



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMÎÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI ORTODONTİK BANT YAPIŞTIRICILARINDA
BİS-GMA SALIMININ İN VİTRO ŞARTLARDA İNCELENMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Eyyüp CİHAN

Ortodonti Anabilim Dalı

DANIŞMAN

Prof. Dr. Serdar ÜŞÜMEZ

İSTANBUL-2016

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI ORTODONTİK BANT YAPIŞTIRICILARINDA
BİS-GMA SALIMININ İN VİTRO ŞARTLARDA İNCELENMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Eyyüp CİHAN
Ortodonti Anabilim Dalı

DANIŞMAN
Prof. Dr. Serdar ÜŞÜMEZ

İstanbul, Ağustos 2016

TEZ ONAY FORMU

Kurum: Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Programın seviyesi: Yüksek Lisans () Uzmanlık (✓) Doktora ()

Anabilim Dalı: Ortodonti Anabilim Dalı

Tez Sahibi: Eyyüp CİHAN

Tez Başlığı: FARKLI ORTODONTİK BANT YAPIŞTIRICILARINDA BIS-GMA SALIMININ İN VİTRO ŞARTLARDA İNCELENMESİ

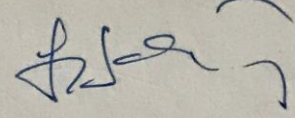
ASİL JÜRİ ÜYELERİ:

İmza

Jüri Bşk. (Danışman)

Prof. Dr. Serdar ÜŞÜMEZ

Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi



Üye

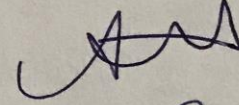
Prof. Dr. Törün ÖZER

Adnan Menderes Üniversitesi

Üye

Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

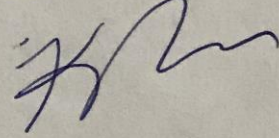
Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi



Üye

Prof. Dr. Sabri İlhan RAMOĞLU

Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi



YEDEK JÜRİ ÜYELERİ:

Üye

Prof. Dr. Gülnaz Marşan

İstanbul Üniversitesi



Üye

Yrd. Doç. Dr. Sertaç AKSAKALLI

Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi

Bu tez, 26.04.2014 tarihli 28983 sayılı T.C SAĞLIK BAKANLIĞI, TIPTA VE DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK EĞİTİMİ YÖNETMELİĞİ ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirtilen jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve/...../.....tarih ve/..... sayılı kararla kabul edilmiştir.

THESIS APPROVAL FORM

Institute: Bezmialem Vakif University, Faculty of Dentistry

Level of Programme: Master of Science () Specialisation (✓) Doctorate ()

Department: Department of Orthodontics

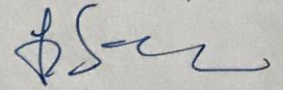
Student: Eyyup CIHAN

Title of the Thesis: IN VITRO EVALUATION OF RESIDUAL BIS-GMA RELEASED
AFTER POLIMERISATION OF DIFFERENT BAND CEMENTS

PRINCIPAL JURY MEMBERS:

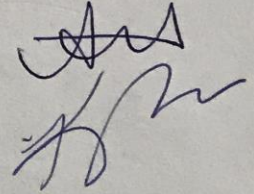
President of the Jury (Supervisor): Prof. Dr. Serdar USUMEZ
Bezmialem Vakif University

Signature



Member: Prof. Dr. Torun OZER
Adnan Menderes University

Member: Prof. Dr. Aslihan USUMEZ
Bezmialem Vakif University



Member: Prof. Dr. Sabri Ilhan RAMOGLU
Bezmialem Vakif University

SUBSTITUTE JURY MEMBERS:

Member: Prof. Gulnaz MARSAN
Istanbul University



Member: Assist. Prof. Sertac AKSAKALLI
Bezmialem Vakif University

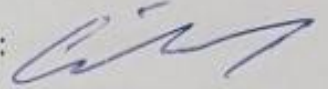
This thesis was approved by the jury stated above in accordance with the related rules of the in MINISTRY OF HEALTH, THE REGISTRATION of SPECIALISATION EDUCATION on DENTISTRY and MEDICINE, and approved by Administrative Board with the decision dated -----/-----/----- and numbered -----/-----.

BEYAN

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

Eyyüp CİHAN

İmza:



Tarih:

05.08.2016

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bana her konuda yardımcı olan, yol gösteren ve tecrübelerini paylaşan değerli danışman hocam Prof. Dr. Serdar ÜŞÜMEZ'e,

Tez çalışmam süresince, çalışmamın planlanmasında ve gerçekleştirilmesinde, bilgi ve desteğini esirgemeyen Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı başkanı Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ'e,

Uzmanlık tezi laboratuvar çalışmalarım sırasında kimyasal analizlerin yapılmasında ve değerlendirilmesinde yardımlarını esirgemeyen ve büyük emeği geçen Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Eczacılık Fakültesi öğretim üyelerinden Doç. Dr. Ş. Evrim TEKKELİ ve Arş. Gör. Mustafa Volkan KIZILTAŞ'a,

Eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini paylaşan Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerinden, başta Prof. Dr. Sabri İlhan RAMOĞLU olmak üzere, Yrd. Doç. Dr. Sertaç AKSAKALLI'ya, Yrd. Doç. Dr. Muhammet BİRLİK'e, Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ'a, Dr. Hilal YILANCI'ya,

Tez çalışmaları ve yazımında, kıymetli yardımlarını ve bilgilerini benden esirgemeyen Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı başkanı Yrd. Doç. Dr. Meltem BAKKAL'a,

Bir arada çalışmaktan mutluluk duyduğum, değerli arkadaşım Dt. Yasemin Aydın Özçoban başta olmak üzere, eğitimim ve tez çalışmam sırasında destekleri olan tüm asistan arkadaşlarıma,

Bu günlere gelmemde maddi-manevi desteğini hiçbir zaman esirgemeyen ve her zaman yanımda olan aileme,

Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Eyyüp CİHAN

ÖZET

Bu in vitro çalışmanın amacı, ortodontik bantların dişlere yapıştırılmasında kullanılan iki farklı kompomerin polimerizasyon sonrası reaksiyona girmemiş Bis-GMA salım miktarlarının, iki farklı zaman periyodunda (10. dk ve 24. saat) ve termal siklus yaşlandırma sonrası (5000 siklus sonrası 24. saat) Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi (HPLC) analiz yöntemiyle karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Bu amaçla iki farklı çalışma grubu oluşturuldu; Grup 1: Sadece ışıkla polimerize olan kompomer rezin siman (Ultra Band Lok, Reliance Orthodontic Products, Itasca, ABD) Grup 2: Hem ışıkla hem de kimyasal yolla polimerize olan kompomer rezin siman (Opal Band Cement, Ultradent Products, South Jordan, ABD). Her grup için Cerec sistem feldspatik seramik bloklardan (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) CAD-CAM tekniğiyle hazırlanan 10 adet standart üst sağ birinci molar diş örneğine 10 adet 39,5 numara üst sağ 1. molar bandı (M.I.B. Dental, Malmaison, Fransa) üretici firmanın tavsiyelerine uygun olarak iki farklı kompomer ile simante edildi ve simanlar yüksek yoğunluklu bir LED ışık kaynağı (VALO, Ultradent, South Jordan, ABD) kullanarak polimerize edildi. Her iki zaman periyodunda ve termal siklus yaşlandırma sonrası 24. saatte reaksiyona girmemiş Bis-GMA salım miktarları HPLC kullanılarak belirlenip tüm veriler istatistiksel olarak analiz edildi. İstatistiksel değerlendirilmelerde “Bağımsız t testi” ve “U testi” kullanıldı. Aynı gruba ait birden fazla ölçümün ortalamalarını karşılaştırmak için “Wilcoxon Signed Rank test” kullanıldı.

Her iki grupta da zaman periyodu arttıkça toplam salınan artık Bis-GMA miktarı da artmıştır. İlk 10 dakikada salınan Bis-GMA miktarları değerlendirildiğinde en fazla salımın “Opal Band Cement” grubunda olduğu ($p<0,0001$), 24 saat sonunda en fazla salımın yine “Opal Band Cement” grubunda olduğu ($p<0,0001$), 10. dakika ve 24. saat arasındaki Bis-GMA salım farkları değerlendirildiğinde “Opal Band Cement” ve “Ultra Band Lok” arasında anlamlı bir farklılık olmadığı ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Sonuç olarak her iki rezin simandan salınan Bis-GMA miktarı, ölçüm periyotlarına göre değerlendirildiğinde en fazla salım ilk 10 dakika içerisinde gerçekleşmiş, bir sonraki ölçüm periyodu olan 24. saatte daha az bir artış gerçekleşmiştir. Termal siklus uygulaması sonrasında herhangi bir salım gerçekleşmemiştir. Dolayısıyla mevcut çalışmanın sınırları dâhilinde test edilen her iki rezin simanın uzun dönemde monomer salımı açısından güvenli olduğu söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: Bis-GMA, ortodontik bant, kompomer, Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi (HPLC)



ABSTRACT

IN VITRO EVALUATION OF RESIDUAL BIS-GMA RELEASED AFTER POLIMERISATION OF DIFFERENT BAND CEMENTS

The aim of this study is to evaluate the amount of released Bis-GMA from two different compomer resins, which are used to bond orthodontic bands, at two different times (10 minutes and 24 hours) and after thermocycling (24th hour after 5000 cycles) by using the High Pressure Liquid Chromatography (HPLC) analysis.

For this purpose two experimental groups were formed; Group 1: light-cure compomer resin cement (Ultra Band Lok, Reliance Orthodontic Products, Itasca, USA) and Group 2: dual-cure compomer resin cement (Opal Band Cement, Ultradent Products, South Jordan, USA). For each group, rectangular ceramic blocks (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) were used to prepare 10 upper right first molar teeth samples by using CAD-CAM technique. Two different compomer resins were used for the cementation of molar bands (#39.5, M.I.B. Dental, Malmaison, France) and then polymerized by a high intensity LED curing unit (VALO, Ultradent, South Jordan, USA), following manufacturers' instructions. At two different times (10 minutes and 24 hours) and after thermocycling (24th hour after 5000 cycles) the amount of residual Bis-GMA were analysed by using HPLC. All data were analyzed statistically. "Independent t test" and "U test" were used for statistical analysis. To compare the average of multiple measurements of the same group, "Wilcoxon Signed Rank test" was used.

In all groups, amount of residual Bis-GMA increased with time. The maximum release of Bis-GMA was found in the "Opal Band Cement" group both At the first 10 minutes ($p < 0.0001$) and at the end of 24 hours. At the end of 10 minutes and 24 hours the difference of released amount of Bis-GMA was not statistically significant between two groups ($p > 0.05$).

As a result, the highest amount of Bis-GMA release in both groups was found at 10 minutes, but the released amount of Bis-GMA between 10 minutes and 24 hours in both groups were lower than the first 10 minutes. After thermocycling no release was detected in

any group. Thus, within the limits of the present study, both resins being tested can be suggested as safe, in terms of long-term monomer release.

Key words: Bis-GMA, orthodontic band, compomer, High Power Liquid Chromatography (HPLC)



İÇİNDEKİLER

SAYFA

TEŞEKKÜR	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
TABLolar DİZİNİ	x
GRAFİKLER DİZİNİ	xi
RESİMLER DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Kompomerler	2
2.1.1. Kompomerlerin yapısı.....	3
2.1.2. Kompomerlerin bağlanma mekanizmaları	3
2.1.3. Kompomerlerin flor salımı	4
2.1.4. Kompomerlerin endikasyonları	4
2.1.5. Kompomerlerin avantaj ve dezavantajları.....	5
2.2. Polimer ve Polimerizasyon	5
2.2.1. Rezin esasli materyallerin polimerizasyonu	7
2.3. Rezin Esaslı Simanların Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Materyalleri.....	8
2.3.1. Işık yayan diyodlar (LED).....	9
2.4. Biyoyumluluk.....	9
2.4.1. Rezin simanlarda biyoyumluluk	10
2.5. Reaksiyona Girmemiş Artık Monomerler	13

2.5.1. Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA).....	14
2.5.2. Artık monomer miktarı tespit yöntemleri.....	15
2.5.3. Yüksek basınçlı likit kromatografisi (HPLC)	15
2.6. Yaşlandırma Deneylei.....	17
2.6.1. Termal siklus (ısıt çevrim, ısısal döngü) ile yaşlandırma	18
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	19
3.1. Gereçler	19
3.2. Yöntem	23
3.2.1. Diş örneklerinin tasarımı.....	24
3.2.2. Diş örneklerinin hazırlanması.....	25
3.2.3. Bis-GMA ekstraksiyon ve analiz işlemleri	27
3.2.4. İstatistiksel değerlendirme.....	29
4. BULGULAR.....	30
4.1. Çalışma Grupları ve Ölçüm Zamanlarına Göre HPLC bulguları	30
5. TARTIŞMA	36
SONUÇ VE ÖNERİLER	42
KAYNAKLAR	43
ÖZGEÇMİŞ.....	55

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

ACN: Asetonitril

BADGE: Bisfenol A Diglisidil Eter

BIS-GMA: Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat

BPA: Bisfenol-A

-C=C- : Karbon karbon bağı

-COOH: Hidrofilik karboksilik grup

dk: Dakika

DNA: Deoksiribonükleik asit

H+ : Hidrojen iyonu

HCl: Hidroklorik asit

HEMA: 2-hidroksietil metakrilat

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

ICAM-1: Interselüler Adhezyon Molekülü 1

IR: İnfrared

LED: Işık yayan diyotlar (Light Emitting Diodes)

M: Molarite

MMA: Metil Metakrilat

ml/dk: Mililitre/dk

mL: Mililitre

mm: Milimetre

mW/cm²: Miliwatt/santimetrekare

nm: Nanometre

Ort: Ortalama

ppm: milyonda bir (parts per million)

R: Regresyon

sa: Saat

sn: Saniye

ss: Standart sapma

TCB: Tetrakarboksilik Bütan

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

TNF: Tümör Nekroz Faktör

UDMA: Üretan Dimetakrilat

UV: Ultraviole

µL: Mikrolitre

µm: Mikrometre

µM: Mikromolar

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan kompomer rezin siman materyaller

Tablo 4.1: Opal Band Cement örneklerine (O) ait Bis-GMA salım miktarları

Tablo 4.2: Opal Band Cement örneklerine (O) ait Bis-GMA salım miktarları ortalamaları

Tablo 4.3: Ultra Band Lok örneklerine (U) ait Bis-GMA salım miktarları

Tablo 4.4: Ultra Band Lok örneklerine (U) ait Bis-GMA salım miktarları ortalamaları

Tablo 4.5: “O” ve “U” gruplarında ölçüm periyotlarına göre Bis-GMA salım miktarı ortalamaları ve farkları

Tablo 4.6: Farklı ölçüm periyotlarına göre tüm örneklerden salınan Bis-GMA ortalamaları

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 3.1: HPLC analizi için örnek solusyonların alınma zamanları

Grafik 4.1: Opal Band Cement örneklerine (O) ait Bis-GMA salım miktarları ortalamaları

Grafik 4.2: Ultra Band Lok örneklerine (U) ait Bis-GMA salım miktarları ortalamaları

Grafik 4.3: “O” ve “U” gruplarında 10. dakikada salınan Bis-GMA ortalaması

Grafik 4.4: “O” ve “U” gruplarında 10. dakikada salınan Bis-GMA ortalaması

Grafik 4.5: “O” ve “U” gruplarında 10. dk. ile 24. sa. arasında salınan Bis-GMA

Grafik 4.6: Farklı ölçüm periyotlarına göre tüm örneklerden salınan Bis-GMA ortalamaları

RESİMLER DİZİNİ

Resim 3.1: Ultra Band Lok

Resim 3.2: Opal Band Cement

Resim 3.3: Cerec sistem feldspatik seramik bloklar

Resim 3.4: Çalışmada kullanılan üst sağ 1. molar bantları

Resim 3.5: Çalışmada kullanılan ışık kaynağı (VALO)

Resim 3.6: VALO ışık kaynağı kullanım şeması

Resim 3.7: Çalışmada kullanılan HPLC cihazı

Resim 3.8: Çalışmada kullanılan ısısız döngü cihazı

Resim 3.9: Örnek dişlerin tasarımına ait ekran görüntüsü 1.

Resim 3.10: Örnek dişlerin tasarımına ait ekran görüntüsü 2.

