOKTORA TEZİ / KONYA 2008

Murat Selim BOTSALI

Danışman

Doç. Dr. Yağmur ŞENER

Rezin Esaslı Fissür Örtücülerin Farklı Işık Kaynaklarıyla Polimerizasyonu Sonrasında Açığa Çıkan Artık Monomer Miktarının, Yüzey Sertliğinin ve Bağlanma Dayanımının Araştırılması

Amaç:

Üç farklı rezin esaslı fissür örtücünün (Fissurit FX, Clinpro, Teethmate F1) üç farklı tip ışık kaynağıyla (Elipar Freelight 2, Astralis 3, Optilux 501) polimerizasyonu sonrası artık kalan monomer miktarlarının beş farklı zaman periyodunda (10.dakika, 1.saat, 1gün, 7.gün, 14,gün) belirlenmesi, ayrıca bu materyallerin yüzey sertliklerinin ve bağlanma dayanımlarının incelenmesidir.

Materyal ve Metot:

Artık monomer salımının değerlendirilmesi aşamasında her bir materyal, her bir ışık kaynağı ve her bir zaman periyodu (10.dakika, 1.saat, 1gün, 7.gün, 14,gün) için beşer adet olmak üzere toplam 225 örnek hazırlandı. Örneklerden salınan monomerler HPLC cihazı ile analiz edildi.

Fissür örtücü materyallerin sertlik değerlerinin belirlenmesi aşamasında her bir materyal ve her bir ışık kaynağı için yirmişer olmak üzere toplam 180 örnek hazırlandı. Hazırlanan örneklerin sertlik ölçümlerinde Vicker's mikro sertlik test cihazı kullanıldı.

Bu materyallerin bağlanma dayanım değerlerinin belirlenmesi amacıyla ise her bir materyal, her bir ışık kaynağı ve daimi ve süt dişleri için yirmişer adet olmak üzere toplam 360 örnek hazırlandı. Örneklerin bağlanma dayanımları Universal Test Cihazıyla ölçüldü.

Sonuçlar:

Fissür örtücü materyallerden en fazla salınan monomerin HEMA (0,0067 µg/mL), en az salınan monomerin ise Bis-GMA (0,0037 µg/mL) olduğu saptandı. Fissür örtücü materyaller arasında, yapısından en az artık monomer salan materyal Fissurit FX'di. Işık kaynaklarının artık monomer salımı üzerine bir etkisinin olmadığı gözlemlendi.

Yüzey sertliği ile ilgili incelemelerde, polimerizasyonda hangi ışık kaynağı kullanılırsa kullanılsın en yüksek sertlik değerini Fissurit FX'in en düşük sertlik değerini ise Teethmate F1'in sergilediği gözlemlendi. Ayrıca ışık kaynaklarının materyallerin sertlik değerleri üzerine bir etki oluşturmadığı belirlendi.

Bağlanma dayanımı ile ilgili sonuçlar, daimi dişlerde hangi ışık kaynağı kullanılırsa kullanılsın, en yüksek bağlanma dayanımı değerini Fissurit FX materyalinin sergilediğini gösterdi. Işık kaynaklarının fissür örtücü materyallerin bağlanma dayanım değerleri üzerine bir etkisinin bulunmadığı saptandı. Ayrıca daimi dişlerdeki bağlanma dayanımının her üç fissür örtücü materyalde de süt dişlerinden yüksek olduğu gözlemlendi.

Çalışmaya ait tüm araştırma parametrelerinin sonuçları bir arada değerlendirildiğinde, doldurucu oranı yüksek olan fissür örtücülerin artık monomer salımının düşük olduğu, sertlik ve bağlanma dayanımlarının ise yüksek olduğu dikkat çekti.

7. SUMMARY

A Study on the Amount of Residual Monomer Released After Polymerization of Resin-Based Pit and Fissure Sealants with Different Light Sources, Surface Hardness and Bond Strength

Aim:

Determination of the amounts of residual monomers after polymerization of three different resin-based pit and fissure sealants (Fissurit FX, Clinpro, Teethmate F1) with three different type light sources (Elipar Freelight 2, Astralis 3, Optilux 501) in five different time periods (10th minute, 1st hour, 1st day, 7th day, 14th day) and investigation of surface hardness and shear bond strength of these materials.

Material and Method:

At the experimental stage, a total of 225 samples, i.e. five for each material, five for each light source and five for each time period (10th minute, 1st hour, 1st day, 7th day, and 14th day) were prepared. The samples were analyzed using the HPLC device.

At the stage of the determination of the hardness values of pit and fissure sealants, a total of 180 samples, twenty for each material and twenty for each light source, were prepared. Vicker's Micro hardness test device was used to measure the hardness of the prepared samples.

