



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**YENİ NESİL LED IŞIK CİHAZLARININ
FOTOPOLİMERİZASYON ETKİNLİĞİNİN İNCELENMESİ**

Arş. Gör. Dt. MERVE YÜCEL

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK EĞİTİMİ BİTİRME TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. DİLEK TAĞTEKİN

İSTANBUL-2019

TEZ ONAYI



Diş Hekimliği
Fakültesi

TEZ SONUÇ BİLDİRME FORMU

EK 4A

| | |
|---------------------|---|
| Adı Soyadı | Merve YÜCEL |
| Anabilim/Bilim Dalı | Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı |
| Tez Başlığı | Yeni Nesil LED Işık Cihazlarının Fotopolimerizasyon Etkinliğinin İncelenmesi |
| Sınav Tarihi | 30/05/2019 |

Yukarıda adı geçen uzmanlık öğrencisi tez savunma sınavında başarılı bulunmuş ve uzmanlık bitirme sınavına girmeye hak kazanmıştır.

Prof. Dr. Dilek TAĞTEKİN
(İmza)

Prof. Dr. Funda YANIKOĞLU (İmza) Doç. Dr. Funda ÖZTÜRK DOĞKURT (İmza)

BEYAN

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

MERVE YÜCEL

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini ve yardımlarını benden esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Dilek TAĞTEKİNE'e,

Akademik hayatım süresince bana her konuda samimi desteğini sunan hocam Prof. Dr. Funda YANIKOĞLU'na,

Eğitimim boyunca desteklerini her zaman hissettiğim Doç. Dr. Pınar YILMAZ ATALI, Dr. Öğr. Üyesi Bora KORKUT ve Dr. Öğr. Üyesi Gülçin BİLGİN GÖÇMEN'e,

Eğitimime katkılarından dolayı Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri, Prof. Dr. Cafer TÜRKMEN, Prof. Dr. F. Bülent TOPBAŞI, Prof. Dr. Nevin KARTAL, Prof. Dr. Z. Hale CİMİLLİ ve Doç. Dr. Bilge TARÇIN'a,

Tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Dr. Can ILGIN'a

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda beraber çalıştığım asistan arkadaşlarıma ve her zaman yanımda hissettiğim Arş. Gör Dt. Ezgi TÜTER, Arş. Gör. Dt. Gökhan DOKUMACIGİL, Arş. Gör. Dt. Ezgi GÜNSEL KESİMLİ ve Arş. Gör Dt. Merve ŞEKER'e

Bu günlere gelmemde çok büyük katkıları olan, varlıklarıyla her zaman destek olan ve tüm eğitim hayatım boyunca her konuda benim yanımda olan kıymetli aileme teşekkür ederim.

Bu tez Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Komisyonu Başkanlığı Tarafından SAG-C-DUP-130319-0092 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|-----|
| TEZ ONAYI..... | ii |
| BEYAN..... | iii |
| TEŞEKKÜR..... | iv |
| İÇİNDEKİLER..... | v |
| KISALTMALAR ve SİMGELER..... | ix |
| ŞEKİL, RESİM ve TABLOLAR..... | xii |
| ÖZET..... | 1 |
| SUMMARY..... | 2 |
| 1. GİRİŞ ve AMAÇ..... | 3 |
| 2. GENEL BİLGİLER..... | 5 |
| 2.1. Kompozit Resinler..... | 5 |
| 2.1.1. Kompozit resinlerin yapısı..... | 5 |
| 2.1.1.1. Organik matriks..... | 5 |
| 2.1.1.2. İnorganik doldurucular..... | 7 |
| 2.1.1.3. Ara faz..... | 7 |
| 2.1.2. Kompozit resinlerin sınıflandırılması..... | 8 |
| 2.1.2.1. İnorganik partikül boyutuna göre sınıflandırılması..... | 8 |
| 2.1.2.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılması..... | 8 |
| 2.1.2.3. Viskozitelerine göre sınıflandırılması..... | 9 |
| 2.1.3. Farklı özellikteki kompozit resinler..... | 10 |
| 2.1.3.1. Ormoserler..... | 10 |
| 2.1.3.2. Siloranlar..... | 10 |
| 2.1.3.3. Bulk fill kompozitler..... | 11 |
| 2.1.3.4. Nanokompozitler..... | 12 |

| | |
|--|----|
| 2.2. Polimerizasyon | 13 |
| 2.2.1. Polimerizasyon tipleri..... | 13 |
| 2.2.1.1. Kondenzasyon polimerizasyon..... | 13 |
| 2.2.1.2. İlave (Katılma) polimerizasyon | 13 |
| 2.2.2. Polimerizasyon aşamaları | 14 |
| 2.3. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları..... | 15 |
| 2.3.1. Kuartz tungsten halojenler (QTH)..... | 16 |
| 2.3.2. Işık yayan diyotlar (Light emitting diode, LED) | 17 |
| 2.3.3. Plazma arklar (PAC)..... | 19 |
| 2.3.4. Lazerler | 19 |
| 2.4. Direkt Polimerizasyon Teknikleri..... | 20 |
| 2.4.1. Standart polimerizasyon | 20 |
| 2.4.2. Soft-start polimerizasyon..... | 20 |
| 2.5. Konversiyon Derecesi (Degree of Conversion, DC) | 21 |
| 2.5.1. Konversiyon derecesini belirleme yöntemleri | 21 |
| 2.5.1.1. FTIR spektroskopisi ile konversiyon derecesi belirleme | 22 |
| 2.5.1.2. Yüzey sertlik ölçümü ile konversiyon derecesi belirleme | 25 |
| 2.6. Polimerizasyon Derinliği (Depth of Cure, DOC)..... | 26 |
| 2.7. Polimerizasyon Büzülmesi | 27 |
| 2.7.1. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler | 28 |
| 2.7.1.1. Kompozit resinin doldurucu içeriği | 28 |
| 2.7.1.2. Monomerin kimyasal yapısı | 28 |
| 2.7.1.3. Kavite şekli ve restorasyonu..... | 28 |
| 2.7.1.4. Işık cihazı ile ilgili faktörler | 30 |
| 2.7.2. Mikrosızıntı..... | 30 |
| 2.7.2.1. Boya penetrasyon yöntemi | 31 |

| | |
|--|----|
| 2.8. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri | 31 |
| 2.8.1. Termal siklus ile yaşlandırma | 32 |
| 3. GEREÇ ve YÖNTEM..... | 33 |
| 3.1. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları | 35 |
| 3.1.1. SmartLite Focus (Dentsply, ABD)..... | 35 |
| 3.1.2. Led.E (Woodpecker, Çin)..... | 36 |
| 3.1.3. Valo Cordless (Ultradent, ABD)..... | 36 |
| 3.1.4. Bluephase N (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) | 37 |
| 3.1.5. D-Light Pro (GC, ABD) | 38 |
| 3.2. Çalışmada Kullanılan Kompozit Rezinler | 38 |
| 3.2.1. Ceram.x SphereTEC one universal A2 (Dentsply, Almanya)..... | 38 |
| 3.2.2. SDR flow+ A2 (Dentsply, Almanya)..... | 39 |
| 3.3. Çalışmada Kullanılan Adeziv..... | 39 |
| 3.4. Birinci Bölüm | 40 |
| 3.4.1. Örneklerin hazırlanması..... | 40 |
| 3.4.1.1. FTIR analizi için örneklerin hazırlanması..... | 40 |
| 3.4.1.2. Mikrosertlik analizi için örneklerin hazırlanması..... | 42 |
| 3.4.2. Örneklerin konversiyon derecesi tespiti için FTIR ve mikrosertlik analizlerinin yapılması | 45 |
| 3.4.2.1. Örneklerin FTIR analizlerinin yapılması | 45 |
| 3.4.2.2. Örneklerin mikrosertlik ölçümlerinin yapılması | 46 |
| 3.5. İkinci Bölüm..... | 48 |
| 3.5.1. Örneklerin hazırlanması..... | 48 |
| 3.5.2. Kavitelelerin restorasyonu | 50 |
| 3.5.3. Termal siklus ile yaşlandırma | 54 |
| 3.5.4. Mikrosızıntının skorlanması | 55 |

| | |
|--|-----|
| 3.6. İstatistiksel Analiz | 56 |
| 4. BULGULAR..... | 57 |
| 4.1. Çalışmanın Birinci Bölümüne Ait Bulgular..... | 57 |
| 4.1.1. FTIR analizi sonuçları | 57 |
| 4.1.2. Mikrosertlik analizi sonuçları | 59 |
| 4.2.2.1. Üst yüzey mikrosertlik ölçümleri | 59 |
| 4.2.2.2. Alt yüzey mikrosertlik ölçümleri..... | 61 |
| 4.2.2.3. Alt/Üst yüzey sertlik oranlarının analizi | 64 |
| 4.2. Çalışmanın İkinci Bölümüne Ait Bulgular | 67 |
| 4.2.1. Mikrosızıntı analizleri | 67 |
| 5. TARTIŞMA ve SONUÇ | 75 |
| 6. KAYNAKLAR | 92 |
| 7. EKLER | 110 |
| 7.1. Etik Kurul Onayı | 110 |
| 8. ÖZGEÇMİŞ..... | 111 |

KISALTMALAR ve SİMGELER

°C: Santigrat derece

µm: Mikrometre

Bis-GMA: Bisfenol-A glisildimetakrilat

BN: Bluephase N

cm²: Santimetrekare

CQ: Kamforokinon

CX: Ceram.x

DC: Degree of conversion

DL: D-Light Pro

DOC: Depth of cure

DTA: Different thermal analysis

EDMA: Etilen glikol dimetakrilat

EDMAB: N-dimetil-4-aminobenzoat

EPR: Electron Paramagnetic Resonance

FTIR: Fourier Transform Infrared

gr: Gram

grf: Gram kuvvet

IR: Infrared Radiation

ISO: International Organization for Standardization

LE: Led.E

MDP: 10-Metakriloksidesil dihidrojen fosfat

MIR: Multiple Internal Reflection

mJ: Millijoule

mm: Milimetre

MMA: Metil metakrilat

MPTS: 3- metakriloksi propil trimetoksi

mW/cm²: Miliwatt/santimetrekare

mW: Miliwat

N: Newton

nm: Nanometre

NMR: Nuclear Magnetic Resonance

p: İstatistiksel anlamlılık düzeyi

PAC: Plazma ark

PENTA: Dipentaeritritol pentakrilat fosfat

PPD: Fenil propanedion

QTH: Kuartz Tungsten Halojen

SDR: Smart Dentin Replacement,

SL: SmartLite Focus

sn: Saniye

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

TPO: Trimetilbenzoil-difenilfosfin oksit

UDMA: Üretan dimetakrilat

UV: Ultraviyole

VC: Valo Cordless

VHN: Vickers Hardness Number



ŞEKİL, RESİM ve TABLOLAR

i. Şekil Listesi

Şekil 2.1. Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA'nın kimyasal formülü

Şekil 2.2. Farklı fotobaşlatıcıların ışık absorpsiyonlarının dalga boyu aralıkları

Şekil. 2.3. Elektrik vektörü dalga boyu

Şekil 2.4. Elektromanyetik spektrum

Şekil 2.5. Vickers sertlik testinde kullanılan 136°'lik açığa piramit şeklinde elmas uç ve malzemede oluşturduğu izin görüntüsü

Şekil 2.6. Farklı tabakalama teknikleri

Şekil 3.1. Çalışmanın akış şeması

Şekil 3.2. Birinci bölümün akış şeması

Şekil 3.3. İkinci bölümün akış şeması

Şekil 3.4. Kullanılan tabakalama yöntemleri

Şekil 4.1. Ceram.x ve SDR kompozitlerinin konversiyon dereceleri karşılaştırması

Şekil 4.2. Işık cihazlarının konversiyon dereceleri karşılaştırması

Şekil 4.3. Ceram.x ve SDR kompozitlerinin üst yüzey mikrosertliklerinin karşılaştırması

Şekil 4.4. Farklı ışık cihazları ile polimerize edilen Ceram.x ve SDR gruplarının üst yüzey mikrosertlik karşılaştırması

Şekil 4.5. Ceram.x ve SDR kompozitlerinin alt yüzey mikrosertliklerinin karşılaştırması

Şekil 4.6. Farklı ışık cihazları ile polimerize edilen Ceram.x gruplarının alt yüzey mikrosertlik karşılaştırması

Şekil 4.7. Farklı ışık cihazları ile polimerize edilen SDR gruplarının alt yüzey mikrosertlik karşılaştırması

Şekil 4.8. Ceram.x ve SDR kompozitlerinin alt/üst yüzey sertlik oranlarının karşılaştırması

Şekil 4.9. Farklı ışık cihazları ile polimerize edilen Ceram.x ve SDR gruplarının alt/üst yüzey sertlik oranlarının karşılaştırması