Resim 3.11: Çalışmada kullanılan freze cihazı

Resim 3.12: Seramik bloklardan frezelenmiş diş örnekleri

Resim 3.13: Bantların örnek dişlere uyumlandırılması

Resim 3.14: Işık kaynağının ışınlama için pozisyonlandırılması

Resim 3.15: Kompomer rezinlerin polimerizasyonu

Resim 3.16: Diş ve ekstraksiyon örneklerinin saklandığı şişeler

Resim 3.17: Bis-GMA'ya ait kromatogram

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan kompomerler, kompozitlerin estetik ve ışıkla polimerizasyon özelliğiyle beraber cam iyonomer simanların kısmen de olsa flor salımı özelliklerini birleştiren, restoratif ve yapıştırıcı olarak kullanılabilen materyallerdendir.[1]

Kompomerlerin polimerizasyonu piyasada kullanılan çoğu kompozitler gibi ışıkla olmaktadır. Yapılan çalışmalar kompomerlerin polimerizasyon derecelerinin, partikül büyüklüğü, polimerizasyon başlatıcısının miktarı, monomer içeriği, ışık yoğunluğu ve süresine bağlı olarak değişebileceğini göstermiştir. Yetersiz polimerizasyon, kullanılan materyalin mekanik direncini azaltıp, su absorpsiyonunu arttırmanın yanında kimyasal anlamda istenmeyen bir etki olarak reaksiyona girmemiş artık monomerlerin ortaya çıkmasına sebep olmaktadır.[2-4]

Yapılan birçok çalışmada kompomer ve diğer rezin esaslı materyallerin yapısında bulunan bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve diğer monomerlerin hücreler üzerinde sitotoksik, mutajenik ve östrojenik etkilerinin olduğu bildirilmiştir.[5-7] Yapılan literatür taramalarında, ortodontik bantların yapıştırılmasında kullanılan kompomerlerin monomer salımlarıyla ilgili bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ortodontik tedavilerin daha çok büyüme ve gelişim çağındaki çocuklarda uygulanması ve bu dönemde özellikle Bis-GMA'nın östrojenik aktiviteyi artırmasından dolayı, bu materyallerin Bis-GMA salımının incelenmesi ayrıca önemlidir.

Bu tez çalışmasının amacı, ortodontik tedavilerde molar ve premolar diş ataçmanı olarak görev yapan bantların dişlere yapıştırılmasında sıklıkla kullanılan kompomer (poliasit modifiye kompozit) esaslı, biri ışıkla polimerize olan (light cure) ve diğeri hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olan (dual cure) olmak üzere iki farklı adeziv materyalinin reaksiyona girmemiş Bis-GMA salımının iki farklı zaman periyodunda (10. dk ve 24. saat) ve termal siklus yaşlandırmayla (5000 siklus sonrası 24. saat) HPLC analiz yöntemiyle in vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Sabit ortodontik tedavide diş hareketi elde etmek üzere uygulanan kuvvetler, braket, bant ve çeşitli yardımcı araçlar ile dişlere iletilirler. Bu kuvvet iletimi de dişler ve bu araçlar arasında kullanılan çeşitli yapıştırıcı simanlar aracılığıyla gerçekleşir.

Dental simanlar, dişhekimliğinde yapıştırıcı ajan olarak iki ana amaçla kullanılır;[8]

1. Sabit protetik restorasyonların, ortodontik apacey ve bantların sabitlemesi,
2. Tek başına ya da başka materyallerle birlikte restoratif amaçlı kullanım.

Ortodontik amaçlı kullanımda dişten madde kaldırılmasına gerek duyulmamakta ve simanlar dişlere direkt olarak uygulanmaktadır. Kullanımın en önemli amacı bantları uygun pozisyonda sabitlemek ve olası çürük lezyonları önlemektir. Ortodontik amaçla kullanılan yapıştırıcı simanlar şunlardır;[9-11]

1. Çinko fosfat siman,
2. Çinko polikarboksilat siman,
3. Cam iyonomer siman,
4. Rezin siman,
5. Hibrid iyonomer siman,
 - a) Rezin modifiye cam iyonomer siman,
 - b) Poliasit modifiye cam iyonomer siman (Kompomerler).

2.1. Kompomerler

Yaygın olarak kompomerler olarak bilinen bu simanlar 1990'ların başlarında tanıtılmıştır.[1] Geleneksel kompozitlerin estetiği ile cam iyonomer simanların flor salımı ve adhezyon avantajlarını birleştirmek için yeni bir dental materyal olarak üretilen poliasit modifiye kompozitler daha çok çürük nedeniyle zarar görmüş dişlerin restorasyonunda kullanılan materyallerdendir.[12] Kompomer adıyla kompozitlerin ilk harfleri "komp" ve iyonomerin son harfleri "omer"den türetilmiştir.[13] Kompomerlerin sertleşmesi cam iyonomerlerin asit-baz reaksiyonu olarak başlamaz. Işık kaynağı uygulandıktan sonra "amin" hızlandırıcıyla birlikte bir fotoaktivatör olan kamforkinon tarafından başlatılır ve tükürük veya

su temasıyla yavaş bir asit-baz reaksiyonu olarak devam eder.[14] Kamforkinon 470 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlıdır.[1] Çift pasta sistemlerde ise reaksiyon (curing) her biri serbest radikal başlatıcı sistem bileşeni içeren bu iki ayrı pastanın karıştırılmasıyla meydana gelir.[15]

2.1.1. Kompomerlerin yapısı

Kompomerlerin önemli bir özelliği, su içermemesi ve içeriğinin büyük kısmının kompozit rezinlerle aynı olmasıdır. Organik kısım, viskozite azaltıcı seyrelticilerle harmanlanmış bisglisidil dimetakrilat (Bis-GMA) ya da türevleri ve/veya üretan dimetakrilat (UDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi büyük yapılı makro-monomerlerdir. Bu polimer sistemleri kuartz ya da silikat cam gibi reaktif olmayan tozlarla doldurulur.[14] Kompozitlerden farklı olarak, su içermeyen matriks, tetrakarboksilik bütan (TCB) ve sikloalifatik dikarboksilikasit dimetakrilat gibi monomerler içerir. Bu asit fonksiyonel monomerler, kompomerlerin çok küçük bileşenleridir.[16]

2.1.2. Kompomerlerin bağlanma mekanizmaları

Kompomerin dişe bağlanması iki mekanizmayla gerçekleşir. Bunların ilki; kompomerin yapısında bulunan ve reaktif ünitelerin yarısını oluşturan TCB'nin içerdiği hidrofilik karboksilik grupların (-COOH) self adeziv özelliğidir. Bu fonksiyonel karboksil gruplar, diş yüzeyinde asitle pürüzlendirme yapmadan kalsiyum iyonlarına iyonik bağlarla bağlanırlar.[17]

İkinci olarak, diş yüzeyine primer ve adeziv sistemlerin uygulanmasıyla gerçekleşir. Hidroksiapatitteki kalsiyum iyonlarıyla adeziv rezinin yapısındaki hidrofilik fosfat grupları arasında iyonik bağlar oluşur. Buna ilaveten adezivin yapısındaki metakrilat bazlı rezinler ışık polimerizasyonu sırasında serbest radikal polimerizasyonu gerçekleştirirler. Çapraz bağlı bu rezinler dentin yüzeyinde hibrit tabakasına benzer sert bir tabaka oluştururlar. Bu tabaka her ne kadar hem mine hem de dentin için iyi bir bağlanmayı gerçekleştirse de, dentin tübüllerindeki rezin tag formasyonu nedeniyle dentine olan bağlanma, adezivin tübüllere penetrasyonu sayesinde mineye olan bağlanmadan daha güçlüdür.[15, 17]

Kompomerlerin bağlanma dayanımının değerlendirildiği ve kıyaslandığı çalışmaların çoğunda bağlanma dayanımının cam iyonomer simanlardan daha kuvvetli ancak kompozit rezinlerden daha zayıf olduğu belirtilmiştir.[16, 18]

2.1.3. Kompomerlerin flor salımı

Kompomerlerin az da olsa cam iyonomer içeriklerinden kaynaklanan flor salım özelliği vardır. Fotopolimerizasyon sonrasında, florealumino silikat cam, baryum alüminyum silikat floro ve iterbiyum triflorür gibi reaktif inorganik partikül kısmını oluşturan ajanlar ağız ortamındaki tükürük ve nemle temas edince H⁺ iyonlarıyla tepkimeye girip ortama flor salarlar. Ağız ortamında flor konsantrasyonundaki artış, asidin etkilerine karşı direnç sağlayıp çürük oluşumunu engellemeye katkıda bulunur. Adeziv tabakanın varlığından dolayı, restorasyonların kavite duvarlarına florun geçişi ve çürüğü önleme etkisi tartışmalıdır.[14, 15, 17, 19]

Yapılan uzun dönem klinik çalışmalar sonucunda kompomer restorasyonlarda tekrarlayan çürükler gözlenmiştir ve bunun da flor salımının cam iyonomer simanlara göre daha az olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.[20] Geleneksel cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan farklı olarak kompomerler, uygulandıktan sonra flor salımında “burst” (patlama) etkisi göstermeyip flor salım düzeyleri sabit kalır. [21]

2.1.4. Kompomerlerin endikasyonları

Kompomerler [15, 17]

- Süt dişlerinin sınıf I, II ve III kavitelerinde,
- Kök çürüğü restorasyonlarında,
- Sınıf V kavitelerde ve servikal erozyon/abrazyon restorasyonlarında,
- Diş kırıklarının geçici tamirinde,
- Açık sandviç tekniğinde,
- Diş kronunun yaklaşık yarısının kaldığı durumlarda krona destek amacıyla “core” yapımında,
- Ortodontik bandların yapıştırılmasında kullanılabilirler.

2.1.5. Kompomerlerin avantaj ve dezavantajları

Kompomerlerin avantajları;[15, 17]

- İyi estetik özelliklere sahip olması,
- Kıvamları dolayısıyla kullanımlarının kolay olması
- Flor salımı yapabilmeleri,
- Fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyi olması,
- Biyouyumlu olmaları,
- Diş sert dokularına bağlanabilmesi,
- Radyopak olmaları,
- Bitirme ve parlatma işlemlerinin kolay olması,
- Klinik ömürlerinin uzun olmasıdır.

Kompomerlerin dezavantajları;[15, 17]

- Kompozitlerle göre daha zayıf fiziksel özelliklere sahip olmaları ve bunun zamanla daha da azalması,
- Rezin modifiye cam iyonomerlerden daha fazla sızdırması,
- Zamanla bünyelerine su absorbe ederek genişlemeleri,
- Flor salımının sınırlı olması,
- Uygulama esnasında dentin bağlayıcı ajanların gerekli olması,
- Yapısındaki artık monomerlerin serbestleşmesi ve bunun çevre dokular için risk oluşturmasıdır.

2.2. Polimer ve Polimerizasyon

Polimerler; çok sayıda farklı ya da aynı atomik grupların kimyasal bağlarla, az ya da çok düzenli bir biçimde bağlanarak oluşturduğu yüksek molekül ağırlıklı, uzun zincirli bileşiklerdir. Polimerler “monomer” denilen birimlerin bir araya gelmesiyle oluşmaktadır. Polimerler diş hekimliğinde oldukça sık kullanılmaktadır. En sık kullanıldığı alanlar,

seramikler, ölçü maddeleri ve restoratif materyallerdir. Estetik restoratif materyallerin ve adeziv sistemlerin içerisinde rezin monomerler bulunmaktadır. Polimerleri diğer kimyasallardan ayıran en önemli özellik, moleküllerinin büyük olmasıdır. Bu sebeple polimer ifadesi bütün yüksek molekül ağırlıklı maddeleri kapsar.[22-26]

Monomerler basitçe, çapraz bağlayıcı ve fonksiyonel monomerler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Fonksiyonel monomerler sadece bir polimerize olabilen gruba sahipken, çapraz bağlayıcı monomerler ise iki tane polimerize olabilen gruba sahiptir (vinil grup veya C=C grup). Monomerin özelliğini veren, fonksiyonel monomerlerin fonksiyonel gruplarıdır ve bu da “fonksiyonalite” diye isimlendirilir.[24-26]

Monomerlerin bir araya gelerek polimer oluşturması işlemine de polimerizasyon denir. Belli bir zamanda tekrarlayan birimlerin polimer zinciri oluşturması ise, polimerizasyon derecesi olarak ifade edilir. Polimer zincirinin oluşumu esnasında sonlanma tepkimesinin çeşidine bağlı olarak polimerizasyon derecesi değişir.[24-26]

Polimerlerin, çizgisel, dallanmış ve çapraz bağlı olmak üzere 3 çeşit uzaysal yapıları bulunmaktadır.[27] Çizgisel ve dallanmış bağlantılı yapılarda atomlar birbirine zayıf fiziksel bağlarla bağlanmış olduğundan ısıtıldıklarında zayıf bağlar kopar ve yumuşak materyaller oluşur. Soğutulduklarında ise bağlar tekrardan oluşarak sertleşirler. Bu özelliğe sahip materyaller “termoplastik materyaller” olarak isimlendirilir. Çapraz bağlantı formundaki yapılar kovalent bağlarla bağlanmış atomların bir ağ yapısı oluşturması sonucu oluşur. Bu sebeple çapraz bağlantılı polimerlerle çizgisel formdaki polimerler karşılaştırıldıklarında, çapraz formdaki polimerler daha iyi mekanik özelliklere sahiptir ve rezin materyallerin dayanıklılığını etkilediği için bağlantı tipi önemlidir.[26-28]

Polimer sentezi; iyonik, kondenzasyon (basamaklı) ve serbest radikal polimerizasyonu olmak üzere üç farklı şekilde gerçekleşir.

Polimerde zinciri büyüten aktif merkezler iyonik karaktere sahipse “iyonik polimerizasyon” söz konusudur ve kendi içinde katyonik ve anyonik olmak üzere ikiye ayrılır. Bu polimerizasyon tipinde reaksiyonlar yüksek hızda oluşur. Monomerlerin yapısındaki bifonksiyonel gruplardan HCl, H₂O gibi küçük moleküllerin ayrılmasıyla gerçekleşen polimerizasyon ise “basamaklı” ya da “kondenzasyon polimerizasyonu” olarak isimlendirilir.

Diş hekimliğinde ölçü almak için kullanılan bazı silikon esaslı materyallerde bu tip polimerizasyon gerçekleşmektedir.[24, 26, 27, 29]

“Serbest radikal polimerizasyonu” ya da diğer adıyla “katılma polimerizasyonu” doymamış uygun monomerlerin serbest radikal başlatıcılarla ya da iyonik başlatıcılarla kolaylıkla polimerleşerek zincir oluşturmasıyla meydana gelir. Bu polimerizasyon şeklinde radyasyon, ısı, fotokimyasal reaksiyon ve çeşitli başlatıcılar, radikal oluşumunu gerçekleştirmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu genellikle bu şekilde gerçekleşmektedir.[24, 29]

2.2.1. Rezin esasli materyallerin polimerizasyonu

Rezin esaslı materyaller 3 farklı şekilde polimerize olurlar.[30]

1. Kimyasal polimerizasyon (self-cured),
2. Işıkla polimerizasyon (light-cured),
3. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerizasyon (dual-cured).

Çift pat şeklinde üretilen ve kimyasal olarak polimerize olan rezin materyallerde polimerizasyon bu patların karıştırılmasıyla gerçekleşir. Patların birinde polimerizasyon başlatıcı olarak “benzoil peroksit”, diğerindeyse hızlandırıcı olarak “tersiyer amin aktivatör” bulunmaktadır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin materyallerde karıştırma oranı, karıştırma zamanı, ortam ısısı, hava kabarcıkları gibi faktörler rezin materyalin polimerizasyonunu etkileyip porozite oluşmasına, karıştırma zamanının kontrol edilememesine, renklenme oluşmasına ve polimerizasyon büzüşmesine neden olabilir.[30]

Kimyasal polimerizasyonun sahip olduğu bu dezavantajlardan dolayı ışıkla polimerize olan tek pasta şeklinde rezin materyaller üretilip piyasaya sunulmuştur. Kullanımının ilk zamanlarında polimerizasyon amaçlı ultraviyole ışık kullanılmış, fakat bu ışık, mevcut zararlarından dolayı yerini görünür ışık kaynaklarına bırakmıştır. Işıkla polimerize olan rezinlerde başlatıcı olarak “kamforkinon”, hızlandırıcı olarak da “alifatik amin” kullanılmaktadır. Işıkla sertleşen rezin materyallerin, kimyasal sertleşen rezinlere göre; karıştırma işlemine gerek kalmadığı için hava kabarcığı ve poroziteye çok fazla rastlanmaması, çalışma zamanının hekim tarafından kontrol edilebilmesi, polimerizasyonun

daha iyi gerçekleşmesi ve buna bağlı olarak zaman içerisinde gerçekleşmesi muhtemel renkle ilgili değişimlerin azalması gibi avantajları vardır.[30]

Işıkla polimerize olan rezinler başlarda sadece fissür örtücülerde ve ön bölge restorasyonlarında kullanılırken, mevcut avantajlarından dolayı günümüzde posterior bölge restorasyonlarında da sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır.[25, 26]

Işıkla sertleşen rezin materyallerde polimerizasyon derinliği 3 faktöre bağlıdır;

1. Işığın gücü,
2. Işığın yoğunluğu,
3. Işığın dalga boyu.

Güç; ışığın birim zamanda yaydığı enerji miktarı olup, mW olarak ifade edilir. Yoğunluk ise ışığın birim alandaki gücüdür ve mW/cm^2 olarak gösterilir. Yeterli derecede bir polimerizasyon için, ışık kaynağının $300 mW/cm^2$ den fazla bir ışık yoğunluğuna sahip olması gerekir. Dalga boyu; ışığın sahip olduğu elektromanyetik dalga boyunu ifade eder. Işıkla sertleşen rezinlerde fotoaktivatör olarak kullanılan kamforkinonun aktifleşmesi için 420 ile 470 nm arasındaki dalga boyuna sahip ışık gereklidir. Bu faktörlerden birindeki eksiklik, rezin materyalin polimerizasyonunda yetersizliğe neden olacağından fiziksel ve dolaylı olarak mekanik özelliklerini de olumsuz etkileyecektir.[30, 31]

Işıkla sertleşen rezinlerin başarılı olmasıyla birlikte, ışığın materyalin her tarafına yeterince ulaşamaması gibi nedenlerle polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen durumlarda kullanılmak üzere hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin materyaller üretilmiştir. Bunlar daha çok, 2 mm'den kalın rezin uygulamalarında, derin kavitelere, giriş ve uygulama zorluğu olan aproksimal kavitelere polimerizasyonu güçlendirmek amacıyla kullanılmıştır.[32]

2.3. Rezin Esaslı Simanların Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Materyalleri

- Kuartz tungsten halojen ışık kaynakları (QTH),
- Plazma ark ışık kaynakları (PAC),
- Lazer ışık kaynakları,

- Işık yayan diyodlar [Light Emitting Diodes (LED)].

