T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI SÜRELERDE POLİMERİZE EDİLEN ADEZİV SİSTEMLERİN YAPILARINDAN SALINAN ARTIK MONOMER MİKTARININ ARAŞTIRILMASI

Mustafa ALTUNSOY

DOKTORA TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Yrd. Doç. Dr. Murat Selim BOTSALI

KONYA-2012

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI SÜRELERDE POLİMERİZE EDİLEN ADEZİV SİSTEMLERİN YAPILARINDAN SALINAN ARTIK MONOMER MİKTARININ ARAŞTIRILMASI

Mustafa ALTUNSOY

DOKTORA TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Yrd. Doç. Dr. Murat Selim BOTSALI

Bu çalışma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 11202017 proje numarası ile desteklenmiştir

KONYA-2012

SİMGELER ve KISALTMALAR

4-META: 4-methacryloxyethyltrimellitic anhydride

Bis-EMA: Ethoxylated bisphenol A glycol dimethacrylate

Bis-GMA: Bisphenol A glycidyl dimethacrylate

-C=C- : Karbon karbon bağı

dk: Dakika

DMEM: Dulbecco's Modified Eagle Medium

FT-IR: Fourier Transform Infrared Spectrometry

g: Gün

GC: Gas chromatography

HEMA: 2-hydroxyethyl methacrylate

HPLC: High pressure liquid chromatography (Yüksek basınçlı likit kromatografisi)

LC: Liquid chromatography

LED: Light emitting diodes

M: Molarite

MDP:10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate

MIRS: Multiple internal reflection spectroscopy

ml/dk: Mililitre/dk

mL: Mililitre

mm: Milimetre

MMA: Methyl methacrylate

MS: Mass spectroscopy

mW/cm2: Miliwatt/santimetrekare

nm: Nanometre

Ort: Ortalama

QTH: Kuartz tungsten halojen

PBS: Phosphate buffer saline

SS: Standart sapma

s: Saat

sn: Saniye

TEGDMA: Triethylene glycol dimethacrylate

UDMA: Urethane dimethacrylate

UV: Ultra viole

µL: Mikrolitre

µM: Mikromolar

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanmasında her konuda bana yardımcı olan, yol gösteren, saygıdeğer hocalarım Yrd. Doç. Dr. Murat Selim Botsalı ve Doç. Dr. Yağmur Şener'e,

Doktora eğitimim süresince emeği geçen sayın; Prof. Dr. Alparslan Gökalp'a, Prof. Dr. Sibel Yıldırım' a, Doç. Dr. Gül Tosun'a,

HPLC analizleri için laboratuvarlarında bana çalışma olanağı sağlayan sayın; Prof. Dr. Nurettin Yılmaz' a, Yrd. Doç. Dr. Ahmet Yaşar' a, Arş. Görevlisi Gonca Tosun' a,

Hücre kültürü laboratuvar çalışmalarında bana yardımcı olan sayın Yrd. Doç. Dr. Hayriye Esra Ülker' e,

İstatistiksel analizlerin yapılmasında ve yorumlanmasında yardımlarını esirgemeyen sayın; Prof. Dr. Bora Öztürk' e ve Yrd. Doç. Dr. Mustafa Ülker' e,

Aynı mesaiyi paylaştığım çalışma arkadaşlarıma,

Her zaman yanımda olan ve beni destekleyen aileme,

Teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR……..i

ÖNSÖZ……...ii

1. GİRİŞ…….....1

1.1. Adezyon…….…....**3**

1.1.1.Mine Dokusunun Yapısı ve Mineye Bağlanma……...…….**3**

1.1.2. Dentin Dokusu ve Dentine Bağlanma…….....**4**

1.1.3. Smear Tabakası…….…….**5**

1.2. Dental Adeziv Sistemler……..……...**5**

1.2.1. Dental Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması……...……..…**6**

1.2.1.1. Dental Adezivlerin Kronolojik Sınıflandırılması……...…..**6**

1.2.1.1.1. Birinci Nesil Adeziv Sistemler……...……....**6**

1.2.1.1.2. İkinci Nesil Adeziv Sistemler……...…….…**7**

1.2.1.1.3. Üçüncü Nesil Adeziv Sistemler……...……..**7**

1.2.1.1.4. Dördüncü Nesil Adeziv Sistemler……...……...**8**

1.2.1.1.5. Beşinci Nesil Adeziv Sitemler……...……**8**

1.2.1.1.6. Altıncı Nesil Adeziv Sistemler……...…….....**8**

1.2.1.1.7. Yedinci Nesil Adeziv Sistemler……..……...…**9**

1.2.1.2. Adeziv Sistemlerin Modern Sınıflandırılması……...…...…**9**

1.2.2.1. Total-etch Adeziv Sistemler…….....……..**9**

1.2.2.2. Self-etch Adeziv Sistemler……...**10**

1.2.2.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler…….....**11**

1.3. Dental Adeziv Sistemlerin İçeriği……...…..**12**

1.3.1. Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat (Bis-GMA)…….…..…**12**

1.3.2. Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA)……..……..**13**

1.3.3. Hidroksietil Metakrilat (HEMA)……...…**13**

1.3.4. Üretan Dimetakrilat (UDMA)……..…….…...…**13**

1.4. Polimerler ve Polimerizasyon……..……...…**15**

1.5. Artık Monomer……...…**17**

1.6. Artık Monomerlerin Biyolojik Etkileri…….……..…..**19**

1.7. Rezin Esaslı Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları...**20**

1.7.1. Kuartz Tungsten Halojen Işık Kaynakları…….....**21**

1.7.2. Plazma Ark Işık Kaynakları ……...…..**21**

1.7.3. Lazer Işık Kaynakları……...…..21
1.7.4. Light Emiting Diode Işık Kaynakları…….....…22
1.8. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Test Yöntemleri…....22
1.8.1. HPLC ……..…….….23
1.9 Biyouyumluluğun Değerlendirilmesi……..…...25
1.9 *İn vitro* Deneyler……...…….....25
1.9.1 Hücre Kültürü…….……26
1.9.2 Sitotoksisite Testleri……..…….…….....26
1.9.3 Hücre-Materyal Kontak Testleri…….…..…..…27
1.10 *İn vivo* Hayvan Deneyleri…….…..…..…27
1.11 İnsanlar Üzerinde Yapılan Klinik Çalışmalar…….…..…27
2. GEREÇ VE YÖNTEM…….…..29
2.1. Gereç…….....29
2.1.1. Kullanılan Adeziv Materyaller…….…….…….....29
2.1.2. Kullanılan Işık Cihazı……...……..……....…31
2.1.3. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Cihazlar……...32
2.1.4. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Materyaller……..34
2.1.4. Dentin Kesitlerinin Elde Edilmesinde Kullanılan cihaz ve materyaller…..36
2.1.5. Sitotoksisite Testinde Kullanılan Materyaller…….…37
2.1.6. Sitotoksisite Testinde Kullanılan Cihazlar……...39
2.2. Yöntem…….……..…….....41
2.2.1. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesi…….……..…….....41
2.2.1.1. Dentin Kesitlerinin Hazırlanması…….....41
2.2.1.2.Adeziv Materyallerin Dentin Kesitleri Üzerine Uygulanması……..…..42
2.2.1.3. Örneklerin Hazırlanması……..……..43
2.2.1.4. HPLC Cihazının Ölçüme Hazırlanması……..……..…45
2.2.1.5. Örneklerin Analizi…….……...45
2.2.2. Sitotoksitenin Belirlenmesi……47
2.2.2.1. Hücrelerin İdamesi……....47
2.2.2.2. Materyal Ekstraktlarının Hazırlanması……..47
2.2.2.3. Hücrelerin Hücre Kültür Kabına Aktarılması…….....….48
2.2.2.4.Materyal Ekstraktlarının Uygulanması……...48
2.2.2.5. MTT Testinin Gerçekleştirilmesi……..……...……..49
2.3. İstatistiksel değerlendirme…….……..…50

3.BULGULAR……..…51

3.1. Adeziv sistemlerden salınan artık monomer miktarlarına ait bulgular**……..…51**

3.1.1 Adeziv sistemlerden salınan monomer miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular**…….……51**

3.1.1.1 Farklı sürelerde polimerize edilen Clearfil Photo Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular**……..……...……51**

3.1.1.2 Adper Easy Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve TEGDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular**……..……...……..54**

3.1.1.3 Farklı sürelerde polimerize edilen Clearfil SE Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular**……..56**

3.1.1.4 Farklı sürelerde polimerize edilen Bond Force materyalinden salınan Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular**…….….59**

3.1.1.5. Farklı sürelerde polimerize edilen Clearfil Tri-S Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular**……..……62**

3.1.1.6. Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular**…….……65**

3.1.1.7 Farklı sürelerde polimerize edilen All Bond 3 materyalinden salınan Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular**…….…67**

3.1.1.8 Farklı sürelerde polimerize edilen Clearfil DC Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular**……..…71**

3.1.1.9 Single Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular**……...…73**

3.1.2. Adeziv sistemlerden salınan monomer miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular**…….……76**

3.1.2.1. Clearfil Photo Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**…….…..76**

3.1.2.2. Adper Easy Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……..…….77**

3.1.2.3. Bond Force materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**…….…….……..78**

3.1.2.4. Clearfil SE Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……...…79**

3.1.2.5. Clearfil Tri-S Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……..…….….80**

3.1.2.6. Clearfil Liner Bond 2V materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……..….81**

3.1.2.7. All Bond 3 materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……...81**

3.1.2.8. Clearfil DC Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**…….....82**

3.1.2.9. Single Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**…….……..82**

3.1.2.10. Clearfil Photo Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**…….....84**

3.1.2.11. Clearfil SE Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……..…….85**

3.1.2.12. Bond Force materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**…….…….……..86**

3.1.2.13. Clearfil Tri-S Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**…….....86**

3.1.2.14. Clearfil Liner Bond 2V materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel
bulgular…**…….…….…..87**

3.1.2.15. All Bond 3 materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……..……..88**

3.1.2.16. Clearfil DC Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……88**

3.1.2.17. Single Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**.....88**

3.1.2.18. Bond Force materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan TEGDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……90**

3.1.19. All Bond 3 materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan TEGDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……....90**

3.1.2.20. Adper Easy Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan TEGDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel
bulgular…**.....91**

3.1.3. Adeziv sistemlerden salınan monomer miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular**……..…..91**

3.1.3.1. Clearfil Photo Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……..……..91**

3.1.3.2. Adper Easy Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……....92**

3.1.3.3. Clearfil SE Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**.....93**

3.1.3.4. Bond Force materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……..……..94**

3.1.3.5. Clearfil Tri-S Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**…….……..….95**

3.1.3.6 Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……...….96**

3.1.3.7. All Bond 3 materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular..**97**

3.1.3.8. Clearfil DC Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……...…..…98**

3.1.3.9. Single Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**…….....99**

3.1.3.10. Clearfil Photo Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular..**……..……..100**

3.1.3.11. Clearfil SE Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……..101**

3.1.3.12. Bond Force materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……..……....102**

3.1.3.13. Clearfil Tri-S Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**.....…103**

3.1.3.14. Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……..…....104**

3.1.3.15. All Bond 3 materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**…….105**

3.1.3.16. Clearfil DC Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular**……..…106**

3.1.3.17 Single Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular…**.....107**

3.1.3.18. Adper Easy Bond materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular.....**.....108**

3.1.3.19. Bond Force materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular…**……..109**

3.1.3.20. All Bond 3 materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular…**……..110**

3.2 Adeziv sistemlerin sitotoksisite testinin sonuçlarına ait bulgular**…….....111**

4. TARTIŞMA ……..……...…..117

5. SONUÇ VE ÖNERİLER……...……...…133

6. ÖZET…….…..135

7. SUMMARY…….137

8. KAYNAKLAR…….....138

9. ÖZGEÇMİŞ…….……....149

1. GİRİŞ

Toplumsal bilinç düzeyinin giderek artması, insanların sağlıklarına verdikleri önemi de arttırmakta ve bu hassasiyet diş hekimliği alanına da yansımaktadır. Bu durum hastaların daha uzun ömürlü, daha estetik ve daha fonksiyonel restorasyonlar talep etmelerine neden olmakta ve dolayısıyla hekimleri de bu yönde teşvik etmektedir. Günümüzde adeziv sistemlerin birçok diş hekimliği dalında olduğu gibi pedodonti kliniklerinde de kullanım yeri bulunmaktadır. Bu sistemler pedodonti kliniklerinde kompozit ve kompomer gibi restoratif materyallerin diş yüzeyine bağlanmasını sağlamak amacıyla, fissür örtücülerin bağlanma dayanımlarını arttırmak amacıyla, postların yapıştırılmasında ve inley/onley restorasyonların simantasyonu gibi alanlarda kullanılmaktadır.

Dental teknoloji alanındaki gelişmeler ile kullanıma sunulan yeni materyallerin, öncekilere göre diş dokularına daha güçlü bağlanması, mikro sızıntılarının daha düşük seviyelerde olması, çiğneme kuvvetlerine karşı daha iyi direnç göstermeleri başarı kriterleri olarak görünse de bu materyallerin biyolojik dokular üzerine zararlı etki göstermemeleri belki de en öncelikli aranılan özelliklerden biri olmalıdır. Bir materyalin spesifik bir uygulamada konakta uygun bir cevap oluşturabilme özelliği "*biyouyumluluk*" olarak tanımlanmaktadır. Adeziv sistemlerin biyouyumlu materyallerden seçilmesi gerekmektedir. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan adeziv sistemler birçok biyolojik uyumluluk testinden geçmekte ve çeşitli araştırıcılar tarafından farklı kriterlere göre test edilmektedir. Adeziv sistemleri meydana getiren komponentlerin birbirleriyle etkileşimleri de biyouyumluluk açısından büyük önem taşımaktadır.

Rezin esaslı dental materyallerde polimerizasyon mekanizması, monomerin polimere dönüşmesi şeklinde gerçekleşir. Ancak hiçbir polimerizasyon reaksiyonu %100 başarı ile sonuçlanmaz ve bir miktar monomer zincirleme olarak gerçekleşen polimerizasyon reaksiyonuna girmeden polimer matriksin içinde artık olarak kalır. Ayrıca rezinlerin havayla temas eden kısmındaki monomerlerin oksijenle reaksiyonu, monomerlerin birbirleriyle reaksiyonundan daha hızlı gerçekleştiği için polimerizasyon reaksiyonu oksijen tarafından da inhibe edilebilir. Bu nedenle rezin esaslı sistemlerde polimerize olmamış "*oksijen inhibisyon tabakası*" olarak tanımlanan artık bir monomer tabakası oluşur. Aynı zamanda monomerlerin içindeki

bütilehidroksitoluen veya hidrokinonun metil esteri gibi raf ömrünü uzatmak amacıyla eklenmiş saflığı bozan maddeler de reaksiyonu inhibe edebilir. Yapılan çalışmalar, rezin esaslı restoratif maddelerden, özellikle oksijen inhibisyon tabakasından, ağız ortamına çeşitli komponentlerin salındığını göstermiştir. Polimerizasyon sonrası salınan komponentler; yani artık monomerler, bozulma ürünleri ve iyonlar, restorasyonun mekanik özelliklerini etkilediği gibi materyalin biyouyumluluğunu da bozabilir.

Rezin esaslı materyallerin içeriğinde yer alan Bisfenol A gibi monomerler östrojenik etki de göstermektedir. Bu monomerler, yapısal olarak östrojene benzemeseler de östrojen hormonunun etkilerini taklit edebilme yeteneğiyle östrojenik etki gösterebilmektedir. Östrojen prolaktin salımı ve meme gelişimi gibi ikincil cinsiyet özelliklerinden sorumlu hormondur. Bu hormonun kızlarda fazla salgılanması erken puberteye kadınlarda ise doğurganlığın azalmasına neden olabilmektedir. Erkeklerde de östrojen hormonu salgılanır ancak kan seviyesi çok düşüktür. Ergenlik çağındaki erkeklerde östrojenin fazla salgılanması aşırı meme gelişimine ve kısırlığa neden olabilmektedir. Çocukluk döneminde östrojen salgılanması çok düşük seviyededir. Dolayısıyla, çocuk metabolizmasında çok az bulunan bu hormonun dışarıdan alınması çocukları yetişkinlerden daha fazla etkilemektedir. Bilindiği üzere hormonların çok az miktarları bile canlı metabolizmasında büyük etkiler oluşturabilmektedir.

Rezin esaslı restoratif materyallerden salınan reaksiyona girmemiş artık monomerlerin (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, HEMA v.b.) alerjik, sitotoksik, genotoksik, mutajenik ve karsinojenik etki oluşturabilecekleri *in vitro*, *in vivo* ve *in situ* birçok araştırmada gösterilmiştir. Bu nedenle, adeziv materyallerden ağız ortamına salınabilecek moleküllerin ve miktarlarının bilinmesi oldukça önemlidir.

Bu çalışmanın amacı; farklı sürelerde (10 saniye, 20 saniye, 40 saniye ve 60 saniye) polimerize edilen adeziv sistemlerin (Clearfil SE Bond, Clearfil DC Bond, Clearfil Liner Bond 2V, Single Bond, Clearfil Photo Bond, All Bond 3, Adper Easy Bond, Bond Force, Clearfil Tri-S Bond) yapılarından salınan reaksiyona girmemiş artık monomer miktarını belirlemek ve bu materyallerin sığır pulpa hücreleri üzerine gösterdikleri sitotoksik etkileri tespit etmektir.

1.1. Adezyon

Adezyon, Latince "*adhaerere*" kelimesinden köken almaktadır. Yapışma yüzeyine "*aderent"* denir. Adeziv bir materyalin aderent yapının yüzeyine penetre olması ve böylece iki yüzey arasında tutuculuk sağlanması "*adezyon"* olarak tanımlanabilir. (Packham 2005).

Adeziv ve aderent arasında iyi bir bağlantı olması için iki yüzeyin birbirine yakın temasta olması gerekmektedir ve adezivin yüzey enerjisi aderentin yüzey enerjisinden daha düşük olmak zorundadır (Ruyter 1992, Eliades 1994). Yüzeyin ıslanabilirliği, yüzeyde bir damlanın yaptığı değme açısıyla karakterizedir. Adezivin yüzey gerilimi ne kadar düşükse değme açısı da o kadar azalacak ve daha güçlü bir adezyon oluşacaktır (Padday 2005).

Diş yüzeyinde plak, diş taşı, tükürük, kan, enzimatik bileşikler ve yiyecek artıkları gibi eklentilerin bulunması adezyonu olumsuz yönde etkiler. Bu nedenle yüzey enerjisini arttırmak için diş yüzeyindeki bu eklentiler uzaklaştırılmalıdır (Dayangaç 2000, Van Meerbeek ve ark 2006).

1.1.1. Mine Dokusunun Yapısı ve Mineye Bağlanma

Diş minesi, insan vücudundaki dokular arasında mineralize olan en sert dokudur. Embriyolojik olarak ektoderm kökenli olan mine dokusu dişlerin anatomik kuronunu örter ve kuronun farklı kısımlarında yapısal değişiklikler gösterir. Diş minesinin yapısı hacimce %12 su, % 1-2 organik içerik ve % 86 inorganik içerikten oluşmaktadır. İnorganik yapının büyük kısmı hidroksiapatit kristallerinden $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ oluşmaktadır (Van Meerbeek ve ark 2006).

Mine dokusunun kalınlığı dişin çeşidine ve diş üzerindeki lokalizasyonuna bağlı olarak farklılıklar gösterir. Keser dişlerin insizalinde ve küçük azı dişlerin okluzalinde kalın olan mine dokusu okluzal pit ve fissürlerde daha incedir (Featherstone 1999).

Mineye bağlantı ilk olarak 1955 yılında Buonocore'un akrilik rezinin, % 85'lik ortofosforik asit kullanılarak dağlanan mineye bağlanabildiğini göstermesiyle başlamıştır. Asitleme, mine yüzeyinde yaklaşık 10 μm derinliğinde mikro çukurcuklardan oluşan bir alan meydana getirir. Adeziv sistemler, asitlenmiş mine yüzeyine uygulandığı zaman, mikro çukurcukların içine penetre olarak rezin

uzantıları oluşturur. Böylece asitlenmiş mine dokusu ile rezin uzantıları arasında mikromekanik bağlantı gerçekleşir (Buonocore 1955, Van Meerbeek ve ark 2006).

1.1.2. Dentin Dokusu ve Dentine Bağlanma

Dişin hacimsel olarak büyük bölümünü oluşturan dentin dokusu, pulpa dokusunun etrafında bulunan ve odontoblast hücrelerinin salgıladığı organik matriksin mineralizasyonu ile oluşan bir bağ dokusudur. Dentin dokusu dişin kuronunda mine dokusu, kökünde ise sement dokusu ile örtülmektedir (Marshall 1993). Dentin dokusu hacim olarak % 25 organik materyal, % 50 inorganik materyal ve % 25 su içermektedir. Dentin dokusu intertübüler dentin, peritübüler dentin ve kollajen içermesi nedeniyle heterojen bir yapı arz etmektedir (Van Meerbeek ve ark 2006).

Mine ve dentin dokuları yapısal olarak birbirinden farklılıklar göstermektedirler. Mine, kompozisyonu itibariyle % 90'dan fazla hidroksiapatitten meydana gelen yüksek mineralize bir doku olmasına rağmen, dentin önemli miktarda su ve organik madde (*özellikle tip-1 kollajen*) içermektedir. Dentin aynı zamanda mine-dentin sınırından pulpaya kadar ilerleyen tübüler bir ağ yapısına sahiptir. Bu tübüller, peritübüler dentin adı verilen hipermineralize dentin dokusuyla çevrelenmiştir. Daha az mineralize intertübüler dentin kollajen ağ ile kollajen fibriller içerir ve submikron kanallara penetre olarak intertübüler anastomozları oluşturur. Dentin hidrate yapıdadır ve içerisinde 1-2.5 μm çapında, dentin lenfi ile dolu tübüllerin oluşturduğu bir labirent bulunmaktadır. Tübüller içerisinde pulpadan mineye doğru sıvının hareketi ile oluşan zayıf fakat devamlı bir pulpal basınç bulunmaktadır (Dayangaç 2000, Garant 2003, Roberson ve ark 2006, Summit ve ark 2006).

Bu nedenlerle dentin dokusuna bağlanma mine dokusuna göre daha zayıftır. Dentin dokusunun mine dokusuna oranla organik yapısı daha fazladır. Ayrıca pulpadan perifere doğru dentin tübülleri ile oluşan pulpal basınç dentin yüzeyinin nemli kalmasına neden olmaktadır (Perdigao ve Lopes 1999).

1.1.3. Smear Tabakası

Diş preparasyonu sırasında döner aletler ve el enstrümanlarından çıkan artıkların mine ve dentin yüzeyinde kalması sonucu oluşan tabakaya *smear tabakası* denir (Eliades ve ark 2005, Roberson ve ark 2006). Bu tabaka frez parçaları, yağ artıkları, dentin dokusu, mikroorganizmalar, kan ve tükürükten oluşmaktadır. Smear tabakasının kalınlığı 0,5-5µm kadardır ve diş yüzeyi ve restorasyon arasındaki bağlantıyı olumsuz olarak etkilemektedir (Van Meerbeek ve ark 2003). Smear tabakası diş yüzeyine bağlandıktan sonra hava su spreyi kullanılarak veya çalkalama yapılarak uzaklaştırılamaz sadece asitlemeyle uzaklaştırılabilir. (Eliades ve ark 2005). Smear tabakası her ne kadar dentin tübüllerini tıkasa da yapılan çalışmalarda smear tabakasının poröz bir yapısının olduğu ve çok küçük miktarlarda da olsa dentinal sıvı geçişine izin verdiği gösterilmiştir. (Pashley 1992).

Smear tabakası adeziv materyal ile diş yapısı arasında zayıf bir bağlantı oluşmasına neden olmaktadır. Bu nedenle istenilen adezyonun sağlanması amacıyla smear tabakasına yönelik;

1. Smear tabakasının tamamen kaldırılması (asitleme ve yıkama prosedürüyle)
2. Smear tabakasına penetre olabilen ajanın adezivin içine dahil edilerek bu tabakanın modifiye edilmesi olmak üzere iki teknik tanımlanmıştır (Pashley ve Carvalho 1997) .

Smear tabakasını uzaklaştırmak için çeşitli asitler kullanılmaktadır. Sitrik, poliakrilik, laktik ve fosforik asit kullanılan en etkin asitlerdir. Smear tabakasının tamamen kaldırılması ile dentin tübüllerinin geçirgenliği artmaktadır (Van Meerbeek ve ark 2006). Bu tabakanın kaldırılmasının pulpal hassasiyete neden olduğu ve açılan dentin tübülleri aracılığı ile bakteriyel kontaminasyonu arttırdığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (Dayangaç 2000). Günümüzde ise smear tabakasının tamamen kaldırılmak yerine smear tabakasına penetre olarak bağlantı sağlayan adeziv sistemler (self-etch) sıklıkla kullanılmaktadır.

1.2. Dental Adeziv Sistemler

Adeziv sistemler restoratif materyallerin diş sert dokularıyla bağlanmasını sağlayan ara materyallerdir. Hastalar tarafından sıklıkla tercih edilen estetik restoratif

materyaller bu sistemlerin klinik başarısını önemli hale getirmiştir. Adeziv sistemler sayesinde geleneksel kavite preparasyonlarının yerini sağlıklı diş yapısını koruyan minimal invaziv teknikler almıştır. (Dönmez 2003). Adeziv sistemler streslerin dişe daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını sağlamakla beraber marjinal renklenmeyi, tekrarlayan çürükleri ve mikrosızıntıyı da azaltmaktadırlar (Van Meerbeek ve ark 2003).

Restoratif işlemlerde ara bağlayıcı olarak kulanılan adeziv sistemler klinik başarıyı direkt olarak etkilemektedir. Klinik olarak iyi bir bağlantı ve sızdırmazlık sağlayan adeziv sistemlerin pulpa dokusuna ve biyolojik yapılara zararlı etkilerinin olmaması gerekmektedir. Bu etki adezivin uygulandığı mine ve dentinin yapısı ve içeriğine, smear tabakasına, pulpa basıncına, polimerizasyonda kullanılan ışık cihazının tipine, ortamda bulunan neme ve polimerizasyon süresine göre değişebilmektedir (Van Meerbeek ve ark 2006).

Adezyon, inorganik diş yapısına rezin monomerlerin mikromekanik bağlantıyla kilitlenip polimerize olmasıyla gerçekleşir (Van Meerbeek ve ark 2003). Mikromekanik bağlantının elde edilebilmesi için rezin yapının diş sert dokularına difüze olması gerekmektedir. Bu olaya *hibridizasyon* denmektedir (Nakabayashi ve ark 1982). Hibridizasyon rezin materyalin, asitlenmiş mine yüzeyine ve dentinde açığa çıkmış kollajenlerin üzerine penetre olmasıyla oluşur. Adeziv sistemlerin yapısında rezin monomerler, organik çözücüler, reaksiyon başlatıcılar, inhibitörler ve bazen doldurucu partiküller bulunmaktadır (Van Landuyt ve ark 2007).

1.2.1. Dental Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Adeziv sistemler, tarihsel gelişimine göre (Kugel ve Ferrari 2000) veya günümüzde kabul gören ve modern sınıflandırma olan smear tabakası üzerine gösterdikleri etkiler dikkate alınarak iki şekilde sınıflandırılmaktadır (Van Meerbeek ve ark 2001).

1.2.1.1. Dental Adezivlerin Kronolojik Sınıflandırılması

1.2.1.1.1. Birinci Nesil Adeziv Sistemler

Bu sistemlerde smear tabakası göz ardı edilmiştir. Gliserofosforik asit dimetakrilat içeren bir kavite primerinin kullanıldığı dentin bonding sistemi

tanımlanarak inorganik kalsiyum hidroksiapatite ve organik dentin kollajenlerine kimyasal olarak bağlanacağı düşünülen çift fonksiyonlu organik monomerler geliştirilmiştir. Bu sistemlerin dentine bağlanma dayanımları 2-3 MPa olarak bildirilmiştir (Huget ve ark 1979). Birinci nesil adezivlerin dentin dokusuna bağlanma kuvvetleri düşük olduğu için başarısız sonuçlar elde edilmiştir. (Bowen 1965).

1.2.1.1.2. İkinci Nesil Adeziv Sistemler

İkinci nesil adeziv sistemler mineye diş yüzeyindeki kalsiyum ile şelasyon oluşturarak bağlanır (Bowen 1965). Bu sisteme sahip ürünlerin birçoğu 1970'lerin sonlarında kullanıma sunulmuştur. Genellikle birinci nesil sistemlerden daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Bu sisteme sahip adezivlerin bağlanma mekanizması negatif yüklü fosfat ve pozitif yüklü kalsiyum grupları arasındaki iyonik ilişki kadar yüzey ıslanabilirliği ile de ilgilidir. Smear tabakasının iç yapısını oluşturan maddelerin birbirine ve smear tabakasının altındaki dentine zayıf bağlanması nedeniyle bu sistemlerin dentine bağlantısı sınırlı olmuştur (Kugel ve Ferrari 2000, Ülker M 2006). İkinci nesil adezivlerin ağız ortamında hidrolize olmaları ve dentin-sement marjinlerinde mikrosızıntıyı önleyememeleri başarısızlıklarındaki diğer faktörlerdir (Crispin 1994, Ülker 2006).

1.2.1.1.3. Üçüncü Nesil Adeziv Sistemler

Üçüncü nesil adeziv sistemler smear tabakasının uzaklaştırılmasına yönelik olarak dentinin asitlenmesiyle karakterize sistemlerdir (Fusayama ve ark 1979). Bu sistemler, adezivin uygulanmasından önce dentin dokusunun modifiye edilmesiyle diğer adeziv sistemlerden ayrılmaktadır. Bu sistemlerde dentin yüzeylerinin hazırlanmasında primer ve/veya yüzey hazırlayıcılar (conditioner) kullanılmaktadır. Kullanılan asitler smear tabakasını ya modifiye eder ya da tamamen ortadan kaldırır. Daha sonra sert doku yüzeyine hidrofilik primer ve bonding sistemleri uygulanır. Bu uygulamalar daha önceki adeziv sistemlerden daha karmaşık olsa da, ağız ortamında bu materyallerin dentine bağlanma miktarı genel olarak daha fazladır (Retief 1991, Ülker 2006).

1.2.1.1.4. Dördüncü Nesil Adeziv Sistemler

Dördüncü nesil adeziv sistemler, minimal teknik hassasiyet gerektirmeleri, mine ve dentine yüksek bağlanma dayanımına sahip olmaları ile önceki jenerasyonlardan ayrılır (Burke ve Mc Caughey 1995). Bu jenerasyon dentin bonding sistemlerin tümü, heterojen ve hidrofilik yapıdaki dentinin reçine bazlı materyaller ile bağlanmasını sağlamak amacı ile asit, primer ve adeziv ya da asidik primer ve adeziv ajan içerirler. İki ya da üç uygulama basamağı ile uygulanan bu sistemlerin tümünde primer ile ıslanabilirliği arttırılan dentin dokusuna, reçine bazlı restoratif materyale bağlanabilen, düşük viskoziteli, inorganik partikül içermeyen ya da yarı dolduruculu adeziv reçine uygulanmaktadır (Swift ve ark 1995, Van Meerbeek ve ark 1996). Günümüzde dördüncü nesil adeziv sistemler % 30 – 40 konsantrasyonlarda fosforik asit jelleri ile birlikte kullanılır ve üç aşamalı total-etch adezivler olarak adlandırılmaktadır. Bağlanma kapasitelerinin arttırılması sonucunda, klinik başarılarının iyi olması dördüncü nesil adeziv sistemlerin günümüzde halen yaygın olarak kullanılmasını sağlamıştır.

1.2.1.1.5. Beşinci Nesil Adeziv Sitemler

Dördüncü nesil adeziv sistemlerin uygulama basamaklarının ve sayılarının karmaşıklığından dolayı daha kolay uygulanan tek basamaklı veya tek şişe ürünler geliştirilmiştir. Bu sistemler; % 34-37,5’ lik fosforik asit ile dağlama basamağını takiben tek seferde kombine edilmiş primer ve adeziv solusyonun uygulamasını kapsar. Bu sistemler klinikte iki basamak şeklinde uygulanmaktadır. İlk olarak mine ve dentin dokusu asitlenerek adezyona hazırlanmakta daha sonra ise adeziv uygulanarak dentinin ıslanabilirliğini arttırmak suretiyle hibrit tabakası oluşturulmaktadır (Ferrari ve ark 1997, Öztürk ve Aykent 2001, Van Meerbeek ve ark 2006).

1.2.1.1.6. Altıncı Nesil Adeziv Sistemler

Altıncı nesil adeziv sistemler ya asit ve primerin tek şişe içerisinde sunulduğu ya da ayrı ayrı karıştırma gerektiren asit, primer ve adeziv içeren self-etch

sistemlerdir. Altıncı nesil adeziv sistemlerde uygulama daha az basamaklı ve basite indirgenmiştir. Altıncı nesil adeziv sistemler ikinci nesil sistemlere benzerlik göstermektedir. Aralarındaki esas fark primerin asiditesinden kaynaklanmaktadır. Bu nedenle altıncı nesil adeziv sistemlere ikinci nesil adeziv sistemlerin geliştirilmiş hali ifadesi kullanılmaktadır (Toledano ve ark 2001).

1.2.1.1.7. Yedinci Nesil Adeziv Sistemler

En son geliştirilen adeziv sistemlerdir. Bu adeziv sistemler içerdikleri fonksiyonel monomerlere bağlı olarak diş sert dokularına bağlanabilmektedir. Adezivlerin içerdikleri bu fonksiyonel monomerlerin kimyasal yapılarına göre bağlanma dayanımları değişmektedir (Van Landuyt ve ark 2008). Tek şişe self etch adezivler fosfat ya da karboksilat bazlı asidik metakrilat monomerler sayesinde diş sert dokularını demineralize edebilmektedir. Bu sistemler diş sert dokularına bağalanabilmek için hidrofobik dimetakrilat monomerleri içermektedir (Kanehira ve ark 2009, Şengün ve ark 2009).