Şekil 4.10. Farklı tabakalama yöntemleriyle restore edilen örneklerin mikrosızıntı skorlarının karşılaştırması

Şekil 4.11. Farklı ışık cihazlarıyla polimerize edilen örneklerin mikrosızıntı skorlarının karşılaştırması

Şekil 4.12. Okluzal ve gingival bölgedeki mikrosızıntı skorlarının ışık cihazlarına göre karşılaştırması

Şekil 4.13. Okluzal ve gingival bölgedeki mikrosızıntı skorlarının tabakalama yöntemlerine göre karşılaştırması

ii. Resim Listesi

Resim 3.1. SmartLite Focus ışık cihazı

Resim 3.2. Led.E ışık cihazı

Resim 3.3. Valo Cordless ışık cihazı

Resim 3.4. Bluephase N ışık cihazı

Resim 3.5. D-Light Pro ışık cihazı

Resim 3.6. Ceram.x SphereTEC one universal A2 kompozit rezin

Resim 3.7. SDR flow+ A2 bulk fill kompozit rezin

Resim 3.8. Prime&Bond Universal Adeziv

Resim 3.9. Kompozit rezin blokların polimerize edilmesi

Resim 3.10. FTIR analizi için hazırlanan kompozit rezin bloklar

Resim 3.11. Mikrosertlik analizi için hazırlanan kompozit rezin bloklar

Resim 3.12. Kompozit rezin bloklara cila yapılması

Resim 3.13. FTIR spektroskopisi cihazı (FT/IR-4700, Jasco, Japonya)

Resim 3.14. Kompozit rezin blokların toz haline getirildiği havan ve tokmak

Resim 3.15. Vickers mikrosertlik cihazı (HMV-2T, Shimadzu, Japonya)

Resim 3.16. Çekilmiş dişlerin yapay bir premolar dişle komşu olacak şekilde akrile gömülmesi

Resim 3.17. Sınıf II kutu kaviterin açılması

Resim 3.18. Açılan kaviterlerin boyutlarının periodontal sond ile ölçülmesi

Resim 3.19. Kaviterleri restore etmek için bölümlü matris sisteminin yerleştirilmesi

Resim 3.20. Örneklerin cilalanması

Resim 3.21. Termal siklus cihazı (THE-1100, SD Mechatronik, Almanya)

Resim 3.22. Hassas kesim cihazı (IsoMet 1000, Buehler, ABD)

Resim 3.23. Stereomikroskop (Leica MZ 75, Almanya)

Resim 4.1. Gingival bölgede 0 skoru alan örnek (x25 büyütme)

Resim 4.2. Gingival bölgede 1 skoru alan örnek (x25 büyütme)

Resim 4.3. Gingival bölgede 2 skoru alan örnek (x25 büyütme)

Resim 4.4. Gingival bölgede 2 skoru alan örnek (x40 büyütme)

Resim 4.5. Gingival bölgede 3 skoru alan örnek (x25 büyütme)

Resim 4.6. Gingival bölgede 3 skoru alan örnek (x40 büyütme)

Resim 4.7. Okluzal bölgede 0 skoru alan örnek (x25 büyütme)

Resim 4.8. Okluzal bölgede 1 skoru alan örnek (x25 büyütme)

iii. Tablo Listesi

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin inorganik partikül boyutuna göre sınıflandırılması

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan LED ışık cihazları

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler

Tablo 3.3. Mikrosızıntı skora kriterleri

Tablo 4.1. FTIR analizi sonuçları

Tablo 4.2. Örneklerin üst yüzeylerinin Vickers mikrosertlik (HVN, N/nm²) değerleri

Tablo 4.3. Örneklerin alt yüzeylerinin Vickers mikrosertlik (HVN, N/nm²) değerleri

Tablo 4.4. Örneklerin alt/üst yüzey sertlik oranları

Tablo 4.5. Mikrosızıntı skorları

ÖZET

YENİ NESİL LED IŞIK CİHAZLARININ FOTOPOLİMERİZASYON ETKİNLİĞİNİN İNCELENMESİ

Merve Yücel, Dilek Tağtekin, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Amaç: İki farklı kompozit rezini beş farklı LED ışık cihazıyla polimerize ettikten sonra Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi (FTIR) cihazı ve Vickers mikrosertlik cihazı ile konversiyon derecelerini tespit etmektir. Aynı zamanda Sınıf II kutu kavimleri üç farklı tabakalama yöntemi ile restore edip beş farklı LED ışık cihazı ile polimerize ettikten sonra mikrosızıntı değerlerini incelemektir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamız iki ayrı bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde; nanoseramik kompozit rezin (Ceram.x SphereTEC one universal A2, Dentsply, Almanya) ve bulk fill kompozit rezini (SDR flow+ A2, Dentsply, Almanya) beş farklı LED ışık cihazı ile [(Smartlite Focus, Dentsply, ABD), (Led.E, Woodpecker, Çin), (Valo Cordless, Ultradent, ABD), (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn), (D-Light Pro (GC, ABD))] polimerize edilip FTIR analizi ve Vickers mikrosertlik testine tabi tutuldu. FTIR analizi ve mikrosertlik testinin korelasyonu yapıldı. İkinci bölümde; 150 adet çekilmiş alt büyük azı dişlerine Sınıf II kutu kavimler açıldı. Dişler üç farklı tabakalama yöntemi ve beş farklı ışık cihazı ile polimerize edildikten sonra mikrosızıntı analizine tabi tutuldu. İstatistiksel değerlendirme için Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testi kullanıldı. FTIR ve Vickers mikrosertlik analizlerinin korelasyonu için Spearman's korelasyon analizi kullanıldı. Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlendi.

Bulgular: FTIR analizinde SDR bulk fill kompoziti Ceram.x'ten anlamlı derecede yüksek konversiyon derecesi gösterdi ($p < 0,05$). Işık cihazları karşılaştırıldığında; Ceram.x kompozitinin konversiyon derecesi, farklı ışık cihazları kullanımında anlamlı farklılık göstermezken ($p = 0,3005$) SDR kompozitinin konversiyon derecesinde anlamlı farklılıklar bulundu ($p = 0,006$). FTIR analizi ve mikrosertlik analizinde korelasyon bulunamadı ($p > 0,05$). Farklı tabakalama yöntemi ($p = 0,7683$) ve farklı ışık cihazı kullanımı ($p = 0,9075$) mikrosızıntı üzerinde anlamlı farklılık oluşturmadı.

Sonuç: FTIR analizinde SDR bulk fill kompoziti Ceram.x'e göre daha yüksek konversiyon derecesi gösterirken sertlik oranında Ceram.x kompoziti daha yüksek sonuç vermiştir. FTIR analizi ve mikrosertlik testi arasında korelasyon gözlenmemiştir. Farklı tabakalama yöntemi ve farklı ışık cihazı kullanımı mikrosızıntı üzerinde fark oluşturmamıştır.

Anahtar Kelimeler: kompozit rezin, LED ışık cihazı, konversiyon derecesi, mikrosertlik, mikrosızıntı

SUMMARY

EVALUATION OF PHOTOPOLYMERIZATION EFFICIENCY OF NEW GENERATION LED CURING UNITS

Merve Yücel, Dilek Tağtekin, Department of Restorative Dentistry

Aim: The aim of this study was to determine degree of conversion of two composite resins with Fourier transformed infrared spectroscopy (FTIR) device and Vickers microhardness device after polymerizing with five different LED curing units. At the same time was to investigate of microleakage scores of Class II box cavities after restoration with three different layering method and polymerize with five different LED curing units.

Materials and Methods: This study consists of two separate parts. At the first part; after nanoceramic composite resin (Ceram.x SphereTEC one universal A2, Dentsply, Germany) and bulk fill composite resin (SDR flow + A2, Dentsply, Germany) had been polymerized with five different LED curing unites [(Smartlite Focus, Dentsply, USA), (Led.E (Woodpecker, China), (Valo Cordless, Ultradent, USA), (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), (D-Light Pro (GC, USA))] FTIR analysis and Vickers microhardness test were made. Correlation was made of FTIR analysis and micro hardness test. At the second part; Class II box cavities were prepared of 150 extracted lower molar teeth. The teeth were polymerized with three different layering methods and five different curing units and subjected to microleakage analysis. Kruskal Wallis and Mann Whitney U test were used for statistical analysis. Spearman's correlation analysis was used to determine of correlation between FTIR and Vickers microhardness tests. p value less than 0.05 was accepted significance.

Results: At the results of FTIR analysis, SDR bulk fill composite was significantly higher than Ceram.x ($p < 0.05$). Comparing of curing units; while the degree of conversion of Ceram.x composite did not show a significant difference to use of different curing units ($p = 0.3005$), there were significant differences in the degree of conversion of SDR composite ($p = 0.006$). No correlation was found in FTIR analysis and microhardness analysis ($p > 0.05$). Using different layering methods ($p = 0.7683$) and different curing units ($p = 0.9075$) did not show significant differences on microleakage.

Conclusion: In FTIR analysis, SDR bulk fill composite had higher degree of conversion than Ceram.x, whereas Ceram.x composite was higher in hardness. There was no correlation between FTIR analysis and microhardness test. Using different layering methods and different curing units did not make any difference on microleakage.

Keywords: composite resin, LED curing unit, degree of conversion, microhardness, microleakage

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Kompozit rezinler, diş hekimliğinde uzun yıllardan beri amalgamın yerine dişlerin restorasyonu için başarıyla ve yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Lazarchik ve ark., 2007). Kompozit rezinlerin, diş minesini ve dentin ile karşılaştırılabilir mekanik özelliklere sahip olması ve uzun bir ömre sahip olmaları beklenir (Magro ve ark., 2008).

Rezin bazlı kompozit rezinlerdeki gelişmelere rağmen yetersiz polimerizasyon derinliği en önemli dezavantajlarından biridir (Sakaguchi ve ark., 1992). Son yıllarda, yeni bir rezin bazlı kompozit olan bulk fill kompozitler zaman ve maliyet açısından avantaj sağlamıştır (Furness ve ark., 2014). Bulk fill kompozitin avantajı olarak, polimerizasyon bütülmesi, kaviteye adaptasyon ve konversiyon derecesi üzerinde olumsuz bir etki olmadan, tabakalama tekniği yerine kaviteye tek seferde 4 mm'ye kadar yerleştirilebiliyor olmasıdır (Abed ve ark., 2015).

LED (Işık yayan diyot) ışık cihazları günümüzde verimliliği ve maliyet avantajı nedeniyle ışıkla sertleşen materyaller için en çok kullanılan ışık kaynağıdır (Rueggeberg, 2011). İlk çıkan 1. nesil LED ışık cihazları sınırlı ışık yoğunluğuna sahiptir. Daha sonra piyasaya sürülen 2. nesil LED ışık cihazları ise daha yüksek ışık yoğunluğuna ulaşmıştır. Fakat ikisinin de dalga boyu 420- 490 nm ile sınırlıdır. En son olarak tüm fotobaslatıcıları polimerize etme yeteneğine sahip olan 3. nesil LED ışık cihazları piyasaya sürülmüştür (Amato ve ark., 2016).

Polimerizasyon işlemi sırasında polimer zincirlerini oluşturmak için monomerlerde bulunan, çift karbon bağlarının tek karbon bağlarına dönüşümü konversiyon derecesi olarak adlandırılır (Acquaviva ve ark., 2009). Dental kompozitlerin uzun süreli dayanıklılığını sağlamak için, polimerizasyon reaksiyonu sırasında monomerlerinin çoğunun polimere dönüşmesi önemlidir (Galvão ve ark., 2010; Costa ve ark., 2011; Ribeiro ve ark., 2015).

Kullanılan ışık kaynağı, ışık yoğunluğu, dalga boyu, ışık uygulama süresi, ışık cihazının modu, organik matriksin kimyası, inorganik doldurucuların oranı ve türü,

fotobaşlatıcının türü ve kompozit rezinin rengi gibi birçok faktör konversiyon derecesini etkiler (Abed ve ark., 2015).

Polimerizasyon büzülmesi kompozit rezinlerin en büyük problemlerinden biridir (Lambrechts ve ark., 1987). Kompozitin polimerizasyonu sırasında yaklaşık %1-5 arası hacim değişikliği meydana gelir (Yap ve ark., 2002a).

Mikrosızıntı kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesinin kaçınılmaz sonucudur ve bazı çalışmalarda büzülme sitresleri ve mikrosızıntı arasında korelasyon olduğu bildirilmiştir (Hannig ve Friedrichs, 2001; Calheiros ve ark., 2004).

Bu çalışmanın hipotezi; “3. nesil LED ışık cihazları 2. nesil LED ışık cihazlarına göre daha iyi polimerizasyon etkinliği gösterir” ve “Sınıf II kutu kavitelere kompozitin uygulama yöntemi mikrosızıntı üzerinde etkilidir” olarak belirlenmiştir.