2.3.1. Işık yayan diyodlar (LED)

LED ışık kaynakları doğru yönde gerilim uygulandığında ışıyan, elektrik enerjisini ışık enerjisine dönüştüren özel katkı maddeli proton nötron diyotlardır ve sağlanan mavi ışımının dalga boyu 450-500 nm'dir.[26, 33, 34]

LED ışık kaynaklarının enerji verimliliği yüksektir. Halojen ışık kaynağında kullanılan enerjinin sadece %0,5'i polimerizasyon için istenilen nitelikteyken, LED ışık kaynaklarında verimlilik %95 seviyelerindedir. Bundan dolayı LED'ler kablosuz ve pille çalışabilen, soğutma sistemlerine ihtiyaç duymayan ve yüksek güçte ışık veren sistemler olarak karşımıza çıkmaktadır.[26] Halojen lambalar 50 ile 100 saat arasında bir ömre sahipken LED lambaların ömrü 10.000 saat civarında olup 1.200 mW/cm² seviyesine kadar ışık üretebilmektedir. Diğer ışık cihazlarına göre LED ışık kaynaklarının daha az enerji tüketmeleri ve dişte daha az ısı oluşturmaları avantajları arasında sayılır.[33, 34] İlk üretilen LED ışık kaynaklarının gücünü artırmak için çoklu ışık yayıp yüksek ışık gücü oluşturan ve aynı zamanda açığa çıkan ısıyı absorbe eden yoğun ve hızlı emici sisteme sahip yeni nesil LED ışık kaynakları üretilmiştir.[35]

2.4. Biyouyumluluk

Harabiyete uğramış dokuları yerine koymak ve onarmak için implantasyon amacıyla tasarlanmış materyale "biyomateryal" denir ve bu materyallerin biyouyumlu olması gerekmektedir.[27]

Biyouyumluluk ise; bir materyalin kendine özel bir uygulama için kontakta, uyumlu bir cevap oluşturabilme özelliğidir ve doku ile materyal arasında birbirinden ayrı ve fakat birbirinden bağımsız olmayan etkileşim mekanizmalarını içeren olaylar topluluğudur.[36-38]

Genel olarak biyouyumluluk, bir materyalin pulpal ya da mukozal reaksiyonlar gibi lokalize sitotoksitesi, sistemik reaksiyonları, alerjen ve karsinojenik özelliklerine göre değerlendirilir.[37, 39]

Materyalin biyouyumluluğunu etkileyen birçok parametre vardır. Materyalin kimyasal bileşimi ve yapısı, salınacak maddenin çeşidini ve miktarını etkilemektedir.

Maddenin kimyasal içeriğinin fazla olması, o maddeden fazla sayıda veya oranda salım olacağı anlamını taşımaz. Bu sebeple biyoyuyluluk saptaması deneysel metodlarla yapılır. Ağız içindeki faktörlerin dental ürünlerden salınan maddeleri etkileyeceği gibi maddenin içinde olduğu ortam ve mekanik faktörler de, maddenin biyoyuyluluğu üzerine etkilidir. Ağız ortamındaki nem, enzim, çözücü polar ve nonpolar kimyasallar dental materyallerden salınımı artırmaktadır. Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (Food and Drug Administration, FDA) gibi devlet kurumları, bu faktörleri ve yan etkileri tespit etmek ve araştırmak amacıyla, kullanılan maddeleri bir takım testlerden geçirmekte ve kullanım için onay vermektedir.[27, 38]

2.4.1. Rezin simanlarda biyoyuyluluk

Dental materyaller ideal olarak dişeti, mukoza, pulpa ve kemik gibi oral dokulara zararsız olmalıdır. Bununla birlikte dolaşıma katılabilecek, sistemik toksik yanıtla neden olacak ya da teratojenik ve karsinojenik etkiler gösterecek, toksik ve sızabilir maddeler içermemelidir. Çok çeşitli deneysel parametreler kullanılarak dental adeziv materyallerin biouyumluluğuna dair birçok in vitro ve in vivo çalışma yapılmıştır. Rezin esaslı materyallerin su emilimi, çözünürlüğü ve bozulmasıyla ilgili çalışmalar salım yapan maddelerin toksik yanıtla neden olabileceğini göstermiştir. Rezin materyaller bileşenleri sebebiyle çeşitli sitotoksik, genotoksik, mutajenik, östrojenik hatta anaflaktik etkiler oluşturabilirler.[5, 7, 25, 40-45]

Kimyasal maddelerin, hücrenin temel organlarında meydana getirdiği harabiyet, sitotoksisite olarak adlandırılır. Bir maddenin sitotoksik etki göstermesi için her hücre tipine göre belli miktarda bulunması gerekir.[40] Hücredeki mitokondrial aktiviteyi %50 oranında baskılayan toksik madde konsantrasyonu TC50 değeri ile gösterilir ve bu sitotoksik değeri göstermek için, belirlenen TC50 değeri kullanılır.[46]

Hücrenin DNA'sında değişikliğe sebep olan etkiye mutajenik etki denir ve salınan maddenin herhangi bir konsantrasyonu böyle bir etki gösterebilir.[40]

Hücre içinde yenilenmeler için belli zamanlarda programlı yıkımlar gerekmektedir ve bu planlı yıkımlar apoptosis olarak isimlendirilir.[47]

Diş hekimliğinde kullanılan malzemeler alerjik reaksiyonlara sebep olabilirler. Doğrudan alerji yapan maddeye “primer alerjen”, primer alerjenle bağlantılı olup çapraz reaksiyon (zincirleme reaksiyon, hassasiyet) yapan maddelere “sekonder alerjen” denir.[48]

Çapraz reaksiyon, bir maddeyle başlayan alerjik reaksiyonun başka maddelerle devam etmesine bağlı görülen bir olaydır ve çok sayıda kimyasal madde arasında meydana gelmektedir. En bilinenleri arasında kortikosteroidler, akrilik monomerler, lokal anestezipler ve paraamino bileşikler bulunur.[48]

Rezin esaslı simanlar çok iyi mekanik özelliklere ve estetiğe, kolay uygulanabilirliğe, mine ve dentine iyi yapışabilme ve hızlı polimerize olabilme özelliklerine sahip olmakla birlikte klinik anlamda güvenilirlikleri hala tam olarak bilinmemektedir. Sertleşmiş simandaki reaksiyona girmemiş monomerler, diş dolgu renginde değişiklik ve aşınma ile ortaya çıkan hidrolitik bozulmalara neden olarak kompozitlerin kullanımlarını azaltabilmektedir.[38, 49]

Metakrilat ve epoksi-akrilatların diş hekimliğinde kullanımı yaygındır ve akrilik monomerler olarak isimlendirilirler. MMA ve HEMA gibi mono-metakrilatlar, bir di-metakrilat olan etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) ve bir multifonksiyonel metakrilat olan TEGDMA dişhekimliğinde kullanılan akrilik monomerlerdendir. Rezin esaslı simanların yapımında yüksek molekül ağırlıklı Bis-GMA gibi monomerlerle birlikte çapraz bağlayıcı ve seyreltici olarak multifonksiyonel monomerler kullanılır. Çoğunlukla çapraz bağlı Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, BADGE, HEMA, MMA karışımları kullanılmaktadır ve bunların seçimi, rezin simanın viskozitesine, su absorpsiyonuna, mekanik özelliklerine ve polimerizasyon büzülmesine önemli derecede etki etmektedir.[50, 51] Rezin simanlarda bulunan çok sayıda akrilat ve metakrilatların sitotoksik etkilerinin olduğu ve bu maddelerin yapılarıyla sitotoksik dereceleri arasında bir ilişki olduğu gösterilmiştir.[38, 52, 53]

Polimerize olmamış rezin simanlar polimerize olanlarına kıyasla daha sitotoksik olup, bu sitotoksiste, yetersiz polimerizasyon veya yapı bütünlüğünün bozulması nedeniyle ortaya çıkan artık monomer salımıyla yakın ilişkilidir.[54] Sitotoksositeye dair, rezin simanlarla ilgili birçok çalışmada monomerlerin sitotoksik olduğu fakat herhangi bir sistemik etki oluşturacak seviyeye ulaşmadığı, bunun için yüksek miktarda salım olması gerektiği öne sürülmüştür.[40, 43, 55, 56] Oksijen inhibisyon tabakasından salınan monomerler tükürük

yoluyla mukozaya ulaşır. Sadece hastalarda değil, dental çalışanlarda da alerjik ve istenmeyen reaksiyonlar oluşturur.[57] Bu alanda çalışanlarda dermatit, kendini daha çok parmak uçlarında gösterir.[48] Metakrilatlar ayrıca, her iki hastalık aynı zamanda aynı kişide görülme şansı çok az olmakla birlikte astım ve rinokonjiktivit gibi rahatsızlıklara neden olabilmektedir.[58]

Fissür örtücülerle ilgili yapılan bir çalışmada, tükürük analiz sonuçlarına göre Bisfenol-A (BPA)'nın geçici bir süre de olsa arttığı ve dolaylı olarak östrojenik aktivitenin de arttığı tespit edilmiştir. Bu madde ksenoöstrojen görevi alarak östrojen reseptörlerine bağlanır ve östrojene duyarlı hücrelerin büyümesini indükler.[59] Diğer bazı araştırmacılara göre yine bu mekanizmayla ortaya çıkan, kadınlarda erken ergenliğe girme ve erken olgunlaşma gibi hormon ilişkili toksik etkiler[60], kadınlarda meme kanseri[61] ve erkeklerde prostat kanseri[62] riskinde artış, prolaktin salgıma ve bunla ilişkili davranış etkilerine neden olan kalsiyum girişinin uyarılması[63], hiperglisemi ve insülin intoleransı[64], reaktif oksijen ve ısı şok proteininde artış[65] görülebilir. Darmani ve Alhiyasat, çalışmalarında Bis-GMA ve TEGDMA'nın dişi farelerin üreme sistemleri üzerinde toksik etkileri olduğu sonucuna varmıştır.[66] Bisfenol-A'nın karsinojenitesiyle ilgili, sıçanlarda yapılan bir çalışmada, dişi sıçanlarda lösemi insidansında marjinal bir artış, erkek sıçanlardaysa hem lösemi hem lenfoma insidansında artış gözlenmiş ve Bisfenol-A maruziyetinin hematopoietik sistem kanseriyle ilişkili olabileceği, dişi sıçanlarda alışılmadık bir şekilde ortaya çıkan meme bezi fibroadenomları ve erkek sıçanlarda testiste interstisiel hücre tümörlerinde artışın, karsinogenezisin kanıtı olduğu belirtilmiştir.[67] Bir başka çalışmadaysa, BPA'nın östrojene hassas hücreleri önemsiz derecede etkilediği belirtilmiştir.[5]

İnsan dişeti, periodontal membran ve pulpasından üretilen fibroblast hücre kültürleri üzerinde yapılan bazı Bis-GMA ve TEGDMA çalışmaları yüksek sitotoksikite riski olduğunu göstermiştir. Yine bu monomerlerin, hücre dışı alanı ve hücre proliferasyonunu olumsuz etkileyerek yumuşak dokularda yara iyileşmesini etkileyebileceklerini belirtmişlerdir.[46, 68, 69] Bir başka çalışma Bis-GMA ve metaboliti olan metakrilik asidin, bir hücre içi adezyon molekülü olan ICAM-1'in TNF uyarımlı endotelial hücrelerindeki ifadesini ve lökositlerin enflamasyon bölgesine göçünü azalttığını belirtmektedir.[70] Engelman ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, Bis-GMA'nın 0,1 mM'dan yüksek konsantrasyonlarda gingival

fibroblastlarda apoptozise neden olduğunu göstermiştir.[71] Bir başka araştırmacının bulgularına göre kompozit restorasyonlara komşu mukozal alanlarda likenoid reaksiyonların gözlendiği, kompozit rezinlerin uzaklaştırılmasıyla birlikte 6 hastadan 4'nde 5-10 ay içerisinde tam bir iyileşme meydana geldiği, rezin materyalden salınan maddelerin komşu oral dokulara zarar verip bu lezyonların iyileşmesini engelleyebileceği belirtilmiştir.[72]

Mutajeniteyle karsinojenite arasında yakın bir ilişki vardır yani bu da söz konusu maddenin kansere sebep olma potansiyeli anlamını taşımaktadır. İn vitro yapılan bir çalışmada Bis-GMA ve UDMA'nın memeli hücrelerinde mutajenik bir etkisinin gözlenmediği, TEGDMA'nın ise orta derecede mutajenik etkisi olduğu belirtilmiştir.[40]

2.5. Reaksiyona Girmemiş Artık Monomerler

Yapılan birçok çalışmada, rezin esaslı materyallerden ve adeziv sistemlerden, dokularda bazı zararlı etki riskleri olan artık monomer ve bozulma ürünlerinin salımı olduğu gösterilmiştir.[51, 73, 74]

Tam olarak gerçekleşecek olan polimerizasyonda, monomerlerin karbon çift bağlarının hepsi reaksiyona girip polimerizasyon zincirinde yer alır fakat hem bu esnada polimerizasyonla birlikte viskozitenin artıp monomerlerin hareketliliği azalarak polimerizasyon alanlarına difüzyon yavaşladığından, hem de rezin içindeki reaksiyona girmemiş monomer miktarının reaksiyonun başlangıcına göre azalmış olmasından monomer-polimer dönüşümü yavaşlar. Buna bağlı olarak reaksiyona katılamayan artık monomer kalabilmektedir.[26, 29]

Rezin materyallerdeki karbon çift bağlarının (C=C) karbon tek bağlarına (C-C) evrilme oranına dönüşüm oranı denir. Yüksek oranda çapraz bağlı polimer ağı oluşurken ortaya çıkan viskz yapı sebebiyle moleküler hareketlilik azalığından polimerizasyon hızı da azalır ve çift bağların tamamı dönüşmeden reaksiyon durur.[57, 75] Dönüşüm oranı ve dolayısıyla meydana gelen polimer oranının düşük olması fiziksel ve mekanik özellikleri olumsuz etkileyerek dayanıklılığın azalmasına, geçirgenliğin ve sızıntının artmasına ve artık monomer salımına neden olur.[4, 22, 76]

Reaksiyona girmemiş monomer miktarı rezin materyalin bileşenlerine, kullanılan çözücünün konsantrasyonuna ve miktarına, ışığa hassas başlatıcıların ve inhibitörlerin çeşidi ve oranına, ışığın yoğunluğu ve süresine, ortam sıcaklığına ve ortamdaki oksijene bağlı olarak değişir ve ışıkla polimerize olan rezin materyallerde reaksiyona giren çift bağ yüzdesi % 55-80 arasında değişmektedir.[75, 77-79]

Polimer yapı içerisinde dağınık halde bulunan reaksiyona girmemiş artık monomerler materyalde meydana gelen deformasyonlar sonucu zaman içerisinde salınmaktadır. Materyali oluşturan monomerlerin çeşidine, büyüklüğüne ve birbirleriyle oranına, tükürüğün yapısındaki değişikliklere bağlı olarak değişen miktarlarda monomer salımı gerçekleşir.[26]

Oksijenin bulunduğu ortamda serbest radikaller oksijenle reaksiyona girmeye daha eğilimli olduğu için nonreaktif peroksi radikalleri meydana gelir ve oksijenle temas eden yüzeylerde polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu gerçekleşir ve polimerizasyon oluşmaz. Oluşan bu tabakaya “oksijen inhibisyon tabakası” denir. Bunun yanı sıra dentin tübüllerinden dışarı sıvı akışı ve adeziv yapıdaki çözücüler de polimerizasyonu engelleyen faktörler arasındadır.[76, 80, 81]

2.5.1. Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA)

1960 yılında ilk defa Bowen tarafından epoksi reçineye Bisfenol-A ve glisidil dimetakrilat eklenmesiyle sentezlenmiş olan Bis-GMA birden fazla çift bağ içeren, viskozitesi yüksek metakrilatlardan biridir. Aynı zamanda molekül ağırlığının da yüksek olması, polimerizasyon büzülmesini düşürüp, sertleşmeyi hızlandırır ve yüksek mekanik özelliklere sahip bir polimer oluşturur. Epoksi esterlerden sentezlenmesine rağmen yapısında epoksi grubu içermeyen Bis-GMA'nın, bunun yerine bulundurduğu metakrilat grubu sayesinde ağız ortamında polimerizasyonu hızlanmaktadır.[5, 26, 75]

Bis-GMA oda sıcaklığında çok visköz olduğu için rezin materyale doldurucu eklenmesini güçleştirir. Bu sorunun üstesinden gelmek ve viskoziteyi düşürmek için ortama düşük molekül ağırlığındaki TEGDMA ilave edilir. Bis-GMA kullanımının avantajları arasında polimerizasyonda çapraz bağlantı kurması ve polimerizasyon büzülmesini düşürmesi sayılabilir.[26, 29]

2.5.2. Artık monomer miktarı tespit yöntemleri

Rezin esaslı materyallerin polimerizasyon derecesini ve artık monomer miktarını belirlemek için birçok yöntem kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları;[26]

- Ayırıcı termal analiz,
- Fourier dönüşüm spektroskopisi (FT-IR),
- Katı faz nükleer manyetik rezonans (NMR),
- UV spektrofotometre,
- Multiple internal refleksiyon spektroskopisi (MIRS),
- Kromatografiler;
 - a) Gaz kromatografisi (GC),
 - b) Likit kromatograf/kütle spektrometri (LC-MS),
 - c) Elektrospray iyonizasyon/kütle spektrometrisi,
 - d) Micellar elektrokinetik kromatografi,
 - e) Yüksek basınçlı likit kromatografisi (HPLC).