On the other hand, in order to determine the bond strengths of these materials, a total of 360 samples, twenty for each material, twenty for each light source and twenty for primary and deciduous teeth, were prepared. Bond strengths of the samples were measured using the Universal Test Device.

Conclusions:

It was found that there was residual monomer release from pit and fissure sealants at all time periods and that the highest amount of release occurred cumulatively on the 14th day. It was determined that, of pit and fissure sealant materials, HEMA (0,0067 µg/mL) was the monomer with the highest amount of release whereas Bis-GMA (0,0037 µg/mL) was the monomer with the lowest amount of release. Fissurit FX was the monomer that released the lowest amount of residual monomer among pit and fissure sealants. It was observed that light sources did not have an effect on residual monomer release.

It was observed in the investigation of surface hardness that Fissurit FX demonstrated the highest hardness value whereas Teethmate F1 demonstrated the lowest hardness value no matter what light source was used in polymerization. Moreover, it was found that light sources did not have an effect on hardness values of materials.

Results concerning bond strength revealed that Fissurit FX material demonstrated the highest bond strength value in primary teeth no matter what light source was used. It was found that light sources did not have an effect on the bond strength values of pit and fissure sealants. Besides, it was observed that, bond strengths of all three pit and fissure sealants were higher in primary teeth than deciduous teeth.

When the results of all the parameters of the study were evaluated together, it was found that pit and fissure sealants with high filler particle content had low residual monomer release and their hardness and bond strengths were high.

8. KAYNAKLAR

Albers HF (1999) *Resin polymerization*, Adapt Report, 6, 1-6.

Altun C (2005) *Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler*, Gülhane Tıp Dergisi, 47(1), 77-82.

Amussen E, Peultzfeldt A (1998) *Influence of UDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites*, Dent Mater, 14, 51-56.

Amussen E, Peultzfeldt A (2002) *Light-emitting diode curing: influence on selected properties of resin composites*, Quintessence Int, 34, 71-75.

Anusavice KJ (1996) *Phillips' Science of Dental Materials*. 10th Edition, W.B. Saunders CoMPany, Pennsylvania.

Arıkan S (2005) *Posterior kompozit restorasyonlar*, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 8(1), 63-70.

Alanko K, Susitaival P, Jolanki R, Kanerva L (2004) *Occupational skin diseases among dental nurses*, Contact Dermatitis, 50, 77–82.

Ashby J (2002) *Scientific issues associated with the validation of in vitro and in vivo methods for assessing endocrine disrupting chemicals*, Toxicology, 181–182, 389–397.

Ateş G (2002) *Beş farklı dual-cure yapıştırıcı rezin simanın değişik kompozit ve porselen kalınlıkları altında polimerizasyon etkinliğinin karşılaştırılması*, Doktora Tezi, H Ü Sağ Bil Protez Prog, Ankara.

Atkinson JC, Diamond F, Eichmiller F, Selwitz R, Jones G (2002) *Stability of bisphenol A, Triethylene-glycol dimethacrilate, and bisphenol A dimethacrilate in whole saliva*, Dent Mater, 18, 128-135.

Barkmeier WW, Gendusa NJ, Thurmond JW, Triolo PT (1994) *Laboratory evaluation of Amalgambond Plus*, Am J Dent, 7, 239-242.

Baysal B (1994) *Polimer Kimyası*, 2. Baskı, Orta Doğu Teknik Üniversitesi, ANKARA.

Beşergil B (2003) *Polimer kimyası*, Ankara Kitabevi, Ankara.

Bjorkner B, Niklasson B and Persson K (1984) *The sensitizing potential of di-(meth)acrylates based on bisphenol A or epoxy resin in the guinea pig*, Contact Dermatitis, 10, 286-304.

Bodreau GE, Jerge CR (1976) *The efficacy of sealant treatment in the prevention of pit and fissure dental caries*, J Am Dent Assoc, 92, 383-387.

Bonzalis WG, Marshall GW, Cooley RO (1979) *Mechanical pretreatments and etching of primary tooth enamel*, J Dent Child, 46, 43-49.

Bowen RL (1982) *Composite and sealant resin-past, present, and future*, Pediatr Dent Mar, 4(1), 10-15.

Brown LJ, Kaste LM, Selwitz RH, Furman LJ (1996) *Dental Caries And Sealant Usage In U.S. Children, 1988-1991*, JADA, 127, 335-343.

Buonocore MG (1955) *A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces*, J Dent Res, 34(6), 849-853.

Carvalho JC, Ekstrand KR, Thystrup A (1989) *Dental plaque and caries on occlusal surfaces of first permanent molars in relation to stage of eruption*, J Dent Res, 68, 773-779.

Charbeneau GT (1982) *Pit and fissure sealants*. Int Dent J. 32(3), 215-222.