1.2.1.2. Adeziv Sistemlerin Modern Sınıflandırılması

Modern sınıflandırma, adeziv sistemlerin smear tabakası üzerine etkilerine göre yapılmaktadır (Van Meerbeek ve ark 2001). Bilimsel olarak geçerli olan bu sınıflandırma aşağıdaki gibidir;

- Total-etch adeziv sistemler
- Self-etch adeziv sistemler
- Rezin modifiye cam iyonomer adeziv sistemler

1.2.2.1. Total-etch Adeziv Sistemler

Total-etch adeziv sistemlerde ilk olarak diş sert dokularına asit uygulanarak (genellikle % 30-40'lık fosforik asit) smear tabakası kaldırılır ve yüzey koşulları değiştirilir. Bu sistemler iki aşamalı veya üç aşamalı olarak uygulanmaktadır. Üç aşamalı sistemlerde ilk olarak diş yüzeyine sırasıyla asit, primer ve bonding rezin

uygulanmaktadır. İki aşamalı sistemlerde ise primer ve bonding tek bir şişede birleştirilmiş ve böylelikle uygulama basamağı azaltılmıştır.

Total-etch sistemlerde kollajen ağı bağlantıya katıldığı için nemli bağlanma (wet bonding) tekniği kullanılarak kolajen ağının genleşmesi sağlanmaktadır (Gwinnet 1992). Ancak yüzeyin aşırı nemli veya kuru olmamasına dikkat edilmelidir. Bu yüzden total-etch sistemler teknik hassasiyet gerektirmektedir. Aşırı nemli yüzeyde düşük bağlanma dayanımı gibi sorunlarla karşılaşılabilir. Dentin yüzeyi aşırı kurutulduğunda ise kollajen ağ çökerek rezin infiltrasyonunun gerçekleşmesi tam olarak mümkün olmamaktadır. Bu durum hastada postoperatif hassasiyete de neden olabilmektedir (Gwinnet 1994, Kato ve Nakabayashi 1998).

Total-etch sistemlerin dentin dokusuna bağlanma mekanizması difüzyon temeline dayanmaktadır ve açığa çıkmış kollajene rezinin infiltrasyonu ve hibridizasyonu prensibine bağlıdır. Bu sistemlerde yüksek düzeyde bir bağlantının oluşması imkansızdır. Çünkü monomerlerin fonksiyonel gruplarının hidroksiapatitten arınmış kollajene afinitesi düşüktür (Van Meerbeek ve ark 2003, Ülker 2006).

1.2.2.2. Self-etch Adeziv Sistemler

Self-etch adeziv sistemler geleneksel adeziv sistemlerden daha az teknik hassasiyet gerektirmektedir. Total-etch sistemlerdeki asitleme ve yıkama işlemleri self-etch sistemlerde yerini yıkama gerektirmeyen primer uygulama aşamasına bırakmıştır. Self-etch adeziv sistemlerin avantajları arasında kullanım kolaylığı sağlaması, klinik uygulamalarının kısa sürmesi ve teknik hassasiyet gerektirmemesi sayılabilir. (Kugel ve Ferrari 2000, Van Meerbeek ve ark 2001, Van Meerbeek ve ark 2003).

Self-etch adezivler asidik fonksiyonel monomerler içerdikleri için smear tabakasının altındaki dentini bir miktar demineralize etmekte ve rezin monomerlerin sert dokuya infiltrasyonunu sağlamaktadır. Hibrit tabaka bu şekilde oluşmaktadır (Jacobsen ve Söderholm 1995). Ayrıca self-etch adezivlerin kullanımı ile asitle dağlanma derinliği ve rezin monomer infiltrasyonu arasındaki uyumsuzluk engellenmiş olmaktadır. Bu şekilde rezin monomer smear tabakasının arasındaki kanallara infiltre olmakta alttaki dentin dokusunun yüzeyi ile reaksiyona girerek

smear tabakasını da içine almaktadır (Pashley ve Carvalho 1997, Van Meerbeek ve ark 2003).

Self-etch adezivler bir veya iki aşamalı uygulama prosedürlerinden birini içermektedir. İki basamak şeklinde uygulanan sistemlerde ilk olarak asidik primer içeren hidrofilik karakterdeki solüsyon yüzeye uygulanır. Daha sonra ise yüzey koşulları değiştirilmiş olan yüzeye hidrofobik adeziv rezin uygulanmaktadır. Tek basamaklı adeziv sistemler ise yüksek konsantrasyonda iyonik ve hidrofilik monomer içermelerinden dolayı ileri düzeyde hidrofilik yapıdadır. Bu sistemlerde tek bir uygulama ile yüzey hazırlama ve bonding işlemleri aynı anda sağlanmış olmaktadır (Tay ve ark 2004).

Self-etch ve total-etch adeziv sistemlerin diş sert dokularına bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmalarda bağlanma yüzeyindeki farklılıkların bağlanma değerlerini etkilediği gösterilmiştir (Nakabayashi ve ark 1991, Heymann ve Bayne 1993, Sattabanasuk ve ark 2004). Bu çalışmaların bir kısmında total-etch sistemlerin mineye bağlanma değerleri self-etch sistemlerden daha yüksek iken, dentin dokusuna bağlanma değerleri ise self-etch sistemlerle aynı bulunmuştur. Bazı çalışmalarda ise total-etch ve self-etch sistemlerin mine ve dentin dokusuna bağlanma dayanımları arasında fark olmadığı gözlenmiştir (Hanning ve ark 1999, Kanemura ve ark 1999, Miyazaki ve ark 2000, Shimada ve ark 20002, Goracci ve ark 2004, De Munck ve ark 2005, Pelsey ve ark 2005, Perdigao ve ark 2005, Plecki ve ark 2005).

1.2.2.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler

Cam iyonomerler diş sert dokularına herhangi bir işlem uygulanmaksızın bağlanabilmelerine rağmen polialkenoik asitin diş yüzeyine uygulanması bu materyallerin bağlantısını önemli derecede arttırmıştır (Inöue ve ark 2001).

Diş yüzeyinin polialkenoik asit ile pürüzlendirilmesi fosforik asit ile pürüzlendirilmesinden daha hafif bir etki oluşturmaktadır. Polialkenoik asit diş yüzeyine uygulandığında smear tabakasını çözerek 0,5-1 μm derinliğe kadar kollajen fibrilleri açığa çıkartmaktadır. Bu sistemlerde polialkenoik asidin hidroksil grupları

ile hidroksiapatitlerin kalsiyumu arasında iyonik bağ oluşarak kimyasal bağlanma meydana gelmektedir (Van Meerbeek ve ark 2003).

1.3. Dental Adeziv Sistemlerin İçeriği

Adeziv sistemlerin içeriğinde rezin monomerler, reaksiyon başlatıcılar, inhibitörler, doldurucu partiküller ve spesifik maddeler bulunur. Adeziv sistemlerin içerisinde bulunan rezin monomerler, polimerize edildikten sonra oluşan ve bir iskelet gibi destek görevi yapan, polimer içeren matriks yapısıyla kompozit ve diğer rezin sistemlere benzerlik göstermektedir. Bu nedenle monomerler adeziv sistemlerin içeriğinde bulunan en önemli elemanlardan biridir. (Van Landuyt ve ark 2007).

1.3.1. Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat (Bis-GMA)

Rezin materyallerde kullanılan birden fazla çift bağ içeren metakrilatlardan biridir. Bis- GMA (Şekil 1.1) molekülü 1960 yılında Bowen tarafından Bisfenol A ve glisidil dimetakrilatın epoksi reçineye eklenmesiyle sentezlenmiştir. Bis-GMA oldukça visköz bir monomerdir ve molekül ağırlığı yüksek olduğu için polimerizasyon büzülmesi düşüktür, sertleşmenin hızlı olmasını ve yüksek mekanik özellikte polimerin oluşmasını sağlamaktadır (Tanaka ve ark 1991). Bis-GMA yapısında epoksi grubu içermemektedir. Bu molekülde epoksi gruplarının yerine metakrilat grupları bulunmaktadır ve bu sayede ağız ortamında daha çabuk polimerizasyon gerçekleşmektedir (Peutzfeldt 1997, Söderholm ve Mariotti 1999).

Polimerizasyon büzülmesini azaltması ve polimerizasyon sırasında çapraz bağlantı kurabilmesi Bis-GMA'nın avantajları arasında sayılabilir. Bis-GMA molekülü oda sıcaklığında çok visközdür. Yüksek viskoziteye sahip olmasından dolayı monomere doldurucu eklenmesini güçleştirmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Amussen ve Peutzfeldt 1998, Botsali 2008). Bis-GMA' nın viskozitesini azaltmak için düşük molekül ağırlığına olan TEGDMA kullanılmaktadır.

1.3.2. Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA)

Bis-GMA ve UDMA monomerlerin viskozitesini azaltmak amacıyla rezin matrikse TEGDMA (Şekil 1.2) ilave edilmektedir. Ayrıca bu monomer, oluşan polimerin çekme kuvvetlerine karşı dayanımında artış, kırılma kuvvetlerine karşı dayanımında ise azalma meydana getirmektedir, ancak polimerizasyon büzülmesini arttırması dezavantajıdır (Asmussen ve Peutzfeldt 1998, O'Brein 2002).

1.3.3. Hidroksietil Metakrilat (HEMA)

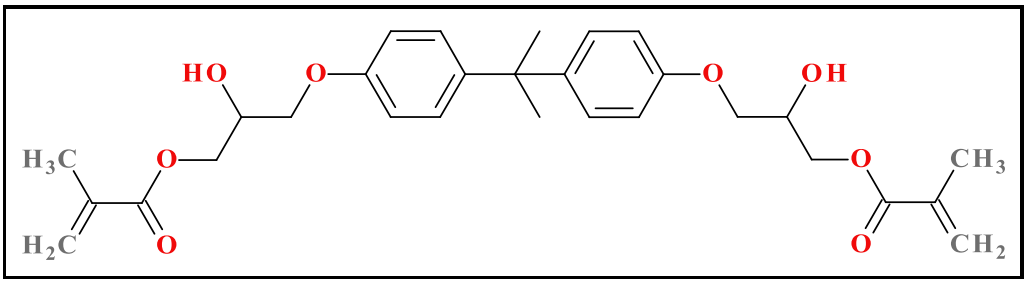
HEMA monomeri (Şekil 1.3) TEGDMA molekülüne benzemektedir. Hem hidrofilik hem de hidrofobik özelliğe sahiptir. Polimerize edilmemiş HEMA su, etanol ve aseton gibi yüksek çözünürlükteki sıvılar içerisinde bulunabilir. Rezin sistemlerde HEMA' nın kullanılma amacı polimer matriksin viskozitesini azaltmak ve rezin materyalin nemli dokulara olan bağlantısını arttırmaktır (Pashley ve ark 1998, Schwengberg ve ark 2005).

HEMA, adeziv içerisinde yüksek konsantrasyonda bulunduğu zaman polimerin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Ayrıca su ve alkolün buhar basıncını düşürdüğü için adezivlerin içerisideki yüksek HEMA miktarı kuvvetli çözücülerle buharlaşabilir (Pashley ve ark 1998). HEMA monomeri düşük ve normal pH'da hidrolizise yatkındır (Kazantsev ve ark 2003). HEMA, insanlardan ve hayvanlardan elde edilen immün sistem hücrelerinde apoptozisi arttırabilen bir moleküldür ve bu özelliği ile alerjik reaksiyonlar oluşturduğu düşünülmektedir (Paranjpe ve ark 2005).

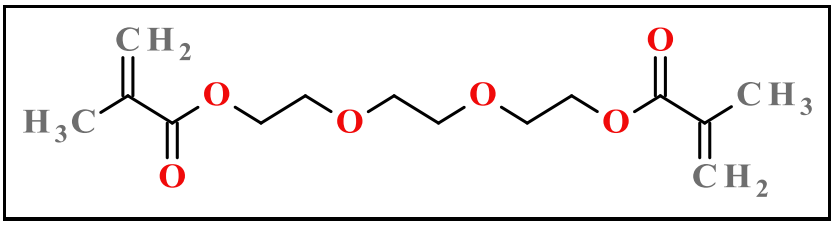
1.3.4. Üretan Dimetakrilat (UDMA)

UDMA'nın (Şekil 1.4) polimer matriks içerisinde kullanılma amacı Bis-GMA ile aynıdır. 2-hidroksil metakrilat ve 2,4,4-trimetilheksametilenediisosiyonatın reaksiyon ürünüdür. Üretan, daha az hidrofilik monomer sistemin elde edilmesi için Bis-GMA'nın ikincil hidroksil gruplarının izosiyonatlarla reaksiyonuyla sentezlenir (Van Landuyt ve ark 2007). Rezin materyallere UDMA monomerinin eklenmesi ile yapının adezyon kapasitesinin arttığı, ağız ortamındaki renk değişikliklerinden daha

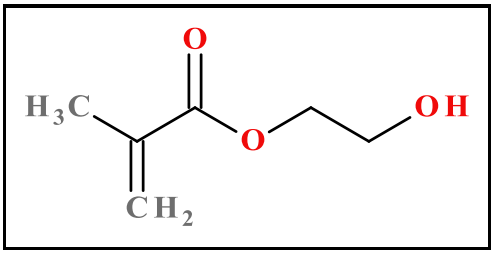
az etkilendiği, aşınma dayanımının ve sertliğinin daha fazla olduğu bildirilmektedir (Tuna ve Gençay 2006). UDMA, Bis-GMA'ya yakın moleküler ağırlığa sahip olmasına rağmen daha düşük viskoziteye sahiptir. UDMA' daki eter bağı Bis-GMA'daki iki büyük aromatik halka ile karşılaştırıldığında rotasyona izin vermektedir. Bu esnekliğinden dolayı adeziv sistemlerde tercih edilen bir monomer olmaktadır (Peutzfeldt 1997).



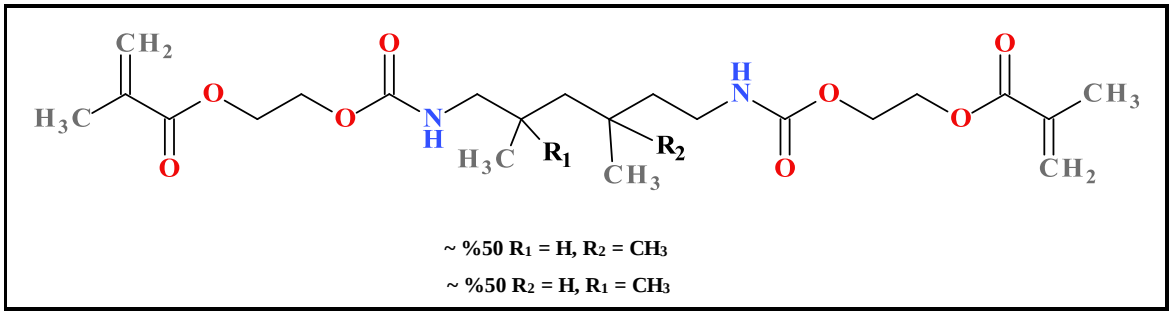
Şekil 1.1. Bis-GMA monomerinin kimyasal formül



Şekil 1.2. TEGDMA monomerinin kimyasal formülü



Şekil 1.3 HEMA monomerinin kimyasal formülü



Şekil 1.4. UDMA monomerinin kimyasal formülü

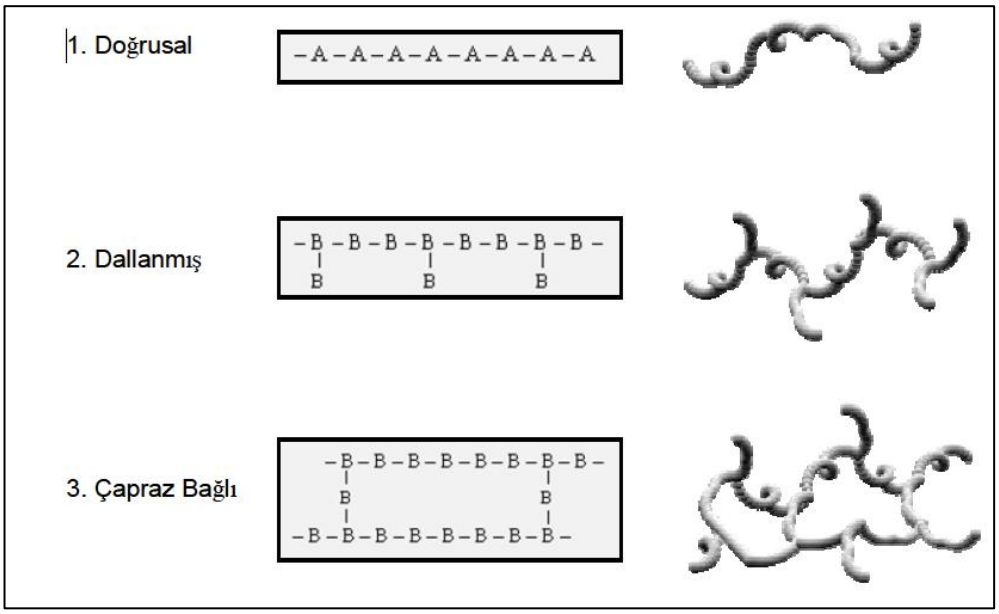
1.4. Polimerler ve Polimerizasyon

Polimerler diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. En çok kullanıldığı alanlar ölçü maddeleri, seramikler ve restoratif materyallerdir. Restorasyonlarda iyi bir bağlantı elde etmek için rezin monomerlerin kullanılması gerekmektedir. Adeziv sistemler içerisindeki rezin monomerler kompozit rezinler içerisinde bulunanlardan farksızdır. Kompozit rezine benzer şekilde polimerize olan ve bir iskelet gibi destek görevi yapan monomer içeren matriks, adeziv sistemlerde de aynıdır. Monomerler kullanıldığı materyallerin dayanıklılığını etkilemektedir. Bu nedenle monomerler adeziv sistemler içerisinde bulunan en önemli elemanlardan biridir (Van Landuyt ve ark 2007).

Monomerler basit olarak çapraz bağlayıcı ve fonksiyonel monomerler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Fonksiyonel monomerler sadece bir polimerize olabilen gruba, çapraz bağlayıcı monomerler ise iki tane polimerize olabilen gruba sahiptir (vinil grup veya C=C grup). Fonksiyonel monomerlerin fonksiyonel grupları monomerin özelliğini vermektedir.

Basit ve tekrarlayan birimlerden oluşmuş büyük moleküller "*polimer"* olarak adlandırılmaktadır. Polimeri elde etmek için başlangıçta kullanılan küçük moleküllü organik maddelere de "*monomer*" adı verilmektedir. Monomerlerden polimer oluşması işlemine ise "*polimerizasyon"* denilmektedir. Polimerizasyon derecesi, belirli bir zamanda polimerizasyon reaksiyonu içerisinde tekrarlayan birimlerin polimer zinciri oluşturması olarak tanımlanır (Sperling 2006).

Polimerler 3 farklı formda bulunmaktadır. Bunlar çizgisel, dallanmış ve çapraz bağlantılı yapılar olarak ifade edilmektedir (Şekil 1.5). Çizgisel ve dallanmış formdaki yapılarda atomlar birbirine zayıf fiziksel bağlarla bağlanmıştır. Çapraz bağlantılı yapılar ise kovalent bağlarla bağlanmış atomların bir ağ yapısı oluşturması sonucu oluşur. Çapraz bağlantılı polimerler çizgisel formdaki polimerlerle karşılaştırıldığında daha iyi mekanik özelliklere sahiptir ve dolayısıyla adezivin dayanıklılığını arttırdığı için önemlidir (Sheldon 1982, Paul ve ark 1999, O'Brein 2002, Odian 2004).



Şekil 1.5. Polimer zincir formları (Baysal 1994)

Polimerler, iyonik polimerizasyonu, kondenzasyon polimerizasyonu ve serbest radikal polimerizasyonu olmak üzere üç farklı yöntemle sentezlenmektedir. Zincir polimerizasyonu iyonlar ve koordinasyon kompleks yapıcı ajanlar üzerinden gerçekleşiyorsa *"iyonik polimerizasyon"* adını almaktadır. İyonik polimerizasyonda reaksiyon hızı çok yüksek olmaktadır. Benzer ya da farklı yapıdaki poli-fonksiyonel monomerlerin, genellikle küçük bir molekül çıkararak reaksiyona girmesiyle *"kondenzasyon polimerizasyonu"* meydana gelmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan bazı silikon ölçü maddelerinde kondenzasyon tipi polimerizasyon gözlenmektedir (Beşergil 2003, Saçak 2002, O'Brein 2002, Botsalı 2008). *"Serbest radikal polimerizasyonu"* zincir polimerleşmesinin serbest radikaller üzerinden yürüyen

türüdür. Serbest radikal polimerleşmesinde, radikal oluşumu; ısı, radyasyon, fotokimyasal reaksiyon veya çeşitli başlatıcılar tarafından sağlanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu genellikle serbest radikal polimerleşmesiyle gerçekleşmektedir (Beşergil 2003, Saçak 2002, Botsalı 2008).

1.5. Artık Monomer

Tam olarak gerçekleşen bir polimerizasyon işleminde monomerlerin tüm karbon çift bağları reaksiyona girerek polimer zincirinde yer almaktadır. Ancak polimerizasyon sırasında moleküllerin polimer zincire katılmasıyla viskozite artmakta ve monomer- polimer dönüşümü yavaşlamaktadır. Bu durum materyalin içerisinde reaksiyona girmemiş monomer miktarının reaksiyonun başlangıç anına göre azalmış olmasına ve artmış viskoziteden dolayı monomerlerin hareketliliğini kaybederek, polimerizasyon alanlarına difüzyonunun yavaşlamasına bağlı olabilmektedir. Sonuç olarak bir miktar monomer, reaksiyona katılamayıp *"artık monomer"* olarak kalabilmektedir (Tuna ve Gençay 2006, Botsalı 2008).

Rezin esaslı materyallerde oluşan karbon çift bağlarının (C=C) karbon tek bağlarına (C-C) çevrilme oranına *"dönüşüm oranı"* adı verilmektedir. Yüksek oranda çapraz bağlı polimer ağının oluşumu sırasında meydana gelen jel yapı nedeniyle moleküler mobilite gittikçe azaldığı için polimerizasyon hızıda büyük oranda düşmektedir ve bütün çift bağlar reaksiyona girmeden önce reaksiyon durmaktadır. Bu yüzden monomerlerin ya da oligomerlerin serbest radikal polimerizasyonu bütün çift bağların reaksiyona girmesiyle sonuçlanmaz (Ferracane 1994, Peutzfeldt 1997, Kömürcüoğlu 2002). Dönüşüm oranı polimerin fiziko-mekanik özelliklerini belirlemede önemlidir. Reaksiyonda oluşan polimer oranı düşük olduğu zaman düşük dayanıklılık, yüksek geçirgenlik, sızıntı ve artık monomer salımı gibi istenmeyen durumlar meydana gelmektedir.(Cadenaro ve ark 2005, Cardoso ve ark 2005, Van Landuyt ve ark 2007).

Reaksiyona giren monomer çift bağlarının yüzdesi ışıkla polimerize olan sistemlerde % 55-80 arasında değişmektedir (Ferracane 1994, Peutzfeldt 1997, Üşümez ve ark 2005). Kalan artık monomer miktarı rezin materyalin kompozisyonu,

kullanılan çözücü miktarı ve çözücü konsantrasyonu, ışığa duyarlı başlatıcıların ve inhibitörlerin tipi ve oranları, ışık yoğunluğu ve süresi, ortamın ısısı ve ortamdaki oksijen varlığı gibi faktörlere bağlıdır (Stansbury ve Dickens 2001, Holmes ve ark 2007).

Polimerize olmamış artık monomerler rezin materyalden dışarıya doğru salınmaktadır. Rezin materyallerden artık monomer salımı materyalin yüzeyinde ve iç yapısında oluşan deformasyonlar sonucu zaman içerisinde gerçekleşmektedir. Reaksiyona girmeyen monomerler polimer matriks içerisinde dağılmış halde bulunmaktadır. Materyalin yapısını oluşturan monomerlerin tipi, büyüklüğü ve birbirleriyle kombinasyonu, materyalin yüzeyinde oluşan aşınma miktarı ve tükürük kompozisyonundaki değişiklikler gibi faktörlere bağlı olarak rezin materyalden değişen miktarlarda artık monomer salımı gerçekleşebilmektedir (Tuna ve Gençay 2006).

Rezin materyallerde polimerizasyon çeşitli faktörler tarafından engellenebilmektedir. Oksijen varlığında serbest radikaller oksijenle reaksiyona girmeye daha eğilimli olduğundan, bu radikaller oksijenle reaksiyona girerek reaktif olmayan peroksi radikalleri oluştururlar ve oksijenle temas eden yüzeylerde polimerizasyon gerçekleşmez. Bu olaya "*polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu"*, yüzeyde oluşan tabakaya da *"oksijen inhibisyon tabakası"* adı verilmektedir (Rueggeberg ve Margeson 1990). Ayrıca dentin tübüllerinden dışarıya doğru olan sıvı akışı ve adeziv içerisindeki çözücüler polimerizasyonu olumsuz şekilde etkileyebilmektedir (Cardoso ve ark 2005, Nunes ve ark 2005).

Yapılan çalışmalarda, rezin esaslı restoratif materyallerden, fissür örtücülerden ve adeziv sistemlerden artık monomer ve bozulma ürünlerinin salındığı gözlemlenmiştir (Sideridou ve Achilias 2005, Altıntaş ve Üşümez 2008, Botsalı 2008, Tabatabaee ve ark 2009). Ağız ortamına salınan bu artık monomerlerin ise biyolojik dokularda bazı riskler ortaya çıkardığı bilinmektedir (Eliades ve ark 1995, Kömürcüoğlu ve ark 2005).

1.6. Artık Monomerlerin Biyolojik Etkileri

Rezin esaslı materyallerin diş hekimliğinde yaygın bir biçimde kullanılmaya başlanması ile birlikte bu materyallerin biyolojik olarak güvenilirliklerinin daha fazla sorgulanması gündeme gelmiştir. Rezin esaslı materyaller HEMA, Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA gibi monomerleri içermektedir (Sideridou ve Achilias 2005).

Polimerize edilen rezin materyalin içerisindeki artık monomerler restorasyonun klinik başarısını azaltmakta ve hastalarda çeşitli istenmeyen etki oluşturma potansiyelleri bulunmaktadır. Oluşan reaksiyonlar materyalin içeriğine, bozulma ürünlerine, artık kalan bu maddelerin emilimine, vücuda yayılımına, biyotransformasyonuna, vücuttan atılımına ve hedef dokunun ne olduğuna bağlı olarak değişmektedir (Al-Hiyasat ve Darmani 2005, Sideridou ve Achilias 2005).

Restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin iyi olması yanında biyouyumluluklarınında kabul edilebilir düzeyde olması istenmektedir. Bir materyalin spesifik bir uygulamada konakta uygun bir cevap oluşturabilme özelliği *"biyouyumluluk"* olarak tanımlanmaktadır (Nicholson ve Croll 1997). Materyalin biyolojik dokulara olan allerjik, sitotoksik, genotoksik ve karsinojenik etkileri o materyalin biyouyumluluğunu belirlemektedir (Kömürcüoğlu ve ark 2005, Sideridou ve Achilias 2005).

Diş hekimliği alanında kullanılan birçok malzeme alerjik reaksiyonlara neden olmaktadır. Alerji yapan maddeye *"primer alerjen"* adı verilmektedir. Çapraz reaksiyon yapma eğiliminde olan maddeler ise *"sekonder alerjen"* olarak adlandırılmaktadır. Çapraz reaksiyon ise bir bileşikle başlayan alerjik reaksiyonun bir yada daha fazla bileşikle devam etmesi olarak tanımlanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan monomerlerin çoğuyla ilgili olarak çapraz reaksiyon potansiyellerinin bulunduğu ve bu materyallerle çalışanlarda (diş hekimi ve yardımcı personel) alerjik kökenli aşırı duyarlılık olgularına rastlandığı bildirilmiştir. Özellikle alerjik kontak dermatit ve irritan kontak dermatit gibi cilt hastalıkları sıklıkla rapor edilmiştir (Kanerva 2001, Alanko ve ark 2004, Büyüközer 2009).

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 steroidin, steroid hormonunun etkilerini taklit edebilme yeteneğinin olduğu ve karsinojenik potansiyellerinin bulunduğu düşünülmektedir (Söderholm ve Mariotti 1999, Schafer ve ark 2000).

Rezin esaslı dental materyaller DNA üzerinde direkt etki gösterebilir. Bu etki *"genotoksisite"* olarak adlandırılmaktadır. Genotoksik etkiyle değişen DNA üzerinde mutasyon gibi kalıcı nitelikte değişiklikler oluşturan durum ise *"mutajenite"*olarak adlandırılmaktadır (Schmalz 1998, Geurtsen 2000).

Sitotoksisite; hücrelerin temel organellerinde kimyasal etkenin oluşturduğu yıkım olarak tanımlanmaktadır. Bir maddenin sitotoksisitesi " TC_{50} " kullanılarak ifade edilmektedir. Bu miktar ortamdaki hücrelerin % 50'sinin yaşamasını sağlayan dozdur (Schmalz 1998). Ratanasathien'in (1995) yaptığı bir çalışmada dentin bonding ajanlarının içeriğindeki HEMA, Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA'nın fare fibroblastları üzerindeki etkilerinin toksisite düzeyine göre sırasıyla Bis-GMA > UDMA > TEGDMA > HEMA şeklinde sıralanmıştır. Aynı çalışmada HEMA ve Bis-GMA'nın birlikte uygulandığı durumlarda sinerjik etki oluştuğu gözlenmiştir. Rezin monomerler mitokondriyal aktivitiyi arttırmaktadır ve pulpa dokusunda enflamatuar hücreleri etkileyerek makrofajların salınmasına neden olmaktadır. Ayrıca bu monomerlere uzun süre maruz kalmanın sitotoksiteyi arttırdığı bulunmuştur (Ratanasathien 1995, Noda ve ark 2002).

1.7. Rezin Esaslı Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları

Günümüzde rezin esaslı dental materyallerin polimerizasyonunda farklı yapıda ışık kaynakları kullanılmaktadır. Bunlar; kuartz tungsten halojen (QTH), plazma ark (PAC) , lazer ve light emitting diode (LED) ışık kaynaklarıdır.

1.7.1. Kuartz Tungsten Halojen Işık Kaynakları

QTH ışık kaynaklarında tungsten halojen ampul kullanılmaktadır. Oluşan ışık demeti fiber optik esaslı bir tüp aracılığı ile restorasyona iletilmektedir. Bu ışık kaynakları 400-500 nm dalga boyu aralığına rastlayan geniş bir ışık spektrumuna sahiptir. QTH ışık kaynaklarında en düşük ışık yoğunluğu ortalama 300 mW/cm^2' dir. Son yıllarda yüksek ışık şiddetine sahip HQTH (High intensity kuartz tungsten halojen) ışık kaynakları da geliştirilmiştir. Bu cihazlar 800 mW/cm^2 'den daha fazla ışık şiddetine sahip bulunmaktadır. Diğer ışık kaynaklarına göre daha ucuz olmaları ve dalga boyu aralıklarının geniş olması tercih edilme nedenleri arasındadır. Lamba ömürlerinin kısa olması, polimerizasyon sırasında ısı oluşturmaları ve zaman içinde ışık kaynağının gücünde azalma meydana gelmesi QTH ışık kaynaklarının dezavantajları arasında yer almaktadır (Shortall ve Harrington 1996, Mills ve ark 1999, Price ve ark 2005).

1.7.2. Plazma Ark Işık Kaynakları

Plazma ark ışık kaynaklarında xenon lambalar kullanılmaktadır. Işığın dalga boyu aralığı 380 -500 nm' dir. Polimerizasyon süresini kısaltmak amacıyla üretilmişlerdir. Bu ışık kaynaklarının bir diğer kullanım amacı ise polimerizasyon etkinliğini arttırmaktır (Fortin ve Vargas 2000). Polimerizasyon sırasında büzülmenin ani bir şekilde olması, kullanım sırasında açığa çıkan ısı miktarının fazlalığı, ışığın dalga boyu aralığının dar olması ve pahalı sistemler olmaları kullanımlarını sınırlandırmıştır (Çekiç ve Ergün 2007).

1.7.3. Lazer Işık Kaynakları

Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan argon lazer üniteleri bulunmaktadır. Argon lazer sistemi kamforokinonu aktive edebilen tek lazer sistemidir. Lazer ışık kaynakları 400-500 nm dalga boyuna sahiptir ve uygulama süreleri kısadır, çok az ısı oluştururlar ve ışık dalga boyları sabittir (Lioret ve ark 2004). Lazer ışık kaynaklarında fiberoptik ucun yüzey alanının dar olması ve pahalı

sistemler olması dezavantajları arasında sayılmaktadır (Albers 1999, Deb ve Sehmi 2003).

1.7.4. Light Emiting Diode Işık Kaynakları

Son yıllarda görünür mavi ışık cihazlarının modifiye tipleri olarak geliştirilen LED ışık kaynakları kullanılmaya başlanmıştır. LED sistemler doğru yönde gerilim uygulandığı zaman ışıyan, elektriksel enerjiyi ışık enerjisine dönüştüren özel katkı maddeli proton nötron diyotlardır. Bu sistemlerde 450-500 nm dalga boyunda görünür mavi ışıma sağlanmaktadır (Price ve ark 2003, Çekiç ve Ergün 2007).

LED ışık kaynakları gereken nitelikteki ışığı üretirken enerjiyi yüksek verimle kullanmaktadır. Halojen ışık kaynakları kapasitesinin sadece % 0,5' ini kullanarak istenilen özellikteki ışığı üretebilirken LED ışık kaynaklarında üretilen ışığın yaklaşık % 95'i polimerizasyon için istenilen 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 kaynakları 1200 mW/cm^2 düzeyine kadar ışık üretebilmektedir. Halojen lambaların ömrü 50-100 saat arasında olmasına rağmen LED lambaların ömrü yaklaşık 10.000 saat civarındadır. Polimerizasyon sırasında dişte ısı oluşturmamaları, enerji tüketimlerinin az olması LED ışık cihazlarının diğer avantajları arasında sayılmaktadır (Moon ve ark 2004, Çekiç ve Ergün 2007).