Rezin materyallerden salınan artık monomerlerin tespiti için en uygun yöntemler, kromatografik yöntemlerdir.[82] Bu yöntemler arasında da monomerler mobil faz içerisinde çözünebildiği için kontrolün daha kolay sağlanması, tekrarlanabilmesi, ekonomik olması, sonuçlarının güvenilir ve hızlı olması, yöntemin seçiciliğinin yüksek olması nedeniyle artık monomer tespitinde en sık tercih edilen yöntem HPLC'dir.[51, 83]

2.5.3. Yüksek basınçlı likit kromatografisi (HPLC)

HPLC, biyolojik, farmakolojik, yiyecek, çevresel ve endüstriyel örneklerdeki çözünen organik ve inorganik maddeleri ayırmak, tanımlamak, kimyasal bileşikleri analiz edip, niteliklerini tespit etmek amacıyla kullanılan kromatografi yöntemidir. Analizlerdeki yüksek doğruluk, hassasiyet nedeniyle ve uçucu olmayan maddeler için de kullanılabilmesi sebebiyle kromatografiler arasında en sık tercih edilenidir.[26, 84] Analizin başarısı için çözücü;

- Analiz sonrası kolay uzaklaştırılabilmesi için düşük kaynama noktasına sahip olmalı,
- Kolonda yüksek basınç oluşumunu engellemek için düşük viskoziteli olmalı,
- Kullanılacak dedektöre uygun olmalı ve
- Toksisitesi düşük ve güvenli bir kimyasal olmalıdır.

Analizlerde daha çok zayıf çözücü olarak su, kuvvetli çözücü olarak etanol, metanol tetrahidrofuran ve asetonitril gibi organik çözücülerin olduğu iki veya daha fazla çözücüden oluşan karışımlar kullanılır.[26]

HPLC sistemi 4 ana unsurdan oluşmaktadır;

1. Hareketli (mobil) faz,
2. Sabit faz (kolon),
3. Pompa,
4. Dedektör.

Hareketli (Mobil) Faz: Analizi yapılacak örnek bileşenlerini kolon boyunca taşıyan çözeltiler mobil faz olarak isimlendirilir. Bu çözeltiler örneklerden enjektörle alınıp kolon içerisinde belli bir basınçla ilerlediği için bu ismi almıştır. Bu fazda yapılması gereken, ısıtma, karıştırarak vakumlama yapılarak veya ultrasonik yöntemle gazların uzaklaştırılması işlemidir. Aksi halde kolonda hava kabarcıklarının oluşmasına, dolayısıyla pik genişlemesine ve ölçümlerin hatalı olmasına neden olur.

Sabit Faz (Kolon): Çeşitli büyüklük ve çaplarda, cam veya paslanmaz çelikten yapılmış kolonlar mevcuttur. Bu kolonlar, mobil faz içerisinde belirli bir basınç ve hızla yürütülen elüentlerle etkileşime girer, onları yavaşlatır ve alıkoyar, böylece ilerlemelerini geciktirir. Her molekül, kolonda farklı zamanlarda alıkonulur ve farklı zamanlarda hangi molekülün pik yaptığı belirlenir. Bu “alikonma zamanı” olarak isimlendirilir ve o molekül için parmak izi niteliği taşır.

Pompa: Hareketli fazı oluşturan çözeltinin, enjektör ve dedektörden belli bir basınçla geçebilmesi için HPLC sistemine pompa eklenerek analizlerin kısa sürede ve yüksek performansla yapılması sağlanır.

Dedektör: Kolonda yürütülen mobil faz içindeki molekülleri ve miktarlarını belirleyen ana unsurlardan biridir. İnfrared (IR), ultraviyole (UV) ve elektrokimyasal gibi farklı çeşitleri mevcuttur.

HPLC cihazlarının genel çalışma mekanizması basitçe şu şekildedir;

Analizi yapılması istenen örneklerden hazırlanan standart stok, çözeltilerden farklı konsantrasyonlarda alınarak kolona enjekte edilir, pompa yardımıyla mobil faz yürütülüp uygun bir dedektöre tanıtılır ve her standartın pik ve alıkonma zamanı tespit edilir.

Standartlara göre oluşan lineer kalibrasyon grafikleri çizilir.

Örnekler kolona enjekte edilerek dedektörler tarafından pik alanı ve yüksekliği belirlenip, kalibrasyon grafiğine göre bilgisayar programı aracılığıyla, örneğin konsantrasyonları ölçülür.[26]

2.6. Yaşlandırma Deneyleri

Biyouyumluluğu olan ve kullanılması planlanan malzemeler ağız taklit edecek şekilde devamlı bir gerilime tabi tutularak yaşlandırılır ve temel hedefleri şunlardır;[85, 86]

- Çiğneme kuvveti ve hareketlerini taklit etmek,
- Ağız ortamındaki sıcaklık, hava ve nem değişikliklerinin sağlanması,
- Tükürüğün kullanılacak malzeme üzerindeki etkisini test etmek için benzer nitelikli yapay sıvıların kullanılması.

Genel olarak 3 farklı yöntemle yaşlandırma işlemi uygulanır;

1. Depolama ile yaşlandırma
2. Okluzal yükleme ile yaşlandırma
3. Termal siklus ile yaşlandırma

2.6.1. Termal siklus (ısıl çevrim, ısısıl döngü) ile yaşlandırma

İstirahat halinde ağız sıcaklığının 36,4°C civarında olduğu belirtilmiştir.[87] Fakat günümüz yemek pişirme ve tüketim alışkanlıkları, bu sıcaklığın çok üzerinde (50-60°C) ve altında (0-10°C) tüketime neden olabilmektedir.[88]

Termal siklus ya da diğer deyişle ısıl çevrim, malzemelerin in vivo dayanımını ya da davranışını öngörebilmek için in vitro şartlarda ağız ortamına benzer şekilde sıcaklık değişimi uygulanması anlamına gelir. [89-91] Bunun için farklı sıcaklıkta sıvı barındıran komşu iki banyo tankı ve test edilecek malzemeyi bu tanklara sırayla taşıyıp daldıran taşıyıcı kola sahip cihazlar kullanılır. İlk kez 1952 yılında Nelsen ve ark. tarafından dolgu malzemelerinde mikrosızıntıyı ölçmek üzere geliştirilmiştir. [85]

ISO (Uluslararası Standart Organizasyonu) standartları arasında yer alan bu yöntem (ISO TR11405) Amerikan Dişhekimleri Birliği tarafından da kabul edilmiş ve dental materyallerde testlerin uygulanmasına yönelik bir protokol oluşturulmuştur. [85] Yaşlandırıcı etkinin iki şekilde ortaya çıktığı düşünülmektedir;

1. İnterfaz bileşenleri üzerindeki hidroliz etkisiyle, sıcak suyun malzemedeki yeterli derecede polimerize olmamış rezinlerin ara bağlarının kopmasını hızlandırabilir,[92, 93]
2. Kullanılacak restoratif materyalin dişe göre daha büyük olan termal genleşme katsayısı sebebiyle tekrarlayan genleşme stresleri bağlanma yüzeylerinde çatlaklara ve mikrosızıntıya neden olabilir.[92, 94]

Termal siklus testi, dental materyallerin mikro sızıntı özellikleri, makaslama ve çekme bağlanma kuvvet testleri için çok sık kullanılan bir yöntemdir. Ağızdaki sıcaklık değişimlerinin sayısı ile ilgili kesin bir veri olmamakla birlikte 10.000 siklusun 1 yıla karşılık geleceği bildirilmektedir.[94]

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı ve Eczacılık Fakültesi Analitik Kimya laboratuvarında in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Gereçler

Bu tez çalışmasında, ortodontik tedavilerde molar ve premolar diş ataçmanı olarak kullanılan bantların dişlere yapıştırılmasında sıklıkla kullanılan ve ışıkla sertleşen kompomer (poliasit modifiye kompozit) esaslı, biri ışıkla polimerize olan (light cure) ve diğeri hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olan (dual cure) olmak üzere iki farklı adeziv materyalinden polimerizasyon sonrasında açığa çıkan artık Bis-GMA miktarının belirlenmesi amaçlanmıştır.

Bu amaçla iki farklı yapıştırıcı siman grubu oluşturulmuştur. Her bir gruptaki örnek sayısının belirlenmesi için güç analizi yapılmıştır (n=10).

Bu simanlar;

Grup 1: Sadece ışıkla polimerize olan kompomer rezin siman (Ultra Band Lok, Reliance Orthodontic Products, Itasca, ABD)

Grup 2: Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan kompomer rezin siman (Opal Band Cement, Ultradent Products, South Jordan, ABD)

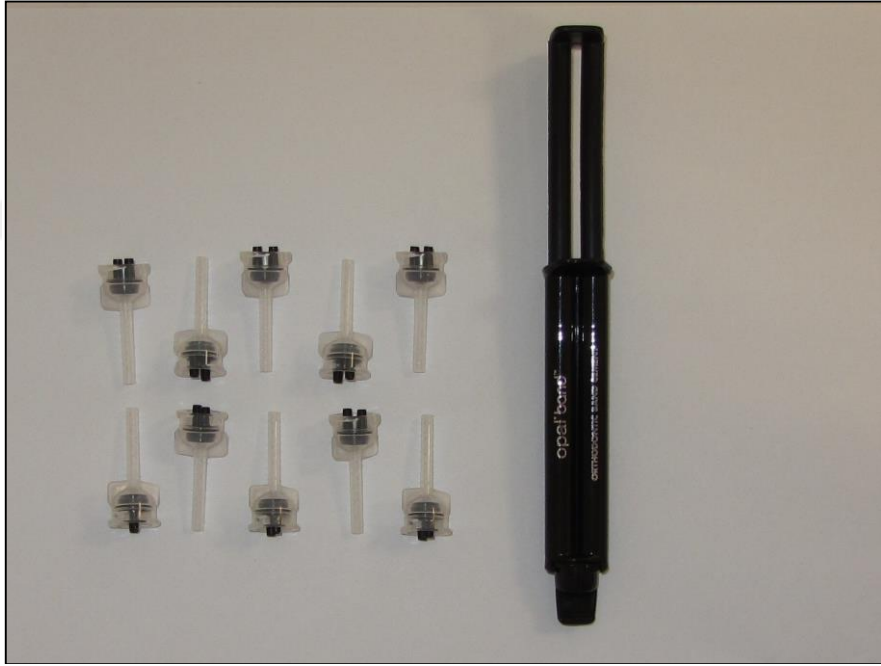
Kullanılan simanlar Resim 3.1 ve 3.2’de gösterilmiştir. İçerikleri ve üretici firmaları ise Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Yapıştırıcı Siman	Üretici Firma	Kimyasal Kompozisyonu
Ultra Band Lok	Reliance Orthodontic Products, A.B.D.	Bis-GMA Cam doldurucu
Opal Band Cement	Opal Orthodontics by Ultradent products, A.B.D.	Bis-GMA Diurethane Dimethacrylate(DUDMA) Benzoyl Peroxide Triethylene Glycol Dimethacrylate (TEGDMA)

Tablo 3.1 Çalışmada kullanılan kompomer rezin siman materyaller



Resim 3.1 Ultra Band Lok



Resim 3.2 Opal Band Cement

Araştırmada bantların takıldığı molar dişleri standart olarak simüle edebilmek için Cerec sistem feldspatik seramik bloklardan (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) (Resim3.3) CAD-CAM tekniğiyle hazırlanan 20 adet standart üst sağ birinci molar diş örneği kullanıldı. Örnek dişlere yapıştırılmak üzere yine 20 adet 39,5 numara üst sağ 1. molar bandı (M.I.B. Dental, Malmaison, Fransa) kullanıldı (Resim 3.4).



Resim 3.3 Cerec sistem feldspatik seramik bloklar



Resim 3.4 Çalışmada kullanılan üst sağ 1. molar bantları

Kompomer rezin simanların polimerizasyonunda ışık kaynağı olarak, diğer ışıkla sertleşen rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu için de kullanılan kablosuz yüksek yoğunluklu LED (VALO, Ultradent, South Jordan, ABD) kullanılmıştır. (Resim3.5) Seramik materyallerde de penetrasyon yeteneğine sahip, 395-480 nm dalga boyunda ışık üreten VALO, 1200 mW/cm² (standart güç modu) ile 3200 mW/cm² (extra güç modu) arasında değişen üç farklı çalışma moduna sahiptir. (Resim 3.6)



Resim 3.5 Çalışmada kullanılan ışık kaynağı (VALO)

VALO ORTHO		VALO ORTHO-CORDLESS		
SUGGESTED CURING TIMES		STANDARD	XTRA POWER	XTRA POWER QUADRANT
POWER (mW/cm²)		1200*	3200*	3200*
POWER BUTTON				
TIMING INTERVAL LIGHTS				
MODE/STATUS LIGHT				
TIME/MODE CHANGE BUTTON				
METAL & CERAMIC BRACKETS (CURE TIME PER BRACKET)		1 X 10 SECONDS	2 X 3 SECONDS	2 X 3 SECONDS
RESTORATIVE CURING (2MM INCREMENTS)				
PER LAYER		1 X 10 SECONDS	1 X 3 SECONDS	—
FINAL CURE		1 X 20 SECONDS	2 X 3 SECONDS	—

VALO on Xtra Power setting demonstrates that one 3-second exposure directly over the labial face of the bracket, followed later by a second exposure, for a total of 6 seconds, is all that is required.

Resim3.6 VALO ışık kaynağı kullanım şeması

Çalışmamızda artık monomer tespiti için kullanılan HPLC cihazı (cto-10as vp, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) Resim3.7'te ve örneklerin yaşlandırılması amacıyla kullanılan ısısal döngü cihazı (SD Mechatronik GmbH, Westerham, Almanya) Resim 3.8 gösterilmektedir.



Resim 3.7 Çalışmada kullanılan HPLC cihazı

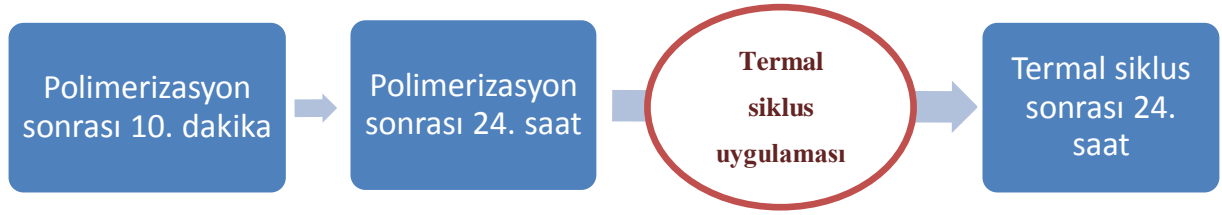


Resim 3.8 Çalışmada kullanılan ısıl döngü cihazı

3.2. Yöntem

Ortodontik bantların dişlere yapıştırılmasında sıklıkla kullanılan iki farklı kompomer rezinden, iki zamanda ve ısıl döngü uygulaması sonrasında salınan Bis-GMA miktarının incelendiği çalışmamızda; örnekler hazırlanmış, HPLC cihazına Bis-GMA tanıtılmış ve kalibrasyonu gerçekleştirilmiş, Bis-GMA salımı için çözücü solüsyon hazırlanmış ve örnekler bu solüsyona konulmuş, 10. dk. ve 24. saat sonrasında solüsyon örnekleri alınıp HPLC analizleri gerçekleştirilmiş, bu analizleri takiben cam şişelerden çıkarılan diş örneklerine ısıl döngü uygulanmış, başlangıçtaki prosedürlere benzer şekilde çözücü solüsyonlara konulan

örneklerden 24. saat sonrasında solusyon örnekleri alınıp HPLC analizleri gerçekleştirilmiş ve sonuçların istatistiksel değerlendirilmeleri yapılmıştır.