Civelek A, Özel E (2004) *Işıkla polimerize olan kompozitlerin polimerizasyon derinliği*, Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi, 23, 34-38.

Clarkson (1991) *Caries Prevention-Fluoride*, Adv. Dent. Res. 5, 41-45.

Conniff JN, Hamby GR (1976) *Preparation of primary tooth. Enamel for acid conditioning*, J Dent Child, 43, 177-179.

Cooley RL, McCourt JW, Huddleston AM, Casmedes HP(1990) *Evaluation of a fluoride-containing sealant by SEM, microleakage, and fluoride release*, Pediatr Dent. 12(1), 38-42.

Craig RG (1997) *Direct esthetic restorative materials*, “Restorative dental materials”, Mosby-Year Book Inc, St Louis, 10th Ed.

Çekiç I, Ergün G (2007) *Diş hekimliğinde kullanılan görünür ışık kaynakları*, GÜ Diş Hek Fak Derg, 24(2), 131-136.

Dabanoğlu A, Yücel T (2003) *Farklı polimerizasyon tekniklerinin yüzey sertliği üzerine etkileri*, Araştırmalar İÜ, 84-88.

Deb S, Sehmi HA (2003) *Comperative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light*, Dental Materials, 19, 517-522.

Demirel F, Saygılı G, Şahmalı S (2003) *CoMParative mechanical property characterization of three indirect composite resin materials coMPared with two direct composites*, Polym Adv Technol, 14, 380-386.

Eliades T, Eliades G, Brantley WA and Johnston WM (1995) *Polymerization efficiency of chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives: degree of cure*, Am J Orthod Dentofacial Orthoped, 108, 294-301.

Elliot JE, Lovell LG, Bowman CN (2001) *Primary cyclization in the polymerization of Bis-GMA and TEGDMA: a modelling approach to understanding the cure of dental resins*. Dent Mater, 17, 221-9.

Eronat N (1995) *Fissür örtücülerin diş çürüklerinin önlenmesindeki yeri*, İzmir Dişhekimleri Odası Dergisi, 7(4), 15-18.

Featherstone JDB (1999) *Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride*, Community Dent Oral Epidemiol, 27, 31-40.

Featherstone JDB (2000) The science and practice of caries prevention, JADA, 131, 887-899.

Feigal RJ, Donly KJ (2006) *The use of pit and fissure sealants*, Pediatric Dent, Mar-Apr, 28(2), 143-150.

Ferracane JL (1994) *Elution of leachable components from composites*. J Oral Rehabil, 21, 441-452.

Ferracane JL and Condon JR (1990) *Rate of elution of leachable components from composite*. Dent Mater, 6, 282-7.

Ferracane JL, Matsumoto H and Okabe T (1985) *Time-dependent deformation of composite resins – compositional considerations*. J Dent Res, 64, 1332-1336.

Floyd CJE, Dickens SH (2006) *Network structure of Bis-GMA-and UDMA-based resin systems*, Dental Materials, 22, 1143-1149.

Fung YK, Ewoldsen NO, Henry A, St Germain JR, Marx DB, Miaw CL ve ark (2000) *Pharmacokinetics of bisphenol A released from a dental sealant*. JADA, 131, 51-58.

Gerzina TM, Hume WR (1994) *Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro*, Journal of Oral Rehabilitation, 21, 463-468.

Geurtsen W (1998) *Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements*, Eur J Oral Sci, 106, 687-695.

Geurtsen W (2000) *Biocompatibility of resin-modified filling materials*, Crit Rev Oral Biol Med, 11, 333-355.

Gökalp A (1991) *Fissür örtücüler*, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 1(2), 33-39.

Guzzetta A (2001) *Reverse Phase HPLC Basics for LC/MS*, <http://www.ionsource.com/tutorial/chromatography/rphpc.htm#Important%20Safety%20Information>

Gülhan A, Seymen F, Aykut AY (1998) *Farklı yapılardaki iki fissür örtücünün mikrosertliklerinin incelenmesi*, İÜ Diş Hek Fak Der, 32, 77-81.

Hamid A, Hume WR (1997) *A study of component release from resin pit and fissure sealants in vitro*, Dent Mater, 13, 98-102.

Hanks CT, Strawn SE, Wataha JC, Craig RG (1991) *Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts*, J Dent Res, 70, 1450-5.

Hanks CT, Wataha JC, Parsel RR, Strawn SE (1992) *Delineation of cytotoxic concentrations of two dentin bonding agents in vitro*, J Endod, 18(12), 589-596.

Heil J, Reifferscheid G, Waldmann P, Leyhausen G, Geurtsen W (1996) *Genotoxicity of dental materials*, Mutat Res, 368, 181-94.

Herrero AA, Yaman P, Dennison JB (2005) *Polymerization shrinkage and depth of cure of packable composites*. Quint Int; 36, 25-31.