1.8. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Rezin esaslı materyallerin polimerizasyon derecesini belirlemek veya fikir yürütebilmek için günümüzde birçok teknik kullanılmaktadır. Bu tekniklerden bazıları şunlardır (Lee ve ark 1998, Morgan ve ark 2000, Spagnuolo ve ark 2004, Viljanen ve ark 2006, Botsalı 2008);

1. Ayırıcı Termal Analiz
2. Fourier Dönüşüm Spektroskopisi (FT-IR)
3. Katı Faz Nükleer Manyetik Rezonans (NMR)
4. UV Spektrofotometre

5. Çoklu İnternal Refleksiyon Spektroskopisi (MIRS)
6. Çift Bağ Değişimi
7. Yüzey Sertliği Ölçümü
8. Kromatografiler

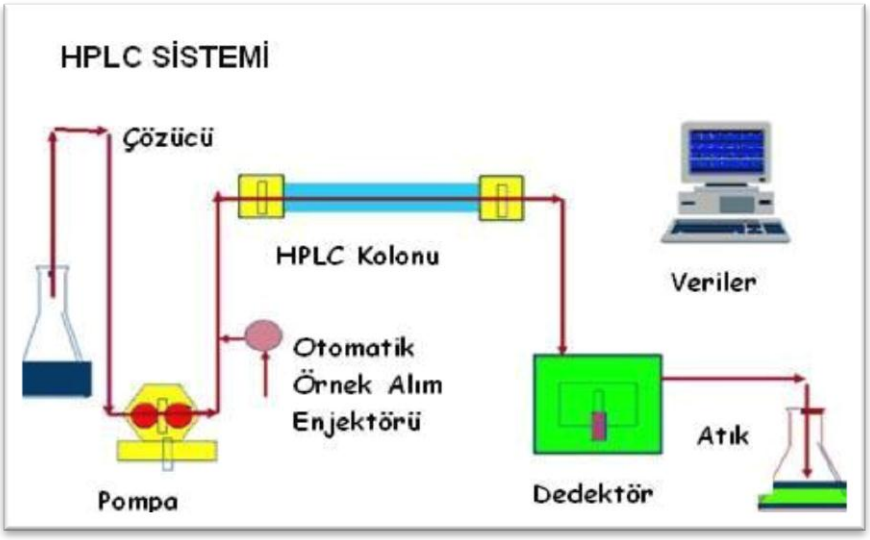
- Gaz Kromatografisi (GC)
- Likit Kromatograf/Kütle Spektrometri (LC-MS)
- Elektrospray İyonizasyon/Kütle Spektrometrisi
- Micellar Elektrokinetik Kromatografi
- Yüksek Basınçlı Likit Kromatografisi (HPLC)

Ancak rezin esaslı materyallerden salınan artık monomerlerin analizi için en uygun yöntemler kromatografik yöntemlerdir (Örtengren ve ark 2001). Rezin esaslı materyallerden salınan komponentlerin ayırt edilebilmesi için en sık kullanılan kromatografik yöntemler HPLC ve GC/MS' dir. Ayrıştırma sürecinde monomerler mobil faz içerisinde çözünebildiğinden kontrolün daha kolay sağlanması, tekrarlanabilir, sonuçlarının güvenilir, hızlı, ekonomik ve seçici olmasından dolayı HPLC en çok tercih edilen ölçüm yöntemidir (Sideridou ve Achilias 2005, Türker 2005, Moharamzadeh ve ark 2007).

1.8.1. HPLC

Kromatografi, bir karışımda bulunan bileşenleri birbirinden ayıran ve bu sayede ayrılmış olan bileşenlerin kalitatif ve kantitatif analizlerinin yapılabildiği yöntemlerin genel adıdır. Bu yöntemle analizi yapılacak olan maddenin içerisinde hangi bileşenlerin ne miktarda bulunduğu saptanabilmektedir (Yıldız ve Genç 1993, Kılınç 2006). Rezin materyallerden salınan artık monomerlerin miktarının belirlenmesinde HPLC kullanılmaktadır. HPLC aşağıdaki ana elemanlardan oluşmaktadır (Kılınç 2004) (Şekil 1.6);

- Hareketli faz
- Sabit faz
- Pompa
- Dedektör



Şekil 1.6. HPLC sisteminin ana elemanları

Hareketli faz: Örnek bileşenlerini, 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 edilmelidir.

Sabit faz: Hareketli faz içerisinde gelen örneğe ait bileşenlerin etkileşime girdikleri ve belirli ölçüde alıkonuldukları fazdır. Kromatografi tekniğinin çeşidine göre tasarlanmış değişik materyallerden farklı ölçülerde imal edilmiş *"kolon "* adı verilen sabit fazlar mevcuttur. Kolon genellikle iç çapı 5 mm olan metal bir boru şeklinde olup içi 5-10 µm çapında değişik özelliklere sahip partiküllerle doludur. Bu çok küçük ince partiküllerin düşük dağılmalarda bile yüksek yüzey kapasitesine sahip olması gerekir. (Türker 2005, Kılınç 2006, Botsalı 2008).

Mobil faz içerisinde gelen, analizi yapılacak olan maddeye ait bileşenlerin sabit faz ile etkileşime girip yavaşlatılarak belirli oranda tutulması ve böylece sabit fazı daha geç terk etmesi olayı *"alıkonma zamanı"* olarak ifade edilmektedir. Bu kavram, belirli sabit analitik koşullar altında her kimyasal madde için parmak izi niteliği taşımaktadır (Kılınç 2006).

Pompa: HPLC' de mobil fazı oluşturan çözücü karışımlarının enjektör, kolon ve dedektör içerisinden basınç altında ve belirlenmiş, sabit veya değişken bir hızda geçmesini sağlar (Kılınç 2006).

Dedektör: Kolon, analizi 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"*ekseni, kullanılan dedektörün ölçtüğü fiziksel özelliği, *"x"* ekseni ise zamanı göstermektedir. Zamana karşı *"y"* ekseninde ölçülen fiziksel özelliğin artıp tekrar azalması şeklinde oluşan pik eğrilerinin 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, Botsalı 2008).

1.9. Biyouyumluluğun Değerlendirilmesi

Dental materyallerin biyouyumluluğu genellikle üç tip biyolojik test ile değerlendirilmektedir (Cao ve ark 2005).

- *İn vitro* deneyler
- *İn vivo* hayvan deneyleri
- İnsanlar üzerinde yapılan klinik çalışmalar

1.9. *İn vitro* Deneyler

Biyouyumluluğun değerlendirilmesinde kullanılan basit, kısa sürede sonuç veren bir test yöntemidir. İn vitro deneylerle materyalin özelliklerinin geliştirilmesi sağlanır (Wataha 2001). Bu testler genellikle hücrelerin ya da bakterilerin materyal ile teması sağlanarak yapılmaktadır. *İn vitro* sitotoksisite testleri arasında hemolizis, inhalasyon toksisitesi, teratojenite, karsinojenite tahmin testleri, Ames mutajenite testi, Styles hücre transformasyon testleri sayılabilir (Hensten-Pettersen, 1988).

Hayvan ve insan çalışmalarında karşılaşılan etik problemler *in vitro* deneylerde yoktur. Ancak *in vitro* deneylerin *in vivo* deneylere göre güvenilirliği düşüktür. *İn vitro* testler materyale karşı oluşan biyolojik cevapla ilgili yanıltıcı sonuçlar oluşturabilir. Çünkü materyale karşı vücutta çok kompleks biyolojik cevaplar gelişebilmektedir. Bu durum *in vitro* ortamda ise aynen taklit edilememektedir. (Wataha 2001, Ülker 2009).

Materyallerin, biyolojik dokulara olan zararlı etkilerinin araştırılmasında kullanılan yöntemler materyal ile biyolojik sistemin teması sonucunda canlıdaki fonksiyonel ve yapısal değişimin niteliğini ve niceliğini belirlemek amacıyla yapılmaktadır. Bu yöntemle oluşan etkinin, biyolojik sistemin yapısında belirgin bir değişikliğe yol açıp açmadığı ve etkinin geri dönüşümlü olup olmadığı ortaya çıkarılmaktadır (Schmalz 1994).

1.9.1. Hücre Kültürü

Dental materyallerin sitotoksisite testlerinde farklı kaynaklardan elde edilen memeli hücreleri kullanılmaktadır. Deneylerde en sık kullanılan L929 fare fibroblastı, BHK-21 (C-13) fibroblastları, fare fibroblastlarının L hücreleri, insan deri epitelyal (NCTC 2544) hücreleri (Polyzois 1994) veya insan gingival hücreleridir (Şengün ve ark 2006). Son zamanlarda sığır (SV3neoB) ve insandan (tHPC) derive edilerek immortal hale getirilmiş pulpa hücreleri çalışmalarda kullanılmaya başlanmıştır (Thonemann ve Schmalz 2000, Galler ve ark 2006).

1.9.2. Sitotoksisite Testleri

Sitotoksisitenin belirlenmesinde hücre kültür yöntemleri kullanılır. Bu işlem için insanlardan ve hayvanlardan elde edilen hücre kültürleri kullanılmaktadır. Direkt olarak maddelerin veya maddelerin ekstraktlarının sitotoksik etkilerini araştırmada çeşitli "biyolojik hücre ölümleri/endpoint" kullanılır.

Bir materyalin sitotoksik etkileri genel olarak hücre sayısı veya büyüme hızının, hücre membranlarının bütünlüğünün, hücrenin biyosentez veya enzimatik ve metabolik aktivitesinin, hücrenin genetik üzerine etkilerinin *in vitro* ölçümü ile belirlenmektedir (Craig 1997, Wataha 2001).

Hücrelerin, enzimatik ve metabolik aktivitesini değerlendirerek yapılan *in vitro* deneylerde en sık kullanılan test yöntemi 3(4,5-dimethylthiazol-2-yl)-2,5 diphenyltetrazolium bromid (MTT)' dir (Keiser ve ark 2000).

1.9.3. Hücre-Materyal Kontak Testleri

Ağız ortamında dental materyaller dişeti ve dentin yoluyla veya direkt pulpa ile temasta olabilmektedir. Hücre materyal kontak testlerinde direkt veya indirekt yolla materyalin kendisi veya materyalden salınan bileşiklerin hücre kültürleri ile teması sağlanmaktadır. Direkt kontak testlerinde hücreler materyalin yanında veya üzerinde büyürlerken; indirekt kontak testlerinde materyal ve hücreler arasında bir bariyer bulunmaktadır (Schmalz 1988, Cao ve ark 2005). Hücre-materyal temasını sağlamanın bir diğer yolu ise dental materyal örneklerinin kültür ortamında bekletilmesi ve sitotoksisite testlerinde materyalin kendisi yerine bu sıvıların kullanılmasıdır (Annunziata 2006).

Hücre materyal temasının sağlanmasının bir başka yolu ise dental materyallerden salınan bileşenlerin kullanılmasıdır. Bu bileşenler, sitotoksisite testlerinde materyalin kendisi yerine kullanılabilir. Bu yaklaşımla materyalin hem direkt teması halinde hem de hücrelerden uzakta meydana getireceği etkiler belirlenebilmektedir (Keiser ve ark 2000, Annunziata 2006).

1.10. *İn vivo* Hayvan Deneyleri

Materyaller fare, rat, köpek, kedi ve primatlar gibi memeli hayvanlar üzerinde test edilir. Bu testler sayesinde materyalin biyolojik sisteme olan karmaşık etkileri incelenebilmektedir. Böylece *in vitro* testlere göre daha anlamlı sonuçlar elde edilebilmektedir. Pahalı olmaları, uzun zaman gerektirmeleri, kontrollerinin zor olması ve etik problemlerin yaşanma ihtimali bu testleri dezavantajlı hale getirmektedir (Schmalz 1997, Wataha 2001).

1.11. İnsanlar Üzerinde Yapılan Klinik Çalışmalar

Laboratuvar ve hayvan deneylerinde güvenilir bulunan materyallerin insanlarda klinik olarak hedeflenen alana yerleştirilmesi suretiyle kullanılması ve

ardından materyale verilen cevapların gözlenmesi esasına dayanmaktadır. Bu çalışmalar materyallerin klinik kullanım ve reaksiyonlar açısından değerlendirilmesine yardımcı olur. Materyal gönüllü bir insana yerleştirilir. En doğru cevap alınan biyouyumluluk testidir ancak çok pahalı olan, uzun zaman alan, kontrolu ve yorumlanması zor ayrıca etik açıdan tartışmalı olan testlerdir (Costa 2006, Ülker 2009).

Bu tez çalışmasında farklı sürelerde polimerize edilen adeziv sistemlerin yapılarından salınan artık monomer miktarının belirlenmesi ve bu adezivlerin sitotoksitelerinin araştırılması amaçlanmıştır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, dokuz farklı adeziv materyalin;

- Polimerizasyonu sonrası yapılarından salınan artık monomer miktarı ve
- Her bir komponentinin sitotoksiteleri araştırıldı.

2.1. Gereç

2.1.1. Kullanılan Adeziv Materyaller

Çalışmada 6 adet self-etch (Resim 2.1) ve 3 adet total-etch (Resim 2.2) olmak üzere toplam 9 adet adeziv materyal kullanıldı (Çizelge 2.1).

Resim 2.1. Çalışmada kullanılan self-etch adeziv materyaller



Clearfil Tri-S Bond



Bond Force



Adper Easy Bond



Clearfil SE Bond



Clearfil DC Bond



Clearfil Liner Bond 2V

Resim 2.2. Çalışmada kullanılan total-etch adeziv materyaller



Clearfil Photo Bond



Adper Single Bond 2



All Bond 3

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan adeziv materyaller ve içerikleri

Ticari adı	İçeriği	Lot no
Clearfil Tri-S Bond Kuraray, Osaka, Japonya	Bis-GMA % 15-35, HEMA % 15-35, Etanol > % 20, MDP, kollaidal silika, dı-CQ, su, reaksiyon, başlatıcılar ve hızlandırıcılar	00088A
Bond Force Tokuyama, Tokyo, Japonya	Bis-GMA % 5-20, HEMA % 5-25, alkol %30-60, su, TEGDMA % 5-20, başlatıcılar, fosforik asit monomeri	048E20
Adper Easy Bond 3M ESPE, Seefeld, Almanya	Bis-GMA % 15-25, HEMA % 15-25, etanol, su, kamforokinon, akrilik ve itakonik asit kopolimeri	0421591
Clearfil SE Bond Kuraray, Okayama, Japonya	**Primer:** HEMA %10-30, MDP, kamforokinon, su, hidrofobik alifatik dimetakrilat **Bond:** Bis-GMA %25-45**,** HEMA %20-40**,** MDP, koloidal silika, kamforokinon, başlatıcı, alifatik dimetakrilat	041755
Clearfil DC Bond Kuraray, Okayama, Japonya	**Likit A:** HEMA % 30-50, Bis-GMA%30-50, MDP Dibenzoilperoksit, kolloidal silika, kamforokinon, başlatıcı **Likit B:** Etanol, su, katalist, hızlandırıcı	041146
Clearfil Liner Bond 2V Kuraray, Okayama, Japonya	**Primer A:** HEMA %5-25, MDP, kamforokinon, su, hızlandırıcı, hidrofilik alifatik dimetakrilat **Primer B:** HEMA % 20-40, su, katalist, hidrofilik alifatik dimetakrilat **Bond A:** Bis-GMA %25-45, HEMA %20-40, MDP, kolloidal silika, hızlandırıcı, kamforokinon	041161
Clearfil Photo Bond Kuraray, Okayama, Japonya	**Üniversal:** Etanol, başlatıcı **Katalist:** Bis-GMA %20-40, HEMA %5-25, MDP,hidrofobik dimetakrilat, benzoilperoksit, kamforokinon	041242
All-Bond 3 Bisco, Schaumburg, ABD	**Primer:** Bis-GMA %15-50, HEMA %15-50, bifenildimetakrilat % 5-20 **Rezin:** Bis-GMA % 5-30, UDMA % 5-30, TEGDMA %10-40**,** cam	100009291
Adper Single Bond 2 3M ESPE, Seefeld, Almanya	Bis-GMA % 10-20, HEMA % 5-15, etil alkol, su, diürotandimetakrilat, akrilik ve itakonik asit kopolimeri	20080912

2.1.2. Kullanılan Işık Cihazı

Adeziv sistemlerin polimerizasyonu için LED (Elipar S10, 3M ESPE, St. Paul, ABD) ışık cihazı kullanıldı (Çizelge 2.2), (Resim 2.3). LED ışık cihazının ışık gücü ölçümü için her bir polimerizasyon işlemi öncesinde 2000 mW/cm^2 'ye kadar ölçebilen radyometre (Kerr, Danbury, CT, ABD) kullanıldı. (Resim 2.4)

Çizelge 2.2. Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynağına ait özellikler

Ticari adı	Üretici firma	Işık gücü	Dalga Boyu
Elipar S10	3M ESPE	>1200 mW/cm^2	430-480 nm



Resim 2.3. Elipar S10 LED ışık kaynağı



Resim 2.4. LED cihazlar için ışık yoğunluğu ölçüm cihazı

2.1.3. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Cihazlar

Çalışmada adeziv materyallerden salınan artık monomer miktarının belirlenmesi için Agilent 1100 HPLC cihazı (Agilent Technologies, Inc. Santa Clara, CA, ABD) kullanıldı. Kullanılan HPLC cihazı; pompa, dedektör (UV/VIS detektör), kolon fırını, enjektör, bilgisayar bağlantı modülü ünitelerinden oluşmaktaydı (Resim 2.5). 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, ABD) ile gerçekleştirildi (Resim 2.6). Bu monomerlere ait standart stok çözeltilerin hazırlanmasında hassas terazi (Precisa Inst. AG, Zürih, İsveç) kullanıldı (resim 2.7).



Resim 2.5. Agilent 1100 Likit Kromatografi Cihazı



Resim 2.6. C18 Ters faz analitik kolon



Resim 2.7. Çalışmada kullanılan hassas terazi

2.1.4. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Materyaller

Örneklerin HPLC cihazına verilmeden önce süzülmesinde 13 mm'lik naylon, 0,45 µm por genişliğine sahip şırınga filtresi (Waters EDGE, ABD) kullanıldı. Örnekler HPLC ölçümü için 9 mm'lik, amber renkli, vidalı kapağa sahip cam viyallerde (Waters EDGE, ABD) tutuldu (Resim 2.9).

Çalışmada aşağıdaki kimyasallar kullanıldı.

- % 99' luk etanol (MERCK, K34553486)
- % 99.8' lik asitonitril (ACN MERCK, I179258)
- Deiyonize su (HPLC Grade, Sigma Aldrich 01050KC)
- Bis-GMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD) (Resim 2.10), Çizelge 2.3)
- TEGDMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD) (Resim 2.10), Çizelge 2.3)
- UDMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD) (Resim 2.10), Çizelge 2.3)



Resim 2.10. Çalışmada kullanılan saf monomerler



Resim 2.9. Örneklerin bulunduğu amber renkli cam viyaller

Çizelge 2.3. Standart olarak kullanılan monomerlere ait bilgiler

	Bis- GMA	**UDMA**	**TEGDMA**
Ticari Adı	Bisfenol A glisidil dimetakrilat	Üretan dimetakrilat	Trietilen glikol dimetakrilat
Üretici Firma	Sigma-Aldrich	Sigma-Aldrich	Sigma-Aldrich
Ürün No	494356	436909	261548
Molekül Ağırlığı	512,59 gr/mol	470,57 gr/mol	286,33 gr/mol

2.1.4. Dentin Kesitlerinin Elde Edilmesinde Kullanılan cihaz ve materyaller

Adeziv materyallerin uygulanacağı dentin kesitlerini elde etmek için aşağıdaki cihaz ve materyaller kullanıldı.

- İsomet kesit cihazı (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) (Resim 2.11)
- Elmas separe (Isomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, ABD)
- Meliodent akrilik rezin (Bayer Dental, Almanya)
- Dijital kumpas (Insize Inc., ABD) (Resim 2.12)



Resim 2.11. İsomet kesit cihazı

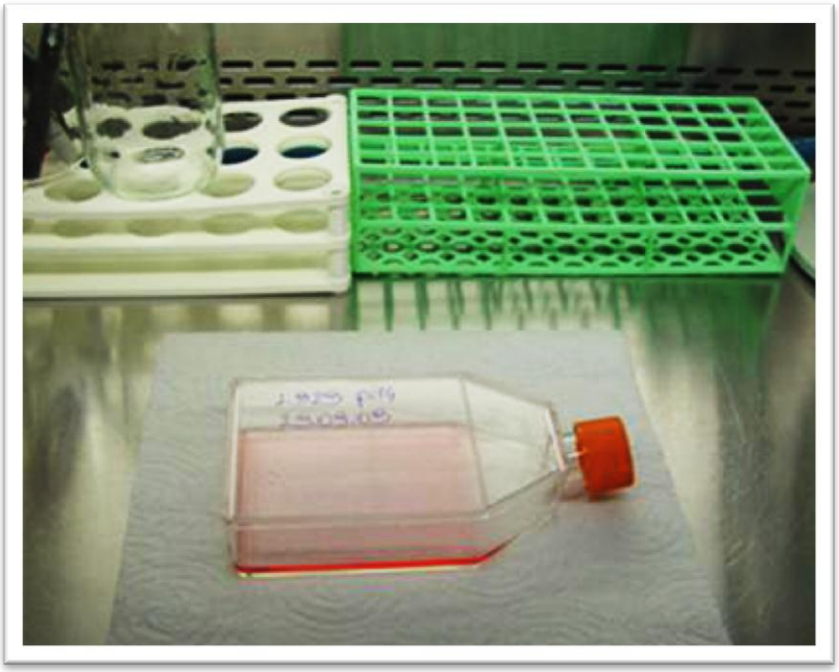


Resim 2.12. Dijital kumpas

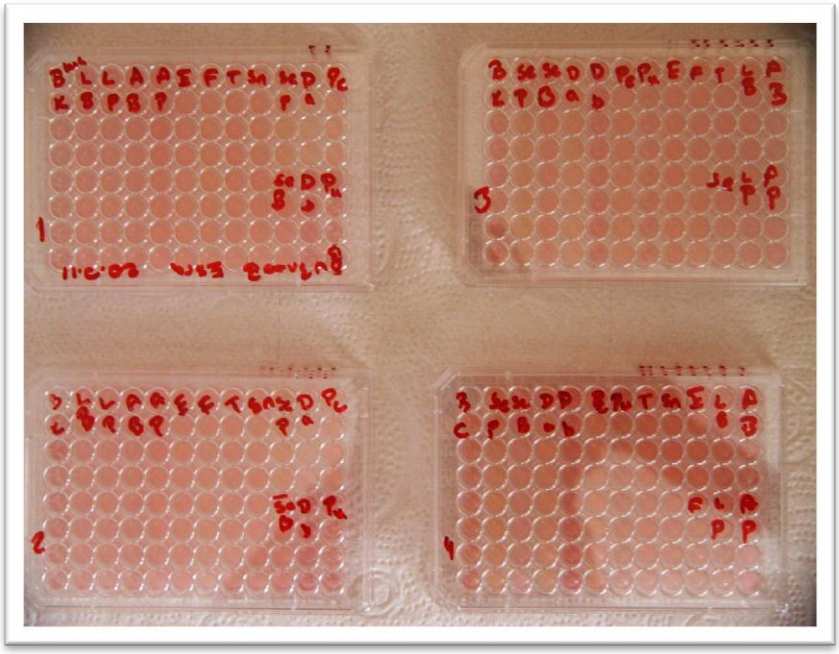
2.1.5. Sitotoksisite Testinde Kullanılan Materyaller

Adeziv materyallerin sitotoksisitelerini belirlemek için aşağıdaki materyaller kullanıldı.

- Simian virüs T antijeni ile transfekte edilmiş sığır pulpa hücreleri (Thonemann ve Schmalz 2000)
- % 20' lik Fetal Bovine Serum (FBS) (Gibco Invitrogen, Karlsruhe, Almanya)
- Penisilin/Streptomisin ve genetisin içeren MEM (Minimum Essential Medium Eagle - Alpha, Gibco Invitrogen, Karlsruhe, Almanya)
- PBS (phosphate buffer saline, Sigma, Steinhelm, Almanya)
- 75 cm^2 'lik hücre kültür kabı (Corning 75 cm^2 cell culture flask, NY, ABD) (Resim 2.13)
- MTT solusyonu (Sigma Aldrich, Taufkirchen, Almanya)
- Dimetil sülfoksit (Merck, Almanya)
- 96 kuyucuklu hücre kültür kabı (Resim 2.14)



Resim 2.13. Flask içerisindeki hücrelerin idamesi



Resim 2.14. 96 kuyucuklu hücre kültür kabı

2.1.6. Sitotoksisite Testinde Kullanılan Cihazlar

Adeziv materyallerin sitotoksisitelerini belirlemek için aşağıdaki cihazlar kullanıldı.

- İnkübatör (Resim 2.15)
- Laminar flow (Steril Manufacturing Division, İtalya) (Resim 2.16)
- ELİSA reader (uquant Bio-Tek instruments, Inc. Winooski VT, ABD) (Resim 2.17)



Resim 2.15. Hücrelerin inkübe edildiği inkübatör



Resim 2.16. Hücre kültür işlemlerinin yapıldığı laminar flow



Resim 2.17. ELİSA reader

2.2. Yöntem

Çalışmada, adeziv materyallerin uygulandığı dentin kesitlerinin hazırlanması ve bu kesitlere adeziv materyallerin uygulanması Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, adeziv sistemlerin yapılarından salınan artık monomer miktarının belirlenmesine yönelik biyokimyasal analizler Karadeniz Teknik Üniversitesi Kimya Bölümü Laboratuvarında, adeziv materyallerin sitotoksitelerinin belirlenmesine yönelik çalışmalar ise Selçuk Üniversitesi Selçuklu Tıp Fakültesi Tıbbi Genetik Anabilim Dalı Laboratuvarında yapılmıştır.

2.2.1. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesi

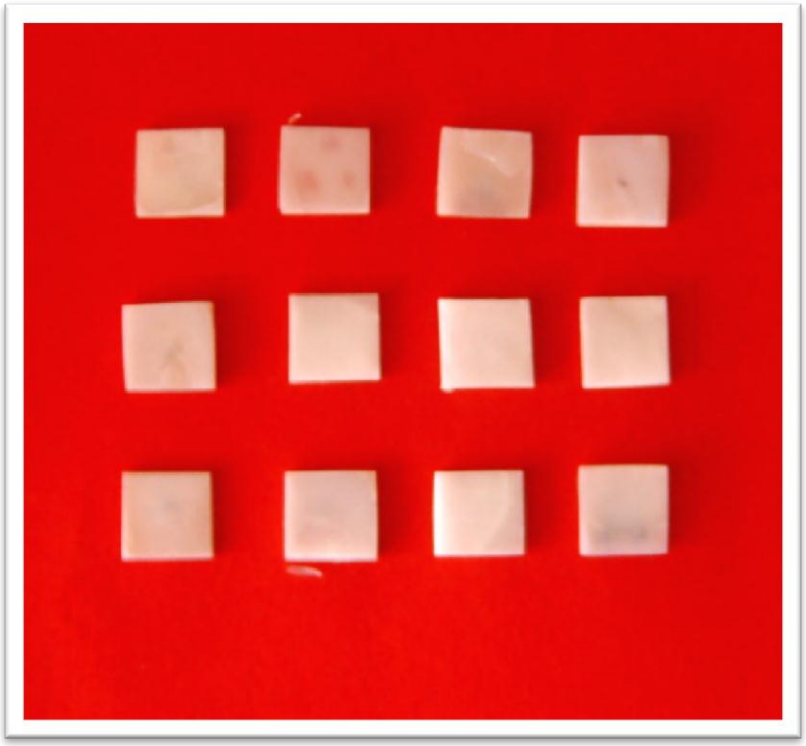
Artık monomer miktarının belirlenmesinde izlenen deneysel metodoloji şu aşamalardan oluştu;

- Standart dentin kesitlerinin hazırlanması
- Adeziv sistemlerin dentin kesitleri üzerine uygulanması ve polimerizasyonu
- Örneklerin hazırlanması
- HPLC cihazının ölçüme hazırlanması
- Örneklerin analizi

2.2.1.1. Dentin Kesitlerinin Hazırlanması

Dentin kesitlerinin hazırlanmasında yeni çekilmiş 2-4 yaşındaki sığır keser dişleri kullanıldı. Dişler üzerindeki doku artıkları ve eklentiler uzaklaştırıldıktan sonra dişlerin kuronları köklerinden ayrılarak çalışmada kullanılacakları zamana kadar distile su içerisinde bekletildi. Dişlerin bukkal kısımlarındaki mine, dentin dokusu tamamen açıkta kalana kadar su altında, düşük hızla çalışan kesit cihazında (isomet) elmas separe kullanılarak uzaklaştırıldı. Bu aşamadan sonra dişin bukkal yüzeyine paralel olacak şekilde kalınlığı 0,9 mm olan dentin kesitleri elde edildi (Resim 2.14). Dentin kesitlerinin kalınlıkları dijital kumpas ile ölçülerek standartı bozan kesitler grup dışı bırakıldı. Standart yüzeyler elde etmek amacıyla dentin kesitlerinden bir kenar uzunluğu 7 mm olan kare şeklinde dentin dokusu elde edildi.

Dentin kesitleri üzerine adeziv materyal uygulanıncaya kadar distile su içerisinde bekletildi.



Resim 2.14. Adeziv materyallerin uygulandığı dentin kesitleri

2.2.1.2. Adeziv Materyallerin Dentin Kesitleri Üzerine Uygulanması ve Polimerizasyonu

Bu çalışmada dentin kesitleri üzerine üçü tek şişe olan altı adet self-etch ve üç adet total-etch olmak üzere toplam dokuz farklı adeziv sistem uygulandı (Resim 2.1).

Elde edilen dentin kesitleri steril edildikten sonra adeziv sistemler, üretici firmaların talimatlarına uygun olarak hassas terazi kullanılarak dentin kesitleri üzerine eşit miktarlarda (0,0025 mL) uygulandı. Uygulama sonrası adeziv materyaller 10 sn, 20 sn, 40 sn ve 60 sn olmak üzere dört farklı sürede LED ışık cihazı (Resim 2.2) kullanılarak 1 mm mesafeden polimerize edildi. LED ışık cihazının ışık gücü, polimerizasyon işlemi öncesinde radyometreyle ölçülerek polimerizasyonun standardizasyonu sağlandı.

2.2.1.3. Örneklerin Hazırlanması

Üzerlerine adeziv materyal uygulanarak polimerize edilen dentin kesitleri içlerinde % 75' lik etanol/su çözeltisi bulunan amber rengi cam şişelere alındı (Resim 2.15). Şişeler ölçüm zamanına kadar 37 ^{o}C' lik etüvde bekletildi. Bu çözeltilerden 10. dakika, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün olarak belirlenen zaman periyotlarında mikropipet kullanılarak hacimleri 1 mL olan örnekler alındı. Bu örnekler, ışık geçirmeyen cam viyallere aktarıldı (Resim 2.16).

Sonuç olarak 9 farklı adeziv materyalin 4 farklı sürede polimerize edilmesi ile oluşan 36 gruptan, her grupta 5 örnek olacak şekilde (n=5) hazırlanan stok çözeltilerden 5 farklı zaman diliminde örneklerin alınmasıyla toplam 900 örnek hazırlanmış oldu (Çizelge 2.4).



Resim 2.15. Stok çözeltilerin bulunduğu şişeler

Çizelge 2.4. Artık monomer miktarlarının belirlenmesine ait çalışma grupları

GRUPLAR		10 dakika	1 saat	1 gün	7 gün	30 gün	TOPLAM
Materyal	**Polimerizasyon süresi**						
Easy Bond	10 sn	5	5	5	5	5	25
	20 sn	5	5	5	5	5	25
	40 sn	5	5	5	5	5	25
	60 sn	5	5	5	5	5	25
Bond Force	10 sn	5	5	5	5	5	25
	20 sn	5	5	5	5	5	25
	40 sn	5	5	5	5	5	25
	60 sn	5	5	5	5	5	25
Tri-S Bond	10 sn	5	5	5	5	5	25
	20 sn	5	5	5	5	5	25
	40 sn	5	5	5	5	5	25
	60 sn	5	5	5	5	5	25
SE Bond	10 sn	5	5	5	5	5	25
	20 sn	5	5	5	5	5	25
	40 sn	5	5	5	5	5	25
	60 sn	5	5	5	5	5	25
Liner Bond	10 sn	5	5	5	5	5	25
	20 sn	5	5	5	5	5	25
	40 sn	5	5	5	5	5	25
	60 sn	5	5	5	5	5	25
DC Bond	10 sn	5	5	5	5	5	25
	20 sn	5	5	5	5	5	25
	40 sn	5	5	5	5	5	25
	60 sn	5	5	5	5	5	25
Photo Bond	10 sn	5	5	5	5	5	25
	20 sn	5	5	5	5	5	25
	40 sn	5	5	5	5	5	25
	60 sn	5	5	5	5	5	25
All Bond 3	10 sn	5	5	5	5	5	25
	20 sn	5	5	5	5	5	25
	40 sn	5	5	5	5	5	25
	60 sn	5	5	5	5	5	25
Single Bond	10 sn	5	5	5	5	5	25
	20 sn	5	5	5	5	5	25
	40 sn	5	5	5	5	5	25
	60 sn	5	5	5	5	5	25
	TOPLAM	180	180	180	180	180	**900**

2.2.1.4. HPLC Cihazının Ölçüme Hazırlanması

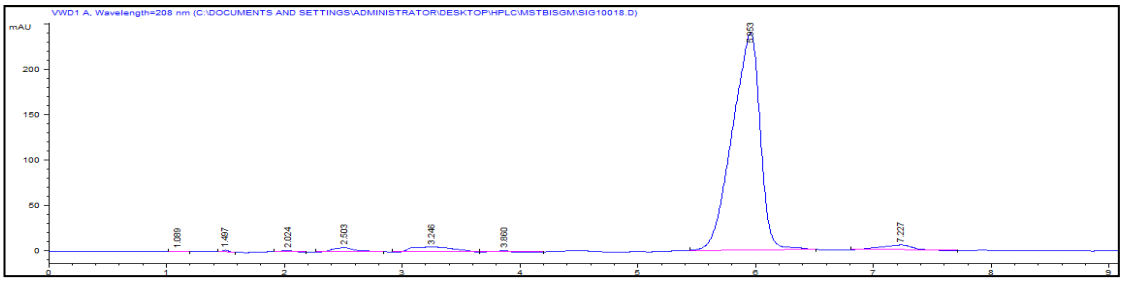
Hazırlanan örneklerin HPLC analizleri Agilent 1100 HPLC sistemi ile yapıldı. Cihazın kromatografik şartlarının oluşturulması ve kalibrasyonunun yapılabilmesi için cihaz deney şartlarına uygun şekilde hazırlandı. Bu amaçla; monomerlere ait stok çözeltiler seyreltilerek HPLC cihazına tanıtıldı. Bu işlem sayesinde saf monomerlerin alıkonma süreleri ve pik değerleri belirlenmiş oldu. Bu aşamalarda mobil faz olarak asitonitril/su karışımı kullanıldı.
Standart çözeltiler aşağıdaki konsantrasyonlarda hazırlanarak cihaza tanıtıldı.

- 1×10^{-3} M' lık monomer - etanol çözeltisi,
- 1×10^{-4} M' lık monomer - etanol çözeltisi,
- 2×10^{-5} M' lık monomer – etanol çözeltisi,
- 4×10^{-6} M' lık monomer – etanol çözeltisi,
- 8×10^{-7} M' lık monomer – etanol çözeltisi,
- 16×10^{-8} M' lık monomer – etanol çözeltisi.