Grafik 3.1 HPLC analizi için örnek solusyonların alınma zamanları

3.2.1. Diş örneklerinin tasarımı

Çalışmamızda standart ölçülerde diş örnekleriyle çalışmak için model olarak kabul edebileceğimiz, daha çok dişhekimliği fakültesi öğrencilerinin pratik eğitimlerinde kullanılan akrilik esaslı dişlerden (Frasaco, ABD), FDI (Federation Dentaire Internationale Numbering System) Numaralandırma Sistemi'ne göre "16" ile numaralandırılan üst sağ birinci molar diş, model olarak alındı. Cerec sistem optik tarama cihazıyla akrilik diş tarandıktan sonra feldspatik seramik bloklardan elde edilecek örnek dişlerin dizaynı gerçekleştirildi. (Resim3.9 ve Resim 3.10)



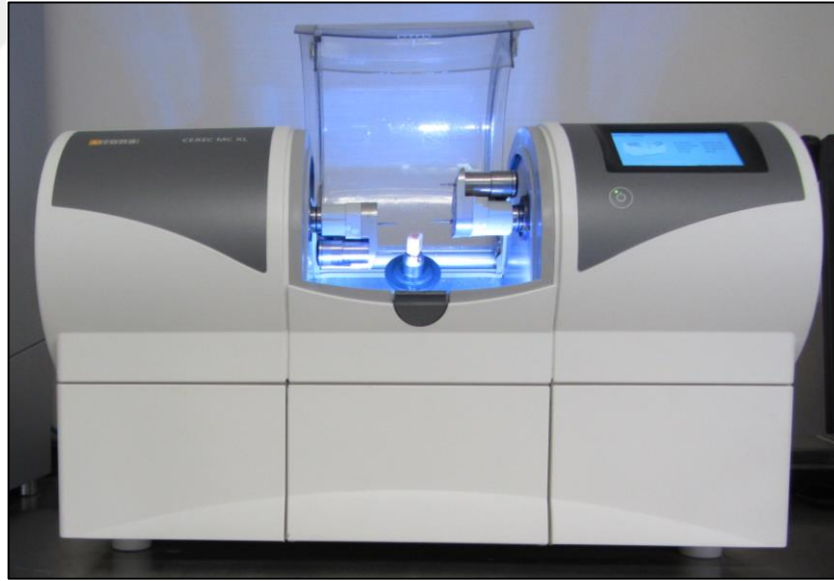
Resim 3.9 Örnek dişlerin tasarımına ait ekran görüntüsü 1.



Resim 3.10 Örnek dişlerin tasarımına ait ekran görüntüsü 2.

3.2.2. Diş örneklerinin hazırlanması

Diş preparasyonları için gerekli tasarım yapıldıktan sonra 20 adet Cerec feldspatik seramik bloktan (S3-M 14), bilgisayar kontrolündeki frezeleme cihazı (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) (Resim 3.11) ile çalışmada kullanılacak diş örnekleri elde edildi. (Resim 3.12)



Resim 3.11 Çalışmada kullanılan freze cihazı



Resim 3.12 Seramik bloklardan frezelenmiş diş örnekleri

Kompomer rezin ile yapıştırılmadan önce, bantların seramik örnek dişlere olan uyumu, dişlerle bant arasında minimum film kalınlığına müsade edecek şekilde mesafe bırakılıp, kontrol edildi (Resim 3.13).



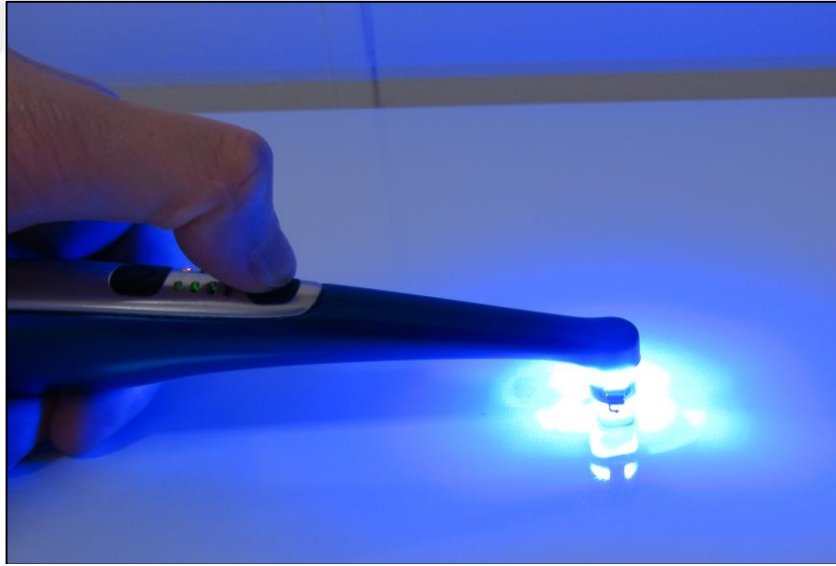
Resim 3.13 Bantların örnek dişlere uyumlandırılması

Kompomer rezin materyaller, bantların dişe bakan iç yüzeylerine uygulanarak dişlere adapte edilip, yapıştırıcı rezin materyalin fazlalıkları rulo pamuklarla temizlenip, ışık kaynağı

dişlerin hemen üzerine ve okluzal yüzeylerinin merkezine dik olacak şekilde yerleştirilip (Resim 3.14), üretici firmanın önerileri doğrultusunda “extra power” (3200 mW/cm²) modunda 2×3 sn. polimerize edildi (Resim 3.15).



Resim 3.14 Işık kaynağının ışınlama için pozisyonlandırılması



Resim 3.15 Kompomer rezinlerin polimerizasyonu

3.2.3. Bis-GMA ekstraksiyon ve analiz işlemleri

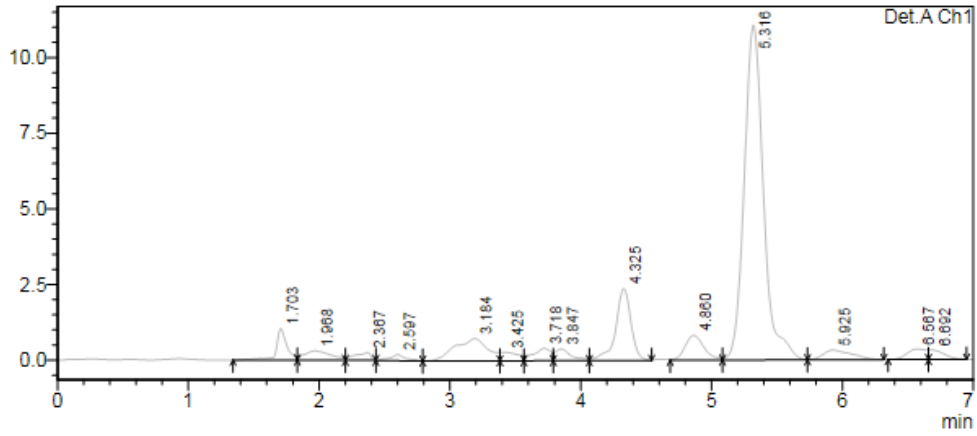
HPLC cihazının kalibrasyonundan sonra amber renkli 20 adet cam şişenin (Resim 3.16) her birine %75 etanol ve %25 su karışımından 20’şer ml konulup ekstraksiyonların gerçekleştirilmesi için 37°C’de işleme hazır bekletildi.



Resim 3.16 Diş ve ekstraksiyon örneklerinin saklandığı şişeler

Hazırlanmış olan diş örneklerinin her biri bu şişelere konulup 37°C’de bekletilerek, 10. dk. ve 24. saat sonunda etanol-su karışımlarından 1’er ml’lik örnekler alınıp analizleri yapılmak üzere başka amber renkli şişelere aktarıldı ve sonrasında HPLC sistemine enjekte edildi. Bu analizleri takiben cam şişelerden çıkarılan diş örneklerine ağız ortamını taklit edecek ve her bir sıcaklık kazanında 30 sn bekleyecek şekilde 5°C ve 55°C’lik 5000 termal siklus (ısısal döngü) uygulandı. Su kazanlarında meydana gelen buharlaşma nedeniyle eksilen su miktarları ani ısı değişikliklerine izin vermeyecek şekilde azar azar ilaveler yapılarak düzenli bir şekilde tamamlandı. Isısal döngü sonrasında diş örnekleri başlangıçtaki prosedürlere benzer şekilde yine içinde 20’şer ml etanol-su karışımı olan amber renkli cam şişelere yerleştirilerek 24 saat 37°C’de bekletilip 1’er ml solüsyon örneği alındı ve analizi yapılmak üzere HPLC sistemine enjekte edildi.

Salınan Bis-GMA analizi için ters faz kromatografi tercih edildi. Mobil faz olarak 1ml/dk akış hızında asetone-tril- su (%80-%20), durgun faz olarak ise ölçüleri 4,6 mm iç çap, 250 mm uzunluk ve 5µm partikül boyutu olan oktadesil silan (C 18) kolon kullanıldı. İzokratik elüsyon uygulanıp 254 nm’de ultra viole dedeksiyonla çalışıldı. 1-10 ppm arasında, konsantrasyon ve sinyal arasında ilişkinin doğrusal olduğu belirlenmiş ve kalibrasyon bu aralıkta yapılmıştır. Kalibrasyon denklemi $y=47124x-1373,3$ ve korelasyon katsayısı $r=0,9995$ ’dir. Bis-GMA’ya ait pikin retansiyon zamanı 5,3 dakikadır. Bis-GMA’ya ait kromatogram Resim 3.17’de gösterilmektedir.



Resim 3.17 Bis-GMA'ya ait kromatogram

3.2.4. İstatistiksel değerlendirme

İstatistiksel açıdan verilerin değerlendirilmesinde bilgisayar ortamında istatistik paket programı kullanıldı (SPSS 20.0, IBM Statistics, New York, ABD). Sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu “Kolmogorov-Smirnov” testi ile ölçüldü. İstatistiksel değerlendirilmelerde normal dağılım gösteren sürekli değişkenlerin iki grup arasındaki ortalamalarının değerlendirilmesinde “Bağımsız t testi”, normal dağılmayan sürekli değişkenlerin değerlendirilmesinde “U testi” kullanıldı. Aynı gruba ait birden fazla ölçümün ortalamalarını karşılaştırmak için “Wilcoxon Signed Rank test” kullanıldı.

4. BULGULAR

Çalışmamızda oluşturulan iki kompomer rezin materyal grubundan salınan reaksiyona girmemiş Bis-GMA değerleri HPLC analiz yöntemiyle belirlenmiş ve istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

4.1. Çalışma Grupları ve Ölçüm Zamanlarına Göre HPLC bulguları

Tablo 4.1’te HPLC analizi bulgularına göre hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olan kompomer rezin materyale (Opal Band Cement) ait örneklerin (n=10) farklı zaman periyotlarındaki Bis-GMA salım sonuçları gösterilmektedir.

Numune	10. dk. Bis-GMA ppm	24. saat Bis-GMA ppm
O 1	1,51	2,57
O 2	1,81	2,20
O 3	2,80	3,38
O 4	1,96	2,14
O 5	2,22	3,37
O 6	1,92	2,53
O 7	1,57	2,80
O 8	2,43	2,16
O 9	2,31	2,90
O 10	3,05	2,70

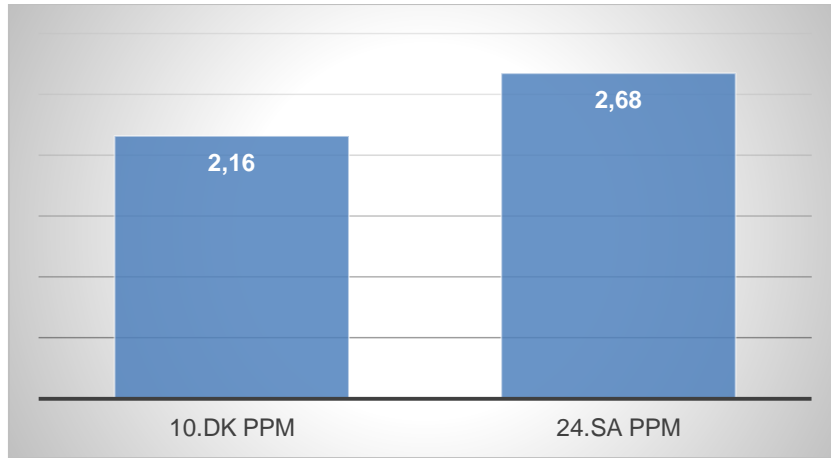
Tablo 4.1 Opal Band Cement örneklerine (O) ait Bis-GMA salım miktarları

“O” (Opal Band Cement) grubu için 10. dakikadaki ortalama Bis-GMA salım değeri $2,16 \pm 0,50$ ppm iken 24. saatte yaklaşık $0,52$ ppm artarak $2,68 \pm 0,45$ ppm’e çıkmıştır (Tablo 4.2). Bu farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ve “O” grubunda salınan Bis-GMA miktarı 24. saatte anlamlı bir şekilde artmaktadır.

	Ort	SS	p
10.dk Bis-GMA ppm	2,16	0,50	0,022
24.sa Bis-GMA ppm	2,68	0,45	

Grup = O

Tablo 4.2 Opal Band Cement örneklerine (O) ait Bis-GMA salım miktarları ortalamaları



Grafik 4.1 Opal Band Cement örneklerine (O) ait Bis-GMA salım miktarları ortalamaları

Tablo 4.3’de HPLC analizi bulgularına göre ışıkla polimerize olan kompomer rezin materyale (Ultra Band Lok) ait örneklerin (n=10) farklı zaman periyotlarındaki Bis-GMA salım sonuçları gösterilmektedir.

Numune	10. dk. Bis-GMA ppm	24. saat Bis-GMA ppm
U 1	1,12	1,91
U 2	1,66	2,03
U 3	1,26	1,72
U 4	1,69	2,58
U 5	1,13	1,53
U 6	1,39	1,66
U 7	1,39	1,79
U 8	1,03	1,84
U 9	1,30	1,81
U 10	1,15	1,51

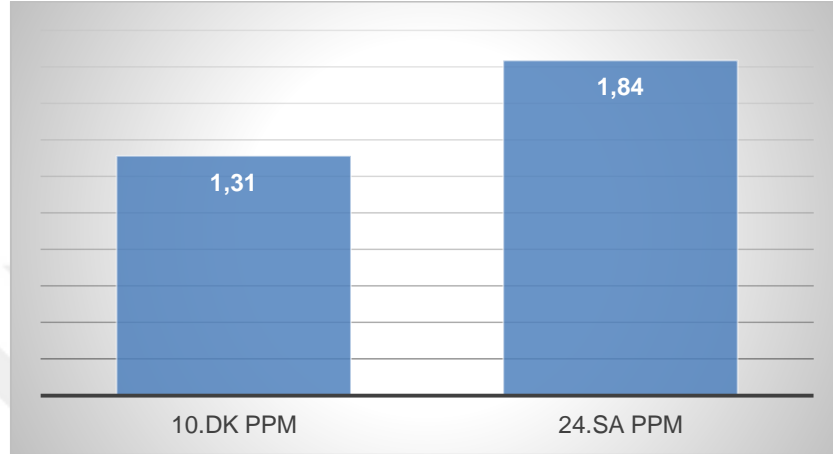
Tablo 4.3 Ultra Band Lok örneklerine (U) ait Bis-GMA salım miktarları

“U” (Ultra Band Lok) grubu için 10. dakikadaki ortalama Bis-GMA salım değeri $1,31 \pm 0,22$ ppm iken 24. saatte yaklaşık $0,53$ ppm artarak $1,84 \pm 0,31$ ppm’e çıkmıştır (Tablo 4.4). Bu farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ve “U” grubunda salınan Bis-GMA miktarı 24. saatte anlamlı bir şekilde artmaktadır.

	Ort	SS	p
10.dk Bis-GMA ppm	1,31	0,22	0,005
24.sa Bis-GMA ppm	1,84	0,31	

Grup = U

Tablo 4.4 Ultra Band Lok örneklerine (U) ait Bis-GMA salım miktarları ortalamaları



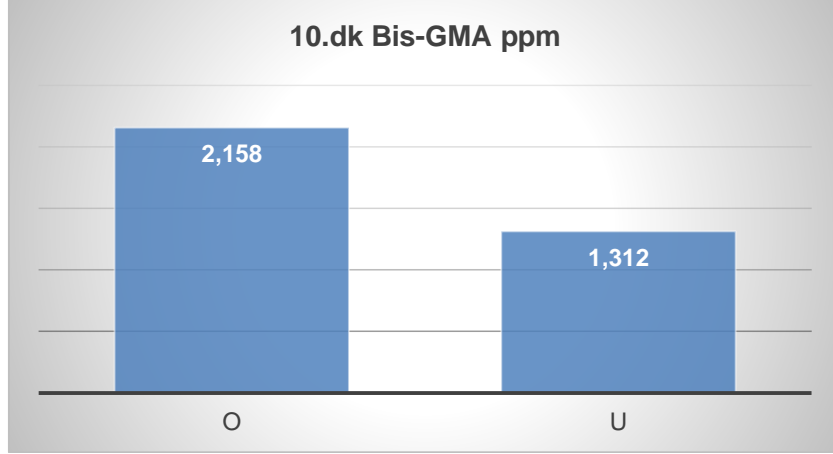
Grafik 4.2 Ultra Band Lok örneklerine (U) ait Bis-GMA salım miktarları ortalamaları

“O” ve “U” gruplarında; 10. dakikada Bis-GMA salım miktarı farkları, 24. saatte Bis-GMA salım miktarı farkları ve farkların “O” ve “U” grupları arasında farklılaşıp farklılaşmadığı incelenmiştir (Tablo 4.5).