Hewlett E, Caputo A, Wrobet D (1991) *Glass ionomer bond strength and treatment of dentin with polyacrylic acid*. J Prosthet Dent;66, 767-72.

Hışıl Y (1994) *Enstrümental Gıda Analizleri-I (Yüksek Basınç Sıvı Kromatografisi)*, Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Ders Kitapları, Yayın no, 31, Bornova İZMİR.

Hickle R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K (1998) *New direct restorative materials*. FDI Commission Projects, Int Dent J, 48, 3-16.

- Hoffmann N, Hugo B, Klaiber B (2002)** *Effect of Irradiation Type (LED or QTH) on Photo-activated Composite Shrinkage, Strain Kinetics, Temperature Rise, and Hardness*, Eur J Oral Sci, 110, 471-479.
- Hosoya Y, Goto G (1991)** *The effect of cleanning, polishing pretreatments and acid atching times on unground primary primary enamel*, J Clin Ped Dent, 15, 188-194.
- Hyatt TP (1923)** *Prophylactic Odontology*, The Dental Cosmos, 65, 234-241.
- Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH (2000)** *Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light amitting diodes (LEDs)*. Dent Mater, 16, 41-47.
- Jenkins GN (1963)** *Theories on the Mode of Action of Fluoride in Reducing Dental Decay*, J Dent Res 42, 444-452.
- Jung M, Bruegger H, Klimek J (2003)** *Surface geometry of three packable an done hybrid composite after polishing*, Oper Dent; 28, 816-24.
- Kanerva L (2001)** *Cross-reactions of multifunctional methacrylates and acrylates*, Acta Odontol Scand, 59, 320–329.
- Kanerva L, Estlander T, Jolanki R (1989)** *Allergic contact dermatitis from dental composite resins due to aromatic epoxy acrylates and aliphatic acrylates*, Contact Dermatitis, 20, 201-211.
- Kanerva L, Henriks Eckerman ML, Estlander T, Jolanki R, Tarvainen K (1994)** *Occupational allergic contact dermatitis and composition of acrylates in dental bonding systems*. J Eur Head Derm Venereo,l 3, 157-169.
- Karaman S, Durucan G (1996)** *Pedodontide koruyucu tedaviler*, S Ü Diş Hek Fak Der, 6(2), 84-91.

Kaste L, Selwitz R, Oldakowski R, Brunelle J, Winn D, Brown L (1996) *Coronal caries in the primary and permanent dentition of children and adolescents 1-7 years of age: United States, 1988-1991*. J Dent Res, 75(Spec Iss), 631-641.

Katsuno K, Manabe A, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S, Nakayama S and et al. (1995) *A delayed hypersensitivity reaction to dentine primer in the guinea-pig*, J Dent, 23, 295-300.

Kawahara T, Nomura Y, Tanaka N, Teshima W, Okazaki M, Shintani (2004) *Leachability of plasticizer and residual monomer from commercial temporary restorative resins*, Journal of Dentistry, 32, 277-283.

Kılınç ME (2006) Kromatografik yöntemler ve hplc yöntemi, [http:// sci.ege.edu.tr/ ~eubio/ yaz_okulu/ hplc.htm](http://sci.ege.edu.tr/~eubio/yaz_okulu/hplc.htm)

Kleinsasser NH, Wallner BC, Harreus UA (2004) *Genotoxicity and cytotoxicity of dental materials in human lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay*, J Dent, 32, 229–234.

Koda T, Tsuchiya H, Yamauchi M, Hoshino Y, Takagi N, Kavvano J (1989) *High-performance liquid chromatographic estimation of eluates from denture base polymers*, J Dent; 17, 84-89.

Komurcuoglu E, Olmez S, Vural N (2005) *Evaluation of residual monomer elimination methods in three different fissure sealants in vitro*, 32, 116-121.

Koray F (1981) *Diş çürükleri*, Altın matbaacılık, İstanbul.

Lee H, OcuMPaugh DE, Swartz M (1972) *Sealing of developmental pits and fissures II Fluoride release from flexible fissure sealers*, J Dent Res 51(1), 183-190.

Lee SY, Greener EH, Menis DL (1995) *Detection of leached moieties from dental composites in fluids simulating food and saliva.* Dent Mater, 11, 348–353.

Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH (1998) *Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths,* J Oral Rehabil, 25, 575–588.

Lee SY, Lai YL, Hsu TS (2002) *Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin,* Eur J Oral Sci, 110, 179-183.

Lehmann F, Leyhausen G, Spahl W and Geurtsen W (1993) *CoMParative cell culture studies of the cytotoxicity of composite resin components.* Dtsch Zahnärztl Z, 48, 651–653.