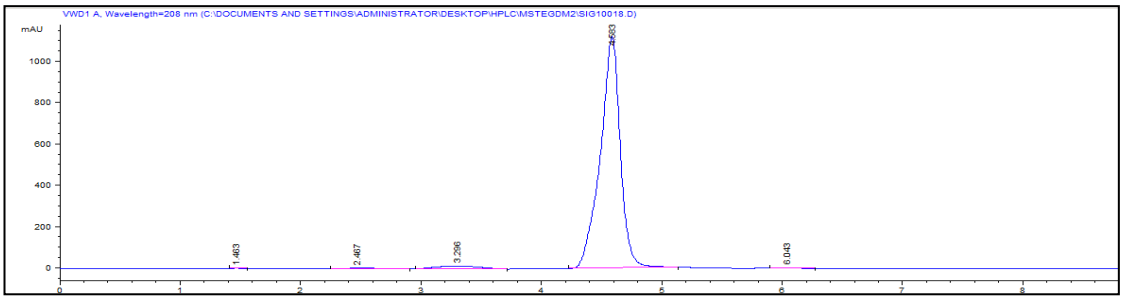
2.2.1.5. Örneklerin Analizi

Örnekler HPLC cihazında oda sıcaklığında ve mobil fazın akış hızı 1mL/dk olacak şekilde analiz edildi. Mobil faz olarak % 80' lik asitonitril/su çözeltisi kullanıldı. Her bir örnekten kolona enjekte edilen sıvı hacmi 20 µL olarak belirlendi. Monomerlerin maksimum absorbsiyon gösterdikleri 208 nm dalga boyunda kromotogramlar elde edildi (Şekil 2.1, Şekil 2.2, Şekil 2.3). Daha önceden hazırlanan standart çözeltilerin HPLC cihazı analizlerinden elde edilen değerleri referans alınarak her bir monomerin kalibrasyon eğrileri hazırlandı.

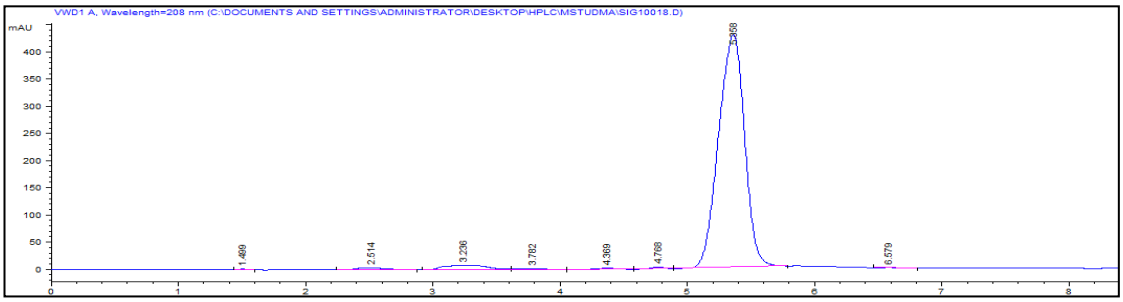
Standart çözeltilerdeki konsantrasyonların lineer regresyon analizi ile monomerlerin korelasyon katsayıları ve kalibrasyon denklemleri elde edildi (çizelge 2.5). Kalibrasyon denklemleri hazırlandıktan sonra kromotogramlarda elde edilen alanlara karşılık gelen konsantrasyonlar mikromolar (µM) olarak hesaplanarak istatistiksel değerlendirme için veriler elde edilmiş oldu.



Şekil 2.1. Bis-GMA monomerinin standart pik değeri ve alıkonma zamanı



Şekil 2.2. TEGDMA monomerinin standart pik değeri ve alıkonma zamanı



Şekil 2.3. UDMA monomerinin standart pik değeri ve alıkonma zamanı

Çizelge 2.5. Monomerlerin lineerlik sonuçları (**x** = konsantrasyon, **y** = alan, **r^2** = korelasyon katsayısı, **λ** = dalga boyu)

Monomer	**λ (nm)**	**r^2**	**Denklem**
Bis-GMA	208	0,998	y = 2E + 08x
TEGDMA	208	0,994	y = E + 08x
UDMA	208	0,921	y = 4E + 07x

2.2.2. Sitotoksitenin Belirlenmesi

Adeziv sistemlerin sitotoksisitelerini değerlendirme işlemi MTT testi ile yapıldı. MTT testi 5 aşamada gerçekleştirildi.

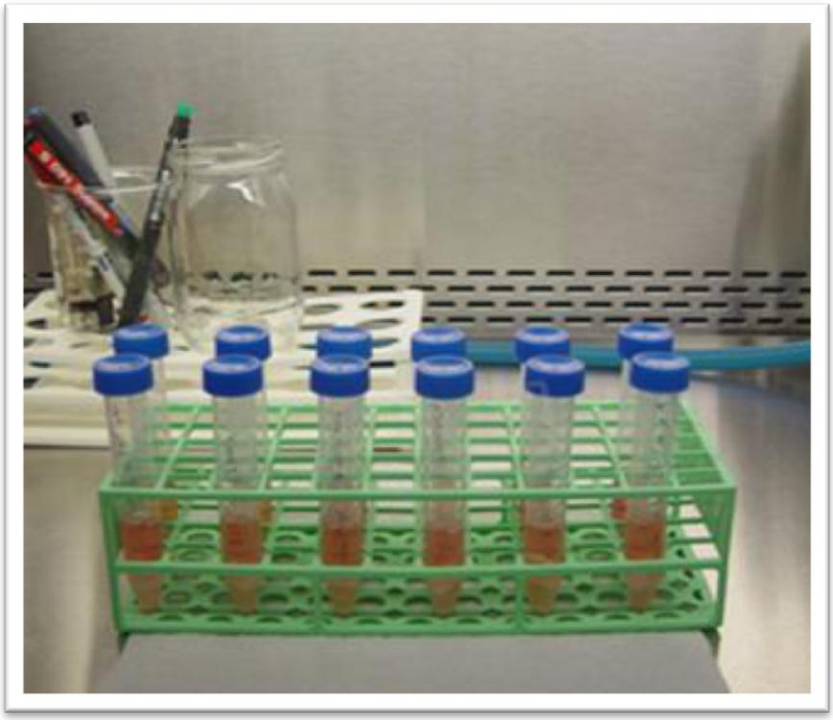
- Hücrelerin idamesi
- Materyal ekstraktlarının hazırlanması
- Hücrelerin hücre kültür kabına aktarılması
- Hücreler üzerine materyal ekstraktlarının uygulanması
- MTT testinin gerçekleştirilmesi

2.2.2.1. Hücrelerin İdamesi

Sitotoksisite testinde Simian Virüs T antijeni ile transfekte edilmiş sığır pulpa hücreleri (Thonemann ve Schmalz 2000) kullanıldı. Hücreler deneylerde kullanılmak üzere Pasaj 14´e kadar % 10´ luk hazırlanan medium ile 50 ml fetal bovine serum (FBS) ve 5 ml Penisilin-Streptomisin, genetisin içerisinde idame edildi. Hücre kültürlerinin devamlılığını sağlamak amacıyla besi ortamları haftada 3 kez değiştirildi.

2.2.2.2. Materyal Ekstraktlarının Hazırlanması

Çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin " *primer* " ve " *bonding* " kısımları oda sıcaklığında saf etanolde (500 mg/ml) çözüldü. Daha sonra konsantrasyonları 10 mg/ml olacak şekilde kültür ortamında stok solüsyonu hazırlanarak steril tüpler içinde ışık almayacak şekilde saklandı (Resim 2.16).



Resim 2.16. Medium içerisinde bulunan adeziv materyaller

2.2.2.3. Hücrelerin Hücre Kültür Kabına Aktarılması

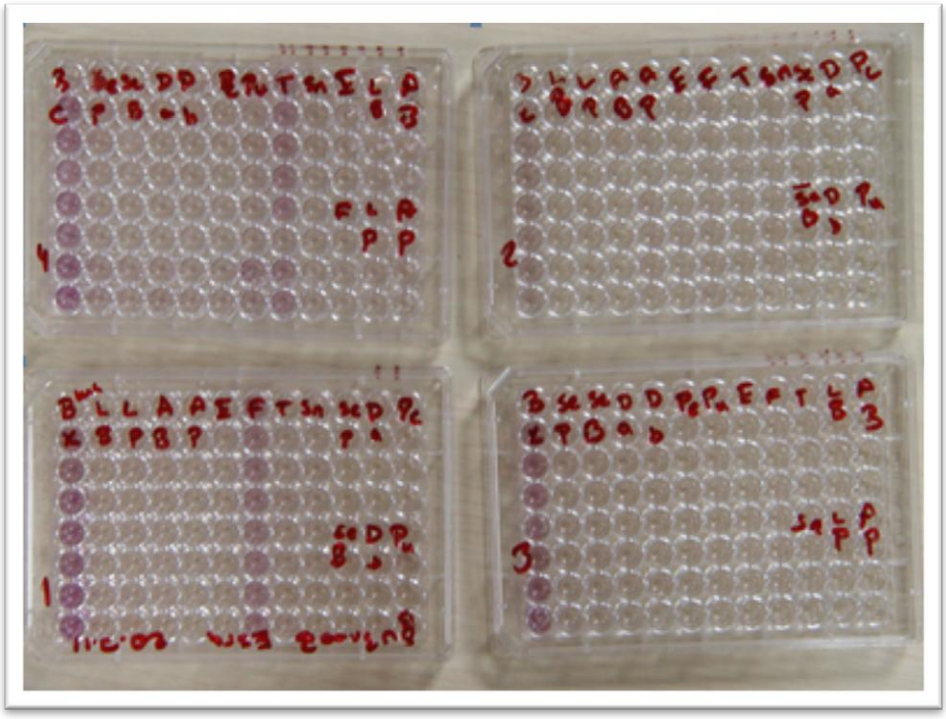
Hücreler, kültür kabındaki yoğunlukları % 80'e ulaştığı zaman deney için kullanıldı. Daha sonra ml'deki hücre sayısı hesaplandı. Sığır pulpa hücrelerinden her yuvacıkta 200 µl kültür ortamı içinde $5x10^3$ hücre süspansiyonu hazırlanarak 96 yuvacıklı hücre kültürü kabına aktarıldı. 96 yuvacıklı kültür kabının üzerine hücre ve materyal adı yazılarak 24 saat boyunca 37°C'de % 5 CO_2'li ortamda inkübe edildi.

2.2.2.4.Materyal Ekstraktlarının Uygulanması

Yirmidört saatlik inkübasyondan sonra hücre kültürlerinin kültür ortamı uzaklaştırılarak daha önceden seyreltilen polimerize edilmemiş adeziv sistemlerin her bir komponenti 200 µl materyal ekstraktı olacak şekilde kültür ortamına ilave edildi. Kontrol grubundaki hücrelere sadece serum içeren kültür ortamı ilave edildi.

2.2.2.5. MTT Testinin Gerçekleştirilmesi

Hücrelerin üzerindeki materyal ekstraktı içeren besi ortamı, 24 saat inkübasyondan sonra MTT testi için uzaklaştırıldı. Hücreler 200 µl PBS (phosphate buffer saline) ile yıkandı. Her kuyucuğa 0,5 mg/ml' lik MTT solüsyonundan eklenerek % 5' lik CO_2' li ortamda 37 ^{o}C' lik inkübatörde bekletildi. İki saat sonra MTT solüsyonu uzaklaştırılarak 200 µl dimetil sülfoksit eklenerek (Resim 2.17) hücre kültür kabı ELİSA reader ile 540 nm dalga boyunda okutuldu. ELİSA reader cihazından alınan sonuçlar kaydedildi. Kontrol grubunun canlılık yüzdesi 100'e eşitlendi ve tüm grupların canlılık yüzdeleri belirlenerek istatistiksel değerlendirme için veriler elde edilmiş oldu.



Resim 2.17. Dimetil sülfoksit eklenen hücre kültür kabı

2.3. İstatistiksel değerlendirme

Her bir adeziv materyalden farklı zaman periyotlarında salınan monomerlere ait ölçümler tek yönlü varyans analizi ile incelendi. Hangi materyaller arasında fark olduğunu tespit etmek için Tukey HSD testi kullanıldı. Dokuz farklı adeziv materyalin 4 farklı polimerizasyon süresi sonrasında yapılarından salınan artık monomer miktarlarının 10. dakika, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. güne ait veriler tek yönlü varyans analizi ile değerlendirildi. Zaman periyotları arasındaki ölçümlerin ikili karşılaştırılması Bağımlı T Testi ile yapıldı. Her bir polimerizasyon süresi için adeziv materyallerden farklı zaman periyotlarında salınan monomerlerin ölçümleri ise tek yönlü varyans analizi kullanılarak gerçekleştirildi. Farkın hangi polimerizasyon sürelerinden kaynaklandığı Tukey HSD testi ile belirlendi.

Adeziv sistemlerin sığır pulpa hücreleri üzerine olan sitotoksik etkileri tek yönlü varyans analizi ile değerlendirildi. Gruplar arasındaki farkın hangi materyallerden kaynaklandığı Tukey HSD testi ile belirlendi.

Veriler MS Excel 2010 programına aktarıldı ve istatistiksel analizlerde SPSS 13.0 programı kullanıldı.

3. BULGULAR

Bu çalışmada elde edilen bulgular iki başlık altında incelendi.

- Adeziv sistemlerden salınan artık monomer miktarlarına ait bulgular
- Adeziv sistemlerin sitotoksisite testinin sonuçlarına ait bulgular

3.1. Adeziv sistemlerden salınan artık monomer miktarlarına ait bulgular

Çalışmada kullanılan adeziv materyallerin tümünden Bis-GMA, Adper Easy Bond dışındaki tüm materyallerden UDMA, Bond Force, All Bond 3 ve Adper Easy Bond materyallerinden ise TEGDMA salımı gerçekleştiği tespit edildi.

3.1.1. Adeziv sistemlerden salınan monomer miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular

3.1.1.1. Farklı sürelerde polimerize edilen Clearfil Photo Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular

Clearfil Photo Bond materyalinden 4 farklı polimerizasyon süresi ve 5 farklı zaman periyodunda salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarına ait bulgular sırasıyla çizelge 3.1 ve çizelge 3.2'de gösterildi.

On sn polimerize edilen Clearfil Photo Bond materyaline ait Bis-GMA salım değerleri arasında zaman periyotları düzeyinde yapılan tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.1). On sn polimerize edilen Clearfil Photo Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri diğer tüm zaman periyotlarına ait UDMA salım değerlerinden ve 1. s UDMA salım değeri ise 30. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$) zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.2).

Yirmi sn polimerize edilen Clearfil Photo Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri diğer tüm zaman periyotlarına ait Bis-GMA salım değerlerinden ve 1. s Bis-GMA salım değeri ise 30. g Bis-GMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.1).

Yirmi sn polimerize edilen Clearfil Photo Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri diğer tüm zaman periyotlarına ait UDMA salım değerlerinden ve 1. s UDMA salım değeri ise 30. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$) zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.2).

Kırk sn polimerize edilen Clearfil Photo Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$) zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.1). Kırk sn polimerize edilen Clearfil Photo Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri diğer tüm zaman periyotlarına ait UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$). 1. s ve 1. g UDMA salım değerleri 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p>0,05$) zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p<0,05$) (çizelge 3.2).

Altmış sn polimerize edilen Clearfil Photo Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$) zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.1). Altmış sn polimerize edilen Clearfil Photo Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1.s UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden ve 1.g UDMA salım değeri ise 7. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$) zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.2).

Çizelge 3.1. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Clearfil Photo Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

BİS-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	6,13 ± 0,50	5,96 ± 0,467	5,58 ± 0,36	6,74 ± 0,327
1 saat	6,31 ± 0,58	6,36 ± 0,475 [a]	5,81 ± 0,29	7,06 ± 0,547
1 gün	6,31 ± 1,38	6,68 ± 0,591 [a]	5,99 ± 0,271 [a]	7,50 ± 0,305 [a]
7 gün	6,45 ± 0,24	6,75 ± 0,062 [a]	6,08 ± 0,50 [a]	7,59 ± 0,308 [a]
30 gün	6,44 ± 0,091	6,74 ± 0,325 [a b]	6,29 ± 0,255[a]	7,67 ± 0,187 [a]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b** *1.s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

Çizelge 3.2. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Clearfil Photo Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	1,44 ± 0,128	1,41 ± 0,105	1,20 ± 0,103	0,41 ± 0,053
1 saat	1,55 ± 0,134 [a]	1,69 ± 0,136 [a]	1,30 ± 0,00056[a]	0,45 ± 0,029
1 gün	1,66 ± 0,280 [a]	1,83 ± 0,188 [a]	1,39 ± 0,105 [a]	0,55 ± 0,054 [a b]
7 gün	1,75 ± 0,277 [a]	1,93 ± 0,409 [a]	1,59 ± 0,171 [a b c]	0,69 ± 0,094 [a b c]
30 gün	1,77 ± 0,078 [a b]	1,94 ± 0,011 [a b]	1,66 ± 0,038 [a b c]	0,69 ± 0,109 [a b]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

3.1.1.2. Adper Easy Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve TEGDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular

Adper Easy Bond materyalinden 4 farklı polimerizasyon süresi ve 5 farklı zaman periyodunda salınan Bis-GMA ve TEGDMA monomer miktarlarına ait bulgular sırasıyla çizelge 3.3 ve 3.4' de gösterildi.

On sn polimerize edilen Adper Easy Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$). 1. s Bis-GMA salım değeri ise 7. gün ve 30. gün Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.3). On sn polimerize edilen Adper Easy Bond materyaline ait 10. dk TEGDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1.s TEGDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1.g TEGDMA salım değeri 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 7. g TEGDMA salım değeri ise 30. g TEGDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$) (çizelge 3.4).

Yirmi sn polimerize edilen Adper Easy Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$). 1. s Bis-GMA salım değeri ise 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.3). Yirmi sn polimerize edilen Adper Easy Bond materyaline ait 10. dk TEGDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1.s TEGDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1. g TEGDMA salım değeri 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 7. g TEGDMA salım değeri ise 30. g TEGDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$) (çizelge 3.4).

Kırk sn polimerize edilen Adper Easy Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak

anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.3). Kırk sn polimerize edilen Adper Easy Bond materyaline ait 10. dk TEGDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1. s TEGDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1.g TEGDMA salım değeri ise 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05) zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.4).

Altmış sn polimerize edilen Adper Easy Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.3). Altmış sn polimerize edilen Adper Easy Bond materyaline ait 10. dk TEGDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1.s TEGDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1.g TEGDMA salım değeri 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 7.g TEGDMA salım değeri ise 30. g TEGDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.4).

Çizelge 3.3. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Adper Easy Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

BİS-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	4,26 ± 0,239	3,44 ± 0,045	3,89 ± 0,873	3,57 ± 0,585
1 saat	4,47 ± 0,457	3,45 ± 0,028	4,26 ± 1,126[a]	3,85 ± 0,481 [a]
1 gün	5,47 ± 0,762 [a]	4,47 ± 0,426 [a b]	4,42 ± 0,997 [a]	4,06 ± 0,093 [a]
7 gün	5,52 ± 0,671 [a b]	4,48 ± 0,599 [a b]	4,56 ± 0,529 [a]	4,08 ± 0,106 [a]
30 gün	5,86 ± 1,141 [a b]	4,39 ± 1,727 [a b]	4,60 ± 0,560 [a]	4,76 ± 0,647 [a]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

Çizelge 3.4. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Adper Easy Bond materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

TEGDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	0,59 ± 0,052	0,44 ± 0,071	0,54 ± 0,085	0,53 ± 0,043
1 saat	0,68 ± 0,032 [a]	0,56 ± 0,037 [a]	0,72 ± 0,04 [a]	0,56 ± 0,044
1 gün	0,92 ± 0,054 [a b]	0,85 ± 0,035 [a b]	0,84 ± 0,089 [a b]	0,7 ± 0,087 [a b]
7 gün	1,03 ± 0,057 [a b c]	0,91 ± 0,049 [a b c]	1,01 ± 0,201 [a b c]	0,75 ± 0,117 [a b c]
30 gün	1,2 ± 0,038 [a b c d]	1,07 ± 0,133 [a b c d]	1,44 ± 0,198 [a b c]	1,23 ± 0,146 [a b c d]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

3.1.1.3. Farklı sürelerde polimerize edilen Clearfil SE Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular

Clearfil SE Bond materyalinden 4 farklı polimerizasyon süresi ve 5 farklı zaman periyodunda salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarına ait bulgular sırasıyla çizelge 3.5 ve 3.6' da gösterildi.

On sn polimerize edilen Clearfil SE Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.5). On sn polimerize edilen Clearfil SE Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1.s UDMA salım değeri ise 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken

($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.6).

Yirmi sn polimerize edilen Clearfil SE Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. s Bis-GMA salım değeri ise 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.5). Yirmi sn polimerize edilen Clearfil SE Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1.s UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1.g UDMA salım değeri ise 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.6).

Kırk sn polimerize edilen Clearfil SE Bond materyaline ait 10. dk ve 1. s Bis-GMA salım değerleri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.5). Kırk sn polimerize edilen Clearfil SE Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1.s UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1.g UDMA salım değeri 30. g UDMA salım değerinden, 7. g UDMA salım değeri ise 30. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.6).

Altmış sn polimerize edilen Clearfil SE Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. g Bis-GMA salım değeri ise 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.5). Altmış sn polimerize edilen Clearfil SE Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede

düşükken($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.6).

Çizelge 3.5. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Clearfil SE Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	17,30 ± 1,36	17,40 ± 1,04	12,46 ± 7,14	10,61 ± 1,27
1 saat	21,20 ± 2,64	19,52 ± 0,99 [a]	18,34 ± 1,26	18,32 ± 0,67 [a]
1 gün	22,70 ± 4,81	21,94 ± 1,13 [a b]	20,54 ± 1,11 [a b]	18,44 ± 0,43 [a]
7 gün	23,30 ± 3,72 [a]	22,56 ± 1,30 [a b]	20,64 ± 1,33 [a b]	20,16 ± 1,25 [a c]
30 gün	24,38 ± 3,73 [a]	23,06 ± 1,75 [a b]	20,82 ± 0,80 [a b]	20,60 ± 1,149 [a c]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

Çizelge 3.6. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Clearfil SE Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	3,99 ± 0,230	2,23 ± 0,407	2,89 ± 0,694	3,40 ± 0,209
1 saat	5,50 ± 0,604 [a]	3,12 ± 0,370 [a]	3,70 ± 0,254 [a]	3,80 ± 0,348 [a]
1 gün	6,00 ± 1,106 [a]	5,36 ± 0,632 [a b]	4,47 ± 0,617 [a b]	4,42 ± 0,427 [a]
7 gün	6,04 ± 0,534 [a b]	6,32 ± 0,439 [a b c]	4,53 ± 0,602 [a b]	4,76 ± 0,675 [a]
30 gün	6,41 ± 0,453 [a b]	6,41 ± 0,331 [a b c]	5,32 ± 0,221 [a b c d]	5,13 ± 1,023 [a]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

3.1.1.4. Farklı sürelerde polimerize edilen Bond Force materyalinden salınan Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular

Bond Force materyalinden 4 farklı polimerizasyon süresi ve 5 farklı zaman periyodunda salınan Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomer miktarlarına ait bulgular sırasıyla çizelge 3.7, 3.8 ve 3.9' da gösterildi.

On sn polimerize edilen Bond Force materyaline ait 10. dk ve 1. s Bis-GMA salım değerleri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.7). On sn polimerize edilen Bond Force materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1.s UDMA salım değeri ise 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.8). 10 sn polimerize edilen Bond Force materyaline ait 10. dk ve 1. s TEGDMA salım değerleri 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.9).

Yirmi sn polimerize edilen Bond Force materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.7). 20 sn polimerize edilen Bond Force materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri ise 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.8). Yirmi sn polimerize edilen Bond Force materyaline ait 10. dk TEGDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1.s TEGDMA salım değeri ise 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken

($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.9).

Kırk sn polimerize edilen Bond Force materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.7). Kırk sn polimerize edilen Bond Force materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri ise 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.8). 40 sn polimerize edilen Bond Force materyaline ait 10. dk TEGDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.9).

Altmış sn polimerize edilen Bond Force materyaline ait 10. dk ve 1. s Bis-GMA salım değerleri 30. g Bis-GMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.7). Altmış sn polimerize edilen Bond Force materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. g UDMA salım değeri ise 30. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.8). Altmış sn polimerize edilen Bond Force materyaline ait 10. dk TEGDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1.s ve 1. g TEGDMA salım değerleri ise 30. g TEGDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.9).

Çizelge 3.7. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Bond Force materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

BİS-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	7,33 ± 1,119	7,25 ± 0,457	8,31 ± 0,920	8,65 ± 0,757
1 saat	8,46 ± 0,725	8,73 ± 0,992 [a]	9,19 ± 1,124[a]	9,35 ± 0,664
1 gün	11,18 ± 1,930 [a b]	9,53 ± 0,394 [a]	9,94 ± 1,579 [a]	10,06 ± 1,096
7 gün	12,44 ± 1,778 [a b]	9,88 ± 0,404 [a]	10,11 ± 1,372 [a]	10,87 ± 1,645
30 gün	12,56 ± 1,819 [a b]	9,97 ± 0,549 [a]	10,75 ± 1,112 [a]	11,18 ± 0,856 [a b]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

Çizelge 3.8. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Bond Force materyalinden salınan UDMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	0,96 ± 0,041	0,78 ± 0,068	0,77 ± 0,059	0,87 ± 0,083
1 saat	1,18 ± 0,127 [a]	1,15 ± 0,092 [a]	0,99 ± 0,083[a]	0,94 ± 0,095
1 gün	1,98 ± 0,449 [a b]	1,58 ± 0,087 [a b]	1,42 ± 0,104 [a b]	1,31 ± 0,089 [a b]
7 gün	2,14 ± 0,217 [a b]	1,65 ± 0,048 [a b]	1,48 ± 0,225 [a b]	1,68 ± 0,310 [a b]
30 gün	2,18 ± 0,278 [a b]	1,67 ± 0,104 [a b]	1,55 ± 0,197 [a b]	1,71 ± 0,200 [a b c]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

Çizelge 3.9. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Bond Force materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

TEGDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	4,81 ± 0,229	4,17 ± 0,115	4,35 ± 0,054	4,66 ± 0,272
1 saat	4,89 ± 0,066	4,32 ± 0,186	4,80 ± 0,100[a]	5,08 ± 0,225 [a]
1 gün	5,29 ± 0,417	4,56 ± 0,187 [a]	4,83 ± 0,045 [a]	5,14 ± 0,125 [a]
7 gün	5,58 ± 0,260 [a b]	4,60 ± 0,134 [a b]	4,87 ± 0,098 [a]	5,35 ± 0,886 [a]
30 gün	5,78 ±0 ,124 [a b]	4,66 ± 0,139 [a b]	5,15 ± 0,966 [a]	5,88 ± 0,290 [a b c]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

3.1.1.5. Farklı sürelerde polimerize edilen Clearfil Tri-S Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular

Clearfil Tri-S Bond materyalinden 4 farklı polimerizasyon süresi ve 5 farklı zaman periyodunda salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarına ait bulgular sırasıyla çizelge 3.10 ve 3.11' de gösterildi.

On sn polimerize edilen Clearfil Tri-S Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. s Bis-GMA salım değeri 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. g Bis-GMA salım değeri 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 7. g Bis-GMA salım değeri ise 30. g Bis-GMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.10). On sn polimerize edilen Clearfil Tri-S Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım

değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. g UDMA salım değeri ise 30. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.11).

Yirmi sn polimerize edilen Clearfil Tri-S Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. s Bis-GMA salım değeri ise 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.10). Yirmi sn polimerize edilen Clearfil Tri-S Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s ve 1.g UDMA salım değerleri 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.11).

Kırk sn polimerize edilen Clearfil Tri-S Bond materyaline ait 10. dk ve 1. s Bis-GMA salım değerleri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.10). Kırk sn polimerize edilen Clearfil Tri-S Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri ise 30. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.11).

Altmış sn polimerize edilen Clearfil Tri-S Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. s Bis-GMA salım değeri1.g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. g Bis-GMA salım değeri 30. g Bis-GMA salım değerinden, 7. g Bis-GMA salım değeri ise 30. g Bis-GMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.10). Altmış sn polimerize edilen Clearfil Tri-S Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım

değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri ise 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.11).

Çizelge 3.10. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Clearfil Tri-S Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

BİS-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	9,0 ± 0,099	4,21 ± 0,196	3,87 ± 0,406	3,15 ± 0,439
1 saat	10,5 ± 0,121	5,12 ± 0,274 [a]	4,24 ± 0,219	4,01 ± 0,736
1 gün	11,1 ± 0,088 [a]	5,21 ± 0,517 [a]	5,25 ± 0,345 [a b]	5,29 ± 0,596 [a b]
7 gün	15,3 ± 0,305 [a b c]	5,56 ± 0,059 [a b]	5,36 ± 0,400 [a b]	5,37 ± 0,061 [a b]
30 gün	17,99 ± 1,549 [a b c d]	5,76 ± 0,381 [a b]	5,62 ± 0,830 [a b]	6,47 ± 0,792 [a b c d]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

Çizelge 3.11. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Clearfil Tri-S Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	0,14 ± 0,010	0,12 ± 0,007	1,08 ± 0,076	0,89 ± 0,150
1 saat	0,25 ± 0,035 [a]	0,25 ± 0,052 [a]	1,39 ± 0,163[a]	1,22 ± 0,345 [a]
1 gün	0,34 ± 0,013 [a b]	0,29 ± 0,047 [a]	1,59 ± 0,078 [a]	1,47 ± 0,266 [a]
7 gün	0,35 ± 0,028 [a b]	0,46 ± 0,019 [a b c]	1,61 ± 0,138 [a]	1,52 ± 0,286 [a b]
30 gün	0,43 ± 0,068 [a b c]	0,47 ± 0,039 [a b c]	1,64 ± 0,175 [a b]	1,62 ± 0,098 [a b]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

3.1.1.6. Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular

Clearfil Liner Bond materyalinden 4 farklı polimerizasyon süresi ve 5 farklı zaman periyodunda salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarına ait bulgular sırasıyla çizelge 3.12 ve 3.13' de gösterildi.

On sn polimerize edilen Clearfil Liner Bond 2V materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.12). On sn polimerize edilen Clearfil Liner Bond 2V materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. g UDMA salım değeri ise 30. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.13).

Yirmi sn polimerize edilen Clearfil Liner Bond 2V materyaline ait Bis-GMA salım değerlerinin zaman periyotları düzeyinde yapılan tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.12). Yirmi sn polimerize edilen Clearfil Liner Bond 2V materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri ise 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.13).

Kırk sn polimerize edilen Clearfil Liner Bond 2V materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. s Bis-GMA salım değeri ise 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.12). Kırk sn polimerize edilen Clearfil Liner Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1.

s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri ise 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.13).

Altmış sn polimerize edilen Clearfil Liner Bond 2V materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. s Bis-GMA salım değeri ise 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.12). Altmış sn polimerize edilen Clearfil Liner Bond 2V materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. g ve 7. g UDMA salım değerlerii 30. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.13).

Çizelge 3.12. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

Bis-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	8,36 ±1,113	9,91 ± 0,873	6,21 ± 3,121	9,47 ± 0,643
1 saat	10,76 ± 0,915 [a]	10,64 ± 0,611	9,67 ± 1,735 [a]	10,13 ± 0,290 [a]
1 gün	11,78 ± 0,936 [a]	11,04 ± 0,688	10,77 ± 1,685 [a]	11,46 ± 0,913 [a b]
7 gün	11,94 ± 0,445 [a]	11,08 ± 0,698	12,24 ± 0,513 [a b]	11,58 ± 0,606 [a b]
30 gün	12,76 ± 1,993 [a]	11,16 ± 1,455	12,64 ± 1,778 [a b]	12,60 ± 1,848 [a b]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

Çizelge 3.13. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan UDMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	1,94 ± 0,427	1,93 ± 0,207	1,46 ± 0,264	1,91 ± 0,157
1 saat	2,20 ± 0,381	2,60 ± 0,180 [a]	2,17 ± 0,193[a]	2,20 ± 0,065 [a]
1 gün	3,09 ± 0,990 [a]	3,29 ± 0,446 [a b]	2,80 ± 0,128 [a b]	2,84 ± 0,096 [a b]
7 gün	3,62 ± 0,698 [a b]	3,39 ± 0,241 [a b]	2,94 ± 0,129 [a b]	3,08 ± 0,357 [a b]
30 gün	4,19 ± 0,560 [a b c]	3,50 ± 0,430 [a b]	3,26 ± 0,349 [a b]	3,39 ± 0,357 [a b c d]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

3.1.1.7 Farklı sürelerde polimerize edilen All Bond 3 materyalinden salınan Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular

All Bond 3 Bond materyalinden 4 farklı polimerizasyon süresi ve 5 farklı zaman periyodunda salınan Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomer miktarlarına ait bulgular sırasıyla çizelge 3.14, 3.15 ve 3.16' da gösterildi.

On sn polimerize edilen All Bond 3 materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. s Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. g Bis-GMA salım değeri ise 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.14). On sn polimerize edilen All Bond 3 materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım

değerlerinden, 1. g UDMA salım değeri ise 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.15). On sn polimerize edilen All Bond 3 materyaline ait 10. dk TEGDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1. s TEGDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1. g TEGDMA salım değeri ise 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.16).

Yirmi sn polimerize edilen All Bond 3 materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. s Bis-GMA salım değeri 30. g Bis-GMA salım değerinden, 1. g Bis-GMA salım değeri ise 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.14). Yirmi sn polimerize edilen All Bond 3 materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. g UDMA salım değeri ise 30. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.15). Yirmi sn polimerize edilen All Bond 3 materyaline ait 10. dk TEGDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden, 1. s TEGDMA salım değeri ise 30. g TEGDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.16).

Kırk sn polimerize edilen All Bond 3 materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. s Bis-GMA salım değeri 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. g Bis-GMA salım değeri ise 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.14). Kırk sn polimerize edilen All Bond 3 materyaline ait 10. dk ve 1. s UDMA salım değerleri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$),

zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.15). Kırk sn polimerize edilen All Bond 3 materyaline ait 10. dk TEGDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.16).

Altmış sn polimerize edilen All Bond 3 materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. s ve 1. g Bis-GMA salım değerleri 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.14). Altmış sn polimerize edilen All Bond 3 materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri ise 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.15). Altmış sn polimerize edilen All Bond 3 materyaline ait 10. dk TEGDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g TEGDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05) (çizelge 3.16).