	10.dk Bis-GMA ppm			24.sa Bis-GMA ppm			Bis-GMA ppm fark		
	Ort	SS	p	Ort	SS	p	Ort	SS	p
Grup O	2,16	0,50	<0,0001	2,68	0,45	<0,0001	0,52	0,55	0,796
U	1,31	0,22		1,84	0,31		0,53	0,22	

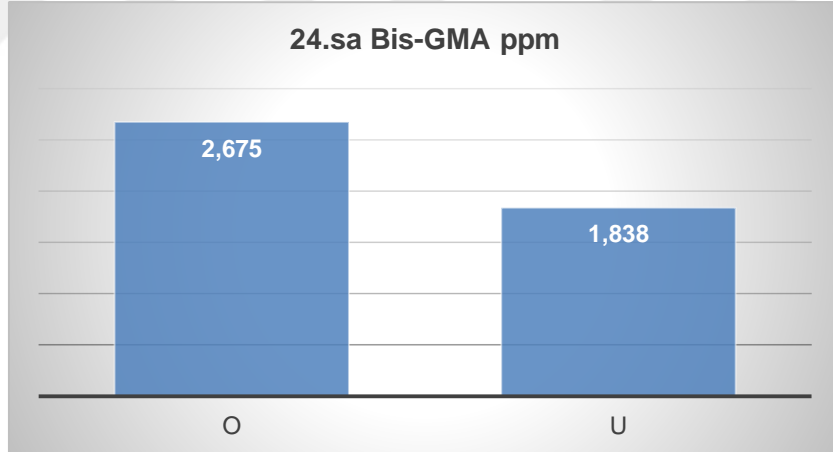
Tablo 4.5 “O” ve “U” gruplarında ölçüm periyotlarına göre Bis-GMA salım miktarı ortalamaları ve farkları

“O” grubunda 10. dakikada salınan Bis-GMA ortalaması $2,16 \pm 0,50$ ppm iken “U” grubunda $1,31 \pm 0,22$ ppm olarak ölçülmüştür. Farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Yani 10. dakikadaki Bis-GMA ölçümleri “O/U” grupları arasında anlamlı bir şekilde farklılaşmaktadır.



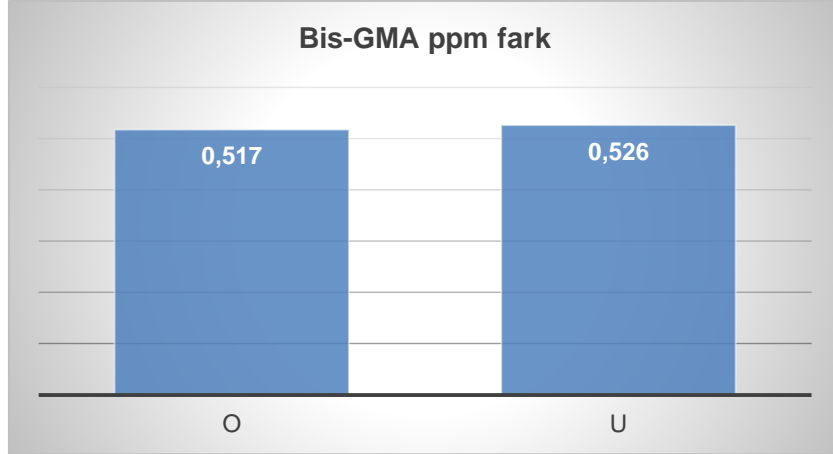
Grafik 4.3 “O” ve “U” gruplarında 10. dakikada salınan Bis-GMA ortalaması

“O” grubunda 24. saatte salınan Bis-GMA ortalaması $2,68 \pm 0,45$ ppm iken “U” grubunda $1,84 \pm 0,31$ ppm olarak ölçülmüştür. Farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Yani 24. saatteki Bis-GMA ölçümleri “O/U” grupları arasında anlamlı bir şekilde farklılaşmaktadır.



Grafik 4.4 “O” ve “U” gruplarında 24. saatte salınan Bis-GMA ortalaması

Bis-GMA'nın 10. dakika - 24. saat salım farkını incelediğimizde, 24 saatte “O” grubunda yaklaşık 0,52 ppm'lik bir artış, “U” grubunda ise yaklaşık 0,53 ppm'lik bir artış gözlemlenmiştir. Yapılan teste göre “O” ve “U” grubunda 24. saatteki artışın büyüklüğü anlamlı bir şekilde farklılaşmamaktadır.

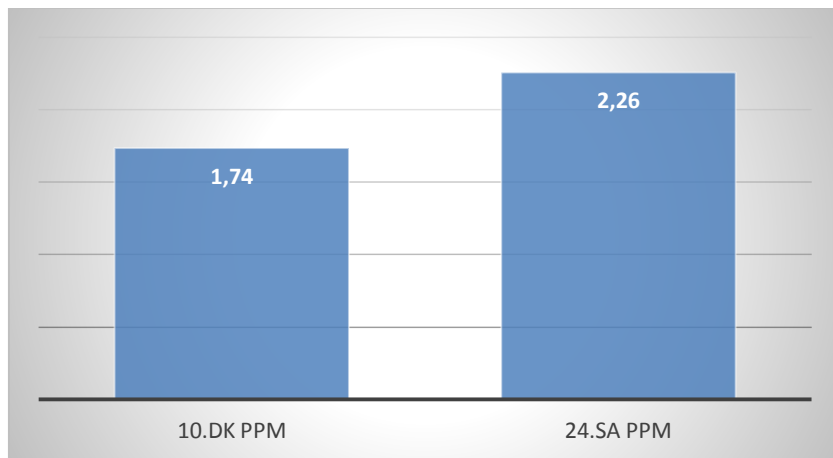


Grafik 4.5 “O” ve “U” gruplarında 10. dk. ile 24. sa. arasında salınan Bis-GMA

10. dakika ve 24. saat arasında Bis-GMA ölçümlerindeki artışın istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığı incelenmiştir. Grup ayırt etmeksizin 20 ölçümde 10. dakikada Bis-GMA ortalaması $1,74 \pm 0,58$ ppm iken, 24. saatte yaklaşık 0,52 artarak $2,26 \pm 0,57$ ppm olarak ölçümlenmiştir. Bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bis-GMA ölçümleri 24 saatte artmaktadır.

	Ort	SS	p
10.dk Bis-GMA ppm	1,74	0,58	0,000
24.sa Bis-GMA ppm	2,26	0,57	

Tablo 4.6 Farklı ölçüm periyotlarına göre tüm örneklerden salınan Bis-GMA ortalamaları



Grafik 4.6 Farklı ölçüm periyotlarına göre tüm örneklerden salınan Bis-GMA ortalamaları

Sonuç olarak 10. dakika ve 24. saat Bis-GMA ppm değerleri arasındaki artış istatistiksel olarak anlamlıdır. Bu artışta U-O grupları anlamlı bir faktör değildir. Verilerin dağılımları incelendiğinde herhangi bir tutarsızlık gözlemlenmemiştir.

Uygulanan ısısızal döngü sonrasında çözücü solusyonlarda 24 saat bekletilen örneklerden alınan solusyonların HPLC analiz sonuçlarına göre her iki grupta da Bis-GMA salımı gerçekleşmemiştir.



5. TARTIŞMA

Molar bantlarının dişlere yapıştırılmasında farklı türde birçok siman kullanılmasına rağmen, bu amaçla ışıkla sertleşen rezin esaslı simanların kullanımı, hızlı sertleşme ve dolaylı olarak harcanan zamanını kısaltması, etkili dayanıklılık süresinin uzun olması, diğer bazı simanlara göre tükürkten daha az etkilenmesi, metal yüzeyi ve asitlenmemiş diş arasında bağlantı oluşturabilmesi nedeniyle gün geçtikçe artmaktadır.[95-98]

Bantların dişe tutunması, bandın sıkı adaptasyonu ve adeziv tutuculuğuyla sağlanır.[99] Rezin simanlar içerdikleri adeziv ajanlar sayesinde hem dişe hem de bantlara bağlanma sağlayarak bant ve diş arasındaki mikrosızıntıyı ve çürük oluşumunu önler. Fakat ağız ortamında bulunan tükürük, enzim, bakteri ve 5-7 arasında değişen pH nedeniyle rezin materyallerde yıkımlar ve çözümler gerçekleşebilir.[100]

Dişlerin restorasyonunda ve braketlerin yapıştırılmasında kullanılan rezinlerin polimerizasyonu ve artık monomer salımıyla ilgili birçok çalışma olmasına rağmen yapılan literatür taramalarında, ortodontik bantların yapıştırılmasında kullanılan kompomerlerin monomer salımlarıyla ilgili bir çalışmaya rastlanmamıştır.[25, 29, 31, 101-103]

Bu amaçla kullanılan kompomerlerin yapısında da bulunan monomerlerin olası zararlı etkileri göz önünde bulundurularak, bu tez çalışması, bantların dişlere yapıştırılmasında sıklıkla kullanılan kompomer (poliasit modifiye kompozit) esaslı, biri ışıkla polimerize olan ve diğeri hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olan olmak üzere iki farklı adeziv materyalinin, özellikle büyüme gelişim çağındaki çocuk hastalar üzerinde zararlı etkileri olabilecek, reaksiyona girmemiş Bis-GMA salım miktarının belirlenmesi için planlanmış ve uygulanmıştır.

Rezin materyallerde olması istenen özelliklerden biri ağız ortamında çözünmeye karşı dirençli olmasıdır.[104] Bununla birlikte dişhekimliğindeki diğer restoratif uygulamalarda olduğu gibi, kullanılan bant ve diş arasında tüm çabalara rağmen tam bir kapanma sağlanamayıp ağız sıvılarıyla temas halinde bir miktar açıklık kalmakta ve büyüklüğü oranında rezin materyalin çözünmesine neden olabilmektedir. Bu yüzden bantlar ve dişler arasında mümkün olan en iyi uyum sağlanmalıdır.[9]

Çalışmamızda örnek dişler ve bantlar arasında standart ve sıkı bir uyum gerçekleştirebilmek için diş örnekleri, standart olarak 20 adet feldspatik seramik bloktan, bilgisayar kontrolündeki frezeleme cihazı ile elde edildi.

İdeal bir tedavi tekniği belirleyebilmek için, rezin materyallerin polimerizasyonu ile ilgili yapılan laboratuvar çalışmalarında, hazırlanan örneklerin büyüklüğü, ışınlama süresi, ışık kaynağı-rezin materyal arası mesafe, polimerizasyon modu gibi parametreler farklı değerlerde karşılaştırılmıştır.[103, 105-107] Polimerizasyon üzerinde etkili olan bu faktörlere dikkat edilmeden yapılan uygulamalar yetersiz polimerizasyona neden olup istenmeyen etkilerin ortaya çıkmasına neden olabilir.[108] Bu etkilerden biri olan polimerizasyon büzülmesiyle, rezin siman ve diş arasındaki bağlantı kötü etkilenip çözümler dolayısıyla mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet ve çürükler meydana gelebilir.[103] Bununla birlikte ortodontik bantların simantasyonunda kullanılan rezin materyallerin polimerizasyonu, ışığın daha ince ve derin bir yolu takip etmesi gerektiğinden diğerlerinden farklıdır.[109] Bu yüzden dişleri temsil etmek üzere kullanılacak materyalin ışık geçirgenlik katsayısının, insan dişinin ışık geçirgenlik katsayısına yakın bir değerde olması önem arz etmektedir. Namura ve arkadaşlarının, farklı büyüklükteki okluzal metal restorasyonların, ışıkla polimerize olan bant yapıştırıcılarında polimerizasyon derinliğine etkilerini inceledikleri in vitro çalışmada, diş temsil etmek üzere kullanılan seramik blokların ışık geçirgenliği açısından, insan dişini tatminkâr bir şekilde taklit edebileceği belirtilmektedir.[109, 110] Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kullanacağımız örnek dişleri, doğal dişlere yakın ışık geçirgenlik katsayısına sahip olan seramik bloklardan elde ettik.

Yine aynı çalışmanın bulgularına göre; metal restorasyonsuz örneklerde, bizim çalışmamızda da kullanılan dişin okluzal merkezinden ışınlama metodunda en düşük ortalama polimerizasyon derinliği Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) tarafından tanımlanan test tekniğine[111] göre $9,1 \pm 0,2$ mm olup (TB-Plus),[109] okluzo-gingival mesafesi 3-4 mm arasında değişen molar bantlarımızın yükseklik değerlerinin oldukça üzerindedir.

Işıklı sertleşen rezin esaslı restorasyon ve yapıştırıcı materyallerin klinik başarısı için, materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin iyi olması, hekimin uygulamasının başarılı olması ve polimerizasyonun yeterli derecede gerçekleşmesi gerekir. Polimerizasyon için argon lazer, plazma ark, halojen ve LED gibi farklı ışık kaynakları kullanılabilir.[31,

33, 35, 112, 113] Cihazın pahalı olması, kapladığı alanın fazla olmasından kaynaklı ve hekimin sistemin zararlı etkilerinden korunma gereksinimlerinden kaynaklı kullanım zorlukları nedeniyle argon lazerler dişhekimliğinde sık kullanılmamaktadırlar.[112] Benzer şekilde plazma arklar da yüksek maliyetleri, kullanımları sırasında oluşturdukları yüksek ısı ve polimerizasyonda hızlı büzölmeye neden olmaları sebebiyle sık kullanılmazlar.[113]

Birçok araştırmacı rezin esaslı materyallerin polimerizasyonunda kullanılan halojen ve LED sistemlerle ilgili birçok çalışma yapmışlardır.[33, 105, 114, 115] Yaman ve arkadaşlarının iki farklı halojen ve iki farklı LED ışık kaynağı kullanarak polimerize ettikleri rezin materyallerde yüzey sertlik dereceleriyle polimerizasyon derinliklerini karşılaştırdıkları çalışmada, tüm rezinlerde LED ile daha fazla polimerizasyon derinliğı elde ettiklerini belirtmişlerdir.[116] Uhl ve arkadaşlarının yapmış olduğı, benzer şekilde LED ve halojen ışık kaynaklarının polimerizasyon derinliğı ve yüzey sertlikleri üzerine etkilerinin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada polimerizasyon derecelerinde yakın değerler bulunmasıyla birlikte, LED ışık kaynaklarıyla daha yüksek yüzey sertlik değerlerine ulaşılmıştır.[117] Mavi ışık üretmek için filtre gerektirmeyen LED'ler dar spektrumda oldukça etkin, çarpma ve vibrasyona karşı dayanıklı ve uzun kullanım ömrüne sahip ışık kaynaklarıdır.[33, 118]

İyi derecede polimerizasyon elde edebilmek için ışık kaynağının çıkış gücü ve ışık kaynağıyla rezin materyal arasındaki mesafe de önemli birer faktördür. Ernst ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada ışık kaynağından uzaklaştıkça, çıkış gücünde azalma olduğı belirtilmektedir.[119]

Bu bilgiler dikkate alınarak polimerizasyonu olumsuz etkileyebilecek faktörler minimize edilmeye çalışılmış, iyi derecede polimerizasyon gerçekleştirebilmek için 3200 mW/cm² çıkış gücünde ışık üretebilen yüksek yoğunluklu LED (VALO, Ultradent, South Jordan, ABD) örnek dişlerle arasında mesafe olmayacak şekilde kullanılmıştır.

Reaksiyona girmemiş artık monomerlerin tespitinde daha önce zikredilen birçok analiz yöntemi kullanılabilir. Araştırmacılar Bis-GMA ve UDMA gibi büyük ve stabil monomerlerin tespiti için HPLC cihazıyla sıvı kromatografi analizlerinin daha iyi sonuç vereceğini belirtmektedirler.[120, 121] Bu nedenle alışmamızda Bis-GMA salımının tespiti için güçlü bir analitik ölçüm yöntemi olarak HPLC analizi kullanılmıştır.

HPLC cihazıyla yapılan analizler daha çok, monomerlerin iyi absorbands gösterdiği 205 ile 315 nm dalga boyu aralığında ve 0,5 ile 2 ml/dk akış hızı aralığında gerçekleştirilmiştir.[29, 73, 122] Monomer salım tespitinde HPLC analizi yapan birçok araştırmacı, bu cihaza ait önemli parçalardan biri olan kolon tercihinde genellikle C18 kolon kullanmışlardır.[123-126] Guzzetta'nın C18 kolonun çapıyla orantılı olarak tavsiye ettiği en uygun akış hızıysa 1 ml/dk'dır.[127] Bu çalışmada da 250 mm uzunluk, 4,6 mm iç çapa sahip C18 kolonlar kullanıldı ve ölçümler 1 ml/dk akış hızında 254 nm dalga boyunda gerçekleştirildi.

Rezin materyaller ağıza uygulandıktan sonra enzimatik reaksiyonların, asidik faktörlerin ve tükürüğün etkisiyle bir miktar yıkıma ve çözünmeye uğramaktadırlar.[5, 128, 129] Laboratuvar ortamında bu çözücü etkiyi taklit etmek için yapay tükürük, asitonitril, su, etanol, metanol gibi çözücüler kullanılmaktadır.[130, 131] Yapay tükürüğün polimer ağına penetrasyon kabiliyeti düşüktür.[53, 132] Reaksiyona girmemiş artık monomerlerin belirlenmesi için %75-%25 etanol-su karışımı Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından da tavsiye edilmiş ve birçok çalışmada da kullanılmıştır.[130, 131, 133, 134] Etanolün polimer ağına penetre olup reaksiyona girmemiş artık monomerlerin salımını sağladığı belirtilmektedir.[53, 134] Bu çalışmada da salınabilecek reaksiyona girmemiş maksimum Bis-GMA miktarının tespiti için çözücü olarak %75-%25 etanol-su karışımı kullanılmıştır.