Lussi A, Francescut P, Schaffner M (2004) *Fissür çürüklerinde yeni ve geleneksel tanı yöntemleri,* Quintessence, 1, 13-21.

Lygre H, Hol PJ, Solheim E, Moe G (1999) *Organic leachables from polymer-based dental filling materials,* Eur J Oral Sci, 107, 378-383.

Majno G, Joris I (1995) *Apoptosis, oncosis, and necrosis. An overview of cell death,* Am J Pathol, 146(1), 3-15.

Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Cartes JM (2001) *A coMParison of the wear resistance and hardness of indirect compozite resin,* J Prosthet Dent, 85, 386-395

Martin FE (1998) *A survey of the efficiency of visible light curing units,* Journal of Dentistry, 26, 239-243.

Mathewson RJ, Primosch RE (1995) *Fundamentals of Pediatric Dentistry,* Missouri 3. Ed, Quintessence Pub Co Int Chapter 8.

- Mazzaoui SA, Burrow MF, Tyas MJ, Rooney FR, Capon RJ (2002)** *Long-term quantification of the release of monomers from dental resin composites and a resin-modified glass ionomer cemen*, J Biomed Mater Res, 63, 299–305.
- Mc Donough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MYM, Schumacher GE, Schultheisz CR (2002)** *A microshear test to measure bond strength of dentin-polymer interfaces*, Biomaterials, 23, 3603-3608.
- McDonald RE. Avery DR (1994)** *Dentistry for children and adolescent* Mosby-Year Book, Inc Courier Westford Inc, USA.
- McDonald RE. Avery DR, Dean JA (2005)** *Dentistry for children and adolescent*, 8th Edition Mosby-Year Book, Inc Courier Westford Inc, USA.
- Meyers, Chawla (1999)** "Section 3.8", *Mechanical Behavior of Materials*, Prentice Hall, Inc.
- Miguez PA, Pereira PNR, Foxton RM, Walter R, Nunes MF, Swift EJ (2004)** *Effects of flowable resin on bond strength and gap formation in class I restorations*, Dental Materials, 20, 839–845.
- Morgan DR, Kalachandra S, Shobha HK, Gunduz N, Stejskal EO (2000)** *Analysis of a dimethacrylate copolymer (bis-GMA and TEGDMA) network by DSC and ¹³C solution and solid-state NMR spectroscopy*, Biomaterials, Sep;21(18), 1897-1903.
- Mount GJ (2002)** *An Atlas of Glass-Ionomer Cements; A Clinician's Guide (3rd Edition)*, Martin Dunitz Ltd, London.
- Muller H, Olsson S, Soderholm KJ (1997)** *The effect of comonomer composition, silane heating and filler type on aqueous TEGDMA leachability in model resin composites*, Eur J Oral Sci, 105, 362-368.
- Munksgaard EC, Peutzfeldt A and Asmussen E (2000)** *Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light*. Eur J Oral Sci, 108, 341-345.

Murray JJ, Rugg-Gunn AJ, Jenkins GN (1991) *Fluorides in caries prevention*. 3rd ed. Oxford, Butterworth-Heinemann Ltd.

Nakfoor B, Yaman P, Dennison J, Herrero A (2005) *Effect of a light-emitting diode on composite polymerization shrinkage and hardness*, J Esthet Restor Dent, 17, 110-117.

Nalçacı A, Ulusoy N (2003) *Kompozit rezinlerde artık monomer miktarının belirlenmesi*, A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 30(2), 105-113.

Nathanson D, Lertpitayakun P, Lamkin MS, Edalatpour M, Chou L (1997) *In vitro elution of leachable components from dental sealants*, JADA, 128, 1517-1523.

Nayır HE (1999) *Dişhekimliği maddeler bilgisi*, İstanbul, İ.Ü. Basımevi ve film merkezi.

Nicholson JW and Croll TP (1997) *Glass-ionmer cements in restorative dentistry*, Quintessence Int, 28, 705-14.

Noda M, Wataha JC, Kaga M, Lockwooh PE, Volkmann KR, Sano H (2002) *Component of dentinal adhesives modulate heat shock protein 72 expression in heat-stressed TPH-1 human monocytes at sublethal concentrations*, J Dent Res, 81(4), 265-269.

Nordenwall KJ, Brannstrom H, Malmgren O (1980) *Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth. A coMParison between 15 and 60 seconds of etching*, Am J Orthod, 78, 99-108.

O'Brien (1997) *Polymeric restorative materials: composites and sealants* In "Dental Materials and Their Selection", Ed. By EM Solaro, Second Edition, Quintessence Publishing Co. Inc. Illinois.

O'Brien WJ (2002) *Dental Materials and their Selection*. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago.

Ogaard B (1990) *Effects of fluoride on caries development and progression in vivo*, J. Dent. Res. 69(Spec Iss), 813-819.