Bu çalışmanın amacı; ışık cihazlarının polimerizasyon etkinliğini belirlemek için, farklı kompozit rezinleri LED ışık cihazlarıyla polimerizasyonu sonrası konversiyon derecelerini karşılaştırmaktır. Aynı zamanda Sınıf II kutu kaviteleleri LED ışık cihazları kullanarak farklı tabakalama yöntemi ile restorasyonu sonrası mikrosızıntı değerlerini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Reziner

Kompozit rezinerler farklı yapıya sahip iki ya da daha fazla materyalin birleştirilmesi ile elde edilen ürünlerdir (Gladwin ve Bagby, 2004). 1955 yılında Buonocore, akrilik rezinlerin mine yüzeyine adezyonunu güçlendirmek için asitle pürüzlendirme kavramını ortaya koyduktan sonra (Buonocore, 1955), 1962 yılında Bowen, silika partikülleri ile güçlendirilmiş polimerik dental restoratif materyali geliştirerek günümüzde kullanılan kompozitlerin temelini oluşturmuştur (Bowen, 1962). Böylece, silikat simanlar ve akrilik rezinlerin yerini alarak günümüzde en popüler olarak kullanılan diş renginde materyal olarak kullanılmaktadırlar (Bowen, 1963).

2.1.1. Kompozit rezinlerin yapısı

Kompozit rezinler kimyasal açıdan farklı olan üç ana bileşenden oluşmaktadır.

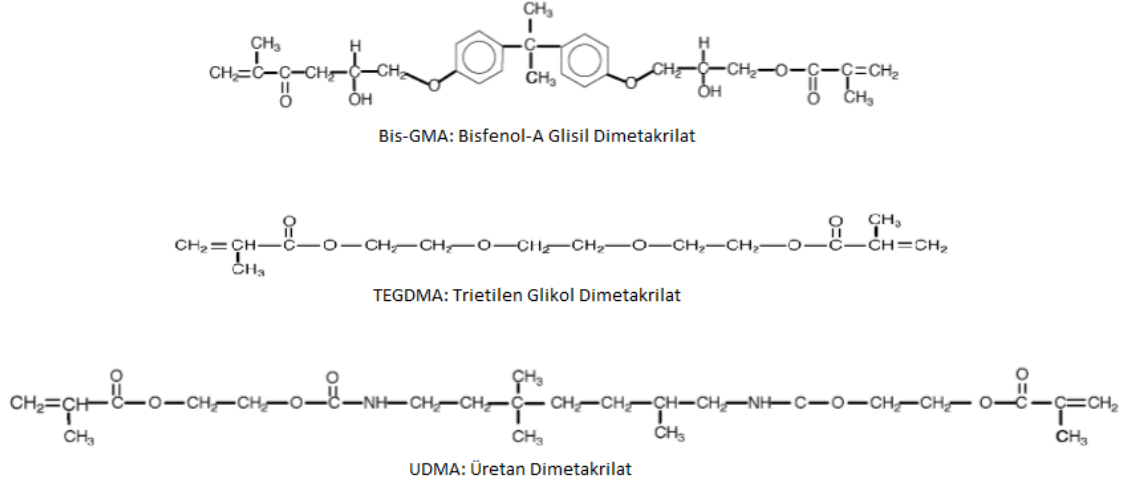
1. Organik matriks (taşıyıcı faz)
2. İnorganik doldurucular (dağılan faz)
3. Ara bağlayıcılar (silan faz) (Zimmerli ve ark., 2010)

2.1.1.1. Organik matriks

Bu faz içinde monomerler, ko-monomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri bulunmaktadır (Ferracane, 2001).

1962'de Bowen bisfenol-A ve glisildimetakrilat (Bis-GMA) moleküllerini bir araya getirerek bisfenol-A glisildimetakrilat adı verilen bir monomer oluşturmuştur. Fakat bu monomerin viskozitesi oldukça yüksek olduğundan viskoziteyi azaltmak amacıyla trietilen glükol dimetakrilat (TEGDMA) molekülü ilave edilmiştir. Bu monomerlerin ikisi de iki reaktif çift bağ içerir ve polimerize olduklarında, çapraz bağlar olarak bilinen polimer zincirleri arasında kovalent bağlar oluşur. Çapraz bağlama, organik matriksin özelliklerini iyileştirmiştir. Daha sonra metil metakrilat (MMA) ve etilen glükol dimetakrilat (EDMA) gibi çeşitli düşük viskoziteli

monomerler de ilave edilmiştir. Üretan dimetakrilat (UDMA) ise Bis-GMA gibi bir diğer yüksek moleküler ağırlıklı monomerdir. Yüksek moleküler ağırlıklı monomerler, kompozitin polimerizasyon büzülmesinin azalmasını sağlamaktadır (Puckett ve ark., 2007).

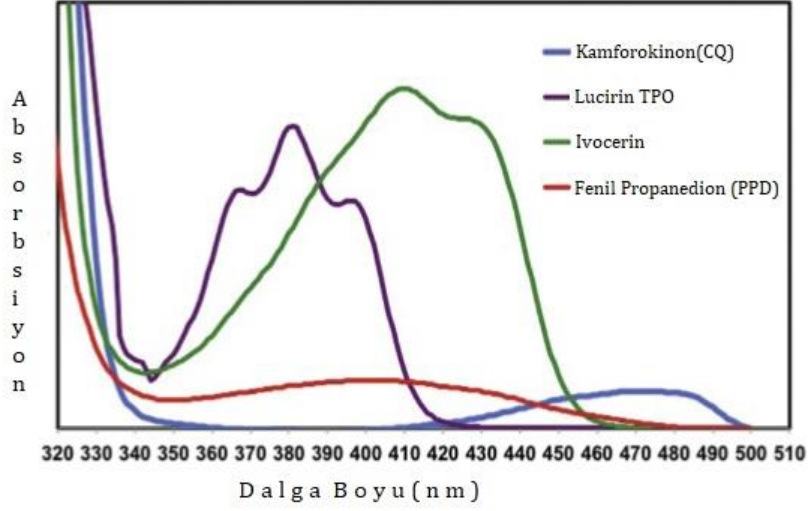


Şekil 2.1. Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA'nın kimyasal formülü

Kompozit rezinlerin kendiliğinden polimerize olmasını engellemek amacıyla organik matrikse fenol türevi 'inhibitörler' 4-metoksifenol ve 2,4,6-tertiyerbütill fenol katılır. İnhibitörler kompozit rezinlerin raf ömürlerinin uzamasına yardımcı olurlar (Wei ve ark., 2011). Polimerizasyonun başlaması için ortamda serbest radikal bulunmalıdır. Bu radikaller, radikal üreten moleküllerin aktive edilmesi ile oluşurlar. Radikal üreten bu moleküllere "başlatıcı", onları aktive eden moleküllere ise "aktivatör" denir (Willems ve ark., 1993).

Dış hekimliğinde, tip I ve tip II olmak üzere iki tip fotobaşlatıcı kullanılır (Şekil 2.2). Bu fotobaşlatıcılar; elektromanyetik radyasyonu çok spesifik aralıklarda absorbe ederler ve enerji depolarlar. Daha sonra polimerizasyon işlemini başlatan serbest radikalleri üretmek için bu enerjiyi kullanırlar. Tip I fotobaşlatıcıların [(Kamforokinon (CQ), Fenil Propanedion (PPD))] absorpsiyonları tip II fotobaşlatıcılara [(Ivocerin, Lucirin trimetilbenzoil-difenilfosfin oksit (TPO))] göre daha fazladır ve serbest bir radikal oluşturmak için tip II başlatıcılardan daha az foton gerektirir. Bunun nedeni,

tip II foto başlatıcıların, serbest radikal oluşturmak için bir amin elektron kabul edici madde gibi ikincil bir elektron transfer maddesi için enerji gerektirmesidir (Stansbury, 2000).



Şekil 2.2. Farklı fotobaşlatıcıların ışık absorpsiyonlarının dalga boyu aralıkları (Price, 2017)

2.1.1.2. İnorganik doldurucular

Doldurucu partiküller, organik matriks içinde dağılmış, çeşitli şekil ve büyüklükteki koloidal silika, kuartz, stronsiyum, borosilikat cam, çinko silikat, baryum silikat, lityum alüminyum silikat, itriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi partiküllerdir (Dayangaç, 2011). İnorganik doldurucular; kompozit rezinin aşınma direncinin artmasını, termal genleşme katsayısının düşmesini ve polimerizasyon büzülmesinin azalmasını sağlarlar. Ayrıca baryum ve stronsiyum gibi ağır metallerin ilave edilmesi kompozit rezine radyoopasite sağlar (Puckett ve ark., 2007).

2.1.1.3. Ara faz

Organik matriks ile inorganik faz arasındaki bağlantıyı sağlayan kısımdır. Ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. En çok kullanılan silan 3-metakriloksi propil trimetoksi (MPTS) dir. Silanlar rezinin fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirir. Ayrıca rezin-doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini

engelleyerek hidrolitik dengeyi sağlar. Böylelikle rezinin çözünürlüğü ve su emilimi azaltılmış olur (Dayangaç, 2011).

2.1.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit rezinler;

- İnorganik doldurucu partiküllerin boyutu,
- Polimerizasyon yöntemleri,
- Viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (Dayangaç, 2011).

2.1.2.1. İnorganik partikül boyutuna göre sınıflandırılması

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin inorganik partikül boyutuna göre sınıflandırılması (Lutz ve Phillips, 1983)

| Kompozit rezin türü | Partikül büyüklüğü |
|---------------------|--------------------------|
| Megafil | 50-100 μm |
| Makrofil | 10-100 μm |
| Midifil | 1-10 μm |
| Minifil | 0.1-1 μm |
| Mikrofil | 0.01-0.1 μm |
| Nanofil | 0.005-0.01 μm |
| Hibrit | 0.04-1 μm |

2.1.2.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılması

Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler

Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler, baz ve katalizör olmak üzere iki kısımdan oluşurlar. Baz kısmı polimerizasyonu başlatan benzoil peroksitten, katalizör kısmı ise aktive eden aromatik tersiyer aminden oluşur. Materyal iki pattan oluştuğu için karıştırma sırasında hava kabarcığı oluşabilir. Reaksiyona girmeyen ürünler dış etkenlerle amin renkleşmesine neden olabilir (Anusavice ve ark., 2003). Uzun polimerizasyon süresi nedeniyle polisaj işlemi en erken 24 saat sonra yapılabilir. Ayrıca 8°C'nin altında saklanmalıdırlar (Mahn, 2013). Kimyasal reaksiyon hızına bağlı olarak çalışma zamanı da kısıtlıdır. Bu kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi

materyalin merkezine doğrudur. Bu özellik marjinal adaptasyonu koruyarak mikrosızıntıyı engeller (Roberson ve ark., 2011).

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler

Kimyasal yolla polimerize olan kompozitlerin dezavantajları nedeniyle 1970 yılında fissür örtücünün polimerize edilmesinde ultraviyole ışık kullanılmıştır. Fakat ultraviyole ışık cihazının ısınma süresi ve korneaya zarar verebilecek ultraviyole radyasyonuna maruz kalma gibi bazı dezavantajları yüzünden kısa sürede terk edilmiştir (Buonocore, 1970).

Ultraviyole ışığın dezavantajları yüzünden görünür ışıkla polimerize olabilen kompozitler üretilmiştir. Bu materyallerde başlatıcı olarak genelde kamforokinon kullanılmaktadır (Mahn, 2013).

Işıkla polimerize olan kompozit materyalleri uzun çalışma süresi sağlamaktadırlar. Ayrıca renk stabiliteyi daha iyidir (Roberson ve ark., 2011).

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

Polimerizasyonun hem kimyasal hem de ışık ile gerçekleştiği kompozit rezinlerdir. Işığın ulaşmasının zor olduğu bölgelerde kullanılır. Derin ara yüz bölgelerinde, kompozitin kalın olduğu bölgelerde, ışığın yeterince ulaşmadığı bölgelerde kullanılması önerilir (Manhart ve ark., 2000).