Rezin esaslı materyallerde artık monomerlerin zamana göre salım miktarlarına yönelik birçok çalışma yapılmıştır.[29, 73, 134, 135] Otuzuncu güne kadar artık monomer salımının olduğunu belirten çalışmalar olmakla birlikte,[136, 137] salımın ilk dakikalarda yüksek derecede gerçekleştiği, zaman geçtikçe salım miktarının giderek azaldığı belirtilmiştir.[5, 25, 29] Ak ve arkadaşlarının rezin materyallerde monomer salımıyla ilgili yapmış oldukları bir çalışmada da en yüksek salımın 24. saatte olduğu ve giderek azaldığı belirtilmektedir.[138] Kawahara ve arkadaşları artık monomer salımını inceledikleri çalışmada ölçüm zamanlarını 1, 3, 6, 12, 24. saat ve 3, 7, 14. gün, Altıntaş ve Üşümez 10. dakika, 1. saat, 1, 3, 7, 14. ve 21. gün, Palmer ve arkadaşları 10. dakika, 40. dakika ve 24. saat, olarak belirlemişlerdir.[38, 134, 139]

Ağız dakine benzer şekilde 6 ile 60°C arasındaki yavaş sıcaklık değişimleri rezin materyallerindeki mikro çatlakları derinleştirip sayısını artırmakta, böylece çözücü faktörlerin

ve ağız sıvılarının daha derine difüze olmasına, monomer salımının artmasına neden olmaktadır.[140] Bis-GMA salımını incelediğimiz bu çalışmada da ölçüm zamanları, polimerizasyon sonrası 10. dakika, 24. saat ve 5000 ısısal döngü sonrası 24. saat olarak belirlendi.

Geurtsen, rezin esaslı materyallerde bulunan monomerlerin yapıları ve sitotoksik dereceleri arasında bir bağlantı olduğunu belirtmiştir.[53] Ayrıca Bis-GMA'nın alerjik, östrojenik, mutajenik, toksik, sitotoksik, genotoksik ve apoptotik etki gösterebileceği çeşitli yazarlar tarafından belirtilmiştir.[5, 53, 128, 134, 141]

Schwengberg ve arkadaşları 0,1 μM (0,05 ppm) Bis-GMA'nın fare embriyonik kök hücrelerinde teratojenik etki gösterdiğini belirtmektedir.[142] Ratanasathien ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada fare fibroblastları üzerinde sitotoksik etki gösteren Bis-GMA konsantrasyonu 9,35 μM (4,78 ppm) olarak belirtilmektedir.[143] Bizim çalışmamızda elde edilen en düşük Bis-GMA değeri olan 1,31 ppm (Ultra Band Lok 10. Dakika), Schwengberg ve arkadaşlarının elde ettiği değerlerin oldukça üzerindeyken, en yüksek Bis-GMA değeri olan 2,68 ppm (Opal Band Cement 24. Saat) Ratanasathien ve arkadaşlarının sitotoksik olarak belirttiği değerlerin altında tespit edilmiştir.

Bazı çalışmalarda, Bis-GMA'nın yapısında bulunan ve ksenoöstrojenler grubunda yer alan Bisphenol-A (BPA)'nın hücrelerde östrojenik reseptörleri uyardığı ve bu nedenle salınan Bis-GMA miktarının önemli olduğu belirtilmektedir.[26, 59, 144]

Schafer ve arkadaşları östrojenik stimülasyonla proliferen olan kanser hücrelerine BPA uyguladıkları çalışmalarında mitojenik aktivitenin 0,5 ppm konsantrasyonda 24 saat içerisinde arttığını gözlemlemiştir.[45]

Fissür örtücü ve kompozitlerin östrojenik etkisiyle ilgili yapılan bir çalışmada, fissür örtücüden 1 saate kadar olan salımda, Bis-GMA'nın göğüs kanser hücrelerinde proliferasyon artışına neden olduğu belirtilmektedir.[128] Tarumi ve arkadaşları, rezin esaslı fissür örtücü materyallerde Bis-GMA salımı ve bunun östrojenik etkilerini inceledikleri çalışmalarında, 5 ppm'lik Bis-GMA konsantrasyonunun kanser araştırmalarında kullanılan HeLa hücrelerinde östrojenik aktivite artışına sebep olduğunu belirtmektedir.[145] Kloukos ve arkadaşlarının, fissür örtücülerde BPA salımını incelediği bir çalışmada ağıza uygulamanın hemen sonrasında tükürükteki BPA konsantrasyonu 0,009 ppm olarak tespit edilmiş olup sonraki zamanlarda

ölçülememiştir. Üriner sistemdeki BPA konsantrasyonu için yapılan ölçümler neticesinde uygulama sonrası 1. saatteki BPA konsantrasyonunun uygulama öncesine göre ortalama 5 kat arttığı, üriner sistemde tüm örnekler içinde en yüksek konsantrasyonun 0,027 ppm olarak ölçüldüğü, kanda ise hiçbir çalışma grubunda BPA tespit edilemediği bildirilmiştir.[146]

Schmalz, mutajenik ve alerjik etki için belli bir doz olmadığını ve salınan bileşiklerin herhangi bir konsantrasyonunun biyolojik olarak tehlike oluşturabileceğini belirtmektedir.[40] Bununla birlikte ağız ortamına materyalin yerleştirilmesinden sonra hızlı çözünmemesine, dolayısıyla dişhekimi ve personelin çalışma hassasiyetine bağlı olarak rezin esaslı materyallere karşı alerjik reaksiyon gelişme oranının düşük olduğu da bazı çalışmalarda bildirilmiştir.[147, 148] Artık monomerlerin zararlarından kaçınmak için kullanılan monomer miktarları mümkün olduğu kadar azaltılmalı ve bunun için bazı önlemler alınmalıdır. Yetersiz polimerizasyon sonucu artan monomer salımından kaçınmak için, polimerizasyonu gerçekleştiren kişiler daha dikkatli olmalı, ürünler mümkün olduğunca üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda kullanılmalıdır. Bu materyallerin kullanıldığı ortodontik bant uygulamalarında dişlere en uygun oturma sağlanarak bant ile diş arasındaki, oral sıvılarla temas edebilecek aralık mümkün olduğu kadar azaltılmalı ve rezin materyalde oluşacak yıkıma bağlı monomer salımını en aza indirmeye çalışılmalıdır.

Rezin esaslı materyallerden salınan monomer miktarıyla toksik etkileri arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmaların sonuçlarının birbirinden farklı olmasının nedeni çalışmaların materyal ve metodlarındaki farklılıklar olabilir.[46, 66, 143, 149-154] Elde ettiğimiz Bis-GMA değerlerinin bazı çalışmalara göre oldukça sitotoksik etkiye sahip olabileceği düşünülebilmekle beraber bu miktarların kümülatif olduğunu, in vivo şartlarda en yüksek konsantrasyonun ağız ortamında tükürükte bulunacağını, tükürüğün yıkayıcı etkisiyle toksik konsantrasyonlara ulaşamayacağını ve bunun biyolojik etkilerini belirlemek için in vivo çalışmalara ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, ortodontik bantların dişlere yapıştırılmasında sıklıkla kullanılan iki farklı kompomer rezinden, polimerizasyon sonrasında iki zamanda ve ısısız döngü uygulaması sonrasında salınan Bis-GMA miktarı araştırılmış ve bu çalışmanın yapıldığı deneysel şartlarda aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır;

1. Çalışmamızda ortodontik bant yapıştırılmasında kullanılan her iki kompomer simandan, ilk 10 dakika ve 24 saat sonunda Bis-GMA salınmıştır.
2. Toplam artık Bis-GMA salımı açısından gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.
3. Her iki rezin simandan salınan Bis-GMA miktarı, ölçüm periyotlarına göre değerlendirildiğinde en fazla salım ilk 10 dakika içerisinde gerçekleşmiş, bir sonraki ölçüm periyodu olan 24 saatte daha az bir artış gerçekleşmiştir.
4. Termal siklus uygulaması sonrasında herhangi bir salım gerçekleşmemiştir. Dolayısıyla mevcut çalışmanın sınırları dâhilinde test edilen her iki rezin simanın uzun dönemde monomer salımı açısından güvenli olduğu söylenebilir.
5. Literatürde belirtilen değerler dikkate alındığında, çalışmamızda test edilen kompomer materyaller toksik etkiye sahip olabilir.
6. Çalışmada kullanılan kompomer simanlardan Ultra Band Lok daha az Bis-GMA salımı gösterdiği için klinik kullanımı tavsiye edilebilir.

KAYNAKLAR

1. Meyer, J., M. Cattani-Lorente, and V. Dupuis, *Compomers: between glass-ionomer cements and composites*. *Biomaterials*, 1998. 19(6): p. 529-539.
2. Anand, V.S. and V. Balasubramanian, *Effect of resin chemistry on depth of cure and cytotoxicity of dental resin composites*. *Materials Science and Engineering: B*, 2014. 181: p. 33-38.
3. Asmussen, E. and A. Peutzfeldt, *Light-emitting diode curing: Influence on selected properties of resin composites*. *Quintessence International*, 2003. 34(1).
4. Cadenaro, M., et al., *Degree of conversion and permeability of dental adhesives*. *European journal of oral sciences*, 2005. 113(6): p. 525-530.
5. Söderholm, K.-J. and A. Mariotti, *BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe?* *The Journal of the American Dental Association*, 1999. 130(2): p. 201-209.
6. Al-Hiyasat, A., H. Darmani, and M. Milhem, *Cytotoxicity evaluation of dental resin composites and their flowable derivatives*. *Clinical oral investigations*, 2005. 9(1): p. 21-25.
7. Atkinson, J.C., et al., *Stability of bisphenol A, triethylene-glycol dimethacrylate, and bisphenol A dimethacrylate in whole saliva*. *Dental Materials*, 2002. 18(2): p. 128-135.
8. Mesu, F., *Degradation of luting cements measured in vitro*. *Journal of dental research*, 1982. 61(5): p. 665-672.
9. Donovan, T. and G. Cho, *Contemporary evaluation of dental cements*. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 1999. 20(3): p. 197-9, 202-8, 210 passim; quiz 220.
10. Oilo, G., *Luting cements: a review and comparison*. *International dental journal*, 1991. 41(2): p. 81-88.
11. Lia, Z.C. and S.N. White, *Mechanical properties of dental luting cements*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999. 81(5): p. 597-609.
12. McLean, J.W., J. Nicholson, and A. Wilson, *Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials*. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 1994. 25(9): p. 587.
13. Ruse, N.D., *What is a "compomer"?* *J Can Dent Assoc*, 1999. 65(9): p. 500-4.

14. Eliades, G., A. Kakaboura, and G. Palaghias, *Acid–base reaction and fluoride release profiles in visible light-cured polyacid-modified composite restoratives (compomers)*. Dental Materials, 1998. 14(1): p. 57-63.
15. Nicholson, J.W., *Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry*. Dental materials, 2007. 23(5): p. 615-622.
16. Schneider, B., et al., *Dentin shear bond strength of compomers and composites*. Dental Materials, 2000. 16(1): p. 15-19.
17. Hes, K., S. Leung, and S. Wei, *Resin-ionomer restorative materials for children: A review*. Australian dental journal, 1999. 44(1): p. 1-11.
18. Xie, H., et al., *Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement*. Australian dental journal, 2008. 53(4): p. 325-331.
19. Geurtsen, W., G. Leyhausen, and F. Garcia-Godoy, *Effect of storage media on the fluoride release and surface microhardness of four polyacid-modified composite resins (“compomers”)*. Dental materials, 1999. 15(3): p. 196-201.
20. Cehreli, Z. and N. Altay, *Three-year clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite in minimally-invasive occlusal cavities*. Journal of dentistry, 2000. 28(2): p. 117-122.
21. Wiegand, A., W. Buchalla, and T. Attin, *Review on fluoride-releasing restorative materials—fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation*. dental materials, 2007. 23(3): p. 343-362.
22. Van Landuyt, K.L., et al., *Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives*. Biomaterials, 2007. 28(26): p. 3757-3785.
23. Çökeliler, D., *Polimer Kimyası*. Başkent üniversitesi, 2010.
24. Saçak, M., *Polimer Kimyası*. Gazi Kitabevi, 2002.
25. Altunsoy, M., *Farklı sürelerde polimerize edilen adeziv sistemlerin yapılarından salınan artık monomer miktarının araştırılması*. 2012, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
26. Görgeç, V.A., *Farklı renklere sahip kompozitlerin polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının incelenmesi*. 2014, İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Malatya.
27. O'Brien, W.J., *Dental materials and their selection*, 2002. Quintessence.

28. Paul, S., et al., *Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins*. Journal of Dentistry, 1999. 27(3): p. 209-214.
29. Botsalı, M.S., *Rezin Esaslı Fissür Örtücülerin Farklı Işık Kaynakları Le Polimerizasyonu Sonrasında Açığa Çıkan Artık Monomer Miktarının, Yüzey Sertliğinin Ve Bağlanma Dayanımının Arastırılması*. 2008, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Konya.
30. Dayangaç, B., *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. 2000, Ankara: Güneş Kitabevi. 15-19.
31. Özel E, S.M., *LED Işık Kaynakları*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 13(3): p. 13-17.
32. ALTUN, C., *Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler*. Gülhane Tıp Dergisi, 2005. 47(1): p. 77-82.
33. Mills, R., K. Jandt, and S. Ashworth, *Restorative Dentistry: Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology*. British dental journal, 1999. 186(8): p. 388-391.
34. Fortin, D. and M.A. Vargas, *The spectrum of composites: new techniques and materials*. The Journal of the American Dental Association, 2000. 131: p. 26S-30S.
35. Uhl, A., B.W. Sigusch, and K.D. Jandt, *Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials*. Dental Materials, 2004. 20(1): p. 80-87.
36. Nicholson, J.W. and T.P. Croll, *Glass-ionomer cements in restorative dentistry*. Quintessence International, 1997. 28(11).
37. Kömürcüoğlu, E., *Üç değişik rezin esaslı fissür örtücünün polimerizasyonu sonucu ortaya çıkan artık monomeri uzaklaştırma yöntemlerinin incelenmesi*. 2002, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
38. Altıntaş, S.H., *Farklı Rezin Simanların Artık Monomer Salınımının İn Vitro Şartlarda İncelenmesi*. 2007, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
39. Kenneth, J.A. and W. Anusavice, *Phillips' science of dental materials*. Saunders Company Philadelphia, Pennsylvania, 1996.
40. Schmalz, G., *The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials*. European journal of oral sciences, 1998. 106(2p2): p. 696-706.
41. Geurtsen, W., *Biocompatibility of resin-modified filling materials*. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine, 2000. 11(3): p. 333-355.

42. Goossens, A., *Contact allergic reactions on the eyes and eyelids*. Bulletin de la Société belge d'ophtalmologie, 2004. 292: p. 11-18.
43. Kehe, K., et al., *Cytotoxicity of dental composite components and mercury compounds in pulmonary cells*. Biomaterials, 2001. 22(4): p. 317-322.
44. Wada, H., et al., *In vitro estrogenicity of resin composites*. Journal of dental research, 2004. 83(3): p. 222-226.
45. Schafer, T.E., et al., *Estrogenicity of bisphenol A and bisphenol A dimethacrylate in vitro*. Journal of biomedical materials research, 1999. 45(3): p. 192-197.
46. Hanks, C., et al., *Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts*. Journal of dental research, 1991. 70(11): p. 1450-1455.
47. Majno, G. and I. Joris, *Apoptosis, oncosis, and necrosis. An overview of cell death*. The American journal of pathology, 1995. 146(1): p. 3.
48. Kanerva, L., *Cross-reactions of multifunctional methacrylates and acrylates*. Acta Odontologica Scandinavica, 2001. 59(5): p. 320-329.
49. Ferracane, J., H. Matsumoto, and T. Okabe, *Time-dependent deformation of composite resins—compositional considerations*. Journal of dental research, 1985. 64(11): p. 1332-1336.
50. Moszner, N. and U. Salz, *New developments of polymeric dental composites*. Progress in polymer science, 2001. 26(4): p. 535-576.
51. Sideridou, I.D. and D.S. Achilias, *Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC*. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2005. 74(1): p. 617-626.
52. Yoshii, E., *Cytotoxic effects of acrylates and methacrylates: relationships of monomer structures and cytotoxicity*. Journal of biomedical materials research, 1997. 37(4): p. 517-524.
53. Geurtsen, W., *Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements*. European journal of oral sciences, 1998. 106(2p2): p. 687-695.
54. Schweikl, H., G. Spagnuolo, and G. Schmalz, *Genetic and cellular toxicology of dental resin monomers*. Journal of dental research, 2006. 85(10): p. 870-877.