Olea N, Pulgar R, Perez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Novillo-Fertrell A, Pedraza V, Soto AM, Sonnenschein C (1996) *Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry*, Environmental Health Perspectives, 104(3), 298-305.

Özel E, Soyman M (2003) *LED ışık kaynakları*, Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 13(3), 13-17

Palmer G, Anstice HM and Pearson GJ (1999) *The effect of curing regime on the release of hydroxyethyl methacrylate (HEMA) from resin-modified glass-ionomer cements*. J Dent, 27303-27311.

Pashley DH, Carvalho R, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F (1999) *The microtensile bond test: A review*, J Adhes Dent, 1, 299-309.

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho R (1995) *Adesion testing of dentin bonding agents: A review*, Dent Mater, 11, 117-125.

Pecora N, Yaman P, Dennison J, Herrero A (2002) *CoMParison of shear bond strength relative to two testing devices*. J Prosthet Dent, 88,511-15.

Perinka L, Sano H, Hosoda H (1992) *Dentin thickness, hardness and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives*, Dent Mater, 8, 229-233.

Peutzfeldt A (1997) *Resin composites in dentistry: the monomer systems*, Eur J Oral Sci, 105(2), 97-102.

Peutzfeldt A, Nielsen LA (2004) *Bond strength of a sealant to primary and permanent enamel: phosphoric acid versus self-etching adhesive*, Pediatric Dentistry, 26(3), 240-244.

- Phrukkannon S, Burrow MF, Tyas MJ (1998)** *The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test*, Dent Mater, 14, 212-221.
- Pinkham (1994)** *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence* W.B. Saunders CoMPany, USA.
- Primosch RE, Barr ES (2001)** *Sealant use and placement techniques among pediatric dentists*, J Am Dent Assoc, 132, 1442-1451.
- Pulgar R, Olea-Serrano MF, Novillo-Fertrell A, Rivas A, Pazos P, Pedraza V and et al (2000)** *Determination of bisphenol A and related compounds released from BIS-GMA based composites and sealants by high performance liquid chromatography*, Environ Health Perspec, 108(1), 21-27.
- Qilo G (1993)** *Bond strenght testing-what does it mean?* Int Dent J, 43, 492-498.
- Ratanasathien S, Wataha JC, Hanks CT, Dennison JB (1995)** *Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts*, J Dent Res, 74, 1602–1606.
- Rees JS, Jacobsen PH (1989)** *The current status of composite materials and adhesive systems. I. Composite resins-review and recent developments*. J Dent Res, 5, 91-93.
- Ripa LW (1985)** *The current status of pit and fissure sealants: A review*, J Canad Dent Assoc, 5, 367-379.
- Robinson JW (1995)** *Chromatograhpy. "Undergraduate instrumental analysis"*, Marcel Dekker Inc, New York, 501 Ed.
- Rueggeberg FA, Craig RG (1988)** *Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite*, J Dent Res, 67(6), 932-937.
- Rueggeberg FA, Dlugokinski M, Ergle JW (1999)** *Minimizing patients exposure to uncured components in a dental sealant*, JADA, 130, 1751-1757.

Rueggeberg FA, Margeson DH (1990) *The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system*, J Dent Res, 69(10), 1652-1658.

Ruyter IE and Sjøvik IJ (1981) *Composition of dental resin and composite materials*. Acta Odontol Scand, 39, 133– 46.

Saçak M (2002) *Polimer Kimyası*, Gazi Kitabevi, Ankara.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH (1994a) *Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-Evaluation of a micro-tensile bond test*, Dent Mater, 10, 236-240.

Sano H, Shono T, Takatsu H and Hosoda H (1994) *Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer*. Oper Dent, 19, 59-64.

Santarre JP, Shalji L, Tsang H (1999) *Biodegradation of commercial dental composites by cholesterol esterase*. J Dent Res, 78(8), 1459-1468.

Schafer G, Lapp CA, McKnight Hanes C, Lewis JB (2000) *What parents should know about estrogen-like compounds in dental materials*, Pediatr Dent, 22(1), 75-76.

Schedle A, Ivanova M and Kenndler E (2003) *Determination of ethoxylated bisphenol A dimethacrylate monomers in dental composites by micellar electrokinetic chromatography*. J Chromatogr A, 990, 231–237.

Scheifele E, Studen-Pavlovich D, Markovic N (2002) *Practitioner's guide to fluoride*, Dent Clin N Am, 46, 831-846.

Schmalz G (1998) *The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials*. Eur J Oral Sci, 106, 696–706.

Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD (1998) *Microtensile testing of dentin adhesives*, Dent Mater, 14, 194-201.