Çizelge 3.14. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen All Bond 3 materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

Bis-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	11,62 ± 0,680	10,32 ± 1,075	10,08 ± 0,969	10,06 ± 1,012
1 saat	13,96 ± 1,167 [a]	13,02 ± 3,254	10,74 ± 2,876	10,69 ± 2,767
1 gün	20,08 ± 2,452 [a b]	15,48 ± 1,610 [a]	14,28 ± 1,575 [a]	13,00 ± 2,055 [a]
7 gün	23,72 ± 4,395 [a b c]	19,70 ± 3,789 [a c]	18,70 ± 3,789 [a b c]	17,94 ± 3,708 [a b c]
30 gün	24,28 ± 3,009 [a b c]	22,18 ± 3,406 [a b c]	21,40 ± 2,764 [a b c]	21,14 ± 2,378 [a b c]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

Çizelge 3.15. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen All Bond 3 materyalinden salınan UDMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	7,47 ± 0,697	7,49 ± 0,952	8,17 ± 0,364	7,63 ± 0,698
1 saat	8,87 ± 0,440 [a]	9,08 ± 0,839 [a]	8,88 ± 1,974	9,04 ± 1,310 [a]
1 gün	11,00, ± 0,381 [a b]	10,65 ± 0,872 [a b]	11,38 ± 0,792 [a b]	9,75 ± 0,978 [a]
7 gün	11,82 ± 0,228 [a b c]	12,10 ± 1,855 [a b]	11,62 ± 1,274 [a b]	10,43 ± 1,277 [a b]
30 gün	12,10 ± 0,663 [a b c]	12,38 ± 0,923 [a b c]	11,90 ± 0,574 [a b]	11,20 ± 1,081 [a b]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

Çizelge 3.16. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen All Bond 3 materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

TEGDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	8,29 ± 0,188	8,16 ± 0,07	8,39 ± 2,01	8,73 ± 0,63
1 saat	9,02 ± 0,252 [a]	9,68 ± 0,10 [a]	9,92 ± 0,60[a]	9,07 ± 0,35
1 gün	9,44 ± 0,242 [a b]	10,16 ± 0,106 [a]	10,84 ± 0,691 [a]	9,41 ± 0,918 [a]
7 gün	10,68 ± 0,277 [a b c]	11,13 ± 2,396 [a]	10,98 ± 1,077 [a]	9,63 ± 1,167 [a]
30 gün	10,90 ± 0,354 [a b c]	11,16 ± 0,518 [a b]	11,06 ± 0,472[a]	10,10 ± 0,696 [a]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

3.1.1.8. Farklı sürelerde polimerize edilen Clearfil DC Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular

Clearfil DC Bond materyalinden 4 farklı polimerizasyon süresi ve 5 farklı zaman periyodunda salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarına ait bulgular sırasıyla çizelge 3.17 ve 3.18' de gösterildi.

On sn polimerize edilen Clearfil DC Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.17). On sn polimerize edilen Clearfil DC Bond materyaline ait 10. dk, 1. s, 1. g UDMA salım değerleri 30. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.18).

Yirmi sn polimerize edilen Clearfil DC Bond materyaline ait 10. dk ve 1. s Bis-GMA salım değerleri 30. g Bis-GMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.17) Yirmi sn polimerize edilen Clearfil DC Bond materyaline ait 10. dk ve 1. s UDMA salım değerleri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.18).

Kırk sn polimerize edilen Clearfil DC Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.17). Kırk sn polimerize edilen Clearfil DC Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri ise 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.18).

Altmış sn polimerize edilen Clearfil DC Bond materyaline ait 10. dk, 1. s, 1. g ve 7. g Bis-GMA salım değerleri 30. g Bis-GMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.17). Altmış sn polimerize edilen Clearfil DC Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. g ve 7. g UDMA salım değerleri ise 30. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.18).

Çizelge 3.17. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Clearfil DC Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

Bis-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	5,39 ± 0,140	5,25 ± 0,475	5,11 ± 0,690	4,56 ± 1,137
1 saat	6,13 ± 0,477 [a]	5,49 ± 0,636	6,02 ± 0,599	4,80 ± 0,716
1 gün	6,32 ± 0,874 [a]	5,65 ± 0,652	6,04 ± 0,022 [a]	5,39 ± 0,280
7 gün	6,43 ± 1,141 [a]	05,78 ± 0,639	6,10 ± 0,865 [a]	5,43 ± 0,397
30 gün	6,61 ± 0,898 [a]	6,21 ± 0,488 [a b]	6,31 ± 0,735 [a]	6,40 ± 0,415 [a b c d]

a *10. dk'ya ait monomer salım değerine göre $p<0,05$* **b** *1. s'e ait monomer salım değerine göre $p<0,05$*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre $p<0,05$* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre $p<0,05$*

Çizelge 3.18. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Clearfil DC Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	0,74 ± 0,087	0,69 ± 0,020	0,52 ± 0,088	0,42 ± 0,071
1 saat	0,77 ± 0,290	0,71 ± 0,045	0,61 ± 0,070[a]	0,47 ± 0,053
1 gün	0,78 ± 0,069	0,88 ± 0,113 [a b]	0,65 ± 0,042 [a]	0,61 ± 0,038 [a b]
7 gün	0,85 ± 0,123	0,91 ± 0,072 [a b]	0,70 ± 0,069 [a b]	0,62 ± 0,050 [a b]
30 gün	1,08 ± 0,105 [a b c]	1,04 ± 0,147 [a b]	0,71 ± 0,068 [a b]	0,73 ± 0,074 [a b c d]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

3.1.1.9. Single Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarının kendi içlerinde zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular

Single Bond materyalinden 4 farklı polimerizasyon süresi ve 5 farklı zaman periyodunda salınan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarlarına ait bulgular sırasıyla çizelge 3.19 ve3.20' de gösterildi.

On sn polimerize edilen Single Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. s Bis-GMA salım değeri ise 30. g Bis-GMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.19). On sn polimerize edilen Single Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri ise 30. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde

yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.20).

Yirmi sn polimerize edilen Single Bond materyaline ait 10. dk ve 1. s Bis-GMA salım değerleri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.19). Yirmi sn polimerize edilen Single Bond materyaline ait 10. dk ve 1. s UDMA salım değerleri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.20).

Kırk sn polimerize edilen Single Bond materyaline ait 10. dk, 1. s ve 1. g Bis-GMA salım değerleri 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.19). Kırk sn polimerize edilen Single Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri ise 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.20).

Altmış sn polimerize edilen Single Bond materyaline ait 10. dk Bis-GMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. s Bis-GMA salım değeri 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden, 1. g Bis-GMA salım değeri ise 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.19). Altmış sn polimerize edilen Single Bond materyaline ait 10. dk UDMA salım değeri 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden, 1. s UDMA salım değeri ise 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), zaman periyotları düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$) (çizelge 3.20).

Çizelge 3.19. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Single Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

Bis-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	7,58 ± 0,767	6,26 ± 0,369	6,04 ± 0,765	6,10 ± 0,379
1 saat	8,24 ± 1,229	6,46 ± 0,665	6,16 ± 0,385	6,26 ± 1,015
1 gün	9,65 ± 1,539 [a]	7,50 ± 0,650 [a b]	6,71 ± 0,051	7,71 ± 0,207 [a]
7 gün	9,89 ± 0,636 [a]	8,98 ± 0,582 [a b]	7,86 ± 0,664 [a b c]	8,28 ± 0,410 [a b c]
30 gün	9,98 ± 0,866 [a b]	9,09 ± 0,934 [a b]	8,45 ± 0,417 [a b c]	11,07 ±3,159 [a b c]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

Çizelge 3.20. Farklı polimerizasyon sürelerinde sertleştirilen Single Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının zaman periyotları düzeyinde karşılaştırılması

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	1,92 ± 0,166	1,53 ± 0,186	1,30 ± 0,036	1,41 ± 0,101
1 saat	2,04 ± 0,230	1,65 ± 0,125	1,43 ± 0,128	1,45 ± 0,142
1 gün	2,22 ± 0,173 [a]	1,91 ± 0,204 [a b]	1,61 ± 0,118 [a]	1,70 ± 0,073 [a b]
7 gün	2,34 ± 0,202 [a]	2,12 ± 0,195 [a b]	1,75 ± 0,158 [a b]	1,86 ± 0,179 [a b]
30 gün	2,45 ± 0,245 [a b]	2,23 ± 0,267 [a b]	1,84 ± 0,263 [a b]	1,89 ± 0,233 [a b]

a*10. dk'ya ait monomer salım değerine göre p<0,05* **b***1. s'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*
c *1. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05* **d** *7. g'e ait monomer salım değerine göre p<0,05*

3.1.2. Adeziv sistemlerden salınan monomer miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular

3.1.2.1. Clearfil Photo Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil Photo Bond materyalinin 10. dk Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, , Clearfil Liner Bond ve All Bond 3 materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerlerinden ise istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Photo Bond materyalinin 10. dk Bis-GMA salım değeri ile Clearfil DC Bond ve Bond Force materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Clearfil Photo Bond materyalinin 1. s Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 1. s Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 1. s Bis-GMA salım değerlerinden ise istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Photo Bond materyalinin 1. s Bis-GMA salım değeri ile Clearfil DC Bond ve Single Bond materyallerinin 1. s Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Clearfil Photo Bond materyalinin 1. g Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 1. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 1. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Photo Bond materyalinin 1. g Bis-GMA salım değeri ile Clearfil DC Bond ve Single Bond materyallerinin 1. g Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Clearfil Photo Bond materyalinin 7. g Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond materyallerinin 7. g

Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 7. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Photo Bond materyalinin 7. g Bis-GMA salım değeri ile Clearfil DC Bond materyalinin 7. g Bis-GMA salım değeri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Clearfil Photo Bond materyalinin 30. g Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond, materyallerinin 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Adper Easy Bond materyalinin 30. g Bis-GMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Photo Bond materyalinin 30. g Bis-GMA salım değeri ile Clearfil Tri-S Bond, ve Clearfil DC Bond materyallerinin 30. g Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

3.1.2.2. Adper Easy Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Adper Easy Bond materyalinin 10. dk Bis-GMA salım değeri Clearfil Photo Bond, Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerleri ile arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Adper Easy Bond materyalinin 1. s Bis-GMA salım değeri Clearfil Photo Bond, Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3, Clearfil DC Bond ve Single Bond, materyallerinin 1. s Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond materyalinin 1. s Bis-GMA salım değeri ile arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Adper Easy Bond materyalinin 1. g Bis-GMA salım değeri Clearfil Photo Bond, Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond

materyallerinin 1. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 1. g Bis-GMA salım değerleri ile arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Adper Easy Bond materyalinin 7. g Bis-GMA salım değeri Clearfil Photo Bond, Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond materyallerinin 7. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 7. g Bis-GMA salım değerleri ile arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Adper Easy Bond materyalinin 30. g Bis-GMA salım değeri Clearfil Photo Bond, Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond materyallerinin 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 30. g Bis-GMA salım değerleri ile arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

3.1.2.3. Bond Force materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Bond Force materyalinin 10. dk Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond ve All Bond 3, materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond, Clearfil DC Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Bond Force materyalinin 10. dk Bis-GMA salım değeri ile Clearfil Photo Bond, Clearfil Liner Bond 2V ve Single Bond materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Bond Force materyalinin 1. s Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond ve All Bond 3 materyallerinin 1. s Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Photo Bond, Clearfil Tri-S Bond, Clearfil DC Bond, Single Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 1. s Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$).

Bond Force materyalinin 1. s Bis-GMA salım değeri ile Clearfil Liner Bond 2V materyalinin 1. s Bis-GMA salım değeri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Bond Force materyalinin 1. g Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond ve All Bond 3 materyallerinin 1. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Photo Bond, Clearfil Tri-S Bond, Clearfil DC Bond, Single Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 1. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Bond Force materyalinin 1. g Bis-GMA salım değeri ile Clearfil Liner Bond 2V materyalinin 1. g Bis-GMA salım değeri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Bond Force materyalinin 7. g Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond ve All Bond 3 materyallerinin 7. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Photo Bond, Clearfil Tri-S Bond, Clearfil DC Bond, Single Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 7. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Bond Force materyalinin 7. g Bis-GMA salım değeri ile Clearfil Liner Bond 2V materyalinin 7. g Bis-GMA salım değeri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Bond Force materyalinin 30. g Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond ve All Bond 3 materyallerinin 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Photo Bond, Clearfil Tri-S Bond, Clearfil DC Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Bond Force materyalinin 30. g Bis-GMA salım değeri ile Clearfil Liner Bond 2V ve Single Bond materyallerinin 30. g Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

3.1.2.4. Clearfil SE Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil SE Bond materyalinin 10. dk, 1. s ve 1. g Bis-GMA salım değerlerinin diğer tüm materyallerin 10. dk, 1. s ve 1. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$).

Clearfil SE Bond materyalinin 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerleri Clearfil Photo Bond, Bond Force, Clearfil Tri-S Bond, Clearfil Liner Bond 2V, Clearfil DC Bond, Single Bond ve Adper Easy Bond materyallerin 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$). Clearfil SE Bond materyalinin 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerleri ile All Bond 3 materyalinin 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

3.1.2.5. Clearfil Tri-S Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil Tri-S Bond materyalinin 10. dk ve 1. s Bis-GMA salım değerleri Clearfil Photo Bond, Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3, Clearfil DC Bond ve Single Bond materyallerinin 10. dk ve 1. s Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$). Clearfil Tri-S Bond materyalinin 10. dk ve 1. s Bis-GMA salım değerleri ile Adper Easy Bond materyalinin 10. dk ve 1. s Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Clearfil Tri-S Bond materyalinin 1. g ve 7. g Bis-GMA salım değerleri Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Photo Bond, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond materyallerin 1. g ve 7. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Adper Easy Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 1. g ve 7. g Bis-GMA salım değerleri ile arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$).

Clearfil Tri-S Bond materyalinin 30. g Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond materyallerin 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$) Clearfil Photo Bond, Adper Easy Bond ve Clearfil DC Bond

materyallerinin 30. g Bis-GMA salım değerleri ile arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

3.1.2.6. Clearfil Liner Bond 2V materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil Liner Bond 2V materyalinin 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerleri Clearfil SE Bond ve All Bond 3 materyallerinin 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Photo Bond, Clearfil Tri-S Bond, Clearfil DC Bond, Single Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Liner Bond 2V materyalinin 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değeri ile Bond Force materyalinin 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değeri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

3.1.2.7. All Bond 3 materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

All Bond 3 materyalinin 10. dk, 1. s ve 1. g Bis-GMA salım değerleri Clearfil SE Bond materyalinin 10. dk, 1. s ve 1. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Photo Bond, Bond Force, Clearfil Tri-S Bond, Clearfil Liner Bond 2V, Clearfil DC Bond, Single Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 10. dk, 1. s ve 1. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$) (çizelge 3.21).

All Bond 3 materyalinin 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerleri Clearfil Photo Bond, Bond Force, Clearfil Tri-S Bond, Clearfil Liner Bond 2V, Clearfil DC Bond, Single Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$). All Bond 3 materyalinin 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerleri ile Clearfil SE Bond materyalinin 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

3.1.2.8. Clearfil DC Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil DC Bond materyalinin 10. dk Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerlerinden anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond materyalinin 10. dk Bis-GMA salım değerinden anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil DC Bond materyalinin 10. dk Bis-GMA salım değeri ile Clearfil Photo Bond, Single Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerleri arasında anlamlı derecede bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Clearfil DC Bond materyalinin 1. s Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 1. s Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 1. s Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil DC Bond materyalinin 1. s Bis-GMA salım değeri ile Clearfil Photo Bond, Single Bond materyallerinin 1. s Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Clearfil DC Bond materyalinin 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond, materyallerinin 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil DC Bond materyalinin 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değeri Clearfil Photo Bond, Clearfil Tri-S Bond, ve Adper Easy Bond materyallerinin 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

3.1.2.9. Single Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Single Bond materyalinin 10. dk Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S

Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Single Bond materyalinin 10. dk Bis-GMA salım değeri ile Clearfil Photo Bond, Bond Force ve Clearfil DC Bond materyallerinin 10. dk Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Single Bond materyalinin 1. s Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V, Bond Force ve All Bond 3 materyallerinin 1. s Bis-GMA salım değerlerinden anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 1. s Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Single Bond materyalinin 1. s Bis-GMA salım değeri ile Clearfil Photo Bond, ve Clearfil DC Bond materyallerinin 1. s Bis-GMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Single Bond materyalinin 1. g Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V, Bond Force ve All Bond 3 materyallerinin 1. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil DC Bond, Clearfil Tri-S Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 1. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Single Bond materyalinin 1. g Bis-GMA salım değeri ile Clearfil Photo Bond materyalinin 1. g Bis-GMA salım değeri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.21).

Single Bond materyalinin 7. g Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V, Bond Force ve All Bond 3 materyallerinin 7. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil DC Bond, Clearfil Photo Bond, Clearfil Tri-S Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 7. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$) (çizelge 3.21).

Single Bond materyalinin 30. g Bis-GMA salım değeri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Photo Bond, Clearfil Tri-S Bond, Clearfil DC Bond ve Adper Easy Bond materyallerinin 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek

olduğu gözlendi (p<0,05). Single Bond materyalinin 30. g Bis-GMA salım değeri ile Bond Force materyalinin 30. g Bis-GMA salım değeri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi (p>0,05) (çizelge 3.21).

Çizelge 3.21. Adeziv materyallerden farklı zaman periyotlarda salınan Bis-GMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular
Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=20)

Zaman periyodu / *Materyal*	10 dakika	1 saat	1 gün	7 gün	30 gün
Photo Bond	6,10 ± 0,58 ^{bdefi}	6,39 ± 0,64 ^{bcdefi}	6,62± 0,92 ^{bcdefi}	6,72 ± 0,64 ^{bcdefhi}	6,79 ± 0,59 ^{bcefhi}
Easy Bond	3,79 ± 0,59 ^{abcefh}	4,01 ± 0,72 ^{abcefgh}	4,60 ± 0,81 ^{abcefh}	4,66 ± 0,72 ^{abcefh}	4,65 ± 1,41 ^{abcefh}
SE Bond	14,4 ± 4,58 ^{acdefghi}	19,35 ± 1,88 ^{acdefghi}	20,9 ± 2,8 ^{acdefghi}	21,67 ± 2,4 ^{acdeghi}	22,22 ± 2,9 ^{acdeghi}
Bond Force	7,89 ± 0,99 ^{bdfgi}	8,93 ± 0,9 ^{abdfghi}	10,18 ± 1,41 ^{abdfghi}	10,83 ± 1,64 ^{abdfghi}	11,11 ± 1,45 ^{abdfgi}
Tri-S Bond	3,03 ± 1,35 ^{abcefgh}	3,61 ± 1,61 ^{abcefgh}	4,21 ± 1,88 ^{abcefh}	4,46 ± 1,75 ^{abcefh}	6,46 ± 1,31 ^{bcefh}
Liner Bond 2V	8,49 ± 2,17 ^{abdfghi}	10,3 ± 1,05 ^{abdfghi}	11,26 ± 1,10 ^{abdfghi}	11,71 ± 0,68 ^{abdfghi}	12,29 ± 1,76 ^{abdfghi}
All Bond 3	10,5 ± 1,09 ^{abcdeghi}	12,1 ± 2,83 ^{abcdeghi}	15,7 ± 3,27 ^{abcdeghi}	20,02 ± 4,27 ^{acdeghi}	22,25 ± 2,95 ^{acdeghi}
DC Bond	5,08 ± 0,72 ^{bcdef}	5,61 ± 0,77 ^{bcdefi}	5,85 ± 0,63 ^{bcefh}	5,94 ± 0,83 ^{bcefh}	6,38 ± 0,62 ^{bcefh}
Single Bond	6,49 ± 0,85 ^{bdefi}	6,78 ± 1,19 ^{bcdefi}	7,89 ± 1,35 ^{bcdefgi}	8,75 ± 0,95 ^{abcdefgi}	9,65 ± 1,87 ^{abdefgi}

a *Clearfil Photo Bond'a göre p<0,05* **b** *Clearfil SE Bond'a göre p<0,05* **c** *Bond Force'a göre p<0,05*
d *Clearfil Tri-S Bond'a göre p<0,05* **e** *Clearfil Liner Bond'a göre p<0,05* **f** *All Bond 3'e göre p<0,05*
g *Clearfil DC Bond'a göre p<0,05* **h** *Single Bond' a göre p<0,05* **i** *Adper Easy Bond'a göre p<0,05*

3.1.2.10. Clearfil Photo Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil Photo Bond materyalinin 10. dk UDMA salım değeri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 10. dk UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken (p<0,05), Clearfil Tri-S Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 10 dk UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi (p<0,05). Clearfil Photo Bond materyalinin 10. dk UDMA salım değeri ile Bond Force ve Single Bond

materyallerinin 10. dk UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

Clearfil Photo Bond materyalinin 1. s, 1. g ve 7. g UDMA salım değerleri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 1. s, 1. g ve 7. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil DC Bond materyalinin 1. s, 1. g ve 7. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Photo Bond materyalinin 1. s, 1. g, ve 7. g UDMA salım değeri ile Bond Force ve Clearfil Tri-S materyallerinin 1. s, 1. g ve 7. g UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$). Clearfil Photo Bond materyalinin 1. s UDMA salım değeri Single Bond materyalinin 1. s UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Photo Bond materyalinin 1. g, ve 7. g UDMA salım değerleri ile Single Bond materyalinin 1. g, ve 7. g UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

Clearfil Photo Bond materyalinin 30. g UDMA salım değeri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond, All Bond 3 ve Single Bond materyallerinin 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil DC Bond materyalinin 30. g UDMA salım değerinden anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Photo Bond materyalinin 30. g UDMA salım değeri ile Bond Force ve Clearfil Tri-S Bond materyallerinin 30. g UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

3.1.2.11. Clearfil SE Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil SE Bond materyalinin 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerleri Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Photo Bond, Bond Force, Clearfil Tri-S Bond, Clearfil DC Bond ve Single Bond materyallerinin 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$) (çizelge 3.22).

3.1.2.12. Bond Force materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Bond Force materyalinin 10. dk UDMA salım değeri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 10. dk UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Single Bond materyalinin 10. dk UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Bond Force materyalinin 10. dk UDMA salım değeri ile Clearfil Photo Bond, Clearfil Tri-S Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 10. dk UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

Bond Force materyalinin 1. s UDMA salım değeri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 1. s UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük gözlendi ($p<0,05$). Bond Force materyalinin 1. s UDMA salım değeri ile Clearfil Photo Bond, Clearfil Tri-S Bond, Single Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 1. s UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

Bond Force materyalinin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerleri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Bond Force materyalinin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değeri ile Clearfil Photo Bond ve Single Bond materyallerinin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

3.1.2.13. Clearfil Tri-S Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil Tri-S Bond materyalinin 10. dk UDMA salım değeri Clearfil Photo Bond, Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond materyallerinin 10. dk UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Tri-S Bond materyalinin 10. dk UDMA salım değeri ile Bond Force ve Clearfil DC Bond materyallerinin 10 dk

UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

Clearfil Tri-S Bond materyalinin 1. s UDMA salım değeri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond materyallerinin 1. s UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Tri-S Bond materyalinin 1. s UDMA salım değeri ile Bond Force, Clearfil Photo Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 1. s UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

Clearfil Tri-S Bond materyalinin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerleri Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond materyallerinin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Tri-S Bond materyalinin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değeri ile Clearfil Photo Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

3.1.2.14. Clearfil Liner Bond 2V materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil Liner Bond 2V materyalinin 10. dk, UDMA salım değeri Clearfil Photo Bond, Clearfil SE Bond ve All Bond 3 materyallerinin 10. dk UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Bond Force, Clearfil Tri-S Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 10. dk UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Liner Bond 2V materyalinin 10. dk UDMA salım değeri ile Single Bond materyallerinin 10 dk UDMA salım değeri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

Clearfil Liner Bond 2V materyalinin 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değeri Clearfil SE Bond, Bond Force ve All Bond 3 materyallerinin 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Photo Bond, Clearfil Tri-S Bond, Clearfil DC Bond ve Single

Bond materyallerinin 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$) (çizelge 3.22).

3.1.2.15. All Bond 3 materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

All Bond 3 materyalinin tüm zaman periyotlarındaki UDMA salım değerleri Clearfil Photo Bond, Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Tri-S Bond, Clearfil Liner Bond 2V, Clearfil DC Bond ve Single Bond materyallerinin tüm zaman periyotlarındaki UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek oduğu gözlendi ($p<0,05$) (çizelge 3.22).

3.1.2.16. Clearfil DC Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil DC Bond materyalinin 10. dk ve 1. s UDMA salım değerleri Clearfil Photo Bond, Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond materyallerinin 10. dk ve 1. s UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil DC Bond materyalinin 10. dk ve 1. s UDMA salım değeri ile Bond Force ve Clearfil Tri-S Bond materyallerinin 10. dk ve 1. s UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

Clearfil DC Bond materyalinin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerleri Clearfil Photo Bond, Clearfil SE Bond, Bond Force, Clearfil Liner Bond 2V, All Bond 3 ve Single Bond materyallerinin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil DC Bond materyalinin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerleri ile Clearfil Tri-S Bond materyalnin 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

3.1.2.17. Single Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Single Bond materyalinin 10. dk UDMA salım değeri Clearfil SE Bond ve All Bond 3 materyallerinin 10. dk UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Bond Force, Clearfil Tri-S Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 10. dk UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı

derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Single Bond materyalinin 10. dk UDMA salım değeri ile Clearfil Photo Bond ve Clearfil Liner Bond 2V materyallerinin 10. dk UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

Single Bond materyalinin 1. s UDMA salım değeri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 1. s UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 1. s UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Single Bond materyalinin 1. s UDMA salım değeri ile Bond Force ve Clearfil Photo Bond materyallerinin 1. s UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

Single Bond materyalinin 1. g ve 7. g UDMA salım değerleri Clearfil SE Bond, All Bond 3 ve Clearfil Liner Bond 2V materyallerinin 1. g, 7. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Tri-S Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 1. g, 7. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Single Bond materyalinin 1. g, 7. g UDMA salım değeri ile Bond Force ve Clearfil Photo Bond materyallerinin 1. g, 7. g UDMA salım değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

Single Bond materyalinin 30. g UDMA salım değeri Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V ve All Bond 3 materyallerinin 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Clearfil Photo Bond, Clearfil Tri-S Bond ve Clearfil DC Bond materyallerinin 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Single Bond materyalinin 30. g UDMA salım değeri ile Bond Force materyalinin 30. g UDMA salım değeri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.22).

Çizelge 3.22. Adeziv materyallerden farklı zaman periyotlarında salınan UDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular
Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=20)

Zaman periyodu / *Materyal*	10 dakika	1 saat	1 gün	7 gün	30 gün
Photo Bond	1,12 ± 0,43 ^{bdefg}	1,25 ± 0,50 ^{befg}	1,36 ± 0,52 ^{befg}	1,49 ± 0,54 ^{befg}	1,52 ± 0,50 ^{befgh}
SE Bond	3,13 ± 0,77 ^{acdefgh}	4,03 ± 0,98 ^{acdefgh}	5,1 ± 0,95 ^{acdefgh}	5,41 ± 0,95 ^{acdefgh}	5,82 ± 0,81 ^{acdefgh}
Bond Force	0,84 ± 0,10 ^{befh}	1,07 ± 0,14 ^{bef}	1,57 ± 0,34 ^{bdefg}	1,74 ± 0,32 ^{bdefg}	1,78 ± 0,30 ^{bdefg}
Tri-S Bond	0,56 ± 0,45 ^{abefh}	0,78 ± 0,57 ^{befh}	0,92 ± 0,63 ^{bcefh}	0,99 ± 0,61 ^{bcefh}	1,04 ± 0,61 ^{bcefh}
Liner Bond 2V	1,81 ± 0,33 ^{abcdfg}	2,29 ± 0,28 ^{abcdfgh}	3 ± 0,54 ^{abcdfgh}	3,26 ± 0,46 ^{abcdfgh}	3,58 ± 0,54 ^{abcdfgh}
All Bond 3	7,69 ± 0,71 ^{abcdegh}	8,97 ± 1,17 ^{abcdegh}	10,6 ± 0,9 ^{abcdegh}	11,49 ± 1,3 ^{abcdegh}	11,89 ± 0,88 ^{abcdegh}
DC Bond	0,59 ± 0,14 ^{abefh}	0,64 ± 0,18 ^{abefh}	0,73 ± 0,12 ^{abcefh}	0,77 ± 0,14 ^{abcefh}	0,89 ± 0,19 ^{abcefh}
Single Bond	1,54 ± 0,26 ^{bcdfg}	1,64 ± 0,29 ^{abdefg}	1,86 ± 0,27 ^{bdefg}	2,02 ± 0,29 ^{bdefg}	2,10 ± 0,34 ^{abdefg}

a *Clearfil Photo Bond'a göre p<0,05* **b** *Clearfil SE Bond 'a göre p<0,05* **c** *Bond Force'a göre p<0,05*
d *Clearfil Tri-S Bond'a göre p<0,05* **e** *Clearfil Liner Bond'a göre p<0,05* **f** *All Bond 3'e göre p<0,05*
g *Clearfil DC Bond'a göre p<0,05* **h** *Single Bond 'a göre p<0,05*

3.1.2.18. Bond Force materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan TEGDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Bond Force materyalinin tüm zaman periyotlarındaki TEGDMA salım değerleri All Bond 3 materyalinin tüm zaman periyotlarındaki TEGDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken ($p<0,05$), Adper Easy Bond materyalinin tüm zaman periyotlarındaki TEGDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$) (çizelge 3.23).

3.1.19. All Bond 3 materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan TEGDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

All Bond 3 materyalinin tüm zaman periyotlarındaki TEGDMA salım değerleri Adper Easy Bond ve Bond Force materyallerinin tüm zaman periyotlarındaki TEGDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$) (çizelge 3.23).

3.1.2.20. Adper Easy Bond materyalinden farklı zaman periyotlarda salınan TEGDMA miktarlarının materyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Adper Easy Bond materyalinin tüm zaman periyotlarındaki TEGDMA salım değerleri All Bond 3 ve Bond Force materyallerinin tüm zaman periyotlarındaki TEGDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu gözlendi ($p<0,05$) (çizelge 3.23).

Çizelge 3.23. Adeziv materyallerden farklı zaman periyotlarda salınan TEGDMA monomer miktarlarının mateyaller düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=20)

TEGDMA			
Materyal / ***Zaman periyotları***	**Adper Easy Bond**	**Bond Force**	**All Bond 3**
10 dakika	0,52 ± 0,080 [b c]	4,5 ± 0,311 [a c]	8,39 ± 1,050 [a b]
1 saat	0,63 ± 0,080 [b c]	4,77 ± 0,323 [a c]	9,42 ± 0,715 [a b]
1 gün	0,83 ± 0,106 [b c]	4,96 ± 0,362 [a c]	9,96 ± 0,946 [a b]
7 gün	0,93 ± 0,160 [b c]	5,1 ± 0,584 [a c]	10,6 ± 1,454 [a b]
30 gün	1,23 ± 1,89 [b c]	5,37 ± 0,693 [a c]	10,81 ± 0,644 [a b]

a *Adper Easy Bond' a göre p<0,05* **b** *Bond Force' a göre p<0,05* **c** *All Bond' a göre p<0,05*

3.1.3. Adeziv sistemlerden salınan monomer miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait bulgular

3.1.3.1. Clearfil Photo Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil Photo Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının her bir zaman periyodunda kendi içerisinde polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$). Clearfil Photo Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının 60 sn polimerizasyon süresine ait 30.

g değeri en yüksekken, 40 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu. (çizelge 3.24).

Çizelge 3.24. Clearfil Photo Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular
Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

BİS-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	6,13 ± 0,50	5,96 ± 0,467	5,58 ± 0,36	6,74 ± 0,327
1 saat	6,31 ± 0,58	6,36 ± 0,475	5,81 ± 0,29	7,06 ± 0,547
1 gün	6,31 ± 1,38	6,68 ± 0,591	5,99 ± 0,271	7,50 ± 0,305
7 gün	6,45 ± 0,24	6,75 ± 0,062	6,08 ± 0,50	7,59 ± 0,308
30 gün	6,44 ± 0,091	6,74 ± 0,325	6,29 ± 0,255	7,67 ± 0,187

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.2. Adper Easy Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Adper Easy Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının her bir zaman periyodunda kendi içerisinde polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Adper Easy Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 20 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu. (çizelge 3.25).

Çizelge 3.25. Adper Easy Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

BİS-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	4,26 ± 0,239	3,44 ± 0,045	3,89 ± 0,873	3,57 ± 0,585
1 saat	4,47 ± 0,457	3,45 ± 0,028	4,26 ± 1,126	3,85 ± 0,481
1 gün	5,47 ± 0,762	4,47 ± 0,426	4,42 ± 0,997	4,06 ± 0,093
7 gün	5,52 ± 0,671	4,48 ± 0,599	4,56 ± 0,529	4,08 ± 0,106
30 gün	5,86 ± 1,141	4,39 ± 1,727	4,60 ± 0,560	4,76 ± 0,647

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.3. Clearfil SE Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil SE Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının her bir zaman periyodunda kendi içerisinde polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Clearfil SE Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 60 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu. (çizelge 3.26).

Çizelge 3.26. Clearfil SE Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

BİS-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	17,30 ± 1,36	17,40 ± 1,04	12,46 ± 7,14	10,61 ± 1,27
1 saat	21,20 ± 2,64	19,52 ± 0,99	18,34 ± 1,26	18,32 ± 0,67
1 gün	22,70 ± 4,81	21,94 ± 1,13	20,54 ± 1,11	18,44 ± 0,43
7 gün	23,30 ± 3,72	22,56 ± 1,30	20,64 ± 1,33	20,16 ± 1,25
30 gün	24,38 ± 3,73	23,06 ± 1,75	20,82 ± 0,80	20,60 ± 3,149

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.4. Bond Force materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Bond Force materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının her bir zaman periyodunda kendi içerisinde polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Bond Force materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 40 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu. (çizelge 3.27).

Çizelge 3.27. Bond Force materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

BİS-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	7,33 ± 1,119	7,25 ± 0,457	8,31 ± 0,920	8,65 ± 0,757
1 saat	8,46 ± 0,725	8,73 ± 0,992	9,19 ± 1,124	9,35 ± 0,664
1 gün	11,18 ± 1,930	9,53 ± 0,394	9,94 ± 1,579	10,06 ± 1,096
7 gün	12,44 ± 1,778	9,88 ± 0,404	10,11 ± 1,372	10,87 ± 1,645
30 gün	12,56 ± 1,819	9,97 ± 0,549	10,75 ± 1,112	11,18 ± 0,856

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.5. Clearfil Tri-S Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil Tri-S Bond materyalinin 10 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerleri 20, 40 ve 60 sn polimerizasyon sürelerine ait 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g Bis-GMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu (p<0,05). Polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Clearfil Tri-S Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 60 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu. (çizelge 3.28).