2.1.2.3. Viskozitelerine göre sınıflandırılması

Kondanse olabilen (packable) kompozitler

“Packable” terimi kompozitin yüksek viskozitesini ve düşük yüzey yapışkanlığını tanımlar. Bu materyaller Sınıf I ve Sınıf II kaviteelerde kullanılıp sıkıştırılabilme özelliğine sahiptirler. İçerik olarak dimetakrilat resin ve %66-70 oranında doldurucu içermektedirler. Düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek aşınma direnci, radyoopasite gibi avantajlara sahiptirler (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Akışkan kompozitler

Düşük viskoziteye sahip bu kompozitler, servikal defektlerde, süt dişlerinin restorasyonunda, düşük stress alanlarındaki restorasyonlarda kullanılmaktadırlar. Düşük viskozite, kavitenin içerisine kolayca akabilmesini sağlar. İnorganik partikül boyutu 0.4-3 µm arasındadır ve doldurucu içeriği %42-53 oranındadır. Akışkan kompozitler düşük elastik modülü sayesinde servikal alanlarda kullanıma uygundur. Fakat doldurucu oranları düşük olduğu için yüksek polimerizasyon büzülmesi ve düşük aşınma direnci gibi bazı dezavantajları vardır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.1.3. Farklı özellikteki kompozit rezinler

2.1.3.1. Ormoserler

İsmi “Organik Modifiye Seramik” kelimelerinin ilk hecelerinden alan Ormoserler, 1998 yılında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Ormoserler kompozit rezinin organik matriksinde değişiklik yapılmasıyla elde edilmiştir. Ormoserlerde organik matrikste ana komponent olarak metakrilat polisiloksanın kullanılması geleneksel kompozitlerle arasındaki en büyük farklılıktır. Böylece organik matriksteki dimetakrilat monomerleri azaltılmıştır (Paraizo ve ark., 2004). Düşük polimerizasyon büzülmesi göstermesinin yanında, yüksek aşınma direnci ve biyouyumlu olması en önemli avantajlarından (Ajlouni ve ark., 2005).

2.1.3.2. Siloranlar

Günümüzde kullanılan kompozit materyallerinin en önemli sorunlarından biri polimerizasyon büzülmesidir. Bu da dimetakrilat esaslı organik matriksten kaynaklanmaktadır. Polimerizasyon büzülmesini elimine etmek için organik matrikste bazı değişiklikler yapılmıştır. Bunlardan biri de serbest radikal polimerizasyonu yerine katyonik halka açılımlı polimerizasyonu olan siloran esaslı kompozitlerdir (Schweickl ve ark., 2004). Siloranlar, siloksan ve oksiran yapılarının birleşmesi sonucu oluşur (Weinmann ve ark., 2005). Siloran yapısında bulunan oksiran, halka açılımlı polimerizasyon oluşturarak polimerizasyon büzülmesini azaltır. Siloksan kısmı ise

materyalin hidrofobik olmasını sağlar ve su emilimini azaltır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.1.3.3. Bulk fill kompozitler

Son yıllarda kompozitlerin kaviteye daha büyük kütleler halinde uygulanması ve uygulama süresinin azaltılması amacıyla ‘bulk fill’ kompozit materyalleri geliştirilmiştir (Karaman ve ark., 2012). Bulk fill kompozitler, zaman tasarrufunun yanı sıra; tabakalama tekniğinde tabakalar arasında ortaya çıkabilecek, kan, tükürük ve nem kontaminasyonunu ve boşluk kalması ihtimalini de ortadan kaldırır (Park ve ark., 2008). Ayrıca, restorasyon içerisinde hava boşluğu kalma ihtimalinin de çok düşük olması ve dolayısıyla oksijen inhibisyonunun az olması sebebiyle daha iyi polimerizasyon sağlanabilir (Par ve ark., 2015). Bu kompozitler geleneksel kompozitlere göre daha düşük viskoziteye, akışkan kompozitlere göre ise daha az polimerizasyon büzülmesine sahip olmalarından dolayı avantajlıdır. Fakat bulk fill kompozitlerin inorganik doldurucu oranları genel olarak konvansiyonel rezinlere oranla daha düşük, doldurucu boyutları da daha büyüktür. Bu durum polimerizasyon derinliğini arttıran bir faktör olarak sayılmaktadır. İnorganik doldurucu miktarının daha düşük ve boyutlarının daha büyük olması, doldurucu-matriks ara yüzünün toplam alanının daha düşük olmasına neden olur. Bu durum da ışığın saçılmasını azaltarak daha derinlere penetre olabilmelerini kolaylaştırır (Czasch ve Ilie, 2013).

2017 yılında Van Ende ve arkadaşları, bulk fill kompozitlere “base” ve “full-body” olmak üzere yeni bir sınıflama getirmişlerdir. “Base bulk fill” kompozitler, düşük viskoziteye sahip, şırınga yardımıyla uygulanabilir, ulaşılması zor kavitelere kolaylıkla adapte olabilme özelliğine sahiptirler. Düşük doldurucu içeriğine sahip bu kompozitler, düşük aşınma direncine sahip oldukları için restorasyonlar geleneksel bir kompozit ile sonlandırılmalıdır. “Full-body bulk fill” kompozitler ise herhangi bir geleneksel kompozite ihtiyaç olmadan restore edilebilirler. Yüksek doldurucu içeriğine sahip oldukları için yüksek viskoziteye sahiptirler (Van Ende ve ark., 2017).

Sonik vibrasyon sistemi ile uygulanan SonicFill bulk fill (Kerr, ABD) kompoziti, yüksek doldurucu oranına sahiptir fakat vibrasyon sayesinde kompozitin viskozitesi

%84 oranında azalır, bu da rahatça kaviteye adapte olabildiğini sağlar. Yüksek doldurucu oranından dolayı da geleneksel bir kompozitle restorasyonun kapatılmasına gerek yoktur (Al-Ahdal ve ark., 2014).

Çoğu bulk fill kompozit foto başlatıcı olarak kamforokinon içerirken, Tetric EvoCeram bulk fill (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) kompoziti fotobaşlatıcı olarak ivocerin içerir. Ivocerin 370 ile 460 nm dalga boyu aralıklarında maksimum absorpsiyon gösterir (Moszner ve ark., 2008).

Büzülme stresleri açısından en çok araştırılan bulk fill kompozit ise SDR (Smart Dentin Replacement, Dentsply, Almanya) olmuştur. Modifiye UDMA monomerleri ile birleştirilmiş foto-aktif grubun, polimerizasyon modülatörü olarak fonksiyon gördüğü iddia edilmiştir. Bu stres düşürücü rezin teknolojisine sahip yüksek moleküler ağırlıklı polimerizasyon modülatörü, monomerlerin polimere dönüşmesi sırasında daha esnek bir şekilde birleşmesini ve böylece daha yüksek bir konversiyon oranı elde edilmesini sağlar (Ilie ve Hickel, 2011; Rullmann ve ark., 2012). Bu benzersiz moleküler yapı viskozite artışını temsil eden jel safhasının gecikmesini ve daha uzun bir pre-jelasyon safhası sağlar (Ilie ve Hickel, 2011).

2.1.3.4. Nanokompozitler

Nanokompozitler, kompozit rezin restorasyonlarında hem arka bölgedeki fonksiyonel ihtiyaçları karşılamak için hem de ön bölgede üstün estetik restorasyonların aynı kompozitle sağlanabilmesi için üretilmiştir (Mitra ve ark., 2003).

Nanokompozitler, daha iyi basma, çekme ve aşınma dayanımı göstermenin yanı sıra daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Bunların dışında yüksek cilalanabilirliklerinden estetik restorasyonlarda başarılıdırlar (Moszner ve Klapdohr, 2004; Swift, 2005).

Seramik bazlı nanohibrit kompozitler ise; büyük cam doldurucu partiküllere nano boyutta seramik partiküllerinin eklenmesi ile oluşur. Artmış yüzey alanından dolayı geleneksel kompozitlere göre daha iyi stres taşırlar ve daha iyi yüzey pürüzsüzlüğü ve

estetik sağlarlar (Kumari ve ark., 2015). Ek olarak, polimerizasyon derinliği geleneksel kompozitlere göre daha fazladır (Frauscher ve Ilie, 2013).

2.2. Polimerizasyon

‘Polimer’ terimi Yunanca ‘poli’ (ok) ve ‘meros’ (parça) sözcüklerinin birleşimidir. Polimerler, ‘monomer’ (mono=tek) adı verilen küçük moleküllerin birbirlerine eklenmesiyle oluşan uzun zincirli moleküllerdir. Monomerlerin polimerlere dönüşme süreci ‘polimerizasyon’ olarak adlandırılmaktadır (Leinfelder ve Lemans, 1988).

2.2.1. Polimerizasyon tipleri

2.2.1.1. Kondenzasyon polimerizasyon

Farklı monomer türleri arasında bir mekanizmayla ilerleyen kimyasal reaksiyondur. Kondenzasyon polimerizasyonunda kendiliğinden reaktif hale geçen çift fonksiyonlu bileşenler mevcuttur. Bu reaksiyon, yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formuna ulaşana kadar bir seri reaksiyon şeklinde devam eder. Bu tür polimerizasyonlar ‘basamaklı polimerizasyon’ reaksiyonları olarak da adlandırılırlar (Phillips, 1991).

2.2.1.2. İlave (Katılma) polimerizasyon

Benzer moleküllerin çok sayıda tekrarlanması ile aynı kimyasal kompozisyona sahip yüksek molekül ağırlıklı bir makromolekle dönüşmesidir. İlave polimerizasyon reaksiyonları daima, çift bağlar içeren doymamış moleküllerle meydana gelir. Bir monomer molekülünün iki karbon atomu arasındaki çift bağların açılması, monomerin aktifleşmesini sağlar. Bu da monomerin başka bir monomer ile reaksiyona girmesini sağlar ve aktivitesini diğer bir moleküle transfer eder. Böylece tüm moleküllerdeki çift bağlar açılır. Böylece bir zincir reaksiyonu başlar (Phillips, 1991).

Diş hekimliğinde daha çok katılma polimerizasyonu görülür. Katılma polimerizasyonu, monomer içerisindeki başlatıcıya bağlı olarak üç şekilde gerçekleşir. Başlatıcılar katyonik, anyonik ya da radikalik olabilir. Alüminyum triklorür ve kalay

diklorür katyonik başlatıcılara örnek olarak verilebilirken, sodyum ve potasyum ise anyonik başlatıcılara örnektir. Ancak bunlar toksik maddeler olduğu için, dış hekimliği alanında en sık radikalik polimerizasyon kullanılır. Radikalik polimerizasyonda başlatıcı olarak önceleri ultraviyole ışık kullanılırken, sonraları 400 nm'den daha büyük dalga boylarına duyarlı görünür ışık kullanılmıştır. Görünür ışık için bir diketon olan kamforokinon gibi, 400-480 nm dalga boyuna sahip çeşitli aminler, N, Ndimetil amino etil metakrilat, hidroksietil toluen ve hidrokinon gibi indirgeyici ajanlar kullanılır. Bu radikaller monomer molekülleri ile reaksiyona girerek monomeri aktif hale getirirler (Taira ve ark., 1988; Phillips, 1991)

Katılma reaksiyonlarında yan ürün meydana gelmez. Bütün monomerler aynı molekül ağırlığına sahiplerdir. Kondenzasyon polimerizasyonunun aksine, dev makromoleküller oluşur. İkisi arasında sadece kimyasal bağların dağılımı açısından farklılık vardır (Phillips, 1991).

2.2.2. Polimerizasyon aşamaları

Polimerizasyon üç aşamada gerçekleşir.

1) Başlama reaksiyonu (Initiation): Polimerizasyonun başlaması için gerekli olan serbest radikal, kimyasal bir aktivatörün ısı veya ışık ile reaksiyonu sonucu oluşur. Oluşan bu serbest radikal, metil metakrilat monomerindeki karbona bağlanarak çift bağı açar ve diğer monomerlerin eklenmesi için gerekli enerjiyi verir. Böylece karbon atomunu kararsız halde bırakıp, bağlantının kendisini serbest radikal haline getirir (Phillips, 1991).

2) Yayılma reaksiyonu (Propagation): Serbest radikalle reaksiyona girip çift bağı açılan metil metakrilat monomeri, diğer monomerin de çift bağı açar. Böylece bu süreç tüm monomer molekülleri polimer zincir olana kadar devam eder. Aynı zamanda serbest radikali olan herhangi bir materyal ile reaksiyona girmesiyle de sonlanabilir. Bunun dışında prematür olarak oksijen içeren, hidrokinon ve öjenol gibi tipik ajanlar reaksiyonu sonlandırabildiği gibi, iki ayrı zincir de etkileşime girerek kendi serbest radikallerini ortadan kaldıracaktır (Phillips, 1991).

3) Sonlanma reaksiyonu (Termination): Polimer moleküllerinin aktifliğini kaybetmesi enerji alışverişiyle olur. Bu da direkt çift bağlarla veya büyümüş bir zincirden diğerine hidrojen atomu alışverişiyle olur. Bazen de radikalın aktivitesi daha sonra büyüme yapabilecek başka bir zincire transfer olarak diğer bir zincirin devamlı büyümesiyle sonuçlanır (Phillips, 1991).