- Schweikl H, Hartmann A, Spagnuolo G, Hiller KA, Bolay C, Brockhoff G and et al (2006)** *Inhibition of TEGDMA and HEMA-induced genotoxicity and cell cycle arrest by N-acetylcysteine.* Dent Mater, in pres.
- Schweikl H, Schmalz G, Rackebrandt K (1998)** *The mutagenic activity of unpolymerized resin monomers in Salmonella typhimurium and V79 cells,* Mutat Res, 415, 119–130.
- Schweikl H, Schmalz G, Spruss T (2001)** *The induction of micronuclei in vitro by unpolymerized resin monomers.* J Dent Res, 80,1615- 20.
- Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehec K, Seiss M, Walther UI and et al (2005)** *In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials.* J Dent, 33, 49–55.
- Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada H (2001)** *Surface Hardness of Light-activated Resin Composites Cured by Two Different Visible-light Sources: An in Vitro Study,* Quinteessence Int. 32, 401-405.
- Sideridou ID and Achilias DS (2005)** *Elution Study of Unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from Light-Cured Dental Resins and Resin Composites Using HPLC.* J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 74(1), 617–626.
- Simonsen RJ (2002)** *Pit and fissure sealant: Review of the literature,* Ped. Dent. 24(5), 393-414.
- Soh MS, Yap AUJ, Siow KS (2003)** *Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights,* Operative Dentistry, 28(4), 371-377.
- Sonugelen M, Artunç C, Güngör MA (2000)** *Farklı yöntemlerle polimerize edilen estetik restoratif materyallerde aşınma ve sertliğin incelenmesi,* Ege Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 21, 1-10.

- Söderholm KJ and Mariotti A (1999)** *BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe?* J Am Dent Assoc, 130, 201- 9.
- Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S (2004)** *Citotoxicity and oxidative stres caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights*, Clin Oral Invest, 8, 81-85.
- Spahl W, Budzikiewicz H and Geurtsen W (1998)** *Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry*. J Dent, 26, 137–145.
- Stansbury JW, Dickens SH (2001)** *Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy*, Dent Mater, 17, 71-79.
- Stephan RM (1940)** *Changes in hydrogen-ion concentration on tooth surfaces and carious lesions* JADA 27, 718-723.
- Sudsangiam S, Van Noort R (1999)** *Do dentin bond strength tests serve a usefull purpose?* J Adhes Dent, 1, 57-67.
- Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K and Yamaki M (1991)** *Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible- light- cured dental composite resin when immersed in water*. J Oral Rehabil, 18, 353–362.
- Tandon S, Kumari R, Undugo S (1989)** *The effects of etchtime on the bond strength of a sealant and on the etch pattern in primary and permanent enamel: an evaluation*, J Dent Child, 56, 186-190.
- Tarumi H, Imazato S, Narimatsu M, Marsuo M, Ebisu S (2000)** *Estrogenicity of fissure sealants and adhesive resins determined by reporter gene assay*, J Dent Res, 79(11), 1838-1843.

Taşveren S (2005) *İki farklı restoratif materyalin yüzey sertliklerinin karşılaştırılması*, C.Ü. Diş Hek Fak Derg, 8(2), 94-97.

Ten Cate JM (1990) *In vitro studies on the effects of fluoride on de- and remineralization*, J. Dent. Res. 69(Spec Iss), 614-619.

TenCate JM (1999) *Current Concepts on the theories of action fluoride*. Acta Odontol Scand. 57, 325-329.

Thompson LR, Miller EG and Bowels WH (1982) *Leaching of unpolymerized materials from orthodontic bonding resins*. J Dent Res, 61, 989-992.

Tiba A (1998) *Development of Dental restorative materials based on visible light-cured multi-metacrylates*. The school of Ohio State University. Thesis.

Tuna EB, Gençay K (2006) *Kompozit materyallerden artık monomerlerin salınımını etkileyen faktörler*, Türk Dişhekimliği Dergisi, 66, 226-228.

Türker S (2005) *Enstrümantal Analiz*, Konya.

Ulusoy N, Bağış YH, Kasar B (1998) *Isı ve ışık fırınında polimerizasyonları tamamlanan iki hibrit kompozit rezinin yüzey sertliklerinin incelenmesi*, A.Ü. Dişhek. Fak. Derg. 25(3), 221-228.

Ulusoy N, Gökay O, Kasar B, Müjdecı A (1999) *Çeşitli Restoratif materyallerin değişik sertleşme ve polimerizasyon şartlarındaki yüzey sertlik değerlerinin zamana bağlı olarak karşılaştırılması*, A Ü Dişhek Fak Der, 26, 9-19.

Ulus T (1994) *Çocuk diş hekimliğinde flor*, TDBD, 24, 9-10.

US Food and Drug Administration (1976) *FDA Guidelines for chemistry and technology requirements of indirect additive petitions*. Washington, DC: United States Food and Drug Administration.