Çizelge 3.28. Clearfil Tri-S Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

BİS-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	9 ± 0,099	4,21 ± 0,196 [a]	3,87 ± 0,406 [a]	3,15 ± 0,439 [a]
1 saat	10,5 ± 0,121	5,12 ± 0,274 [a]	4,24 ± 0,219 [a b]	4,01 ± 0,736 [a]
1 gün	11,1 ± 0,088	5,21 ± 0,517 [a]	5,25 ± 0,345 [a]	5,29 ± 0,596 [a]
7 gün	15,3 ± 0,305	5,56 ± 0,059 [a]	5,36 ± 0,400 [a]	5,37 ± 0,061 [a]
30 gün	17,99 ± 1,549	5,76 ± 0,381[a]	5,62 ± 0,830 [a]	6,47 ± 0,792 [a]

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.6 Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının her bir zaman periyodunda kendi içerisinde polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 40 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu. (çizelge 3.23).

Çizelge 3.29. Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

Bis-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	8,36 ±1,113	9,91 ± 0,873	6,21 ± 3,121	9,47 ± 0,643
1 saat	10,76 ± 0,915	10,64 ± 0,611	9,67 ± 1,735	10,13 ± 0,290
1 gün	11,78 ± 0,936	11,04 ± 0,688	10,77 ± 1,685	11,46 ± 0,913
7 gün	11,94 ± 0,445	11,08 ± 0,698	12,24 ± 0,513	11,58 ± 0,606
30 gün	12,76 ± 1,993	11,16 ± 1,455	12,64 ± 1,778	12,60 ± 1,848

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.7. All Bond 3 materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

All Bond 3 materyalinin 10 sn polimerizasyon süresine ait 1. g Bis-GMA salım değeri 20 sn, 40 sn ve 60 sn polimerizasyon sürelerine ait 1. g Bis-GMA salım değerlerinden anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi (p<0,05). Polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan diğer karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). All Bond 3 materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 60 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu. (çizelge 3.30).

Çizelge 3.30. All Bond 3 materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

Bis-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	11,62 ± 0,680	10,32 ± 1,075	10,08 ± 0,969	10,06 ± 1,012
1 saat	13,96 ± 1,167	13,02 ± 3,254	10,74 ± 2,876	10,69 ± 2,767
1 gün	20,08 ± 2,452	15,48 ± 1,610 [a]	14,28 ± 1,575 [a]	13,00 ± 2,055 [a]
7 gün	23,72 ± 4,395	19,70 ± 3,789	18,70 ± 3,789	17,94 ± 3,708
30 gün	24,28 ± 3,009	22,18 ± 3,406	21,40 ± 2,764	21,14 ± 2,378

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.8. Clearfil DC Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil DC Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının her bir zaman periyodunda kendi içerisinde polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Clearfil DC Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 60 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.31).

Çizelge 3.31. Clearfil DC Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

Bis-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	5,39 ± 0,140	5,25 ± 0,475	5,11 ± 0,690	4,56 ± 1,137
1 saat	6,13 ± 0,477	5,49 ± 0,636	6,02 ± 0,599	4,80 ± 0,716
1 gün	6,32 ± 0,874	5,65 ± 0,652	6,04 ± 0,022	5,39 ± 0,280
7 gün	6,43 ± 1,141	5,78 ± 0,639	6,10 ± 0,865	5,43 ± 0,397
30 gün	6,61 ± 0,898	6,21 ± 0,488	6,31 ± 0,735	6,40 ± 0,415

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.9. Single Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Single Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının her bir zaman periyodunda kendi içerisinde polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Single Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının 60 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 40 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.32).

Çizelge 3.32. Single Bond materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

Bis-GMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	7,58 ± 0,767	6,26 ± 0,369	6,04 ± 0,765	6,10 ± 0,379
1 saat	8,24 ± 1,229	6,46 ± 0,665	6,16 ± 0,385	6,26 ± 1,015
1 gün	9,65 ± 1,539	7,50 ± 0,650	6,71 ± 0,051	7,71 ± 0,207
7 gün	9,89 ± 0,636	8,98 ± 0,582	7,86 ± 0,664	8,28 ± 0,410
30 gün	9,98 ± 0,866	9,09 ± 0,934	8,45 ± 0,417	11,07 ±3,159

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.10. Clearfil Photo Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil Photo Bond materyalinin 10 sn, 20 sn ve 40 sn polimerizasyon sürelerine ait 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerleri 60 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu (p<0,05), Polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Clearfil Photo Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının 20 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 60 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.33).

Çizelge 3.33. Clearfil Photo Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	1,44 ± 0,128	1,41 ± 0,105	1,20 ± 0,103	0,41 ± 0,053 [a b c]
1 saat	1,55 ± 0,134	1,69 ± 0,136	1,30 ± 0,56	0,45 ± 0,029 [a b c]
1 gün	1,66 ± 0,280	1,83 ± 0,188	1,39 ± 0,105	0,55 ± 0,054 [a b c]
7 gün	1,75 ± 0,277	1,93 ± 0,409	1,59 ± 0,171	0,69 ± 0,094 [a b c]
30 gün	1,77 ± 0,078	1,94 ± 0,011	1,66 ± 0,038	0,69 ± 0,109 [a b c]

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.11. Clearfil SE Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil SE Bond materyalinin 10 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk UDMA salım değeri 20 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu (p<0,05). 20 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk UDMA salım değeri ise 60 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu gözlendi (p<0,05). 10 sn polimerizasyon süresine ait 1. g UDMA salım değeri 40 ve 60 sn polimerizasyon sürelerine ait 1. g UDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi (p<0,05). 10 ve 20 sn polimerizasyon sürelerine ait 7. g UDMA salım değeri 40 sn polimerizasyon süresine ait 7. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi (p<0,05). Polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Clearfil SE Bond

materyalinden salınan UDMA miktarlarının 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 20 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.34).

Çizelge 3.34. Clearfil SE Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	3,99 ± 0,230	2,23 ± 0,407 [a]	2,89 ± 0,694	3,40 ± 0,209 [b]
1 saat	5,50 ± 0,604	3,12 ± 0,370	3,70 ± 0,254	3,80 ± 0,348 [a]
1 gün	6,00 ± 1,106	5,36 ± 0,632	4,47 ± 0,617 [a]	4,42 ± 0,427 [a]
7 gün	6,04 ± 0,534	6,32 ± 0,439	4,53 ± 0,602 [a b]	4,76 ± 0,675
30 gün	6,41 ± 0,453	6,41 ± 0,331	5,32 ± 0,221	5,13 ± 1,023

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.12. Bond Force materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Bond Force materyalinden salınan UDMA miktarlarının her bir zaman periyodunda kendi içerisinde polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Bond Force materyalinden salınan UDMA miktarlarının 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 40 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.35).

Çizelge 3.35. Bond Force materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	0,96 ± 0,041	0,78 ± 0,068	0,77 ± 0,059	0,87 ± 0,083
1 saat	1,18 ± 0,127	1,15 ± 0,092	0,99 ± 0,083	0,94 ± 0,095
1 gün	1,98 ± 0,449	1,58 ± 0,087	01,42 ± 0,104	1,31 ± 0,089
7 gün	2,14 ± 0,217	1,65 ± 0,048	1,48 ± 0,225	1,68 ± 0,310
30 gün	2,18 ± 0,278	1,67 ± 0,104	1,55 ± 0,197	1,71 ± 0,200

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.13. Clearfil Tri-S Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil Tri-S Bond materyalinin 10 ve 20 sn polimerizasyon sürelerine ait 10 dk UDMA salım değerleri 40 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk UDMA salım değerinden anlamlı derecede düşük olduğu gözlendi (p<0,05). 10 ve 20 sn polimerizasyon sürelerine ait 1. g ve 30. g UDMA salım değerleri 40 ve 60 sn polimerizasyon sürelerine ait 1. g ve 30. g UDMA salım değerlerinden anlamlı derecede düşük olduğu gözlendi (p<0,05). Polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Clearfil Tri-S Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının 40 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 20 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.36).

Çizelge 3.36. Clearfil Tri-S Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	0,14 ± 0,010	0,12 ± 0,007	1,08 ± 0,076 [a b]	0,89 ± 0,150
1 saat	0,25 ± 0,035	0,25 ± 0,052	1,39 ± 0,163	1,22 ± 0,345
1 gün	0,34 ± 0,013	0,29 ± 0,047	1,59 ± 0,078 [a b]	1,47 ± 0,266 [a b]
7 gün	0,35 ± 0,028	0,46 ± 0,019	1,61 ± 0,138	1,52 ± 0,286
30 gün	0,43 ± 0,068	0,47 ± 0,039	1,64 ± 0,175 [a b]	1,62 ± 0,098 [a b]

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.14. Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan Bis-GMA miktarlarının her bir zaman periyodunda kendi içerisinde polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan UDMA miktarlarının 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 40 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.37).

Çizelge 3.37. Clearfil Liner Bond 2V materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	1,94 ± 0,427	1,93 ± 0,207	1,46 ± 0,264	1,91 ± 0,157
1 saat	2,20 ± 0,381	2,60 ± 0,180	2,17 ± 0,193	2,20 ± 0,065
1 gün	3,09 ± 0,990	3,29 ± 0,446	2,80 ± 0,128	2,84 ± 0,096
7 gün	3,62 ± 0,698	3,39 ± 0,241	2,94 ± 0,129	3,08 ± 0,357
30 gün	4,19 ± 0,560	3,50 ± 0,430	3,26 ± 0,349	3,39 ± 0,357

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.15. All Bond 3 materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

All Bond 3 materyalinin 10 ve 20 sn polimerizasyon sürelerine ait 7. g UDMA salım değerleri 60 sn polimerizasyon süresine ait 7. g UDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksekken (p<0,05), polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). All Bond 3 materyalinden salınan UDMA miktarlarının 20 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 10 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.38).

Çizelge 3.38. All Bond 3 materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	7,47 ± 0,697	7,49 ± 0,952	8,17 ± 0,364	7,63 ± 0,698
1 saat	8,87 ± 0,440	9,08 ± 0,839	8,88 ± 1,974	9,04 ± 1,310
1 gün	11,00, ± 0,381	10,65 ± 0,872	11,38 ± 0,792	9,75 ± 0,978
7 gün	11,82 ± 0,228	12,10 ± 1,855	11,62 ± 1,274	10,43 ± 1,277 [a b]
30 gün	12,10 ± 0,663	12,38 ± 0,923	11,90 ± 0,574	11,20 ± 1,081

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.16. Clearfil DC Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Clearfil DC Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının her bir zaman periyodunda kendi içerisinde polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Clearfil DC Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 60 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.39).

Çizelge 3.39. Clearfil DC Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	0,74 ± 0,087	0,69 ± 0,020	0,52 ± 0,088	0,42 ± 0,071
1 saat	0,77 ± 0,290	0,71 ± 0,045	0,61 ± 0,070	0,47 ± 0,053
1 gün	0,78 ± 0,069	0,88 ± 0,113	0,65 ± 0,042	0,61 ± 0,038
7 gün	0,85 ± 0,123	0,91 ± 0,072	0,70 ± 0,069	0,62 ± 0,050
30 gün	1,08 ± 0,105	1,04 ± 0,147	0,71 ± 0,068	0,73 ± 0,074

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.17 Single Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Single Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının her bir zaman periyodunda kendi içerisinde polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Single Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 40 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.40).

Çizelge 3.40. Single Bond materyalinden salınan UDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

UDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	1,92 ± 0,166	1,53 ± 0,186	1,30 ± 0,036	1,41 ± 0,101
1 saat	2,04 ± 0,230	1,65 ± 0,125	1,43 ± 0,128	1,45 ± 0,142
1 gün	2,22 ± 0,173	1,91 ± 0,204	1,61 ± 0,118	1,70 ± 0,073
7 gün	2,34 ± 0,202	2,12 ± 0,195	1,75 ± 0,158	1,86 ± 0,179
30 gün	2,45 ± 0,245	2,23 ± 0,267	1,84 ± 0,263	1,89 ± 0,233

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.18. Adper Easy Bond materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Adper Easy Bond materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının her bir zaman periyodunda kendi içerisinde polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan karşılaştırmalarında istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Adper Easy Bond materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının 40 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 20 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.41).

Çizelge 3.41. Adper Easy Bond materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular
Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

TEGDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	0,59 ± 0,052	0,44 ± 0,071	0,54 ± 0,085	0,53 ± 0,043
1 saat	0,68 ± 0,032	0,56 ± 0,037	0,72 ± 0,04	0,56 ± 0,044
1 gün	0,92 ± 0,054	0,85 ± 0,035	0,84 ± 0,089	0,7 ± 0,087
7 gün	1,03 ± 0,057	0,91 ± 0,049	1,01 ± 0,201	0,75 ± 0,117
30 gün	1,2 ± 0,038	1,07 ± 0,133	1,44 ± 0,198	1,23 ± 0,146

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.19. Bond Force materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Bond Force materyalinin 10 sn polimerizasyon süresine ait 30. g TEGDMA salım değeri 20 sn polimerizasyon süresine ait 30. g TEGDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksekken (p<0,05), polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi (p>0,05). Bond Force materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının 60 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 20 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.42).

Çizelge 3.42. Bond Force materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular
Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

TEGDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	4,81 ± 0,229	4,17 ± 0,115	4,35 ± 0,054	4,66 ± 0,272
1 saat	4,89 ± 0,066	4,32 ± 0,186	4,80 ± 0,100	5,08 ± 0,225
1 gün	5,29 ± 0,417	4,56 ± 0,187	4,83 ± 0,045	5,14 ± 0,125
7 gün	5,58 ± 0,260	4,60 ± 0,134	4,87 ± 0,098	5,35 ± 0,886
30 gün	5,78 ±0,124	4,66 ± 0,139 [a]	5,15 ± 0,966	5,88 ± 0,290

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.1.3.20. All Bond 3 materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

All Bond 3 materyalinin 40 sn polimerizasyon süresine ait 1. s ve 1. g TEGDMA salım değerleri 60 sn polimerizasyon sürelerine ait 1. s ve 1. g TEGDMA salım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$). 20 ve 40 sn polimerizasyon sürelerine ait 30. g TEGDMA salım değerleri ise 60 sn polimerizasyon süresine ait 30. g TEGDMA salım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlendi ($p<0,05$). Polimerizasyon süreleri düzeyinde yapılan diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel bir fark gözlenmedi ($p>0,05$). All Bond 3 materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının 20 sn polimerizasyon süresine ait 30. g değeri en yüksekken, 20 sn polimerizasyon süresine ait 10. dk değeri en düşük bulundu (çizelge 3.43).

Çizelge 3.43. All Bond 3 materyalinden salınan TEGDMA miktarlarının polimerizasyon süreleri düzeyinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

Ortalama ± Standart Sapma (μM) (n=5)

TEGDMA				
Polimerizasyon süresi / ***Zaman periyotları***	**10 sn**	**20 sn**	**40 sn**	**60 sn**
10 dakika	8,29 ± 0,188	8,16 ± 0,07	8,39 ± 2,01	8,73 ± 0,63
1 saat	9,02 ± 0,252	9,68 ± 0,10	9,92 ± 0,60	9,07 ± 0,35 [c]
1 gün	9,44 ± 0,242	10,16 ± 0,106	10,84 ± 0,691	9,41 ± 0,918 [c]
7 gün	10,68 ± 0,277	11,13 ± 2,396	10,98 ± 1,077	9,63 ± 1,167
30 gün	10,90 ± 0,354	11,16 ± 0,518	11,06 ± 0,472	10,10 ± 0,696 [b c]

a *10 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
b *20 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*
c *40 sn' lik polimerizasyon süresine göre p<0,05*

3.2 Adeziv sistemlerin sitotoksisite testinin sonuçlarına ait bulgular

Yapılan sitotoksisite testinde Clearfil Liner Bond 2V materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 40 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi (p<0,05). Clearfil Liner Bond 2V materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları diğer materyallerle karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi (p>0,05) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde Clearfil Liner Bond 2V (primer) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 44 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi (p<0,05). Clearfil Liner Bond 2V (primer) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları diğer materyallerle karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi (p>0,05) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde All Bond 3 (Part A + Part B) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 37 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi ($p<0,05$). All Bond 3 (Part A + Part B) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları diğer materyallerle karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde All Bond 3 (Rezin) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 37 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi ($p<0,05$). All Bond 3 (Rezin) materyaline maruz kalan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları Clearfil SE Bond (primer) ve Clearfil Photo Bond (universal) materyallerine maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılık yüzdelerinden istatistiksel olarak düşükken ($p<0,05$), diğer materyallerle aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde Adper Easy Bond materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 37 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi ($p<0,05$). Adper Easy Bond materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları diğer materyallerle karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde Bond Force materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 42 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi ($p<0,05$). Bond Force materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları diğer materyallerle karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde Clearfil Tri-S Bond materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 39 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Tri-S Bond materyaline maruz bırakılan

sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları diğer materyallerle karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde Single Bond materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 36 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi ($p<0,05$). Single Bond materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları Clearfil Photo Bond (universal) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılık yüzdesinden istatistiksel olarak düşükken ($p<0,05$), diğer materyallerle aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde Clearfil SE Bond (primer) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 46 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil SE Bond (primer) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları All Bond 3 (Rezin) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılık yüzdesinden istatistiksel olarak yüksekken ($p<0,05$), diğer materyallerle aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde Clearfil SE Bond materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 38 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil SE Bond materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları diğer materyallerle karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde Clearfil DC Bond (Likit A) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 38 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil DC Bond (Likit A) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları diğer materyallerle

karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde Clearfil DC Bond (Likit B) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 40 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil DC Bond (Likit B) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları diğer materyallerle karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde Clearfil Photo Bond (Katalist) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 36 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Photo Bond (Katalist) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları Clearfil Photo Bond (universal) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılık yüzdesinden istatistiksel olarak düşükken ($p<0,05$), diğer materyallerle aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.44).

Yapılan sitotoksisite testinde Clearfil Photo Bond (universal) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin % 47 oranında canlı kaldıkları gözlendi (çizelge 3.43). Bu veriler kullanılarak kontrol grubuyla yapılan istatistiksel karşılaştırmada ise anlamlı bir fark olduğu gözlendi ($p<0,05$). Clearfil Photo Bond (universal) materyaline maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılıkları Clearfil Photo Bond (Katalist), Single Bond, All Bond 3 ve Clearfil SE Bond (primer) materyallerine maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılık yüzdelerinden istatistiksel olarak yüksekken ($p<0,05$), diğer materyallerle aralarındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu gözlendi ($p>0,05$) (çizelge 3.44).

Çizelge 3.43. Test materyallerine maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılık yüzdeleri

Materyal	Ort (%) ± SS
Kontrol	100 ± 22
Liner Bond	40 ± 7
Liner Bond Primer	44 ± 7
All Bond 3 Rezin	36 ± 5
All Bond 3 Primer	37 ± 6
Easy Bond	37 ± 8
Bond Force	42 ± 14
Tri-S Bond	39 ± 10
Single Bond	36 ±8
SE Bond Primer	46 ± 8
SE Bond	38 ± 9
DC Bond A	38 ± 7
DC Bond B	40 ± 10
Photo Bond Katalist	36 ± 13
Photo Bond Universal	47 ± 14

Çizelge 3.44. Materyallere maruz bırakılan sığır pulpa hücrelerinin canlılık yüzdelerinin karşılaştırılmasına ait istatistiksel bulgular

	Kontrol	Liner Bond	Liner Bond Primer	All Bond 3 Rezin	All Bond 3 Primer	Easy Bond	Bond Force	Tri-S Bond	Single Bond	SE Bond Primer	SE Bond	DC Bond A	DC Bond B	Photo Bond Katalist	Photo Bond Üniversal
Kontrol		*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Liner Bond	*														
Liner Bond Primer	*														
All Bond 3 Rezin	*									*					*
All Bond 3 Primer	*														
Easy Bond	*														
BondForce	*														
Tri-S Bond	*														
SingleBond	*														*
SE Bond Primer	*			*											*
SE Bond	*														
DC Bond A	*														
DC Bond B	*														
Photo Bond Katalist	*														*
Photo Bond Üniversal	*			*					*	*				*	

* $p<0,05$

4. TARTIŞMA

Adeziv materyaller diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Dental teknoloji alanındaki gelişmeler ile kullanıma sunulan materyallerin, öncekilere göre diş sert dokularına daha güçlü bağlanabilmeleri, mikro sızıntılarının daha düşük olması, çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli düzeyde direnç göstermeleri başarı kriterleri olarak görünse de bu materyallerin biyolojik dokular üzerine zararlı etkilerinin olmaması belki de en öncelikli aranılması gereken özelliklerinden biridir.

Günümüzde adeziv sistemler birçok diş hekimliği dalında olduğu gibi pedodonti kliniklerinde de kullanım yeri bulmuştur. Bu sistemler pedodonti kliniklerinde kompozit ve kompomer gibi restoratif materyallerin diş yüzeyine bağlanmasını sağlamak amacıyla, fissür örtücülerin bağlanma dayanımlarını arttırmak amacıyla, post yapıştırılması ve inley/onley restorasyonların simantasyonu gibi alanlarda da kullanılmaktadır.

Bu çalışmada diş hekimliğinde kullanılan farklı özellik ve uygulama tekniklerine sahip 3' ü tek şişe olmak üzere 6 adet self-etch ve 3 adet total etch' den oluşan 9 farklı adeziv materyalin 4 farklı polimerizasyon süresinde sertleştirilmelerinin ardından yapılarından salınan artık monomer miktarlarını ve bu adeziv materyallerin sığır pulpa hücreleri üzerine olan sitotoksik etkilerini tespit etmek amaçlanmıştır.

Adeziv sistemlerin sınıflandırılması smear tabakasına olan etkilerine göre yapılabilir. Bu sistemler smear tabakasını ya tamamen kaldırırlar ya da modifiye ederler. Total-etch adeziv sistemlerde ilk olarak diş sert dokularına asit uygulanarak smear tabakası kaldırılır ve yüzey koşulları değiştirilir, daha sonra adeziv rezin uygulanır. Bu sistemler üç aşamalı veya iki aşamalı olarak uygulanmaktadır. Üç aşamalı sistemlerde ilk olarak diş yüzeyine sırasıyla asit, primer ve bonding rezin uygulanmaktadır. İki aşamalı sistemlerde ise primer ve bonding tek bir şişede birleştirilmiş ve böylelikle uygulamanın basamak sayısı azaltılmıştır. Self-etch adeziv sistemler smear tabakasını modifiye ederek dentine penetre olurlar (Silikas ve Watts 2000). Self-etch adezivler tek veya iki basamakta uygulanmaktadır. İki basamak şeklinde uygulanan sistemlerde ilk olarak asidik primer içeren hidrofilik karakterdeki solüsyon yüzeye uygulanır ve bu şekilde yüzey koşulları değiştirilen diş

yüzeyine hidrofobik adeziv rezin tatbik edilir. Tek basamaklı adeziv sistemler ise yüksek konsantrasyonda iyonik ve hidrofilik monomerler içerdikleri için ileri düzeyde hidrofilik yapıdadır. Bu sistemlerde tek bir uygulama ile yüzeyin hazırlanması ve bonding uygulama işlemleri aynı anda sağlanmış olur (Tay ve ark 2004).

Dental rezinlerin içeriğinde materyalin mekanik özelliklerini ve biyouyumluluğunu belirleyen monomerler bulunmaktadır. Bu monomerler genellikle Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA' dır (Sideridou ve Achilias 2005). Bu tez çalışmasında kullanılan adeziv materyaller belirlenirken içeriklerindeki monomerler dikkate alınmıştır. Çünkü materyaller arasında karşılaştırma yapabilmek için materyallerin içeriğinde ortak monomer bulunması gerekmektedir. Üretici firmalarının belirttiği içerik dikkate alındığında adeziv materyallerin tümü Bis-GMA ve HEMA monomeri, bazı materyaller ise Bis-GMA'nın yanında TEGDMA ve UDMA monomeri içermekteydi.

Işık cihazları adeziv materyallerin polimerizasyonu için modern diş hekimliğinin tamamlayıcı bir unsurudur. LED' ler dar spektrumda oldukça etkin olup kullanım ömürleri 10.000 saat civarındadır. Mavi ışık üretebilmek için ayrıca filtre gerektirmezler. Bu cihazlar çarpma ve vibrasyona karşı daha dayanıklıdır (Mills ve ark 1999, Hofmann ve ark 2002). Dolayısıyla restorasyonların başarısı için doğru ışık cihazı seçimi önemlidir. Bu çalışmada adeziv materyallerin polimerizasyonu için gelişmiş bir sistem olan Elipar S10 LED ışık kaynağı tercih edilmiştir.

Akrilatlar ve özellikle metakrilatların sitotoksik etkilerinin olduğu birçok araştırmada bildirilmiştir. Dimetakrilat monomerler, dental uygulamalarda dentin bondinglerin, kompozit rezinlerin, rezin esaslı simanların ve fissür sealantların yapısında kullanılmaktadır (Sideridou ve Achilias 2005). Rezin matriksinde yer alan temel monomerler Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA'dır (Spahl ve ark 1998, Örtengren ve ark 2001). Ancak polimerizasyon sonrası yüksek miktardaki organik bileşikler, polimer zincire bağlanmadan ortamda serbest kalabilmektedir. Rezin materyallerin polimerizasyon derecesi % 55-80 arasında gerçekleşmektedir (Üşümez ve ark 2005). Polimer ağın içerisindeki metakrilat grubun % 25-60'ı reaksiyona girmeden serbest halde kalırken, reaksiyona girmeyen kısmın % 10'u ortama

salınmaktadır (Ferracane ve Condon 1992, Ferracane 1994, Imazato ve ark 2001). Rezin esaslı materyallerden salınan monomer miktarlarının belirlenmesinde en sık kullanılan yöntemler GC ve HPLC'dir. GC genellikle uçucu maddelerin analizi için uygundur. Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA gibi büyük molekül ağırlığına sahip maddelerin analizi için ise HPLC sisteminin daha uygun bir yöntem olduğu bildirilmektedir (Lygre ve ark 1999, Beşergil 2003, Botsalı 2008). Bu çalışmada da adeziv materyallerden salınan monomer miktarını belirlemek amacıyla HPLC sisteminden yararlanıldı.

HPLC' de ölçümü yapılacak olan örneğe ait bileşenlerin etkileşime girdikleri ve belirli ölçüde alıkonuldukları ve kromatografi tekniğinin çeşidine göre tasarlanmış, değişik materyallerden farklı ölçülerde imal edilmiş *"kolon "* adı verilen sabit fazlar mevcuttur. HPLC cihazlarında genellikle C4 ve C18 kolonlar kullanılmaktadır. C4 kolonlar genellikle proteinlerin ölçümü için tercih edilirken C18 dental monomerler gibi küçük moleküller için kullanılmaktadır (Hamid ve Hume 1997, Botsalı 2008). Bu çalışmada adeziv materyallerden salınan artık monomer miktarını belirlemek için yapılan ölçümler partikül boyutu 5µm ve 25 cm x 4.6 mm boyutlarında olan C18 ters faz analitik kolonu kullanıldı.

HPLC cihazıyla yapılan ölçümlerde monomerlerin absorbans gösterdiği dalga boyu ve hareketli fazın akış hızı önemlidir. Çalışmalar genellikle 205-315 nm dalga boyu ve 0.5-2 ml/dk akış hızı aralığında gerçekleştirilmiştir (Viljanen ve ark 2006, Botsalı 2008, Altıntaş ve Üşümez 2008). C18 analitik kolonun çapıyla orantılı olarak tavsiye edilen en uygun akış hızı 1 ml/dk'dır (Guzzetta 2001). Bu çalışmada da ölçümler monomerlerin iyi absorbans gösterdiği 208 nm dalga boyunda ve 1ml/dk akış hızında gerçekleştirildi.

Adezivlerden artık monomer salımının incelendiği çalışmalarda adezivin uygulama yöntemleri ve uygulandığı yüzeyler farklılıklar göstermektedir. Miletic ve ark (2008) adezivlerden monomer salımını inceledikleri bir çalışmada insan molar dişlerini uzun aksları boyunca keserek adezivleri kesilen yüzlere uygulayıp polimerize etmişlerdir. Moreira ve ark (2010) total-etch bir adezivden salınan artık monomer miktarını inceledikleri çalışmada adezivi paslanmaz çelik bir halkanın içerisine doldurarak polimerize etmişlerdir. Çetingüç ve ark (2007) süt ve daimi diş

dentininden pulpaya geçen monomer miktarını inceledikleri çalışmalarında adezivi kaviteye uygulamışlar ve üzerini cam iyonomerle restore etmişlerdir. Altıntaş ve Üşümez (2008) rezin simanlardan salınan monomer miktarlarını inceledikleri çalışmalarında adezivi kaviteye uygulamış ve porselen inleyle restore etmişlerdir. Bazı çalışmalarda da adezivlerin uygulama yüzeyi olarak insan dişlerinden elde edilen dentin diskleri kullanılmıştır (Hamid ve Hume 1997, Büyüközer 2009). Birçok çalışmada adezivlerin uygulama yüzeyi olarak sığır keser dişlerinden elde edilen dentin diskleri kullanılmıştır (Schmalz ve ark 2001, Schmalz ve ark 2002, Demirci ve ark 2008) . Sığır santral dişlerinin yapı olarak insan dişlerine benzemesi ve insan dişleri ile sığır santral dişleri arasında koronal dentin tübül sayısı bakımından fark görülmemesi (Schilke ve ark 2000, Büyüközer 2009) sığır dişlerinden elde edilen dentin kesitlerinin çalışmalarda kullanılmasını uygun hale getirmektedir. Ayrıca istenilen boyutlarda standart dentin kesitleri elde edebilmek için sığır keser dişleri uygun büyüklüktedir. Bu tez çalışmasında da adezivler sığır keser dişlerinden elde edilen standart dentin kesitleri üzerine uygulandı.

Dentin kesitleri üzerine uygulanan adeziv miktarlarının farklı olması salınan monomer miktarını etkileyebilmektedir. Bu nedenle bu tez çalışmasında standardizasyonu sağlamak amacıyla adezivler standart dentin kesitleri üzerine hassas terazi kullanılarak eşit miktarlarda uygulandı. Çalışmamızda adeziv materyallerin üzerine kompozit rezin veya herhangi bir dolgu materyali uygulanmadı. Çünkü kompozitlerde rezin monomerler içermektedir. Dolayısıyla adezivin üzerine kompozit uygulandığı zaman sadece adeziv materyalden salınan monomer miktarı hakkında yanıltıcı sonuçlar verebilmektedir. Bu çalışmada adezivlerin üzerine herhangi bir restoratif materyal uygulanmayarak salınabilecek maksimum monomer miktarları incelendi.

Polimerlerin yapısından salınan monomer miktarlarını belirlemek üzere çeşitli çözücüler kullanılmaktadır. Ferracane (2006) ağız içi sıvıların güçlü bir organik çözücü olduğunu belirtmiştir. Uluslararası Standardizasyon Birliği (ISO) rezin bazlı materyallerden salınan kimyasalları belirlemede distile su kullanımını önermiştir. ABD İlaç ve Gıda birliği (US FDA) %75' lik ethanol-su çözeltisinin çözücü olarak kullanılmasını tavsiye etmiştir. Moreira ve ark (2010) total-etch bir adeziv materyalin etanol-su karışımı ve su içerisine salınan monomer miktarlarının araştırdıkları bir

çalışmada etanol-su karışımında daha fazla miktarda monomer salımının olduğunu gözlemlemişlerdir. Yapılan çalışmalarda dentinden etanol içerisine salınabilen monomerler dentinden su içerisine salınamamıştır. Bunun nedeni de monomerlerin etanolde daha iyi çözülmesi olarak gösterilmektedir (Büyüközer 2009). Artık monomer miktarını belirlemek için yapılan birçok çalışmada çözücü olarak etanol-su karışımı kullanılmıştır. Etanol, materyalde geri dönüşü olmayan ayrışmalara neden olmaktadır. Etanol rezin matrikse penetre olarak polimer zincirlerin arasındaki boşluklarda genişleme meydana getirerek polimer matriksin içerisinde reaksiyona girmeden kalmış olan artık monomerlerin salınmasını sağlamaktadır (Sideridou ve Achilles 2005, Botsalı 2008, Altıntaş ve Üşümez 2008). Moharamzadeh ve ark (2007) kompozit rezinlerden, çözücü olarak kullandıkları distile su, serum, DMEM ve tükürük içerisine salınan Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA monomer miktarlarını araştırdıkları bir çalışmada Bis-GMA ve UDMA monomerlerini herhangi bir çözücüde tesbit edememişlerdir. Öte yandan TEGDMA monomeri ise tüm sıvılar içerisinde gözlemlenmiştir. Araştırmacılar bu durumu TEGDMA gibi küçük moleküler ağırlıkta olan monomerlerin yüksek hareket kabiliyetine sahip olması ve çözücülerde Bis-GMA ve UDMA monomerlerine göre daha hızlı olmaları ve buna bağlı olarak daha fazla miktarlarda tespit edilmeleriyle açıklamışlardır (Tanaka ve ark 1991). Çalışmalarda görüldüğü gibi adezivlerin içeriğinde bulunan yüksek molekül ağırlıklı ve düşük molekül ağırlıklı monomerleri belirleyebilmek için kullanılan çözücünün önemi büyüktür. Bu çalışmada da adeziv materyallerden salınan monomer miktarlarının belirlenmesi aşamasında % 75' lik etanol - deiyonize su çözücüsü kullanıldı.