Başlatıcı ışık ile aktive edildikten sonra, ortamda çok sayıda monomer molekülü bulunduğundan sonlanma reaksiyonları azdır. Zaman içinde monomerler zincire eklendikçe, monomer konsantrasyonu azalacağından büyüme reaksiyonları azalır, sonlanma reaksiyonları artar. Ortamda monomer bittikten sonra radikaller uzun süre kararlı kalmazlar. Su, hava oksijeni ve hava karbondioksiti gibi bir madde ile aktivitelerini kaybederler (O'Brien, 2002).

Işıklı sertleşen kompozit rezinlerin tam olarak polimerize olma süreleri viskozitelerindeki farklılıklar nedeniyle ölçülemez. Işıklı polimerizasyonun başlatılmasından sonra polimerizasyonun yaklaşık olarak %75'i ilk 10 dakikada gerçekleşir ve polimerizasyonun 24 saat sonrasında da devam ettiği bildirilmiştir (Craig ve Powers, 2002).

2.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları

Işıklı sertleştirilen kompozit rezinler 1970'te ilk defa kullanıldığı zaman UV ışık yardımıyla polimerize edilmiştir. Daha sonradan polimerizasyonda görünür ışık kullanılmıştır (Peris ve ark., 2005). Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan ışık cihazları; kuartz tungsten halojen (QTH), plazma ark (PAC), lazer ve ışık yayan diyotlardır (LED) (Price ve ark., 2003a).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan ışık cihazlarını anlayabilmek için önce bazı terimleri anlamak gerekir.

Işık gücü (Radiant power): Işık cihazının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarıdır. Miliwatt (mW) olarak ifade edilir (Price ve ark., 2004).

Işık yoğunluğu (Irradiance, power density): Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüdür. Birimi mW/cm^2 'dir (Price ve ark., 2004). Polimerizasyonda

kullanılan ışık kaynakları için önemli bir özelliktir. Işık kaynağının gücünün uygulama ucu alanına oranlanması ile hesaplanır. Işık yoğunluğunu artırmak amacı ile ya cihazın gücü artırılır ya da uygulama ucunun çapı küçültülür. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için gereken ışık yoğunluğu en az 400 mW/cm² olarak önerilmiştir (Bektaş ve ark., 2006).

Enerji yoğunluğu (energy density): Polimerizasyon boyunca kompozit rezine uygulanan toplam enerji miktarıdır. Işık yoğunluğunun (mW/cm²), uygulama süresi (sn) ile çarpılması ile hesaplanır. Birimi mJ/cm² ya da J/cm²'dir. (Price ve ark., 2004; Bektaş ve ark., 2006).

$$\text{Enerji yoğunluğu (mJ/cm}^2\text{)} = \text{Işık yoğunluğu (mW/cm}^2\text{)} \times \text{Süre (sn)}$$

Dalga boyu: Elektromanyetik dalgaların saniyede yaptığı salınım sayısına yani kendilerini tekrarlama sıklığına frekans denir. Bir ışığın bir salınımda aldığı yola da dalga boyu adı verilir (Bektaş ve ark., 2006).

Bir restorasyondaki kompozit rezine ulaşan ışık yoğunluğu, birçok faktörden etkilenir. Bunlar; ışık cihazının ucundan çıkan ışık yoğunluğu, tasarımı ve çapı, kompozit rezin ile mesafesi ve kompozit rezinin bileşimi, rengi ve translüsensi gibi faktörlerdir. Işık cihazının ucundan çıkan ışık yoğunluğu, 6-8 mm lik bir kavitenin tabanına ulaşınca yaklaşık %50 oranında düşüşe uğrar. Kompozitin kalınlığı ve opaklığı arttıkça kompozitin tabanına ulaşan foton sayısı azalır. Düşük ışık yoğunluğu kompozitin üst yüzeyini yeteri kadar polimerize edebilse bile, alt yüzeyini yeteri kadar polimerize edemeyebilir (Price ve ark., 2004).

2.3.1. Kuartz tungsten halojenler (QTH)

QTH ampülü, klor bazlı halojen bir gaz ve tungsten filamandan oluşur. Elektrik akımı filamandan geçtiğinde, tungsten teli akkor haline gelir ve atomlar yüzeyinden buharlaşır. Bu süreç, çoğu kızılötesi bölgede ısı olarak yayılan radyant enerjinin geniş spektrumunu serbest bırakır. Akım kapatıldığında, filaman soğur ve buharlaşmış tungsten atomları filamanın yüzeyine yeniden birikir. Bu sürece "halojen döngüsü" adı verilir (Price, 2017).

QTH ışık cihazları 380-520 nm dalga boyları arasında, 400-800 mW/cm² yoğunluğunda ışık yaymaktadırlar ve kompozit rezinleri 2 mm derinliğe kadar 40 sn'de polimerize etmektedirler (Anusavice, 2003). Halojen lambalar bazı dezavantajlara sahiptir. Bunların en önemlisi, çok geniş spektrumlu ışık ürettiklerinden, mavi ışık için filtrelemeye ihtiyaç duyarlar. Bunun dışında, çok fazla ısı üretmeleri, ampullerin kullanım süresinin sınırlı olması, çalışma sırasında çok fazla ısı üretmeleri sebebiyle iç bileşenlerinin zamanla bozulması gibi dezavantajları sayılabilir (Peris ve ark., 2005). Ünite içerisinde bulunan fan sayesinde üretilen fazla ısı, ampulden ve filtreden uzaklaştırılır. Fakat kullanımdan hemen sonra gürültüden dolayı güç kaynağı kapatılırsa, buharlaşmış tungsten atomları filamanın yüzeyine tekrar yerleşemezler ve ampülün ömrü kısalmıştır (Price, 2017). Ayrıca birçok QTH ışık cihazının üreticiler tarafından belirlenen minimum ışık yoğunluğuna ulaşamadığı görülmüştür. Tüm bu eksiklikler restorasyonun yetersiz polimerizasyonuna sebep olabilir (Peris ve ark., 2005). QTH ampülünün elektrik enerjisinin %70'ini ısıya dönüştürdüğü, sadece %10'unun görünür ışık ürettiği ve enerji girişinin yalnızca %0,5-2 'sinin mavi ışık olarak yayıldığı bildirilmiştir (Price, 2017).

Halojen ışık kaynaklarının en pahalı parçası filtre mekanizmasıdır. Bu filtreler özelliklerini kayb ettiklerinde dış yüzeyine daha fazla enerji ulaşır. Bu fazla enerji pulpa içerisindeki ısıyı artırabilir. Filtre edilemeyen kızılötesi ışık pulpa ve mukozada ısı oluşumuna neden olur. Bu nedenle halojen ışıkların bütün aksamaları ve ışık verimi periyodik olarak kontrol edilmelidir (Bektaş ve ark., 2006).

2.3.2. Işık yayan diyotlar (Light emitting diode, LED)

QTH ampullerinin dezavantajlarının üstesinden gelebilmek için LED ışık cihazları üretilmiştir. Mavi ışık üretmek için, halojen lambalarda kullanılan sıcak filamanlar yerine, yarı iletken bağlantı (p-n bağlantıları) taşırlar. LED ışık cihazları CQ spektrumuyla örtüşen 470 nm dalga boyu civarında ışık üretirler (Peris ve ark., 2005). Böylece filtrelere olan gereksinim ortadan kalkmıştır (Price ve ark., 2003a). Spesifik bir dalga boyunda ışık verdikleri için kompozitin polimerizasyonunun etkili olmasını sağlarlar. Ayrıca 10000 saat kadar kullanım ömrüne sahiptirler ve zamanla ışık emisyonunda bir bozulma meydana gelmez (Peris ve ark., 2005). LED ışık

cihazları elektriği daha verimli bir şekilde ışığa dönüştürdükleri için daha az ısı üretirler. Böylece soğutma fanına gereklilik ortadan kalkmıştır (Price ve ark., 2003a).

LED ışık cihazları ile polimerize edilen kompozit rezinlerin, QTH ışık cihazlarına göre daha yüksek konversiyon derecesi oluşturdukları bildirilmiştir (Price ve ark., 2003a).

İlk üretilen birinci nesil LED ışık cihazları düşük ışık yoğunluğuna (400 mW/cm^2 'den az) sahip olsalar bile, kablosuz ve hafif olmaları, az bakım gerektirmeleri ve uzun pil ömrüne sahip oldukları için büyük ilgi uyandırmışlardır. Bu ışık cihazların dalga boyu aralığı kamforokinonun maksimum absorpsiyonunda olduğu için gerekli serbest radikallerin üretilmesinde oldukça verimli olmuştur (Price, 2017).

İkinci nesil LED ışık cihazları ise birinci nesile göre daha yüksek ışık yoğunluğuna sahiptir ve bu nedenle kompozitin polimerizasyonunu daha kısa sürede gerçekleştirerek daha iyi bir performans sağlar (Price ve ark., 2003b). Fakat ne birinci nesil ne de ikinci nesil LED ışık cihazları 420 nm dalga boyunun altında ışık sağlayamazlar (Price, 2017).

Kompozit rezinlerde en çok kullanılan fotobaşlatıcı olan CQ'nun sarı renginden dolayı son yıllarda alternatif fotobaşlatıcılar içeren kompozit rezinler kullanılmaya başlanmıştır. Bu alternatif fotobaşlatıcılar mor ışığın dalga boyuna (410 nm ve altı) daha yakın olduklarından ve ikinci nesil ışık cihazları 420 nm ve altında ışık sağlayamadığından etkili bir polimerizasyon sağlanamamıştır. Mavi LED (single-peak) ışık cihazlarının dar dalga boyu sorununu çözmek için LED pedine ek bir renk yayıcı eklenmiştir. Bu değişik LED renk yayıcılar sayesinde cihazın dalga boyu 380-500 nm olarak genişlemiştir. Bu mavi ve mor ışığı beraber sağlayabilen ışık cihazlarına "üçüncü nesil LED ışık cihazı (polywave)" adı verilmiştir (Price, 2017). Piyasada bulunan üçüncü nesil ışık cihazları; Valo (Ultradent, ABD), Bluephase N (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) ve D-Light Pro (GC, ABD) olarak sınırlıdır.

2.3.3. Plazma arklar (PAC)

'Plazma' kelimesi yüksek ısıda, pozitif iyonlardan ve elektronlardan oluşmuş iyonize gazı ifade eder. Böylece çok yüksek seviyelerde enerji oluşturulur (Rueggeberg, 1999). PAC üniteleri 2000 mW/cm^2 'den daha yüksek yoğunlukta ışık üreterek kompozitin polimerizasyonunu çok kısa sürede sağlayabilirler (Caughman ve Rueggeberg, 2002). Fakat yüksek ışık yoğunluğu sebebiyle kompozit materyallerin polimerizasyonunda büzölmelere ve mikrosızıntıların artmasına yol açtığı bildirilmiştir (Aw ve Nicholls, 2001).

PAC ışık cihazlarının enerji spektrumu halojen lambalardan daha geniştir ve elektromanyetik enerjinin büyük miktarını üretirler. Ultraviyole (UV), görünür ve kızılötesi ışık yaydıklarından, oluşan gereksiz ve zararlı dalga boylarını engellemek için daha fazla filtrasyon gereklidir. Fakat bazı yeni modeller bu enerji spektrumunu önemli ölçüde azaltmıştır (Rueggeberg, 1999; Caughman ve Rueggeberg, 2002).

PAC ışık cihazları çalışma esnasında pulpada ısı artışına sebep olabilecek kadar ısı üretirler. Bu nedenle özellikle bondinglerin polimerizasyonu sırasında pulpayı koruyacak kadar yeterli dentin ve kompozit rezin kalınlığı olmadığından plazma ark ışık kaynakları 3 sn'den az süre ile kullanılmalıdır (Caughman ve Rueggeberg, 2002).

PAC ışık cihazlarının ömrü genelde 5 yıldır. Halojen ışık cihazları gibi zamanla ışık yoğunlukları azalır (Rueggeberg, 1999; Caughman ve Rueggeberg, 2002).

2.3.4. Lazerler

Lazerle üretilen ışık çeşitli özelliklere sahiptir; fotonlar aynı frekansta ve aynı fazdadır, birbirlerinden uzaklaşmazlar (Rueggeberg, 1999). Gün ışığında yedi ayrı dalga boyu bulunmaktadır ve her bir dalga boyu birbiri ile çakışır. Lazerde ise ışık tek bir dalga boyunda oluşur (Midda ve Renton-Harper, 1991). Böylece, belli bir frekanstaki yoğun enerji miktarı küçük bir alana yönlendirilebilir (Rueggeberg, 1999). Argon lazerler 457- 502 nm dalga boyunda, gözle görülebilir spektrumda, devamlı ışık veren lazerlerdir. Hemen hemen hiç kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve oral dokularda ısı artışı en aza indirilmiştir (Rueggeberg, 1999).

Lazer kaynakları kullanılmadığı zaman da eskiyebilir. Bu nedenle kısıtlı bir ömre sahiptirler. Kompozitin polimerizasyonu için kullanımı yaygın değildir (Rueggeberg, 1999).