55. Mohsen, N., R.G. Craig, and C. Hanks, *Cytotoxicity of urethane dimethacrylate composites before and after aging and leaching*. 1998.
56. Geurtsen, W., et al., *Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures*. Journal of biomedical materials research, 1998. 41(3): p. 474-480.
57. Komurcuoglu, E., S. Olmez, and N. Vural, *Evaluation of residual monomer elimination methods in three different fissure sealants in vitro*. Journal of oral rehabilitation, 2005. 32(2): p. 116-121.
58. Lindström, M., et al., *Dentist's occupational asthma, rhinoconjunctivitis, and allergic contact dermatitis from methacrylates*. Allergy, 2002. 57(6): p. 543-545.
59. Arenholt-Bindslev, D., et al., *Time-related bisphenol-A content and estrogenic activity in saliva samples collected in relation to placement of fissure sealants*. Clinical oral investigations, 1999. 3(3): p. 120-125.
60. Timms, B.G., et al., *Estrogenic chemicals in plastic and oral contraceptives disrupt development of the fetal mouse prostate and urethra*. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 2005. 102(19): p. 7014-7019.
61. Sasco, A.J., *Epidemiology of breast cancer: an environmental disease?* Apmis, 2001. 109(S103): p. S80-S92.
62. Vom Saal, F.S., et al., *Prostate enlargement in mice due to fetal exposure to low doses of estradiol or diethylstilbestrol and opposite effects at high doses*. Proceedings of the National Academy of Sciences, 1997. 94(5): p. 2056-2061.
63. Palanza, P.L., et al., *Exposure to a low dose of bisphenol A during fetal life or in adulthood alters maternal behavior in mice*. Environmental health perspectives, 2002. 110(Suppl 3): p. 415.
64. Alonso, M., et al., *The estrogenic effect of bisphenol-A disrupts the pancreatic β -cell function in vivo and induces insulin resistance*. Environ. Health Perspect, 2006. 114: p. 106-112.
65. Ooe, H., et al., *Induction of reactive oxygen species by bisphenol A and abrogation of bisphenol A-induced cell injury by DJ-1*. Toxicological Sciences, 2005. 88(1): p. 114-126.
66. Darmani, H. and A.S. Al-Hiyasat, *The effects of BIS-GMA and TEG-DMA on female mouse fertility*. Dental Materials, 2006. 22(4): p. 353-358.

67. Huff, J., *Carcinogenicity of bisphenol-A in Fischer rats and B6C3F1 mice*. *Odontology*, 2001. 89(1): p. 0012-0020.
68. Lehmann, F., et al., *Comparative cell culture studies of the cytotoxicity of composite resin components*. *DEUTSCHE ZAHNARZTLICHE ZEITSCHRIFT*, 1993. 48: p. 651-651.
69. Theilig, C., et al., *Effects of BisGMA and TEGDMA on proliferation, migration, and tenascin expression of human fibroblasts and keratinocytes*. *Journal of biomedical materials research*, 2000. 53(6): p. 632-639.
70. Kostoryz, E., et al., *Effects of dental resins on TNF- α -induced ICAM-1 expression in endothelial cells*. *Journal of dental research*, 2001. 80(9): p. 1789-1792.
71. Engelmann, J., et al., *Effects of BisGMA on glutathione metabolism and apoptosis in human gingival fibroblasts in vitro*. *Biomaterials*, 2004. 25(19): p. 4573-4580.
72. Lind, P.O., *Oral lichenoid reactions related to composite restorations: preliminary report*. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1988. 46(1): p. 63-65.
73. Altintas, S.H. and A. Usumez, *Evaluation of monomer leaching from a dual cured resin cement*. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2008. 86(2): p. 523-529.
74. Tabatabaee, M.H., et al., *HPLC analysis of eluted monomers from two composite resins cured with LED and halogen curing lights*. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2009. 88(1): p. 191-196.
75. Peutzfeldt, A., *Resin composites in dentistry: the monomer systems*. *European journal of oral sciences*, 1997. 105(2): p. 97-116.
76. de Carvalho Cardoso, P., et al., *Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths*. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2005. 7(2).
77. Üşümez, S., et al., *Degree of conversion of two lingual retainer adhesives cured with different light sources*. *The European Journal of Orthodontics*, 2005. 27(2): p. 173-179.
78. Stansbury, J. and S. Dickens, *Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy*. *Dental Materials*, 2001. 17(1): p. 71-79.
79. Holmes, R.G., et al., *Effect of solvent type and content on monomer conversion of a model resin system as a thin film*. *dental materials*, 2007. 23(12): p. 1506-1512.

80. Rueggeberg, F. and D. Margeson, *The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system*. Journal of Dental Research, 1990. 69(10): p. 1652-1658.
81. Nunes, T.G., et al., *Spatially resolved photopolymerization kinetics and oxygen inhibition in dental adhesives*. Biomaterials, 2005. 26(14): p. 1809-1817.
82. Örtengren, U., et al., *Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment*. Journal of oral rehabilitation, 2001. 28(12): p. 1106-1115.
83. Moharamzadeh, K., et al., *HPLC analysis of components released from dental composites with different resin compositions using different extraction media*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2007. 18(1): p. 133-137.
84. Kupiec, T., *Quality-control analytical methods: High-performance liquid chromatography*. International journal of pharmaceutical compounding, 2004. 8: p. 223-227.
85. Baydır, A., *Termal siklus test protokolünde belirtilen alt ve üst sıcaklık sınır değerlerinin in vivo ölçümü*. 2010, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Isparta.
86. DeLong, R. and W.H. Douglas, *An artificial oral environment for testing dental materials*. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 1991. 38(4): p. 339-345.
87. Sund-Levander, M., C. Forsberg, and L.K. Wahren, *Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic literature review*. Scandinavian journal of caring sciences, 2002. 16(2): p. 122-128.
88. Green, B.G., *Oral perception of the temperature of liquids*. Perception & psychophysics, 1986. 39(1): p. 19-24.
89. Helvatjoglu-Antoniades, M., et al., *The effect of pulse activation on microleakage of a 'packable' composite resin and two 'ormocers'*. Journal of oral rehabilitation, 2004. 31(11): p. 1068-1074.
90. Rossomando, K.J. and S.L. Wendt, *Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations*. Dental Materials, 1995. 11(1): p. 47-51.
91. Palmer, D., M. Barco, and E. Billy, *Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids*. The Journal of prosthetic dentistry, 1992. 67(3): p. 325-327.

92. De Munck, J.d., et al., *A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results*. Journal of dental research, 2005. 84(2): p. 118-132.
93. Tezvergil, A., L. Lassila, and P. Vallittu, *The shear bond strength of bidirectional and random-oriented fibre-reinforced composite to tooth structure*. Journal of dentistry, 2005. 33(6): p. 509-516.
94. Gale, M. and B. Darvell, *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations*. Journal of dentistry, 1999. 27(2): p. 89-99.
95. Fricker, J.P., *A 12-month clinical comparison of resin-modified light-activated adhesives for the cementation of orthodontic molar bands*. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 1997. 112(3): p. 239-243.
96. Schmalz, G. and D. Arenholt-Bindslev, *Biocompatibility of dental materials*. Vol. 1. 2009: Springer.
97. Aggarwal, M., T.F. Foley, and D. Rix, *A comparison of shear-peel band strengths of 5 orthodontic cements*. The Angle Orthodontist, 2000. 70(4): p. 308-316.
98. Mennemeyer, V.A., P. Neuman, and J.M. Powers, *Bonding of hybrid ionomers and resin cements to modified orthodontic band materials*. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 1999. 115(2): p. 143-147.
99. Millett, D., et al., *A clinical retrospective evaluation of 2 orthodontic band cements*. The Angle Orthodontist, 2001. 71(6): p. 470-476.
100. Humphrey, S.P. and R.T. Williamson, *A review of saliva: normal composition, flow, and function*. The Journal of prosthetic dentistry, 2001. 85(2): p. 162-169.
101. Price, R.B., C.A. Felix, and P. Andreou, *Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights*. Biomaterials, 2005. 26(15): p. 2631-2641.
102. Küçükeşmen, Ç., et al., *Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen kompozit, kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer siman materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük düzeylerinin incelenmesi*. SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi, 2007. 14(2).
103. Soares, G.P., et al., *Effect of light polymerization time, mode, and thermal and mechanical load cycling on microleakage in resin composite restorations*. Lasers in medical science, 2014. 29(2): p. 545-550.
104. McLean, J. and A. Wilson, *Butt joint versus bevelled gold margin in metalceramic crowns*. Journal of biomedical materials research, 1980. 14(3): p. 239-250.

105. Stahl, F., et al., *Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential*. *Biomaterials*, 2000. 21(13): p. 1379-1385.
106. Cook, W.D., *Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites*. *Journal of Dental Research*, 1980. 59(5): p. 800-808.
107. DeWald, J. and J. Ferracane, *A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites*. *Journal of Dental Research*, 1987. 66(3): p. 727-730.
108. Bala, O., M.B. Üçtaşlı, and H.D. Arısu, *Kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliği üzerine farklı polimerizasyon teknikleri ve rengin etkileri*. *Acta Odontologica Turcica*, 2008. 25(3): p. 7.
109. Namura, Y., T. Tsuruoka, and N. Shimizu, *Effects of different sizes of occlusal metal on curing depth of light-cured orthodontic band cement*. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2006. 129(2): p. 175. e1-175. e5.
110. Brodbelt, R., et al., *Translucency of human dental enamel*. *Journal of Dental Research*, 1981. 60(10): p. 1749-1753.
111. ISO, E., *4049 Dentistry-Polymer-based filling, restorative and luting materials*. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 2000.
112. Turbino, M.L., et al., *Argon ion laser curing depth effect on a composite resin*. *Lasers in medical science*, 2011. 26(4): p. 421-425.
113. Hofmann, N., et al., *Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs. standard or soft-start halogen light irradiation*. *Journal of dentistry*, 2002. 30(5): p. 223-232.
114. Lindberg, A., A. Peutzfeldt, and J.W. van Dijken, *Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure*. *Clinical oral investigations*, 2005. 9(2): p. 71-76.
115. Chang, M.-H., et al., *Light emitting diodes reliability review*. *Microelectronics Reliability*, 2012. 52(5): p. 762-782.
116. Yaman, B.C., et al., *The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins*. *Journal of Conservative Dentistry*, 2011. 14(2): p. 136.

117. Uhl, A., R.W. Mills, and K.D. Jandt, *Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units*. *Biomaterials*, 2003. 24(10): p. 1787-1795.
118. Hofmann, N., B. Hugo, and B. Klaiber, *Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness*. *European journal of oral sciences*, 2002. 110(6): p. 471-479.
119. Ernst, C.-P., et al., *Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7 mm*. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2004. 6(2).
120. Müller, H., S. Olsson, and K.J. Söderholm, *The effect of comonomer composition, silane heating, and filler type on aqueous TEGDMA leachability in model resin composites*. *European journal of oral sciences*, 1997. 105(4): p. 362-365.
121. Noda, M., H. Komatsu, and H. Sano, *HPLC analysis of dental resin composites components*. *Journal of biomedical materials research*, 1999. 47(3): p. 374-378.
122. Viljanen, E.K., et al., *Analysis of residual monomers in dendritic methacrylate copolymers and composites by HPLC and headspace-GC/MS*. *dental materials*, 2006. 22(9): p. 845-851.
123. Ruyter, I., *Physical and chemical aspects related to substances released from polymer materials in an aqueous environment*. *Advances in Dental Research*, 1995. 9(4): p. 344-347.
124. Hamid, A. and W.R. Hume, *A study of component release from resin pit and fissure sealants in vitro*. *Dental Materials*, 1997. 13(2): p. 98-102.
125. Nathanson, D., et al., *In vitro elution of leachable components from dental sealants*. *The Journal of the American Dental Association*, 1997. 128(11): p. 1517-1523.
126. Munksgaard, E.C., A. Peutzfeldt, and E. Asmussen, *Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light*. *European journal of oral sciences*, 2000. 108(4): p. 341-345.
127. Guzzetta, A., *Reverse phase HPLC basics for LC/MS*. Ionsource (Last updated March 10, 2006) <http://www.ionsource.com/tutorial/chromatography/rphplc.htm> (Accessed April 20, 2006), 2011.
128. Olea, N., et al., *Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry*. *Environmental Health Perspectives*, 1996. 104(3): p. 298.

129. Eliades, T., et al., *Polymerization efficiency of chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives: degree of cure*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1995. 108(3): p. 294-301.
130. Wu, W. and J. McKinney, *Influence of chemicals on wear of dental composites*. Journal of Dental Research, 1982. 61(10): p. 1180-1183.
131. Ferracane, J. and J. Condon, *Rate of elution of leachable components from composite*. Dental Materials, 1990. 6(4): p. 282-287.
132. Thompson, L., E. Miller, and W. Bowles, *Materials Science Leaching of Unpolymerized Materials from Orthodontic Bonding Resin*. Journal of dental research, 1982. 61(8): p. 989-992.
133. Lee, S.-Y., E.H. Greener, and D.L. Menis, *Detection of leached moieties from dental composites in fluid simulating food and saliva*. Dental Materials, 1995. 11(5): p. 348-353.
134. Kawahara, T., et al., *Leachability of plasticizer and residual monomer from commercial temporary restorative resins*. Journal of dentistry, 2004. 32(4): p. 277-283.
135. Miletic, V., A. Santini, and I. Trkulja, *Quantification of monomer elution and carbon-carbon double bonds in dental adhesive systems using HPLC and micro-Raman spectroscopy*. Journal of dentistry, 2009. 37(3): p. 177-184.
136. Ferracane, J., *Elution of leachable components from composites*. Journal of oral rehabilitation, 1994. 21(4): p. 441-452.
137. Sideridou, I., et al., *Water sorption characteristics of light-cured dental resins and composites based on Bis-EMA/PCDMA*. Biomaterials, 2004. 25(2): p. 367-376.
138. Ak, A.T., et al., *Monomer release from resin based dental materials cured with LED and halogen lights*. Eur J Dent, 2010. 4(34): p. e40.
139. Palmer, G., H. Anstice, and G. Pearson, *The effect of curing regime on the release of hydroxyethyl methacrylate (HEMA) from resin-modified glass-ionomer cements*. Journal of dentistry, 1999. 27(4): p. 303-311.
140. Mair, L., *Surface permeability and degradation of dental composites resulting from oral temperature changes*. Dental Materials, 1989. 5(4): p. 247-255.
141. Heil, J., et al., *Genotoxicity of dental materials*. Mutation Research/Genetic Toxicology, 1996. 368(3): p. 181-194.

142. Schwengberg, S., et al., *In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials*. Journal of dentistry, 2005. 33(1): p. 49-55.
143. Ratanasathien, S., et al., *Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts*. Journal of Dental Research, 1995. 74(9): p. 1602-1606.
144. Breinholt, V. and J.C. Larsen, *Detection of weak estrogenic flavonoids using a recombinant yeast strain and a modified MCF7 cell proliferation assay*. Chemical research in toxicology, 1998. 11(6): p. 622-629.
145. Tarumi, H., et al., *Estrogenicity of fissure sealants and adhesive resins determined by reporter gene assay*. Journal of dental research, 2000. 79(11): p. 1838-1843.
146. Kloukos, D., N. Pandis, and T. Eliades, *In vivo bisphenol-A release from dental pit and fissure sealants: a systematic review*. Journal of dentistry, 2013. 41(8): p. 659-667.
147. Hensten-Pettersen, A. and N. Jacobsen, *Perceived side effects of biomaterials in prosthetic dentistry*. The Journal of prosthetic dentistry, 1991. 65(1): p. 138-144.
148. Kallus, T. and I.A. Mjör, *Incidence of adverse effects of dental materials*. European Journal of Oral Sciences, 1991. 99(3): p. 236-240.
149. Nabeta, S., et al. *TEGDMA release into aqueous-solution and through dentin-survey of 5 compozite resins*. in *Journal of dental research*. 1994. Amer assoch dental research 1619 duke st, Alexandria, VA 22314.
150. Bouillaguet, S., et al., *In vitro cytotoxicity and dentin permeability of HEMA*. Journal of endodontics, 1996. 22(5): p. 244-248.
151. Gerzina, T. and W. Hume, *Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro*. Journal of dentistry, 1996. 24(1): p. 125-128.
152. Noda, M., et al., *Components of dentinal adhesives modulate heat shock protein 72 expression in heat-stressed THP-1 human monocytes at sublethal concentrations*. Journal of dental research, 2002. 81(4): p. 265-269.
153. Schweikl, H., et al., *Inhibition of TEGDMA and HEMA-induced genotoxicity and cell cycle arrest by N-acetylcysteine*. dental materials, 2007. 23(6): p. 688-695.
154. Ramilo, G., et al., *Cytotoxic effects of BADGE (bisphenol A diglycidyl ether) and BFDGE (bisphenol F diglycidyl ether) on Caco-2 cells in vitro*. Archives of toxicology, 2006. 80(11): p. 748-755.

ÖZGEÇMİŞ

1977 yılında Diyarbakır'da doğdum. İlk öğrenimime İnönü İlkokulu'nda başlayıp, Orta öğrenimimi de Gazi Ortaokulu'nda tamamladım. Fatih Lisesi'ndeki eğitimimin ardından 1996 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde başladığım üniversite eğitimimi 2001 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde tamamladım. 2002-2003 yılları arasında Diyarbakır 8. Ana Jet Üs Komutanlığında vatani görevimi asteğmen olarak yaptım. 2011 yılına kadar serbest dişhekimi olarak çalıştıktan sonra 2012 yılında Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Hala aynı anabilim dalında uzmanlık öğrencisi olarak görev yapmaktayım.