Literatürde reaksiyona girmemiş monomerlerin zaman periyotlarındaki salım davranışlarına yönelik birçok çalışma bulunmaktadır. Altıntaş ve Üşümez (2008) rezin simanlardan monomer salımını inceledikleri çalışmalarında salım zamanlarını 10. dk, 1. saat, 1., 3., .7., 14. ve 21. gün olarak belirlemişlerdir. Miletic ve ark (2008) adezivlerden artık monomer salımını araştırdıkları çalışmalarında ölçüm periyotlarını 1., 6., 24., 96. saat ve 7. gün olarak belirlemişlerdir. Kawahara ve ark (2004) geçici rezin materyallerden artık monomer salımını inceledikleri çalışmada ölçüm periyotlarını 1., 3., 6., 24., saat ve 3., 7., 14. gün olarak belirlemişlerdir. Botsalı (2008) fissür örtücü materyallerden salınan artık monomer miktarlarını araştırdıkları bir çalışmada salım zamanlarını 10. dk, 1. saat, 1., .7. ve 14. gün olarak

belirlemişlerdir. Rezin materyallerden ilk dakikalarda yüksek miktarda artık monomer salımının olduğu ilerleyen zamanlarda bu miktarın giderek azaldığı bildirilmiştir (Söderholm ve Mariotti 1999, Botsalı 2008). Bazı araştırmacılar ise monomer salımının 30. güne kadar devam ettiğini belirtmiştir (Ferracane 1994, Sideridou ve Achilles 2005). Bu çalışmada ise salım zamanları 10. dk, 1. saat, 1., 7. ve 30. gün olarak belirlendi.

Adeziv sistemlerin polimerize olabilmesi için belli miktarda kuantum enerjisi (fotonlar) gerekmektedir. Bu enerji adeziv içerisindeki kamforokinon ve reaksiyon başlatıcıları uyarır ve amin gruplarla reaksiyonu başlatarak serbest radikaller oluşturulur (Ruyter 1985, Reis ve ark 2010). Polimerizasyon süresinin arttırılması ile elde edilen yüksek enerji yoğunluğu reaksiyonu başlatarak yüksek molekül ağırlıklı ve çapraz bağlı polimer oluşumunu sağlayabilir (Reis ve ark 2010). Bazı çalışmalarda polimerizasyon süresinin arttırmanın adezivlerden salınan monomer miktarını etkilediği görülmüştür (Sideridou ve Achilias 2005, Feng ve ark 2009, Moreira ve ark 2010). Sideridou ve Achilies (2005) Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve Bis-EMA rezin monomerleri 60 sn, 80 sn ve 100 sn sürelerde polimerize ederek polimerizasyon süresinin salınan artık monomer miktarı üzerine etkisini incelemişlerdir. Moreira ve ark (2010) total-etch bir adezivi 10 sn, 20 sn ve 40 sn sürelerde polimerize ederek polimerizasyon süresinin salınan artık monomer miktarına ve su emilimine olan etkisini araştırmışlardır. Caderano ve ark (2005) yaptıkları bir araştırmada dört farklı adeziv sistemi 20 sn, 40 sn ve 60 sn polimerize ederek artık monomer miktarında belirleyici olabilen monomerlerin çift bağ dönüşümünü incelemişlerdir. Bu tez çalışmasında ise dentin kesitleri üzerine uygulanan adeziv sistemler 10, 20, 40 ve 60 sn polimerize edilerek adeziv sistemlerden salınan artık monomer miktarları karşılaştırıldı.

Sideridou ve Achilies (2005) Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve Bis-EMA rezin monomerleri teflon kalıplar içerisinde 60 sn, 80 sn ve 100 sn sürelerde polimerize ettikten sonra ethanol-su karışımı içerisinde bekleterek artık monomer salımını araştırdıkları bir çalışmada polimerizasyon süresinin arttırılmasıyla monomer salımının azaldığını gözlemlemişlerdir. Ancak bu çalışma saf monomer rezinler üzerinde yapılmıştır. Moreira ve ark (2010) total-etch bir adezivi 10 sn, 20 sn ve 40 sn sürelerde polimerize ederek salınan monomer miktarlarını araştırdıkları bir

çalışmada adeziv sistemlerde polimerizasyon süresinin arttırılmasıyla su emiliminin ve salınan artık monomer miktarının azaldığı görülmüştür. Bu araştırmacılar firmalar tarafından tavsiye edilen polimerizasyon süresinin yeterli olmadığını iddaa etmektedir. Feng ve ark (2009) dental adezivler ve kompozit rezinlerde polimerizasyon için ışık kaynağının uygulama süresinin en az firmaların tavsiye ettiği miktarda olması gerektiğini belirtmişlerdir.

Caderano ve ark (2005) dört farklı adeziv sistemin çift bağ dönüşüm oranını inceledikleri bir araştırmada polimerizasyon süresinin arttırılmasıyla sadece tek şişe adezivlerin monomer dönüşüm oranının arttığını bulmuşlardır. Breschi ve ark (2007) yaptıkları bir çalışmada adeziv materyallerin monomer dönüşüm oranları araştırılmış ve bu çalışmada da polimerizasyon süresinin arttırılmasıyla sadece tek şişe adeziv sistemlerde dönüşüm oranının arttığı belirtilmiştir. Bu çalışmalarda adeziv sistemler halka şeklindeki kalıp içerisinde ve oksijen inhibisyon tabakasını elimine etmek için nitrojen atmosferi altında polimerize edilerek ölçümler diferansiyel kalorimetre tarayıcı ile yapılmıştır. Diferansiyel kalorimetre tarayıcı monomerlerin polimerizasyon sürecinde sıcaklık artışına neden olmasıyla polimerizasyonun seyri hakkında fikir yürütebilmek için kullanılan bir yöntemdir. Dolayısıyla bu yöntem polimerizasyon süreci ile bize bilgi verebilmektedir (Imazato ve ark 2001, Tanimato ve ark 2005). Bu tez çalışmasında ise adeziv sistemler dentin kesitleri üzerine üretici firmanın tavsiyeleri doğrutusunda uygulandı ve adezivlerden farklı zaman aralıklarında salınan monomerlerin salım miktarları hassas ölçümler yapabilen HPLC cihazıyla yapıldı. Bu yönüyle bu tez çalışmasının adezivlerin uygulanarak örneklerin hazırlanması bakımından klinik şartlara daha uygun olduğunu ve ölçüm tekniği yönüyle de daha kesin ve net ölçümler yapıldığını düşünmekteyiz.

Reis ve ark (2010) One Step Plus ve Adper Single Bond 2 adeziv sistemleri 10 sn, 20 sn ve 40 sn polimerize ederek termogravimetrik yöntemle kütle kaybını inceledikleri bir araştırmada ilk aşamadaki kütle kaybının adezivin içerisindeki buharlaşmamış çözücücüden olabileceğini sıcaklığın arttırılmasıyla oluşan kütle kaybının ise ilk olarak düşük molekül ağırlıklı artık monomerlerden, ilerleyen sıcaklık derecelerinde ise yüksek molekül ağırlıklı monomerlerden olabileceğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada polimerizasyon süresinin arttırılmasıyla artık monomer salımının etkilenmediği görülmüştür. Bu tez çalışmasında polimerizasyon süresinin

arttırılmasıyla bazı materyallerden salınan artık monomer miktarında anlamlı düzeyde bir değişiklik görülmemiştir. Dolayısıyla Reis ve ark'nın sonuçları bizim çalışmamızın sonuçlarını destekler niteliktedir.

Bu tez çalışmasında polimerizasyon süresinin arttırılmasıyla Clearfil Tri-S bond materyalinden salınan toplam Bis-GMA miktarının ve All Bond 3 materyalinden salınan toplam TEGDMA miktarının anlamlı derecede azaldığı görüldü. Clearfil Photo Bond ve All Bond 3 materyallerinden salınan toplam UDMA monomer miktarlarının da istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığı gözlendi. Ayrıca polimerizasyon süresinin arttırılmasıyla Clearfil Photo Bond materyalinden salınan Bis-GMA ve Clearfil Tri-S materyalinden salınan UDMA monomer miktarları dışında diğer adeziv materyallerden salınan monomer miktarlarında da azalma gözlendi ancak istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Rezin materyallerin yeterli düzeyde polimerize olması restorasyonun başarısı için son derece önemlidir. Monomerlerin dönüşüm oranı rezin restorasyonların mekanik özelliklerini, çözünürlüğünü, renk değişimini ve biyouyumluluğunu etkilemektedir (Hinoura ve ark 1995, Ferracane ve ark 1997, Yoon ve ark 2002). Monomerlerin polimerlere dönüşüm oranı polimerizasyon sürecinde rezin içerisinde oluşan polimer zincirin tipine ve monomer çapraz bağlarının yoğunluğuna, ışık yoğunluğuna, ışığın dalga boyuna ve polimerizasyon süresine bağlıdır (Pulgar ve ark 2000, Yap ve ark 2004). Ayrıca dönüşüm oranının düşük olması artık monomer miktarının fazla olmasına ve daha fazla monomer salımına neden olmaktadır. Bis-GMA rijit ve aromatik çekirdek yapılı olmasından dolayı viskozitesi ve polimerizasyon sıcaklığı yüksektir. Bu yüzden çift bağ dönüşüm oranı diğer monomerlere göre düşüktür (Sideridou ve Achilies 2005). Çalışmamızdan elde edilen artık monomer salımına ait veriler dikkate alındığında adeziv materyallerden en fazla salınan monomerin Bis-GMA olduğu tespit edilmiştir ve bu sonuç Sideridou ve Achilies (2005)' in araştırma sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir.

Dental adeziv materyallerin organik içeriğinin (monomerleri) fazla olmasından dolayı çözünürlüğü, su emilimi ve artık monomer salımı daha fazla olmaktadır (Moreira ve ark 2010). Dolayısıyla materyalin içeriğindeki monomer miktarının arttırılmasıyla da materyalden salınan artık monomer miktarının

artabileceği söylenebilir. Çalışmamızda kullandığımız adeziv materyaller içerisinde en fazla monomer içeriği All Bond 3 adeziv materyaline aitti. Bu tez çalışmasında da materyaller düzeyinde Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomerleri en fazla All Bond 3 adeziv sisteminden salındı.

Adeziv sistemler içerisinde kullanılan suyun görevi, kollajenlerin kollapsını önlemek ve kollajenler için esnekleştirici rol üstlenmektir. Bu avantajlarının yanında polimerizasyon sürecinde adeziv sitemlerin içeriğindeki suyun polimerizasyon derinliğini % 50 oranında azalttığı bulunmuştur (Jacobsen ve Soderholm 1995). Bu problemin üstesinden gelmek için adeziv sistemler içerisine aseton, etanol vb. organik çözücüler eklenmiştir. Bu çözücüler adezivin yüzey basıncını yükselterek monomerlerin demineralize dentin matriksine penetre olmasına yardımcı olur (Pashley ve Carvalho 1997, Silikas ve Watts 2000). Bu tez çalışmasında kullanılan materyallerden Clearfil SE Bond ve Clearfil Liner Bond 2V' nin içeriğinde üretici firmanın belirttiğine göre çözücü olarak sadece su kullanılmıştır. Bu materyallerden salınan UDMA ve Bis-GMA monomer miktarları All Bond 3 haricindeki diğer materyallerden yüksek bulundu. Yukarıdaki araştırmalar ışığında bu materyaller içerisinde çözücü olarak kullanılan suyun polimerizasyon derecesini düşürüp salınan artık monomer miktarını arttırdığı söylenebilir.

Adezivler organik çözücülere karşı geçirgen olabilmektedir (Chersoni ve ark 2004). Bu durum ya oksijenin polimerizasyonu inhibe etmesinden ya da rezin monomerlerin tamamının reaksiyona girmemesinden kaynaklanmaktadır (Pashley ve ark 2002, Nunes ve ark 2005). Rezin materyallerden ilk dakikalarda meydana gelen salımın oksijen inhibisyon tabakasından kaynaklandığı, ilerleyen saatlerdeki salımın ise daha az olduğu ve rezin matriks içerisinde kalan artık monomerlerden kaynaklandığı ifade edilmektedir (Ferracane 1994, Söderholm ve Mariotti 1999, Botsalı 2008).

Altıntaş ve Üşümez (2011) rezin simandan salınan artık MMA salımını inceledikleri bir çalışmada 10. dk ve 1. saatte salınan monomer miktarları ile 21. günde salınan monomer miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmuş ve en fazla salımın 21. günde gerçekleştiğini tespit etmişlerdir.

Ak ve ark (2010) fissür örtücülerden salınan Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerinin 1., 3. ve 7. gündeki salım miktarlarını inceledikleri bir çalışmada en fazla salımın 1. g' de gerçekleştiğini ve salım miktarının giderek azaldığını bildirmişlerdir.

Moreira ve ark (2010) Single Bond 2 adeziv materyalinden salınan artık monomer miktarlarını araştırdıkları bir çalışmada salımın % 75' inin ilk birkaç saat içerisinde % 95' inin ise 48 saat içerisinde gerçekleştiğini gözlemlemişlerdir.

Adeziv materyallerden 10. dk, 1. s, 1. g, 7. g ve 30. g' de salınan artık monomer miktarlarını incelediğimiz bu tez çalışmasında ilk 10 dk içerisinde oldukça yüksek bir monomer salımının olduğu ve 30. g' de azalmış olsa da salımın devam ettiği bulundu. Literatür incelendiğinde çalışmamızın sonuçları bu yönüyle tutarlı görünmektedir.

Rezin materyaller, biyolojik reaksiyonlara neden olabilecek komponentler içermektedir. Bu bileşiklerin birçoğu özellikle de epoksi rezinler ve monomerler biyolojik dokularda sitotoksik etkilere neden olabilmektedir. Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomerlerinin canlı dokularda sitotoksik etki oluşturabileceği çeşitli araştırmalarda gösterilmiştir (Ranasathien ve ark 1995, Noda ve ark 2002, Schwenberg ve ark 2005).

Ranasathien ve ark (1995) fare fibroblast hücreleri üzerine Bis-GMA'nın toksik etki eşiğini 9,35 μM ve TEGDMA'nın toksik etki eşiğini ise 124,5 μM olarak bildirmişlerdir. Schwengberg ve ark (2005) çalışmalarında 0,1 μM Bis-GMA'nın fare embriyonik kök hücrelerinde teratojenik etki oluşturduğunu bildirmişlerdir. Noda ve ark (2002) TEGDMA'nın insan monositleri üzerine sitotoksik etkisini 4000μM olarak tespit etmişlerdir. Hanks ve ark (1991) UDMA' nın memeli fibroblastları üzerine sitotoksik etki değerini 17,4 μM olarak belirlemişlerdir. Çalışmamızda kullanılan materyallerden salınan en düşük Bis-GMA miktarı 3,44 μM olarak 20 sn polimerize edilen Adper Easy Bond materyalinin 10. dk salım değerine aitti. En yüksek Bis-GMA salım miktarı ise 24,38 μM olarak 10 sn polimerize edilen Clearfil SE Bond materyalinin 30. g salım değeri olarak belirlendi. Adeziv materyallerden salınan en düşük UDMA miktarı 0,12 μM olarak 20 sn polimerize

edilen Clearfil Tri-S Bond materyalinin 10. dk salım değeri olarak tespit edildi. En yüksek UDMA miktarı ise 12,38 µM olarak 20 sn polimerize edilen All Bond 3 materyalinin 30. g salım değeri olarak tespit edildi. Adeziv materyallerden salınan en düşük TEGDMA miktarı 0,44 µM olarak 20 sn polimerize edilen Adper Easy Bond materyalinin 10. dk salım değeri olarak ölçüldü. En yüksek TEGDMA miktarı ise 11,16 µM olarak 20 sn polimerize edilen All Bond 3 materyalinin 30. g salım değeri olarak belirlendi. Yapılan çalışmalar dikkate alındığında bu tez çalışmasındaki adeziv materyallerden salınan Bis-GMA değerlerinin sitotoksik etki gösterebileceği söylenebilir. UDMA ve TEGDMA değerleri ise yukarıdaki çalışmaların canlı dokular üzerine gösterdiği sitotoksik etki değerlerinden daha düşük bulundu. Ancak rezin materyallerin mutajenik, alerjik ve biyolojik dokulara olumsuz etkiler göstermesi için bu materyallerden salınan maddelerin belli konsantrasyonlarda olması gerekmemektedir (Schmalz 1998). Bu nedenle rezin materyallerden salınan bileşiklerin tüm konsantrasyonları biyolojik olarak tehlike oluşturabilme potansiyeline sahiptir. Dolayısıyla ağız ortamına salınan bu bileşiklerin biyolojik dokulara olan zararlarını en aza indirmek için rezin materyallerin doğru ışık kaynağıyla yeterli sürelerde polimerize edilmeleri gerekmektedir.

Çalışmamızda adezivlerin üzerine restoratif materyal uygulanmayıp böylece adezivlerden salınabilecek maksimum monomer miktarını belirlemek amaçlanmıştır. Klinik şartlarda adezivler, restorasyon - kavite arasında kalmaktadır. Bu şekilde adezivden salınan monomerlerin bir kısmı dentin kanalları yoluyla pulpaya geçebilmekte bir kısmı ise ağız ortamına yayılmaktadır. İn vivo şartlarda ağız içerisinde tükürüğün sürekli yıkayıcı etkisi bulunmaktadır. Dolayısıyla in vivo şartlarda rezin esaslı materyallerden salınan monomer miktarları kümülatif bir seyir sergilemeyecektir (Botsalı 2008). Rezin materyallerden artık monomer salımı polimerizasyon süreci, rezin materyalin içeriği ve in vitro şartlarda kullanılan organik çözücünün kimyasal yapısı ile yakından ilişkilidir (Ferracane 1994). Rezin materyalin diş sert dokularına uygulanması, polimerizasyon işlemleri, hastanın ağız sıvılarının kimyasal içeriği, ve restorasyonda oluşan stresler artık monomer salımında in vivo şartlarda önem kazanmaktadır. Ayrıca rezin materyallerin uygulama basamakları arttıkça çalışma hassasiyeti etkilenecek ve polimerizasyon da olumsuz yönde etkilenebilecektir. Tüm bu nedenlerle laboratuvar şartları klinik durumu taklit edemeyebilir ve monomer salım değerleri in vivo şartlardaki salım

seviyelerini yansıtmayabilir (Altıntaş ve Üşümez 2011). Bu nedenle rezin materyallerden salınan artık monomer miktarı ve bunların dokular üzerine olan biyolojik etkilerinin değerlendirilmesinde in vivo çalışmalara gereksinim duyulmaktadır.

Rezin bazlı materyaller organizmaya alerjik, toksik, genotoksik ve östrojenik etki gösterebilmektedir (Schmalz 1998). Dental bir materyalin biyouyumluluğu, o materyalin mukoza ve pulpa dokuları üzerinde oluşturduğu sitotoksik etkilerine, sistemik cevaplarına, allerjik ve karsinojenik özelliklerine göre değerlendirilmektedir (Anusavice 1996).

Adeziv sistemlerin biyouyumluluğunu değerlendirmede pulpa hücreleri ve odontoblastların monolayer kültürleri kullanılmaktadır. Çünkü derin kavitelere bu materyallerin uygulanması ilk olarak pulpa hücrelerini hedef almaktadır. Dental adezivlerin ve rezin bazlı materyallerin biyouyumluluğunun değerlendirildiği birçok çalışmada insan ve hayvan pulpa hücreleri kullanılmıştır (Schamlz ve ark 1994, Stanislawski ve ark 1999, Huang ve Chang 2002, Chen ve ark 2003). Bu hücrelerin in vitro çalışmalarda hücre metabolizması ve hücreler arası ilişkileri anlamaya yardımcı olabilecek büyüme faktörleri, sitokinler gibi çeşitli molekülleri sentezleyebildikleri ve böylece dental materyallerin sitotoksik etkilerini belirlemede diğer hücrelerden daha gerçekçi cevap verebildiği ileri sürülmüştür (Galler ve ark 2006). Çalışmalarda insan ve sığır pulpa hücreleri simian virüs T antijeni ile transfekte edilerek immortal hale getirilip kullanılmaktadır. İmmortal hücrelerin orijinal dokunun fenotipik karakteristiklerini gösterebildiği, dentinogenezis için gerekli molekülleri ve proteinleri üretebildiği bildirilmiştir (Thonemann ve Schmalz 2000). Bu tez çalışmasında da adeziv materyallerin Simian virüs T antijeni ile transfekte edilmiş sığır pulpa hücreleri ile direkt teması sağlanarak bu materyallerin biyouyumluluğu değerlendirildi.

Diş yüzey koşullarını değiştirmek için uygulanan dentin primerleri tübüllere penetre olmakta ve yüzeyel dentini nemlendirmektedir. Diş yüzeyine primer uygulandıktan sonra polimerize olabilen monomerleri içeren bonding materyali uygulanmaktadır (Chappel ve ark 1994, Chigira ve ark 1994, Kaga ve ark 2001). Bu süreçte monomerler polimerize olmadan önce dentin tübüllerinden pulpaya geçmekte

ve pulpada irritasyona neden olabilmektedir. Bu yüzden adeziv sistemlerin dişe uygulanması sırasında monomerlerin pulpaya difüze olma kabiliyetleri, toksisitelerini belirlemektedir. Adezivlerin pulpa dokusuna olan toksik etkileri uygulama ve polimerizasyon işlemleri arasında geçen süreye ve polimerize edildikten sonra salınan artık monomer miktarına bağlı olabilmektedir. Pulpadan dışarıya doğru intrapulpal bir basınç bulunmaktadır (Pashley ve Mathews 1993). Bu basınca rağmen rezin materyaller içerisindeki monomerler pulpaya ulaşabilmekte ve pulpal irritasyona neden olabilmektedir (Gerzina ve Hume 1995, Kaga ve ark 2001). Bu çalışmada da içeriğinde Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve HEMA monomerlerinin en az ikisi bulunan ve diş kliniklerinde kullanım alanı bulan adeziv sistemlerin sığır pulpa hücreleri üzerine olan sitotoksik etkileri araştırıldı.

Materyallerin sitotoksisitelerini değerlendirme testleri, kullanılan hücrelerin morfolojisinde, hücre membranında, hücre aktivitesinde veya hücre proliferasyon oranlarında meydana gelen değişikliklere göre yapılmaktadır. Hücre aktivitesini değerlendiren test sistemlerinde bir enzim veya enzim grubunun ölçülmesi ile değerlendirme yapılmaktadır (Schmalz 1994). Dental materyallerin biyouyumluluğunun değerlendirildiği birçok çalışmada mitokondriyal aktivitenin incelenmesiyle hücre canlılığının değerlendirilmesinde süksinik dehidrojenaz enzimi ölçülerek MTT testi yapılmıştır (Costa ve ark 1999, Geurtsen ve ark 1999, Chen ve ark 2003, Gürpınar ve ark 2006) . Adeziv materyallerin sığır pulpa hücrelerine olan sitotoksik etkilerinin incelendiği bu tez çalışmasında da hücre canlılığını değerlendirme işlemi MTT testi ile gerçekleştirildi.

Rezin materyallerde yetersiz polimerizasyon artık monomerlerin salımına neden olmaktadır. Rezinde artık monomer salımı olması halinde materyalin toksisitesi artmaktadır (Imazato ve ark 2001). Rezin restorasyonlarda meydana gelen sızıntı bakteriyel invazyona ve bunu takiben de pulpada enflamasyona ve nekroza neden olabilmektedir (Brannstorm ve Nyborg 1971, Cox ve Chain 1996). Bunun yanında adeziv materyallerin pulpa üzerine kuafaj ajanı olarak kullanılmasıyla veya dentin üzerine uygulanmasıyla materyalin içerisindeki polimerize olmamış monomerlerin pulpada enflamasyona ve nekroza neden olabileceği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (Pereira ve ark 2000, De Souza ve ark 2000). Ekspoze pulpa üzerine adeziv sistemin direkt uygulanmasının pulpa dokusu üzerinde kalıcı

enflamatuar cevap oluşturabileceği ifade edilmiştir (Hebling ve ark 1998, Nascimento ve ark 1998). Nascimento ve ark (1998) adeziv rezini pulpa üzerine direkt uygulayıp uzun dönem takip ettikleri bir çalışmada iyileşmenin geciktiğini tespit etmişlerdir. Görüldüğü üzere rezin materyallerin içerisindeki maddeler canlı dokularda çeşitli etkiler gösterebilmektedir. Çalışmanın bu aşamasında adeziv materyallerin polimerize edilmeden pulpa hücreleri üzerine gösterecekleri biyolojik etkiler araştırıldı.

Akrilatlar ve özelliklede metakrilatların sitotoksik etkilerinin olduğu ve rezin materyallerin içeriğinde bulunan 39 akrilat ve metakrilatın yapıları ile sitotoksisite dereceleri arasında bir bağlantı bulunduğu bildirilmiştir (Yoshii 1997). Yapılan çalışmalarda rezin materyallerde kullanılan monomerlerin sitotoksisite düzeyleri sırasıyla Bis-GMA > UDMA > TEGDMA > HEMA şeklinde bulunmuştur (Geurtsen ve ark 1998, Taira ve ark 2000). Bis-GMA' nın düşük konsantrasyonları bile DNA sentezi inhibisyon testlerinde pozitif cevap oluşturmuştur (Heil ve ark 1996). TEGDMA'nın insan fibroblast hücreleri üzerine sitotoksik etkisinin olduğu (Stanislawski ve ark 2003) ve V79 hücreleri üzerine subtoksik dozlarda mutajenik etki gösterdiği tespit edilmiştir (Swhweikl ve Schmalz 1999). Ayrıca TEGDMA'nın reaktif oksijen ürünlerini oluşturarak kanda oksijen taşıyıcı olarak görev yapan glutasyon hücrelerinin hızlı ve şiddetli şekilde azalmasına neden olduğu bildirilmiştir (Stanislawski ve ark 2003). Chang ve ark (2005) HEMA' nın hücre siklusunu engellediğini ve apoptozise neden olarak sitotoksisiteyi tetiklediğini bildirmişlerdir. Yukarıdaki araştırmalar dikkate alındığında bu çalışmada kullanılan adeziv materyallerin her biri sitotoksik etki gösterme potansiyeli olan Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve HEMA monomerlerinden en az ikisini içermektedir.

Gürpınar ve ark (2006) iki aşamalı self-etch adezivlerin primer ve bonding kısımlarının L929 hücrelerine olan sitotoksisitelerini inceledikleri bir çalışmada adezivlerin primer kısımlarının daha az sitotoksik olduğunu ifade etmişlerdir. Demirci ve ark (2008) yedi adet adeziv sistemin polimerize edilmeden insan pulpa hücreleri üzerine olan sitotoksik etkilerini inceledikleri bir çalışmada Clearfil Protect Bond materyalinin primer kısmı dışındaki materyallerin primer kısımlarının bonding kısımlarına göre daha az sitotoksik olduğunu bulmuşlardır. Bu tez çalışmasında da iki aşamalı self-etch adezivlerin primer kısımları bonding kısımlarından daha az

sitotoksik bulundu. Bu tez çalışması bu yönüyle yukarıdaki çalışmaları destekler niteliktedir. Primer kısımların bonding kısımlardan daha az sitotoksik olma nedeni içerdiği monomerlerin farklı olmasından kaynaklanabilir. Bu çalışmada kullanılan Clearfil Liner Bond 2V ve Clearfil SE Bond adeziv sistemlerle ilgili firmaların verdiği içerik bilgilerine göre primer kısımlarında sadece HEMA monomeri bulunmaktadır. Bonding kısımları ise Bis-GMA ve HEMA monomerlerini içermektedir. Çalışmada kullanılan materyallerin bonding kısımlarının sığır pulpa hücreleri üzerine daha fazla sitotoksik etki göstermesinde Bis-GMA monomerinin belirleyici olduğunu düşünmekteyiz.

Costa ve ark (1999) polimerize edilmemiş adezivlerin odontoblast hücreleri üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında hücre canlılığının % 50 civarında azaldığını görmüşlerdir. Gürpınar ve ark (2006) 2 aşamalı farklı oranlarda self-etch adezivlerin polimerize edilmeden L929 hücrelerine olan sitotoksik etkilerini araştırdıkları bir çalışmada hücre canlılığının önemli ölçüde azaldığını bildirmişlerdir. Chen ve ark (2003) adezivlerin çeşitli oranlarda dilüe edilerek insan pulpa hücrelerine olan etkilerini araştırdıkları bir çalışmada hücre canlılığının önemli derecede azaldığını ifade etmişlerdir. Adeziv materyallerin polimerize edilmeden sığır pulpa hücreleri üzerine sitotoksik etkilerinin incelendiği bu çalışmada ise en düşük hücre canlılık oranı % 36 olarak All Bond 3 materyalinin bonding kısmına, en yüksek hücre canlılık oranının ise % 47 olarak Clearfil Photo Bond materyalinin universal kısmına ait olduğu bulundu. Bu yönüyle çalışmamız yukarıdaki çalışmalarla paralel sonuçlar göstermektedir. All Bond 3 materyalinin daha fazla sitotoksik olma nedeninin içeriğindeki monomer miktarının diğer materyallerden fazla olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Adeziv materyallerin sitotoksik etkileri sadece içerdikleri Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve HEMA monomerlerinden kaynaklanmamaktadır. Rezin materyallerin içerisinde bulunan dimetoksibenzoin, kamforokinon, dimetilparatolidin, inhibitörler, fotostabilizatörler de sitotoksik etki göstermektedir (Geurtsen ve ark 1998). Adeziv sistemler içerisindeki asidik ajanlar da erken dönemdeki sitotoksik etkiden sorumlu tutulmaktadır. Çünkü adeziv materyaller medium içerisine eklendiğinde mediumun rengi kırmızıdan sarıya dönüşmektedir. Düşük pH' ya sahip adezivler direkt olarak pulpa üzerine uygulandığı zaman pulpa hücrelerinde aşırı sitotoksik etki

gösterebilmektedir. Ancak klinik şartlarda adeziv materyal polimerize edildiğinde zaman içerisinde pulpadaki dolaşım nedeniyle asidik ajanlar dilüe olmakta ve sitotoksisiteleri azalmaktadır. Benzer bir etki de pulpa hücreleri ve makrofajların artık monomerleri pulpa içerisinde dağıtarak bu materyallerin sittoksisitelerini azaltması şeklinde gerçekleşmektedir (Costa ve ark 1999). Bu tez çalışmasında kullanılan adeziv sitemlerin yüksek derecede sitotoksik etki göstermeleri polimerize edilmediklerinden ve sitotoksik etki gösteren içeriklerden kaynaklanabilir.

Polimerize olmamış materyaller polimerize olmuş rezin materyallere oranla daha fazla sitotoksik etki göstermektedir (Schweikl ve ark 2006). Bu tez çalışmasında kullanılan materyellerin sığır pulpa hücreleri üzerine yüksek sitotoksik etki göstermeleri polimerize edilmemiş olmalarından kaynaklanabilir. Klinikte rezin materyaller polimerize edildiği için sitotoksik etkileri bu kadar yüksek oranlarda olmayabilir ancak dentin geçirgen bir doku olduğundan dentin kalınlığının az olduğu durumlarda veya pulpanın ekspoz olduğu durumlarda pulpaya geçen maddeler sitotoksik etki gösterebilmektedir. Ayrıca bu materyaller gingival dokularla temas ettiğinde aynı şekilde sitotoksik etkileri oluşabilmektedir (Spagnuolo ve ark 2004, Chang ve ark 2005).

Diş hekimliği kliniğinde kullanılan adeziv materyallerin sığır pulpa hücrelerine olan sitotoksik etkilerinin araştırıldığı bu tez çalışmasında materyallerin sitotoksik etkilerinin olduğu gözlenmiş ve biyouyumlulukları hakkında bilgi edinilmiştir. Adeziv sistemler dental kliniklerde rutin olarak kullanılmaktadır bu nedenle adeziv sistemlerin biyouyumluluğunun arttırılması için çeşitli tedbirlerin alınması gerekmektedir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Dokuz farklı adeziv materyalin 4 farklı polimerizasyon süresi sonrası 5 farklı zaman periyodunda yapılarından salınan artık monomer miktarlarına ilişkin olarak;

1. Tüm materyallerden tüm zaman periyotlarında artık monomer salımının gerçekleştiği gözlendi.
2. Adeziv materyallerden salınan monomer miktarının büyük kısmının ilk 10 dk' lık periyotta olduğu ve en fazla salımın 30. g' de olduğu belirlendi.
3. Çalışmada incelenen materyallerden kümülatif monomer salımı bakımından en fazla salımın total-etch sistem olan All Bond 3 materyaline ait olduğu, en az salımın ise self-etch sistem olan Clearfil DC Bond materyaline ait olduğu gözlendi.
4. Monomer bazında salım miktarları incelendiğinde Bis-GMA içeren materyaller arasında en fazla salımın All Bond 3 materyalinden, en az salımın ise Adper Easy Bond materyalinden gerçekleştiği tespit edildi. UDMA içeren materyaller arasında en fazla salım All Bond 3 materyalinde, en az salımın ise Clearfil DC Bond materyalinde gerçekleştiği bulundu. TEGDMA içeren materyaller arasında en fazla salımın All Bond 3 materyalinde, en az salımın ise Adper Easy Bond materyalinde gerçekleştiği gözlendi.
5. Polimerizasyon süresinin arttırılmasıyla sadece Clearfil Tri-S Bond (Bis-GMA), All Bond 3 (TEGDMA, UDMA), Clearfil Photo Bond (UDMA) adeziv materyallerden salınan toplam monomer miktarlarının azaldığı, polimerizasyon süresinin arttırmanın diğer materyallerden salınan toplam monomer miktarını etkilemediği ve firmaların tavsiye ettikleri polimerizasyon süresinin yeterli olduğu gözlendi.

Adeziv materyal komponentlerinin sığır pulpa hücreleri üzerine olan sitotoksik etkilerine ilişkin olarak;

1. Adeziv materyal komponentlerinin tümünün sığır pulpa hücreleri üzerine sitotoksik etki gösterdiği belirlendi.
2. Materyallerin primer kısımlarının bonding kısımlarından daha az sitotoksik etki gösterdiği bulundu.

3. Çalışmada kullanılan materyallerden en fazla sitotoksik etkiyi All Bond 3 materyalinin bonding kısmı gösterirken, en az sitotoksik etkiyi ise Clearfil Photo Bond materyalinin universal kısmı gösterdi.
4. Üretici firmaların verdiği bilgilere göre içeriğinde Bis-GMA monomeri bulunan materyallerin sitotoksik etkide belirleyici olabileceği tespit edildi.
5. Adeziv materyallerin polimerize edilmeden sığır pulpa hücreleri üzerine yüksek derecede sitotoksik etkileri olduğu görüldü. Pulpanın ekspoze olduğu durumlarda ya da derin kavitelerde pulpal yüzeyin bir kuafaj materyali ile örtülmesi tavsiye edilebilir.
6. Pulpa hücreleri üzerine yüksek derecede sitotoksik etki gösteren adeziv materyallerin diş eti ve ağız içerisindeki diğer yumuşak dokulara da sitotoksik etki gösterebileceği söylenebilir. Bu yüzden kaviteye adezivin aşırı miktarda uygulanmasından kaçınılmalıdır. Ayrıca diş eti ve ağız içerisindeki yumuşak dokularla izolasyon sağlanarak adezivlerin bu dokulara olan toksik etkileri azaltılabilir.