2.4. Direkt Polimerizasyon Teknikleri

2.4.1. Standart polimerizasyon

Bu teknikte ışık yoğunluğu polimerizasyon süresince sabit kalmaktadır. Kullanılan ışık kaynağının tipine göre ışık yoğunluğu ve uygulama süresi değişiklik gösterebilmektedir (Çelik ve Özel, 2008).

2.4.2. Soft-start polimerizasyon

Bu teknikte ise, ışık güçleri ve uygulama süreleri ayarlanabilen ışık kaynakları kullanılır. Polimerizasyon başlangıçta düşük ışık yoğunluğu ile başlatılır ve belirli bir süre sonra ışık yoğunluğu maksimuma çıkartılarak polimerizasyon tamamlanır. Polimerizasyon büzülmesinin azaltılması için alternatif bir teknik olarak geliştirilmiştir. Soft-start polimerizasyon farklı şekillerde uygulanmaktadır (Bektaş ve ark., 2006; Çelik ve Özel, 2008):

- **Kademeli güç artışı gösteren ışık uygulama tekniği (Step-curing):** Işık yoğunluğu başlangıçta düşük olarak, daha sonra yükseltilecek şekilde verilir.
- **Ara verilmiş kademeli ışık tekniği (Pulse-delay):** Düşük ışık yoğunluğu kısa süreli olarak kompozite uygulanır, ardından bir süre beklendikten sonra yüksek ve daha uzun süre ışık uygulanır. Polimerizasyon büzülmesi birinci uygulama boyunca meydana gelir. Duraklamadan sonraki uygulama ise kompozitin polimerizasyonunun son aşamasına getirir.
- **Düzenli artan güçte ışık uygulama tekniği (Ramped-curing, Exponential):** Polimerizasyon işlemi ilk olarak düşük ışık yoğunluğu ile başlar, daha sonra süreyle orantılı olarak ışık yoğunluğu artarak en yüksek seviyeye ulaşır.
- **Aralıklı ışık uygulama tekniği (Intermittent):** Bir saniyelik periyotlar içerisinde, ışığın kompozite uygulandığı süre boyunca 0,5 sn ışık tam güç

açık, 0,5 sn ışık kapalı olacak şekilde yüksek yoğunlukta ışık uygulama tekniğidir.

2.5. Konversiyon Derecesi (Degree of Conversion, DC)

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca monomerlerin polimere dönüşüm miktarı konversiyon ya da polimerizasyon derecesi olarak adlandırılır. Kompozit rezinlerin uygulanması sırasında polimerizasyon derecesinin yüksek olması gerekir. (Dewaele ve ark., 2006).

Kompozit rezinlerin konversiyon derecesi genel olarak, içeriğine, ışık cihazının ışık gücüne ve ışık süresine bağlı olarak %43 ile %75 arasında değişiklik gösterir (Moraes ve ark., 2008).

Kompozit rezinlerdeki büzülme streslerini azaltmak için polimerizasyon derecesini düşürmek hatalı bir uygulamadır. Polimerizasyon derecesi azaldığı zaman materyalin mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilenmektedir. İdeal bir kompozit rezin, en yüksek polimerizasyon derecesi oluştururken düşük miktarda büzülme meydana getirmelidir. Yetersiz polimerizasyon sonucu kalan artık monomerler pulpa üzerinde olumsuz etkilere sebep olmaktadır (Dewaele ve ark., 2006). Ayrıca kompozitlerin yetersiz polimerizasyonu restorasyon-diş bağlantısında defektlerin oluşmasına ve buna bağlı olarak da mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet, renklenme, aşınma ve sekonder çürük gibi olumsuz durumların gelişmesine neden olmaktadır (Caughman ve ark., 1991; Ferracane ve ark., 1997).

2.5.1. Konversiyon derecesini belirleme yöntemleri

Konversiyon derecesini belirlemek için farklı yöntemler tanımlanmıştır (Stansbury ve Dickens, 2001; Bouschlicher ve ark., 2004; Moraes ve ark., 2008):

1. Direkt Yöntemler

- Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (Fourier Transform Infrared Spectroscopy, FTIR)
- Raman Spektroskopisi (Raman Spectroscopy)

- Ayırıcı Termal Analiz (Different Thermal Analysis-DTA)
- Nükleer Manyetik Rezonans Spektroskopisi (Nuclear Magnetic Resonance-NMR)
- Diferansiyel Tarama Kalorimetresi (Differential Scanning Calorimetry-DSC)
- Elektron Paramagnetik Rezonans (Electron Paramagnetic Resonance-EPR)
- Çoklu İç Yansıma Spektroskopisi (Multiple Internal Reflection-MIR)

2. İndirekt Yöntemler

- Yüzey Sertlik Ölçümü
- Kazıma (Scraping)

2.5.1.1. FTIR spektroskopisi ile konversiyon derecesi belirleme

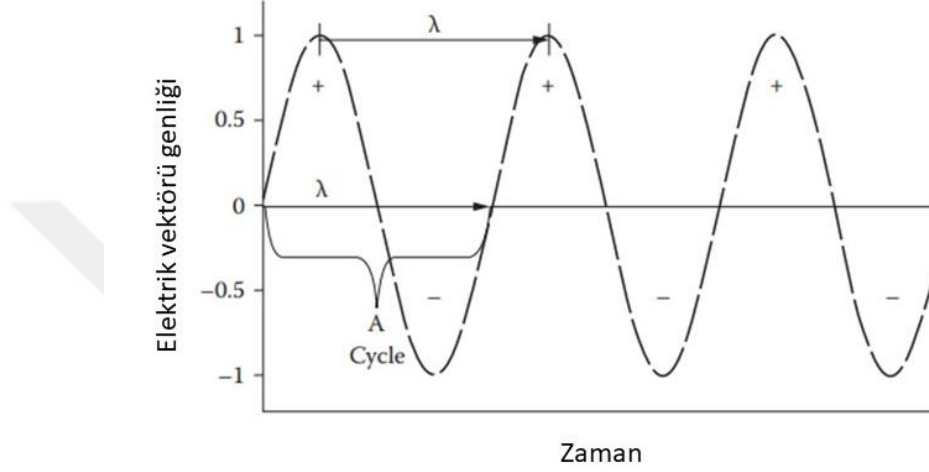
Kızılötesi spektroskopisi analizleri bir maddedeki moleküller ve konsantrasyonu hakkında bilgi edinmemizi sağlayan analizlerdir. Birçok kızılötesi spektroskopisi arasından en yaygın kullanılanı FTIR spektroskopisidir (Smith, 2011).

Işığı tanımlamak için en uygun terim elektromanyetik radyasyondur. Işık, elektrik vektörü ve manyetik vektör olarak adlandırılan elektrik ve manyetik dalgalardan oluşur. Bu iki dalga birbirine dik düzlemlerde dalgalanır ve uzayda dalgalanma düzlemlerine dik üçüncü bir yönde hareket ederler. Bu ışığın absorpsiyonunu sağlayan elektrik vektörü ve maddenin etkileşimidir. Elektrik vektörünün genliği zamanla değişir ve Şekil 2.3'te gösterildiği gibi bir sinüs dalgası formuna sahiptir. Şekildeki + ve - işaretleri, elektrik vektörünün kutuplarının zamanla değiştiğini göstermektedir (Smith, 2011).

Bir döngü sırasında bir dalga tarafından kat edilen mesafeye dalga boyu denir. Farklı ışık dalgalarının farklı dalga boyları vardır. Dalga boyu birimi için Yunanca lambda (λ) harfi kullanılır. Şekil 2.3'teki oklar, ışık dalgasının dalga boyunu göstermektedir (Smith, 2011).

Işık dalgasının başka önemli bir özelliği de “W” harfi ile gösterilen dalga sayısıdır ve birim uzunluk başına düşen dalga boyu sayısını simgeler. Dalga sayısı genelde cm^{-1} olarak kısaltılır. Dalga boyu ve dalga sayısı arasındaki ilişki şu şekildedir:

$$W=1/\lambda$$



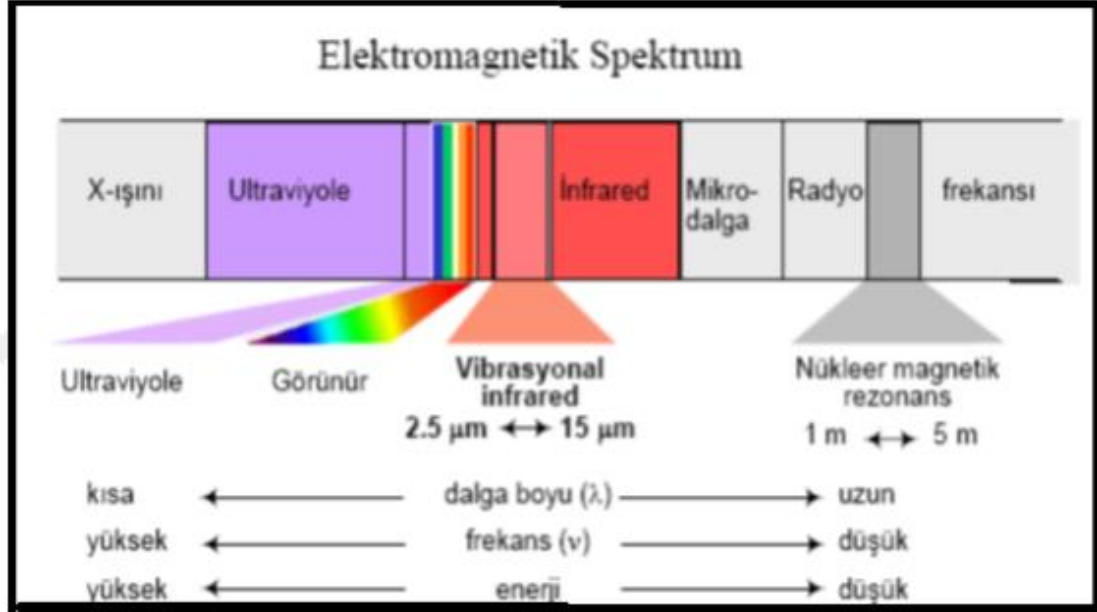
Şekil. 2.3. Elektrik vektörü dalga boyu (Smith, 2011)

Frekans ise bir dalganın birim zamanda geçirdiği döngü sayısıdır. Frekans Hertz cinsinden ölçülür ve “v” ile ifade edilir (Smith, 2011).

Elektromanyetik spektrum bölgesinde kızılötesi ışınım (IR), dalga sayısı olarak yaklaşık $13000\text{-}10\text{ cm}^{-1}$ veya dalga boyu $0,78\text{-}1000\text{ }\mu\text{m}$ olan bölgeye düşer. Kızılötesi spektroskopisi, dalga sayısına göre üç kısma ayrılmaktadır. Bunlar, yakın infrared bölgesi ($12000\text{-}4000\text{ cm}^{-1}$), orta infrared bölgesi ($4000\text{-}400\text{ cm}^{-1}$), uzak infrared bölgesi ($400\text{-}100\text{ cm}^{-1}$) şeklindedir. Genelde uygulama için kullanılan $4000\text{-}400\text{ cm}^{-1}$ arası olan spektrum bölgesidir (Smith, 2011).

Elektromanyetik ışınlar moleküller üzerinde çeşitli etkilere sahiptir. Moleküler bağların kopmasına, elektron değişimine ya da moleküller arası bağları bozmayacak şekilde titreşimlere sebep olabilir. Belirli enerji düzeyine sahip bir molekül üzerine ışın gönderildiğinde ışın molekülden geçerek detektöre ulaşır. Eğer ışın molekül tarafından soğurulmazsa kaynak tarafından yayılan ışın miktarı detektöre ulaşan ışının

miktarına eşit olacaktır. “Spektrum”, detektör tarafından algılanan ve zaman içinde değişen ışın miktarının (enerji miktarının) grafiğe geçirilmesidir. Şekil 2.4.’ de elektromanyetik spektrum gösterilmektedir (Yıldız ve ark, 1997).



Şekil 2.4. Elektromanyetik spektrum

Kızılötesi soğurma spektroskopisinde, IR ışınları molekülün titreşim hareketleri tarafından soğurulmaktadır. FTIR sisteminde sinyal çözme işlemi "Fourier transform" ismi verilen matematiksel bir dönüşüme dayanır. Matematiksel Fourier dönüşümü spektroskopisinde ışın şiddeti, zamanın bir fonksiyonu olarak alınır. Her dalga boyunu ayrı ayrı tarama gerekmeksizin hızlı ve yüksek çözünürlükte spektrumlar elde edilebilir. Bu sistemle katı, sıvı ve gaz örneklerin infrared spektrumları kaydedilebilir (Smith, 2011).