Usumez A, Ozturk AN, Usumez S, Ozturk B (2003) *The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers*, J Oral Rehabil, 31, 160-165.

Vallittu PK (1999) *Unpolymerized surface layer of autopolymerizing polymethyl methacrylate resin*, J Oral Rehabil, 26, 208-212.

Vankerckhoven H, Lambrechts P, Van Beylen M, Davidson CL, Vanherle G (1982) *Unreacted Methacrylate Groups on the Surfaces of Composite Resins*, J Dent Res, 61, 791-795.

Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardev G (1989) *A critique of bond strength measurements*, J Dent, 17, 61-67.

Vargas MA, Cobb DS, Schimit JL (1998) *Polymerization of Composite Resins: Argon Laser vs Conventional Light*, Operative Dentistry, 23, 87-93.

Viljanen EK, Langer S, Skrifvars M, Vallittu PK (2006) *Analysis of residual monomers in dendritic methacrylate copolymers and composites by HPLC and headspace-GC/MS*, Dental Materials, 22, 845-851.

Welbury R, Raadal M, Lygidakis NA (2004) *EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants*, European Journal of Paediatric Dentistry, 3.

Wilson IP (1895) *Preventive dentistry*, Dent Dig, 1, 70-72.

Woronko GA, St Germain HA, Meiers JC (1996) *Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel*, Oper Dent, 21, 116-121.

Wu W, McKinney JE (1982) *Influence of chemicals on wear of dental composites*. J Dent Res, 61, 1180-1183.

- Yap AUJ, Soh MS, Han VTS, Siow KS (2004)** *Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites*, Operative Dentistry, 29(4), 410-415.
- Yıldız A, Genç Ö (1993)** *Enstrümenal Analiz*, Hacettepe Üniversitesi Yayınları A-64, 421-438.
- Yoshida K, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M (1992)** *The relationship between monomer composition and physical properties of light-cured opaque resin*. Dent Mater, 8,137–139.
- Yu H, Oho T, Xu LX (1995)** *Effects of several tea components on acid resistance of human tooth enamel*. Journal of Dentistry, 23, 101-105.
- Yu X, Strutz JM, Kipnis V and White SN (1995)** *Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro*. J Prosthodont, 4, 251-255.
- Yücel T, Tarım B, Ulukapı H, Demirci M (2004)** *Ön bölge dişlerde direkt estetik restorasyonlar*, TDB Özel Sayı Estetik Dişhekimliği ve Klinik Uygulamaları, Kasım, 10-22.
- Zaimoğlu A, Aksu E, Can G, Ersoy E (1993)** *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*, Ankara, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Sayı, 17.
- Zaimoğlu L (1985)** *Görünür ışınla polimerize olan bir kompozit reçinede yüzey sertliğinin tespiti*, A Ü Dişhek Fak Der 12, 427-437.
- Zaimoğlu L, Dalat D, Şaklar F (1989)** *Işınlama süresinin görünür ışınla sertleşen kompozit dolguların sertlikleri üzerine etkisi*, A Ü Dişhek Fak Der 16, 147-153.
- Zero DT (1999)** *Dental caries process*, Dent Clin North Am, 43(4), 635-664.

9. ÖZGEÇMİŞ

1977 yılında İzmir’de doğdu. İlk okul eğitimini Kars Namık Kemal İlkokulu’nda, orta okul eğitimini Bursa Yenişehir Osman Gazi Lisesi’nde ve lise eğitimini İzmir Atatürk Lisesi’nde tamamladı. 1995 yılında başladığı Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi’nden 2000 yılında mezun oldu. Aynı yıl, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı’nda doktora eğitimine başladı. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır. Yabancı dili İngilizce dir.

Murat Selim BOTSALI

10. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tez çalışmam sırasında bilgisini, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen danışmanım Sayın Doç. Dr. Yağmur ŞENER'e ve her zaman yanımda olan ve beni destekleyen aileme, tez çalışmam boyunca laboratuvar işlemlerinde ve yorumlanmasında bana yardımcı olan Sayın Doç. Dr. Abdülkadir SIRIT, Sayın Doç.Dr. Ali ÜNLÜ, Sayın Arş. Gör. Erdal KOCABAŞ ve Sayın Arş. Gör. Ebru KÜÇÜKYILMAZ'a, istatistiksel analizlerin yapılmasında ve yorumlanmasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Sait BODUR'a tez izleme komitesinde yer alan değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Alparslan GÖKALP ve Sayın Doç. Dr. Abdülkadir ŞENGÜN'e, tezimin hazırlanmasında bana destek olan bölüm hocalarım ve yoğun geçen çalışma döneminde bana desteklerini esirgemeyen bölüm arkadaşlarıma, sonsuz teşekkürlerimi sunarım.