Diş hekimliğinde adeziv sistemler yaygın kullanım alanına sahiptir. Gelişen teknolojiyle birlikte her geçen gün yeni adeziv materyaller üretilmektedir. Bu materyallerden biyolojik dokulara zararlı etkileri olabilecek komponentlerin salınabileceği yapılan bu çalışmada görülmüştür. Dolayısıyla üretici firmaların bu ürünleri geliştirirken insan sağlığını korumaya yönelik hassasiyetleri önem arz etmektedir. Bu tez çalışması ve benzeri araştırmaların kliniğe yönelik çalışmalarla zenginleştirilmesinin ideal bir adeziv materyalin geliştirilmesine katkı sağlayabileceğini düşünmekteyiz.

6. ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Farklı Sürelerde Polimerize Edilen Adeziv Sistemlerin Yapılarından Salınan Artık Monomer Miktarının Araştırılması

Mustafa ALTUNSOY

Pedodonti Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2012

Günümüzde adeziv sistemler konservatif diş hekimliğinin tamamlayıcı bir unsuru olarak farklı uygulamalarla yaygın olarak kullanılmaktadır. Adeziv sistemler hidrofilik ve hidrofobik monomerler içermektedir. Bu monomerler tamamen polimerlere dönüşmemekte ve bir miktar monomer artık olarak kalmaktadır. Adezivlerden salınan monomerler ve adezivlerin içeriğindeki diğer komponentler ağız ortamına salınabilmekte ve canlı dokulara toksik etki gösterebilmektedir. Bu çalışmanın amacı; 4 farklı polimerizasyon süresinde (10 saniye, 20 saniye, 40 saniye ve 60 saniye) polimerize edilen adeziv sistemlerin yapılarından salınan reaksiyona girmemiş artık monomer miktarını 5 farklı zaman periyodunda (10. dakika, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün) belirlemek ve bu materyallerin sığır pulpa hücreleri üzerine sitotoksik etkilerini tespit etmektir.

Sığır keser dişlerinden düşük hızla çalışan kesit cihazı (isomet) ile su soğutması altında bir kenar uzunluğu 7 mm ve kalınlığı 0,9 mm olan dentin kesitleri elde edildi. Adeziv sistemler, üretici firmaların talimatlarına uygun olarak dentin kesitleri üzerine uygulandı. Uygulama sonrası adeziv materyaller 10 sn, 20 sn, 40 sn ve 60 sn olmak üzere dört farklı sürede LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edildi. Üzerlerine adeziv materyal uygulanarak polimerize edilen dentin kesitleri içlerinde % 75' lik etanol/su çözeltisi bulunan amber rengi cam şişelere alındı Şişeler ölçüm zamanına kadar 37 ^{o}C' lik etüvde bekletildi. Bu çözeltilerden 10. dakika, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün olarak belirlenen zaman periyotlarında mikropipet kullanılarak örnekler alındı. Adezivlerden salınan artık monomer (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA) miktarları HPLC cihazı kullanılarak analiz edildi. Grupların genel ve ikili karşılaştırmalarında tek yönlü varyans analizi, Tukey HSD testi ve bağımlı t-testi kullanıldı.

Adezivlerin sığır pulpa hücreleri üzerine sitototoksik etkilerinin incelenmesi aşamasında, adeziv sistemlerin " *primer* " ve " *bonding* " kısımları oda sıcaklığında saf etanolde (500 mg/ml) çözüldü. Daha sonra konsantrasyonları 10 mg/ml olacak şekilde kültür ortamında stok solüsyonu hazırlandı. İnkübasyon periyotlarından sonra hücre kültürlerinin kültür ortamı uzaklaştırılarak daha önceden seyreltilen polimerize edilmemiş adeziv sistemlerin her bir komponenti 200 µl materyal ekstraktı olacak şekilde kültür ortamına ilave edildi. Kontrol grubundaki hücrelere sadece serum içeren kültür ortamı ilave edildi. Hücre canlılığının belirlenmesinde MTT testi kullanıldı. Grupların karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi ve Tukey HSD testi kullanıldı.

Tüm materyallerden tüm zaman periyotlarında artık monomer salımının gerçekleştiği gözlendi ve en fazla salımın 30. g' de olduğu belirlendi. Çalışmada incelenen materyallerden kümülatif monomer salımı bakımından en fazla salımın Bis-GMA monomerine ait olduğu belirlendi. All Bond 3 adeziv materyalinden salınan monomer miktarlarının diğer materyallerden daha yüksek olduğu gözlendi. Polimerizasyon süresinin arttırılmasıyla sadece Clearfil Tri-S Bond (Bis-GMA), All Bond 3 (TEGDMA, UDMA) ve Clearfil Photo Bond (UDMA) adeziv materyallerden salınan toplam monomer miktarlarının azaldığı, polimerizasyon süresini arttırmanın diğer materyallerden salınan

toplam monomer miktarını etkilemediği gözlendi. Sitotoksisite testinde, adeziv materyal komponentleri kontrol grubuyla karşılaştırıldığında tümünün sığır pulpa hücreleri üzerine sitotoksik etki gösterdiği belirlendi.

Araştırmamızın sonuçlarına göre adeziv materyallerin tümünden farklı miktarlarda artık monomer salımı gerçekleştiği gözlendi. Üretici firmalar tarafından tavsiye edilen polimerizasyon süreleri büyük oranda yeterli bulundu. Bu çalışma ile polimerize edilmeyen adeziv materyallerin yüksek derecede sitotoksik etki gösterdikleri gözlendi. Bu yüzden derin kavitelerde veya pulpanın ekspoze olduğu durumlarda pulpa yüzeyinin kuafaj materyali ile örtülmesi tavsiye edilebilir. Ayrıca uygulama sırasında diş eti ve ağız içerisindeki yumuşak dokularla izolasyon sağlanarak adezivlerin bu dokulara olan toksik etkileri azaltılabilir.

Anahtar Sözcükler: Adeziv sistemler, Artık monomer, HPLC, Polimerizasyon süresi, Sitotoksisite

7. SUMMARY

Evaluation of the Amount of Residual Monomer Released From Adhesive Systems that Cured in Different Exposure Times

Dental adhesives form an complementary part of the current day conservative dentistry and they are extensively used in dentistry in a variety of applications. Dental adhesives include both hydrophilic and hydrophobic monomers. It is known that, not all of the monomers are transformed into polymers totally and traces of residual monomers are observed. Residual monomers and other companents of adhesives may leach to oral environment and may be toxic effect on dental tissues. The aim of this study was to evaluate the amount of residual monomers released from 9 different adhesive systems polymerized with 4 different exposure times (10, 20, 40 and 60 seconds) in 5 different time periods (10th minute, 1st hour, 1st day, 7th day and 30th day) and investigation of cytotoxic effects on bovine derived cells of these materials.

Longitudinal dentin sections were prepared from bovine incisors using a diamond saw under water irrigation. The dimension of the dentin section is length of an edge 7 mm and 0.9 mm thickness. Then the adhesives were applied on dentin surface of sections according to the manufacturer instructions and polymerized using LED for 10, 20, 40 and 60 second, respectively (n=5). After polymerization each specimen was immediately immersed in light proof glass bottle containing 75% ethanol and 25% deionized water at 37 ^{o} C. During the period of immersion, samples were taken from each bottle at 10 minutes, 1 hour, 24 hours, 7 days and 30 days by using micro-pipette. Residual monomers (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA) which eluted from adhesives were analyzed with HPLC. The results were analyzed with one-way analysis of variance, Tukey HSD test and paired two-sample t-tests.

At the stage of determination of the cytotoxic effects of dental adhesives, uncured dental adhesives (primers and bonding agents) were dissolved in pure ethanol (500 mg/ml) at room temperature and then stock solutions were prepared in a culture medium at a concentration of 10 mg/ml. After incubation periods of bovine pulp derived cells, culture medium was replaced with 200 µl of culture medium containing of dental adhesives (primers and bonding agents). Original culture medium was served as a control in this study. Cell survival was determined using a MTT assay. The datas were analyzed by one-way analysis of variance and Tukey HSD tests.

It was found that there was residuel monomer release at all time periods and the highest amount of release observed cumulatively at the 30th day. It was determined that cumulatively, the highest amount of residuel monomer released from adhesives was Bis-GMA. All Bond 3 showed higher eluted amount of Bis-GMA, UDMA and TEGDMA than other materials. It was observed that increasing polymerization time did not have an effect on residual monomer release except Clearfil Tri-S Bond (Bis-GMA), All Bond 3 (TEGDMA, UDMA) and Clearfil Photo Bond (UDMA) groups. It was observed in the investigation of cytotoxicity, all dentin primers and bonding agents demonstrated cytotoxic effects on bovine pulp derived cells but their effects on cells varied when they compared to control group.

In this study, there was differrent amount of residual monomer release from adhesives. Exposure time, recommended by manufacturers is mostly sufficiant for polymerization of adhesives. Greater cytotoxic effect observed when the adhesives had not polymerized. Therefore when the pulp is exposed or in deep cavities, lining material should be used before application of adhesives. During application, should be prevented contact of adhesives with gingiva and oral mucosa.

Key words: Adhesive systems, Cytotoxicity, HPLC, Polymerization time, Residual monomer

8. KAYNAKLAR

Ak TA, Alpoz AR, Bayraktar O, Ertuğrul F. Monomer release from resin based dental materials cured with LED and hologen lights Eur J Dent 2010;4:34-39.

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

Albers HF. Resin polymerization, Adapt Report 1999; 6: 1-6.

Al-Hiyasat AS, Darmani H, Milmem MM. Cytotoxicity evaluation of dental resin composites and their flowable derivatives. Clin Oral Invest. 2005;9:21-5.

Altıntaş S, Usumez A. Evaluation of monomer leaching from a dual cured resin cement. J Biomed Mater Res Part B:Appl Biomater. 2008;86:523-529.

Altıntaş SH, Üşümez A. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simandan artık MMA salınımının incelenmesi SÜ Dişhek Fak Derg. 2011;20:32-39.

Annunziata M, Aversa R, Apicella A, Annunziata A, Apicella D, Buonaiuto C, Guida L. *In vitro* biological response to a light-cured composite when used for cementation of composite inlays. Dent Materials. 2006;22:1081–1085.

Anusavice KJ. Phillips science of dental materials. 10 ed. Pennsylvania: W.b. Saunders Company; 1996.

Asmussen E, Peutzfeldt A. İnfluence of UDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent Mater. 1998;14:51-56.

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

Beşergil B Polimer kimyası, Ankara Kitabevi, Ankara.2003.

Botsalı MS. Rezin esaslı fissur örtücülerin farklı ısık kaynakları le polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının, yüzey sertliginin ve baglanma dayanımının arastırılması.Doktora Tezi, Konya, 2008.

Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. IV. Bonding to dentin, enamel, and fluorapatite improved by the use of a surface-active comonomer. J Dent Res. 1965;44:906-911.

Bowen RL. Composite and sealant resin-past, present and feature, Pediatr Dent Mar, 1982;4: 10-15.

Brännström, M. and Nyborg, H. The Presence of Bacteria in Cavities Filled with Silicate Cement and Composite Resin Materials, Swed. Dent J. 1971; 64:149–155.

Breschi L, Cadenaro M, Antoniolli F, Sauro S, Biasotto M, Prati C, Tay FR, Lenarda R. Polymerization kinetics of dental adhesives cured with LED:Correlation between extent of conversion and permeability. Dent Mater 2007;23: 1066-1072.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955;34:849-53.

Burke, F.J. ve Mc Caughey, A.D. The four generations of dentin bonding. American Journal of Dentistry, 1995;8: 88-92.

Büyüközer T. Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen çeşitli adeziv sistemlerden farklı dentin kalınlıkları altında salınan artık monomerlerin yüksek basınçlı likit kromatografisi ile analizi, Doktora Tezi, Konya, 2009.

Cadenaro M, Antoniolli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, Biasotto M, Contardo L, Breschi L. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. Eur J Oral Sci 2005; 113: 525–530.

Cao T, Saw TY, Heng BC, Liu H, Yap AUJ, Ng ML . Comparison of different test models for the assesment of cytotoxicity of composite resins, Journal of Applied Toxicology, 2005;25:101–108.

Cardoso PC, Loguercio AD, Vieira LC, Baratieri LN, Reis A. Effect of prolonged application times on resin d entin bond strengths. J Adhes Dent 2005;7:143–9.

Chang HH, Guo MK, Kasten FH, Chang M, Huang GF, Wang LY, Wang RY and Jeng J.H. Stimulation of Glutathione Depletion, ROS Production and Cell Cycle Arrest of Dental Pulp Cells and Gingival Epithelial Cells by HEMA. Biomaterials, 2005; 26: 745 753.

Chappell RP, Spencer P, Eick JD. The effects of current dentinal adhesives on the dentinal surface. Quintessence International 1994;25:851-859.

Chen RS, Liu CC, Tseng WY, Jeng JH, Lin CP. Cytotoxicity of three dentin bonding agents on human dental pulp cells. J Dent 2003;31:223–229

Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C, Huang C, Prati C, Breschi L, Ferrari M, Pashley DH, Tay FR. In vivo and in vitro permeability of one-step selfetch adhesives. J Dent Res 2004; 83:459–464.

Chigira H, Yukitani W, Hasegawa A, Manabe K, Itoh T, Hayakawa T, Debari S, Wakumoto S, Hisamitsu H. Self-etching dentin primers containing phenyl-P. Journal of Dental Research 1994;73:1088-1095.

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

Costa CAS, Teixeira HM, Nascimento ABL, Hebling J. Biocompatibility of an adhesive system and 2-hydroxyethyl metacrilate. J Dent Child. 1999a;66:337–42.

Costa CAS, Vaerten MA, Edwards CA, Hanks CT. Cytotoxic effects of current dental adhesive systems on immortalized odontoblast cell line MDPC-23. Dent Mater. 1999b;15:434–41.

Costa CS, Hebling J, Randall RC. Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. Dent Mat. 2006;22,954–62.

Cox, C.F. and Chain, M.C. Characterization of the Cell Healing Sequence in Exposed Monkey Pulps when Capped with Various Adhesive Systems, J. Dent. Res, 1996;75(SI): 280.

Craig RG. Prosthetic Applications of Polymers. Restorative Dental Materials. 10. baskı. Mosby-Yearbook, Inc. St Louis, 1997.

Crispin BJ. Full veneers: the functional and esthetic application of bonded ceramics. Compendium. 1994; 15:284- 294.

Çekiç I, Ergün G. Diş hekimliğinde kullanılan görünür ışık kaynakları, GÜ Diş Hek Fak Derg. 2007;24: 131-136.

Çetingüç A, Ölmez S, Vural N. HEMA diffusion from dentin bonding agents in young and old primary molars in vitro. Dent Mater. 2007;23: 302–7.

Dayangaç B. Kompozit Resin Restorasyonlar; Güneş Kitapevi. Ankara. 2000;13:44-50

De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. Oper Dent 2005;30(1):39-49.

De Souza Costa CA, Hebgling J, Hanks CT. Current Status of Pulp Capping with Dentin Adhesive Systems: A Review, Dent. Mater. 2000;16: 188–197.

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

Demirci M, Hiller KA, Bosl C, Galler K, Schmalz G, Schweikl H. The induction of oxidative stress, cytotoxicity, and genotoxicity by dental adhesives. Dental Mater. 2008;24:362-71.

Dönmez N. Rezin-dentin baglanma dayanımında ve hibrit tabaka zamana baglı oluşabilecek degisikliklerin in vivo/in vitro incelenmesi (SEM, TEM ve mikrotensile bond çalısması),Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya, 2003.

Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. J Dent.1994;22:73-81.

Eliades G, Watts DC, Eliades T. Dental Hard Tissues and Bonding, 1st edition, Germany, Springer-Verlag Berlin, 2005; 3-33.

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

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

Ferracane JL Elution of leachable components from composites. J Oral Rehabil, 1994 ;21: 441-452.

Ferracane JL, Condon JR. Post cure heat treatments for composites: properties and fractography. Dent Mater. 1992;8:290-295.

Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and Marginal breakdown of composites with various degrees of cure.J Dent Res 1997;76:1508-16.

Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. Dent Mater 2006;22:211-222.

Ferrari M, Goracci G, Garcia-Godoy F. Bonding mechanism of three one bottle systems to conditioned and unconditioned enamel and dentin. American Journal of Dentistry, 1997; 10: 224-230.

Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: New techniques and materials. J Am Dent Assoc 2000;131: 26- 30.

Fusayama T. Two layers of carious dentine: Diagnosis and treatment. Oper Dent. 1979;4:63–70.

Galler KM, Schweikl H, Thonemann B, D'Souza RN, Schmalz G. Human pulp-derived cells immortalized with Simian Virus 40 T-antigen. Eur J Oral Sci. 2006;114:138–46.

Garant PR. Oral Cells and Tissues, 1st edition, Canada, Quintessence Publisihing,2003,25-80.

Gerzina TM, Hume WR. Effect of hydrostatic pressure on the diffusion of monomers through dentin in vitro. Journal of Dental Research 1995;74:369-73.

Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G. Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. J Biomed Mater Res 1998;41:474–480.

Geurtsen W, Spahl W, Muller K, Leyhausen G. Aqueous extracts from dentin adhesives contain cytotoxic chemicals. J Biomed Mater Res 1999;48:772–7.

Geurtsen W. Biocompatiblity of resin-modified filling materials. Crit Rev Oral Biol Med 2000;11:333-355.

Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Microtensile bond strength of self-etching adhesivesto enamel and dentin J Adhes Dent. 2004;6:313-318.

Gürpınar A, Onur MA, Cehreli ZC, Tasman F. Cytotoxicity of two step self etching primer/adhesives on L929 cells. J Bio Comp Poly 2006; 21:51-69.

Gwinnett AJ. Moist versus dry dentin: Its effect on shear bond strength. Am J Dent 1992;5:127-129.

Gwinnett AJ. Chemically conditioned dentin: a comparison of conventional and environmental scanning electron microscopy findings. Dent Mater. 1994;10:150-155.

GuzzettaA**.** Reverse Phase HPLC Basics for LC/MS, http://www.ionsource.com/tutorial/chromatography/rphplc.htm#Important%20Safety%20I nformation 2001.

Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: An alternative concept for composite-to enamel bonding. Oper Dent 1999;24:172–180.

Hebling J, Giro EMA, Costa CAS. Biocompatibility of an adhesive system applied to exposed human dental pulp. J Endod 1998.

Heil J, Reifferscheild G, Waldmann P, Leyhausen G, Geurtsen W. Genotoxicity of dental materials. Mutat Res 1996;368:181– 194.

Hensten-Pettersen A. Comparison of the methods available for assessing cytotoxicity. Int Endod J. 1988;21:89-99.

Heymann HO, Bayne SC. Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors.J Am Dent Assoc. 1993;124:26-36.

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

Hinoura K, Akiyama Y, Miyazaki M, Kurada T, Onose H. Influence of irridation sequence on dentin bond of resin inlays. Oper Dent 1995;20:30-3.

Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci. 2002;110:471-9.

Holmes RG, Rueggeberg FA, Callan RS, Caughman F, Chan DC, Pashley DH, Looney SW. Effect of solvent type and content on monomer conversion of a model resin system as a thin film. Dent Mater. 2007;23:1506-12.

Huang, FM, Chang YC. Cytotoxicity of resin-based restorative materials on human pulp cell cultures. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. 2002;9*:* 361-365.

Huget E, Denniston J, Vilja J. Dentin adhesives: a perspective. Mil Med 1979;144:619-620.

Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. Dent Mater. 2001 Mar;17:178-83.

Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. J Adhes Dent. 2001;3:237-45.

International Organization for Standardization. ISO4049: Dentistry polymer - based filling, restorative and luting materials. Switzerland, 2000.

Jacobsen T, Söderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. Dent Mater. 1995;11:132-6.

Kaga M, Noda M, Ferracane JL, Nakamura W, Oguchi H, Sano H. The in vitro cytotoxicity of eluates from dentin bonding resins and their effect on tyrosine phosphorylation of L929 cells. Dent Mater 2001;17:333–9.

Kanehira M, Finger WJ, Ishihata H, Hoffmann M, Manabe A, Shimauchi H, Komatsu M. Rationale behind the design and comparative evaluation of an all-in-one self-etch model adhesive. J Dent.2009;37:432-439.

Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. J Dent. 1999;27:523–530.

Kanerva L. Cross-reactions of multifunctional methacrylates and acrylates, ActaOdontol Scand 2001;59:320–329.

Kato G, Nakabayashi N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. Dent Mater.1998;14:347-352.

Kawahara T, Nomurab Y, Tanakaa N, Teshimac W, Okazakib M and Shintania H. Leachability of plasticizer and residual monomer from commercial temporary restorative resins. J Dent, 2004;32:277– 83.

Kazantsev OA, Shirshin KV, Sivokhin AP, Tel'nov SV, Zhiganov IV, Kuznetsov AE, et al. Hydrolysis of 2-hydroxyethyl methacrylate in concentrated aqueous solutions. Russ J Appl Chem. 2003;76:1296–8.

Keiser K, Johnson C, Tipton DA. Cytotoxicity of mineral trioxide aggregate using human periodontal ligament fibroblasts. J Endod. 2000;26,288-91.

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

Komurcuoglu E, Olmez S and Vural N. Evaluation of residual monomer elimination methods in three different fissure sealants in vitro. J Oral Rehabil. 2005; 32:116- 21.

Kömürcüoglu E Üç degisik rezin esaslı fissür örtücünün polimerizasyonu sonucu ortaya çıkan artık monomeri uzaklastırma yöntemlerinin incelenmesi. Doktora Tezi, H.Ü. Saglık Bilimleri Enstitüsü, Ankara 2002.

Kugel G and Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. J Am Dent Assoc, 2000;131:20- 5.

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

Lioret PR, Rode KM, Turbino ML. Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. Pesqui Odontol Bras 2004;18: 271- 275.

Marshall G.W. Dentin: Microstructure and characterization. Quintessence International, 1993;24: 606-617.

Miletic V, Santini A, Trkulja I. Quantification of monomer elution and carbon–carbon double bonds in dental adhesive systems using HPLC and micro-Raman spectroscopy. J Dent 2008;37:177-184

Mills RW, Jandt KF, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J 1999;186: 388-391.

Miyazaki M, Sato M, Onose H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. Oper Dent. 2000;25:75–80.

Moharamzadeh K, Van Noort R, Brook IM, Scut AM. HPLC analysis of components released from dental composites with different resin compositions using different extraction media. J Mater Sci Mater Med. 2007;18:133-7.

Moon HJ, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Effect of various light curing methods on the leachability of uncured substances and hardness of a composite resin. J Oral Rehabil 2004;31: 258-64.

Moreira F, Filho N, Souza J, Lopez L. Sorption, solubility and residuel monomers of a dental adhesive cured by different light-curing units. Braz Dent J 2010;21:432-438.

Morgan DR, Kalachandra S, Shobha HK, Gunduz N, Stejskal EO. Analysis of a dimethacrylate copolymer (bis-GMA and TEGDMA) network by DSC and 13C solution and solid-state NMR spectroscopy, Biomaterials, 2000;10:1897-1903.

Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. J Esthet Dent. 1991;3:133-138

Nakabayashi N,Kojima K, Masuhara E; The promotion of adhesion by the infitration of monomers in to tooth substrates. J Biomed Res, 1982;16:265-273.

Nascimento ABL, Fontana U, Costa CAS. Histologic evaluation of human dental pulp in direct contact with different materials. J Dent Res 1998;77:690.

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

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

Nunes TG, Ceballos L, Osorio R, Toledano M. Spatially resolved photopolymerization kinetics and oxygen inhibition in dental adhesives. Biomaterials 2005; 26: 1809–1817.

O'Brein WJ. Dental Materials and their Selection. Quintessence Publishing Co, İnc, Chicago 2002.

Odian G. Principles of polymerization. New York: Willey Interscience; 2004.

Örtengren U, Wellendorf H, Harlosson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. J Oral Rehabil.2001;28:1106-1115.

Öztürk NA, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 2001;4: 127-131.

Paranjpe A, Bordador LC, Wang MY, Hume WR, Jewett A. Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and mouse cells. JDent Res. 2005;84:172–7

Packham DE. Adhesion In: Packham DE (Ed) Handbook of adhesion, Wiley, Chichester, 2005, 16-8.

Pashley DH, Carvalho RM, Dentine permability and dentine adhesion, J Dent, 1997; 25: 355-372

Pashley DH, Mathews WG. The effects of outward forced convective ¯ow on inward diffusion in human dentin in vitro. Archives of Oral Biology 1993;38:577-582.

Pashley DH: The effects of acid etching on the pulpodentin complex, Oper Dent, 1992; 17:229-242.

Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. Effects of one versus two application of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. J Dent 2002; 30: 83–90.

Pashley EL, Zhang Y, Lockwood PE, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. Dent Mater 1998;14:6-10.

Paul SJ, Leach M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. J Dent 1999;27:209–14.

Pelsey WP 3rd, Latta MA, Vargas MA, Carroll LR, Armstrong SR. Microtensile bond strength of total-etch and self-etch adhesives to the enamel walls of Class V cavities. Am J Dent. 2005;18: 37-40.

Perdigao J, Gomes G, Duarte S Jr, Lopes MM. Enamel bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer Oper Dent. 2005;30:492-499.

Perdigao J, Lopes M. Dentin bonding-state of the art 1999.Compendium of Continuing Education in Dentistry, 1999; 20, 1151-1158, 1160-1162.

Pereira JC, Segela AD and Costa C.A. Human Pulpal Response to Direct Pulp Capping with an Adhesive System, Am J Dent, 2000;13: 139–147.

Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci. 1997;105:97- 116.

Plecki P, Stone DG, Sherriff M, Watson TF. Microtensile bond strengths to enamel of self-etching and one bottle adhesive systems. J Oral Rehabil. 2005;32:531–540.

Polyzois GL. *In vitro* evaluation of dental materials. Clin Mater. 1994;16:21-60.

Price RBT, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a secondgeneration LED curing light. J Can Dent Assoc 2003;69:666.

Price RBT, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin compositesirradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. Biomaterials 26:2631- 2641, 2005.

Pulgar R, Olea-Serrano MF, Novillo-Fertrell, Rivas A, Pazos P, Pedraza V, et al.. Determination of Bisphenol A and related aromatic compounds released from Bis-GMA-based composites and sealants by high performance liquid chromatography. Environ Health Perspect 2000;108:21-27.

Ratanasathien S, Wataha JC, Hanks CT, Dennison JB Cytotoxic interactive effects of dentin bondingcomponents on mouse fibroblasts, J Dent Res, 1995 :74:1602–1606.

Reis A, Ferreira SQ, Costa TRF, Klein-Junior CA, Meier MM, Loguercio AD Effects of increased exposure times of simplified etch-and-rinse adhesives on the degradation of rein-dentin bonds and quality of the polymer network. Eur J Oral Sci 2010;118:502-509.

Retief DH. Adhesion to dentin. Journal of Esthetic Dentistry, 1991;3:106- 113.

Roberson TM, Heyman HO, Swift EJ. Art And Science Of Operative Dentistry, 5th edition, USA, Mosby Elsevier, 2006;245-279.

Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. J Dent Res 1988:67:932-937.

Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on anunfilled/filled composite system, J Dent Res, 1990;69:1652-1658.

Ruyter IE. Monomer system and polymerization. In: Vanherle G, Smith DC, eds. International Symposium on posterior composite resin dental restorative materials. St Paul, MN: Minnesota Mining & Manufacturing Co, 1985; 109–135.

Ruyter IE. The chemistry of adhesive agents. Oper Dent. 1992;5:32-43.

Saçak M Polimer Kimyası, Gazi Kitabevi, Ankara.2002.

Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J. The bond of resin to different dentin surface characteristics. Oper Dent. 2004;29:333-341.

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

Schmalz G. The biocompatiblity of non-amalgam dental filling materials. Eur J Oral Sci 1998;106:696-706.

Schmalz G. Use of cell cultures for toxicity testing of dental materials--advantages and limitations. J Dent. 1994;22:6–11.

Schmalz, G. Concepts in biocompatibility testing of dental restorative materials. Clin. Oral. Invest. 1997, *1*, 154 -162.

Schmalz, G.; Thonemann, B.; Riedel, M.; Elderton, R.J. Biological and clinical investigations of a glass ionomer base material. Dent. Mater. 1994;10: 304-313.

Schmalz G, Hiller KA, Nunez L, Stoll J, Weis K. Permeability characterstics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. J Endod. 2001;27:23-30.

Schmalz G, Schuster U, Koch A, Schweikl H. Cytotoxicity of low pH dentin-bonding agents in a dentin barrier test in vitro. J Endod. 2002;28:188–92.

Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. Arch Oral Biol. 2000;45:355-61.

Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehec K, Seiss M, Walther UI and et al. In vitro embryotoxicity assessment with Dental restorative materials. J Dent 2005;33:49–55.

Sengun A, Buyukbas S, Hakki SS. Cytotoxic effects of dental desensitizers on human gingival fibroblasts. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006;78:131-7.

Sheldon RP. Composite polymeric materials. London and New York: Applied Science Publishers; 1982.

Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J. Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. Oper Dent. 2002;27: 403–409.

Shortall A, Harrington E. Guidelines for the selection, use and maintenance of visible light activation units. Br Dent J. 1996;181: 383-387.

Sideridou I, Achilias DS, Spyroudi C, Karabela M. Water sorption characteristics of light-cured dental resins and composites based on Bis-EMA/PCDMA. Biomater 2004;25:367-376.

Sideridou ID and Achilias DS**.** 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. 2005;74: 617–626.

Silikas N, Watts DC. High pressure liquid chromatography of dentin primers and bonding agents. Dent Mater. 2000;16:81-8.

Söderholm KJ, Maritti A. BİSGMA-based resins in dentistry: are they safe? J Am Dent Assoc. 1999; 130:201-9.

Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S. Citotoxicity and oxidative stres caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights, Clin Oral Invest, 2004; 8: 81-85.

Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. J Dent. 1998 Mar;26:137-45.

Sperling LH. Introduction to physical polymer science, 4th Ed. ABD, Wiley Interscience, 2006, 1-63.

Stanislawski L, Lefeuvre M, Bourd K, Soheili-Majd E, Goldberg M. TEGDMA-induced toxicity in human fibroblasts is associated with early and drastic glutathione depletion with subsequent production of oxygen reactive species. J Biomed Mater Res 2003;66A:476–482.

Stanislawski L, Daniau X, Lauti A, Goldberg M. Factors responsible for pulp cell cytotoxicity induced by resin-modified glass ionomer cements. J. Biomed. Mater. Res. 1999;48: 277-288.

Stansbury JW, Dickens SH Determination of double bond conversion in Dental resins by near infrared spectroscopy. Dent Mater. 2001;17:71-9.

Summit JB, Robins JW, Hilton TJ, Schwartz RS; Fundamentals Of Operative Dentistry; 3th edition, China, Quintessence Publishing ,2006;183-26

Swhweikl H, Schmalz G. Triethylene glycol dimethacrylate induces large deletions in the HPRT gene of V79 cells. Mutat Res 1999;438:71–78.

Swift EJ, Perdigão, J, Heymann ve H.O.. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. Quintessence International, 1995; 26: 95-110. Review.

Şengün A, Yalçın M, Kocabaşoğlu A. Yedinci nesil dentin bonding ajanların dentine makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması Atatürk Üniversitesi Diş Hek. Fak. Dergisi, 2009;3:156-160.

Tabatabaee MH, Mahdavi H, Zandi S, Kharrazi MJ. HPLC analysis of eluted monomers from two composite resins cured with LED and halogen curing lights. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2009 Jan;88:191-6.

Taira M, Toguchi MS, Takahasi J, Okazaki M. Cytotoxicity of three di-functional monomers used in dental composite resins. J Mater Sci Lett 2000;19:547–548.

Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K and Yamaki M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible- light- cured dental composite resin when immersed in water. J Oral Rehabil. 1991;18:353– 362.

Tay F, Carvalho RM, Pashley DH. Water movement across bonded dentin - too much of a good thing. J Appl Oral Sci. 2004;12:12-25.

Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. The overwet phenomenon: a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin–dentin interface. Am J Dent.1996;9:109-114.

Thonemann B, Schmalz G. Bovine dental papilla-derived cells immortalized with HPV 18 E6/E7. Eur J Oral Sci. 2000;108:432-41

Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. American Journal of Dentistry, 2001;14:205-210.

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

Türker S Enstrümantal Analiz, Konya. unfilled/filled composite system, J Dent Res, 1990**:**69;1652-1658.

Türker S. Enstrümantal Analiz, Konya, 2005.

United States Food and Drug Administration (US FDA). Recommendations for chemistry data for indirect food additive petitions. USA, 1988.

Ülker M Yapay yaslandırma islemlerinin self-etch adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarına ve baglanma ara yüzeylerine etkisinin incelenmesi, Doktora Tezi, S.Ü. Saglık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Turkiye 2006.

Üsümez S, Buyukyilmaz T, Karaman AI, Gunduz B. Degree of conversion of two lingual retainer adhesives cured with different light sources. Eur J Orthod 2005;27:173–179.

Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive
performance. J Dent Res. 2008;87:757-761.

Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials, 2007;28: 3757-3785.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. Oper Dent 2003;28:215-35.

Van Meerbeek B, Vargas S, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts R, Vanherle G. Adhesives and cements to promote preservaion dentistry, Oper Dent, Supplement, 2001;6: 119-144.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Operative Dentistry, 2003;28: 215-235.

Van Meerbeek B, Perdigão J, Gladys S, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. Illinois: Quintessence Publishing Company Co. Inc; 1996.;141-186.

Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigão J, Lambrechts P, Peumans M, Bonding to enamel and dentin, In: Summit JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, editors. Fundamentals of Operative Dentistry, 3rd ed, Illinois, Quintessence Publishing Co, Inc. 2006, 183-260.

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

Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practioners, J Prosth Dent, 2001; 86: 203–209.

Yıldız A, Genç Ö. Enstrümenal Analiz, Hacettepe Üniversitesi Yayınları 1993;A-64:421-438.

Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CV. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. J Oral Rehabil 2002;29:1165-73.

Yoshii E. Cytotoxic effects of acrylates and methacrylates: Relationships of monomer structures and cytotoxicity. J Biomed Mater Res 1997;37:517–524.

9. ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Konya'nın Karapınar ilçesinde doğdu. İlkokul eğitimini Karapınar Yavuz Selim İlkokulu'nda, orta ve lise eğitimini Karapınar İbrahim Gündüz Anodolu Lisesi'nde tamamladı. 2003 yılında başladığı Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2008 yılında mezun oldu. Aynı yıl Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. Evli ve bir çocuk babasıdır. Yabancı dili İngilizce'dir.