Rezin esaslı materyallere yapılan FTIR spektroskopisi analizlerinde iki absorpsiyon bandı önemlidir. Bunlar, 1638 cm^{-1} dalga boyunda metakrilat gruplarına ait alifatik çift karbon grupları ve 1609 cm^{-1} dalga boyunda aromatik gruplardır. Polimerize edilmeyen materyalin ve polimerize edilen materyalin iki absorpsiyon band değeri kaydedilir, altta verilen formüle uygulanır ve bu şekilde rezin esaslı restoratif materyalin FTIR uygulanan bölgesi için konversiyon derecesi belirlenir (Witzel ve ark., 2005).

DC (%) =

$$[1 - (1638 \text{ cm}^{-1} / 1609 \text{ cm}^{-1})_{\text{polimerize}} / (1638 \text{ cm}^{-1} / 1609 \text{ cm}^{-1})_{\text{polimerize olmamış}}] \times 100$$

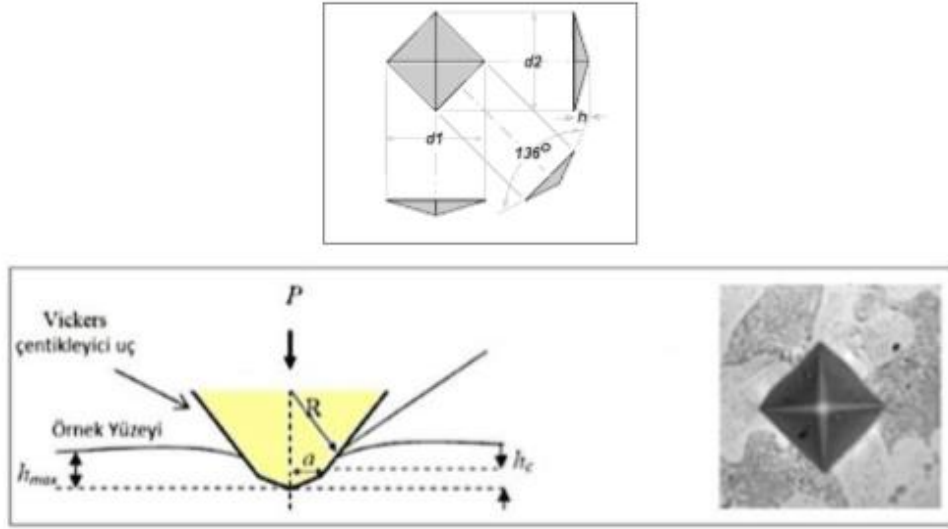
2.5.1.2. Yüzey sertlik ölçümü ile konversiyon derecesi belirleme

Sertlik ölçümlerinde küresel veya konik bir ucun, materyale batırılması karşısında, materyalin gösterdiği direnç ölçülür. Uygun olarak seçilen sert uç belli bir zaman süresinde, belirlenen bir yük altında materyale batırıldığında, materyal üzerinde bir iz bırakır. Bu izin boyutları ölçülerek deneysel bir sertlik numarası elde edilir. (O'Brien, 2002; Anusavice 2003; McCabe, 2008).

Materyalin sertliği, bu izin büyüklüğü ile ters orantılıdır. Yüzey sertliği ölçümlerinde, örnek yüzeyinden birden fazla ölçüm yapıp ortalamaları alınır. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği, test edilen materyale bağlıdır. Materyallerin yüzey sertliğini ölçmek için yaygın olarak kullanılan testler: Brinell, Rockwell, Knoop, Shore, Barcol ve Vickers sertlik testleridir (Anusavice 2003).

Vickers sertlik ölçme yöntemi; uzun zaman almasına karşın en duyarlı sertlik ölçme yöntemidir. Vickers sertlik testinde, 136°'lik açığa piramit şeklinde elmas ucun malzemenin üstünde meydana getirdiği izin alanı hesaplanmaktadır (Okada ve ark., 2001). Burada oluşan iz kare şeklindedir. 'N/mm²' cinsinden ifade edilir (Ang ve ark., 2009).

Mikrosertlik testlerinde uygulanan kuvvet 100 gram kuvvet (grf) ile 500 gram kuvvet (grf) arasında değişmektedir. Kompozit materyal için bu kuvvet 50-500 grf arasında değişir. Kuvvet kaldırıldıktan sonra malzemenin yüzeyinde, ucun meydana getirdiği çentiğin iki köşegeninin uzunluğu mikroskop yardımıyla ölçülür ve ortalaması alınarak Vickers değeri hesaplanır (Okada ve ark., 2001).



Şekil 2.5. Vickers sertlik testinde kullanılan 136°'lik açığa piramit şeklinde elmas uç ve malzemede oluşturduğu izin görüntüsü (Ang ve ark, 2009)

Kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğini belirlemek için, numunelerin alt ve üst yüzeylerinden farklı noktalardan sertlik ölçümleri yapıldıktan sonra alt yüzey üsyt yüzeye oranlanır. Bu şekilde, kompozit rezinlerde konversiyon derecesinin farklı derinliklerde göreceli olarak hesaplanması amaçlanmaktadır. Birçok araştırmacı, kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğinin numunenin alt ve üst yüzeyi arasındaki sertlik değerlerinin karşılaştırılması ile elde edilebileceğini ve alt/üst yüzey sertlik oranının minimum 0,80 (%80) olması durumunda klinik olarak kabul edilebilir polimerizasyon derinliğini sağladığını bildirmiştir (Bouschlicher ve ark., 2004; Price ve ark., 2005).

2.6. Polimerizasyon Derinliği (Depth of Cure, DOC)

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler, ışığın materyalin içerisine penetrasyonuna bağlı olarak sadece belirli bir derinliğe kadar polimerize olurlar. Bu kompozitlerdeki problemlerden biri, polimerizasyonun derinliği ve bu derinlikteki polimer dönüşüm oranıdır. Yetersiz polimerizasyonun, kompozit rezinlerin fiziksel ve biyolojik özelliklerinin azalmasına neden olduğu gösterilmiştir (Alrahlah ve ark., 2014).

Derin kavitelelerin restorasyonunda polimerizasyon derinliğinin limitasyonlarını ve polimerizasyon büzülmesini önlemek için, kompozit rezinler 2 mm kalınlıktaki tabakalarla uygulanabilir (Alrahlah ve ark., 2014). Tabakalar arasındaki kontaminasyon ve hava kabarcığı riskinin önlenmesi ve zaman kaybını gidermek için üretilen bulk fill kompozitler, 4 mm kalınlığa kadar yeterli polimerizasyon derinliği gösterebilirler (Flury ve ark., 2012).

Polimerizasyon derinliğini belirlemek için birkaç yöntem tanımlanmıştır. Bunlardan ilki, “ISO 4049 kazıma testi” dir. Bu testte, kompozit rezin bir kalıpta polimerize edilir. Sertleşmemiş materyal bir spatula ile kazıyarak uzaklaştırılır. Kalan materyalin kalınlığı  l l r ve materyalin polimerizasyon derinliği olarak kaydedilir (Flury ve ark., 2012).

Sertlik  l mleri konversiyon derecesini indirekt belirleme yollarından biri sayıldığından, polimerizasyon derinliğini ölçmek için de kullanılabilir (Flury ve ark., 2012).

Ayrıca polimerize olmuş ve polimerize olmamış materyalin sınırını optik mikroskop ile belirleyerek de polimerizasyon derinliği belirlenebilir (DeWald ve Ferracane, 1987)

2.7. Polimerizasyon Büzülmesi

Monomerlerin polimer zincirlere dönüşmesi sırasında materyalin hacminde k  lme olmasıdır (Asmussen, 1978).

Günümüzde kompozit rezinlerin kullanımını sınırlayan en önemli faktörlerden biri polimerizasyon büzülmesidir. Kompozitin polimerizasyonu sırasında yaklaşık %1-5 arası hacim değişikliği meydana gelir. Polimerizasyon büzülmesi, pre-jel ve post-jel olmak üzere iki aşamada gerçekleşir. Pre-jel safhasında kompozit akar haldedir ve yapı içerisindeki stres ve gerilmeler giderilir. Bu safhadan sonra akış durur, stres ve gerilmeler giderilemez. Bu nedenle, post-jel polimerizasyon kompozit-diş bağlantısında önemli gerilmelere neden olur. Post-jel safhasındaki b z lmelerden

kaynaklı stresler, restorasyon sonrası ağrı, mikrosızıntı ve tekrarlayan çürüklere sebep olabilir (Yap ve ark., 2002a).

2.7.1. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler

2.7.1.1. Kompozit rezinin doldurucu içeriği

Polimerizasyon reaksiyonu sırasında, organik matrikste bulunan monomerler, polimer haline geçerken birbirlerine yaklaştıkları için yapı hacimce küçülür. Bu nedenle, kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik doldurucuların oranı arttırıldığında, rezindeki organik matriks oranı azalacağından polimerizasyon büzülme miktarı da azalacaktır (Uluakay ve ark., 2011).

Son yıllarda nanofil kompozitlerle birlikte doldurucu boyutları küçültülerek daha fazla doldurucu içeriğine sahip kompozitler üretilmiştir. Bu da polimerizasyon büzülmesinin azalmasını sağlamaktadır (Mitra ve Wu, 2003).

2.7.1.2. Monomerin kimyasal yapısı

Son yıllarda kullanılan Ormoserler ile, organik matriksteki dimetakrilat monomerleri yerine polisiloksanın kullanılması polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasını sağlamıştır (Paraizo ve ark., 2004). Düşük polimerizasyon büzülmesinin yanında, daha yüksek aşınma direnci ve yüzey sertliği göstermesi ormoserlerin avantajlarından (Ajlouni ve ark., 2004; Tağtekin ve ark., 2004).

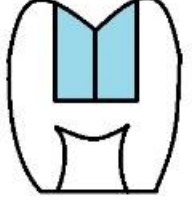
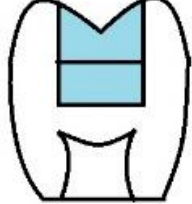
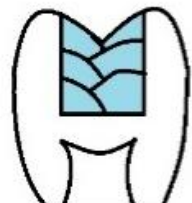


Siloran esaslı kompozitlerde ise serbest radikal polimerizasyonu yerine katyonik halka açılımlı polimerizasyon kullanılması polimerizasyon büzülmesini azaltmıştır (Schweickl ve ark., 2004).

2.7.1.3. Kavite şekli ve restorasyonu

Kompozit restorasyonlarda kaviteye bağlanan yüzeylerin alanının bağlanmayan yüzey alanına oranı “konfigürasyon faktörü (C faktörü) olarak adlandırılır (Feilzer ve ark., 1987).

C faktörünü azaltmak için tabakalama teknikleri kullanılabilir. Ayrıca restorasyonun altına ince bir tabaka akışkan kompozit kullanılması hem C faktörünü azaltmaya hem de stresleri absorbe etmeye yarar (Kwon ve ark., 2012).

Farklı tabakalama teknikleri şu şekilde sıralanabilir (Giachetti ve ark., 2006):

| | |
|------------------------|--|
| Vertikal tabakalama |  |
| Horizontal tabakalama |  |
| Oblik tabakalama |  |
| Sentripetal tabakalama |  |
| Bulk teknik |  |

Şekil 2.6. Farklı tabakalama teknikleri

2.7.1.4. Işık cihazı ile ilgili faktörler

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için ışık cihazlarının soft-start modu kullanılmaya başlanmıştır. Soft-start modda ilk önce düşük ışık yoğunluğu daha sonra yüksek ışık yoğunluğu verilir. Bu da pre-jel safhasının süresini arttırarak jelasyona kadar olan sürenin uzamasını sağlar. Malzeme daha rahat akabileceğinden, polimerizasyon büzülme stresleri azalır ve daha iyi bir bağlantı elde edilir (Visvanathan ve ark., 2007).

Ayrıca düşük başlangıçlı polimerizasyonun marjinal adaptasyonu arttırdığı bildirilmiştir (Rahiotis ve ark., 2004).

2.7.2. Mikrosızıntı

Mikrosızıntı asit, enzim, iyon, bakteri ve bakteri ürünlerinin restorasyonların sınırlarından girmesi ile karakterize, postoperatif hassasiyet, tekrarlayan çürükler, pulpa itihabı hatta nekrozuna sebep olan bir durumdur (Gordon ve ark., 1986).

Mikrosızıntının nedenleri arasında; kompozit materyal ile diş dokusu arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığı, mine ve dentin arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığı, polimerizasyon büzülmesi, zamanla kompozit rezinin aşınması, elastik deformasyona uğraması, hekimin dikkatsizliği ve uygulama kurallarına uyulmaması gibi nedenler sayılabilir (Altun, 2004).

Restoratif materyaller diş dokusuyla iyi bir bağlanma gerçekleştirdiği zaman mikrosızıntı da azalacaktır. Ancak hiçbir restoratif materyal kenar aralığını tamamen kapatamamakta ve uzun vadede mikrosızıntıyı önleyememektedir (Van Meerbeek ve ark., 2003).

Kompozit rezinler kullanılmaya başlandığından bu yana, mikrosızıntı konusunda birçok bilimsel çalışma yapılmıştır. Mikrosızıntı tespit yöntemleri olarak; boya penetrasyon yöntemi, hava basıncı yöntemi, bakteriyel çalışma yöntemi, radyoaktif izotop yöntemi, kimyasal işaretleyiciler yöntemi, ısı ve mekanik döngü testi uygulama yöntemi, nötron aktivasyon analiz yöntemi, elektrokimyasal yöntem, taramalı mikroskop analizi yöntemi gibi farklı yöntemler kullanılmıştır. Bunlar arasında en

basit ve sıklıkla tercih edilen yöntem boya penetrasyon yöntemidir (Taylor ve Lynch, 1993; Türkün ve Ergücü, 2004; Ergücü ve Türkün, 2005).

2.7.2.1. Boya penetrasyon yöntemi

Mikrosızıntının ölçümünde en çok tercih edilen analiz yöntemlerinden biridir. Bu yöntemde, mikrosızıntının tespit edilebilmesi için kullanılan özel boyalar, solüsyon veya farklı boyutlarda partikül içeren süspansiyonlar şeklindedir (Johnson ve Zakariasen, 1983). Boyanın partikül büyüklüğünün dentin kanallarının çapından daha geniş olması tercih edilmektedir (1-4 µm). Dentinin boyanması ile diş-restorasyon materyali arasındaki boşluğun boyanması ayırt edilebilmelidir (Taylor ve Lynch, 1992).

Mikrosızıntı çalışmalarında sıklıkla kullanılan boyalar; metilen mavisi (%0.2-2), bazik fuksin (%0.52), florosan (%2-20), kristal viyole (%0.05), anilin mavisi (%2), gümüş nitrat (%50), toluidin mavisi (%0.25), eritrosin (%2) ve Rodamin B (%0.2)'dir. Bu teknikte öncelikle; çekilmiş ve restore edilmiş dişin, mikrosızıntısına bakılacak bölge dışında kalan tüm yüzeyi, tırnak cilası ile kapatılır. Daha sonra kullanılan boya maddesinin cinsine ve hazırlanan yoğunluğuna göre örnekler belirli bir süre bu solüsyonun içerisinde bırakılır. Uygun süre ve sıcaklıkta boya içinde bekletilen örnekler akan su altında yıkanır. Daha sonra örneklerden kesit alınarak ışık mikroskobu altında ne kadar sızıntı olduğu skorlanır (Ayyıldız ve ark., 2009).

Ucuz ve kolay temin edilebilir olması, hızlı ve direkt ölçümlere olanak tanınması bu yöntemi diğer yöntemlerden üstün kılmaktadır. Ancak sızıntı tespitinin belirlenmesinde hatalı yorumlara neden olmamak için, sonuçların güvenilirliği açısından birden fazla araştırmacı tarafından değerlendirme yapılması gerektiği bildirilmiştir (Taylor ve Lynch, 1992).

2.8. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Ağız içerisindeki kimyasal ataklar, sıcaklık değişimleri ve çiğneme kuvvetleri uzun bir süre sonucunda diş ile restorasyon arayüzünde ciddi sorunların oluşmasına neden olmaktadır. Klinik olarak kompozit restorasyonlardaki marjinal bütünlüğün

bozulması restorasyonların ömrünü kısaltan temel sebebi oluşturmaktadır. Sonuç olarak restorasyonun bozunması kimyasal, termal ve mekanik yük streslerine bağlı olarak gelişmektedir (Bedran-de-Castro ve ark., 2004).

Materyallerin performanslarının değerlendirildiği in vitro çalışmalarda da restorasyonların maruz kaldığı ve bozunmasına neden olan bu uzun dönem streslerin göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Bu stresleri simule etmek için en fazla kullanılan yöntemler; suda bekletme, termal siklus ve mekanik yükleme olarak sayılabilir (Hung ve ark., 2011).

2.8.1. Termal siklus ile yaşlandırma

Termal siklus sırasında örnekler belirli sürelerde farklı sıcaklıktaki su banyolarına maruz bırakılarak in vivo ortamın termik, biyolojik ve fizyolojik durumunu taklit eden ısıl değişim uygulanmaktadır. Sıcaklık değeri restorasyonun doğal ortamda karşılaşacağı ısı değişiklikleri ile doğrudan ilişkilidir. Termal siklus yöntemi ağız ortamında iki şekilde etkilidir. İlk olarak sıcak su arayüz bileşenlerinin hidrolizini, su alımını, yıkım ürünlerini ya da tam polimerize olmamış rezin oligomerlerinin ortaya çıkmasını hızlandırır. İkinci olarak da restorasyon ve diş arasındaki termal genleşme katsayısı arasındaki farklılığa bağlı olarak diş ve biyomateryal arasında tekrarlayan genleşme ve büzülme stresleri oluşur. Bu stresler arayüz boyunca çatlak oluşumuna neden olarak oral sıvıların içeri ve dışarı hareketine izin verir. Bu duruma perkolasyon denir (Gale ve Darvell, 1999). Canlılarda diş yüzeylerinde oluşan sıcaklık değerleriyle ilgili farklı görüşler mevcuttur. Fakat genellikle çalışmalarda alt limit olarak suyun donma derecesi, üst limit olarak ise buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler tercih edilmektedir. Bu aralıklar 4-58 °C, 4-60 °C, 5-55 °C, 5-60 °C, 10-50 °C olarak sıralanabilir (Amaral ve ark., 2007). ISO'nun ilk kez 1994'te daha sonra 2003'te tekrar düzenlediği standartlarına (TR 11450) göre termal döngü test düzeneğindeki alt ve üst sıcaklık değerleri 5-55°C olarak ve döngü sayısı 500 olarak belirlenmiştir (De Munck ve ark. 2005). Ağız içinde günde 20-50 kez ısı değişim siklusu meydana geldiğinden 10000 siklus sayısının dental materyalin ağız içindeki 1 yıllık kullanımına eşit olduğu sonucuna varılmıştır (Gale ve Darvell, 1999).

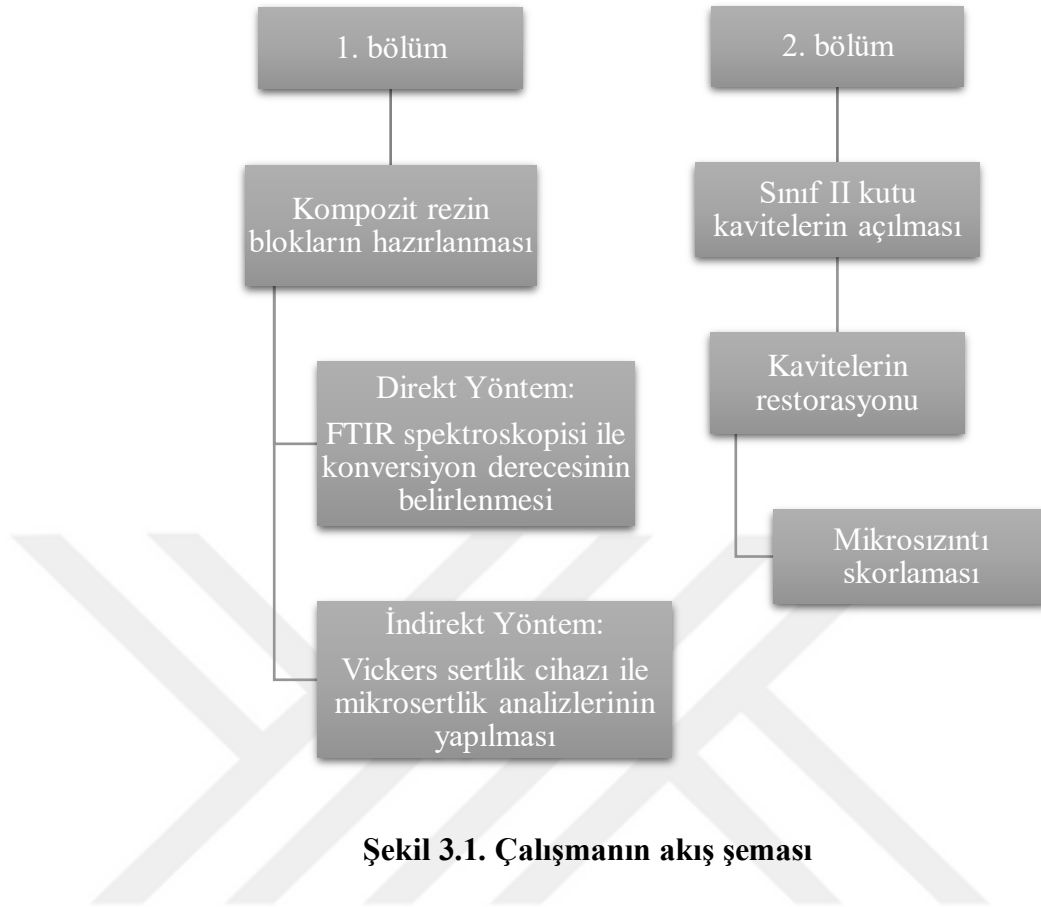
3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma için, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 28.06.2018 tarihinde 2018-218 protokol nolu etik kurul onayı alındı. Çalışma, Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklendi (Proje no: SAG-C-DUP-130319-0092).

Çalışmamız; sonuçları birbirini destekleyici şekilde 2 farklı bölüm olarak planlandı.

Birinci bölümde; kompozit rezinler [(Ceram.x SphereTEC one universal, A2, Dentsply, Almanya), (SDR flow+, A2, Dentsply, Almanya)] beş farklı LED ışık cihazıyla [(Smartlite Focus, Dentsply, ABD), (Led.E, Woodpecker, Çin), (Valo Cordless, Ultradent, ABD), (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn), (D-Light Pro, GC, ABD)] polimerize edildikten sonra polimerizasyon dereceleri iki farklı yöntemle (FTIR spektroskopisi, Vickers mikrosertlik cihazı) değerlendirildi.

İkinci bölümde; çekilmiş dişlere Sınıf II kutu kaviteler açıldıktan sonra beş farklı ışık cihazı ve üç farklı tabakalama yöntemiyle restore edildi. Daha sonra mikrosızıntı skorlamaları yapıldı.



Şekil 3.1. Çalışmanın akış şeması

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan LED ışık cihazları

| Özellikler Işık cihazı | Nesil | Dalga boyu | Işık yoğunluğu |
|--|----------|------------|---|
| SmartLite Focus (Dentsply, ABD) | 2. nesil | 420-540 nm | 1000 mW/cm ² |
| Led. E (Woodpecker, Çin) | 2. nesil | 420-480 nm | 1000-1200 mW/cm ² |
| Valo Cordless (Ultradent, ABD) | 3. nesil | 395-480 nm | Standart mod: 1000 mW/cm ² Yüksek güç modu :1400 mW/cm ² Ekstra güç modu :3200 mW/cm ² |
| Bluephase N (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) | 3. nesil | 385-510 nm | Yüksek güç modu: 1200 mW/cm ² Düşük güç modu: 650 mW/cm ² Soft Start modu: 650–1200mW/cm ² |
| D-Light Pro (GC, ABD) | 3. nesil | 400-480 nm | Yüksek güç modu: 1400 mW/cm ² Düşük güç modu: 700 mW/cm ² Tespit modu |

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler

| Özellikler Kompozit | Organik matriks | İnorganik doldurucu | Doldurucu Oranı (ağırlık-hacim) | Uygulama kalınlığı |
|---|---|---|--|---------------------------|
| Ceram.x SphereTEC one universal A2 (Dentsply, Almanya) | Metakrilat ile modifiye edilmiş polisiloksan, Bis-GMA, TEGDMA | Baryum-aluminyum-borosilikat cam İterbiyum florür | % 73-%50 | 2 mm |
| SDR flow+ A2 (Dentsply, Almanya) | Modifiye UDMA, EBPADMA TEGDMA | Baryum-aluminyum floroborosilikat cam Stronsiyum-aluminyum florosilikat cam | % 65-%43 | 4 mm |

3.1. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları

3.1.1. SmartLite Focus (Dentsply, ABD)



Resim 3.1. SmartLite Focus ışık cihazı

- 2. nesil LED ışık cihazıdır.
- Dalga boyu 420-540 nm arasındadır.

- Işık yoğunluğu 1000 mW/cm² dir.

3.1.2. Led.E (Woodpecker, Çin)



Resim 3.2. Led.E ışık cihazı

- 2. nesil LED ışık cihazıdır.
- Dalga boyu 420-480 nm arasındadır.
- Işık yoğunluğu 1000-1200 mW/cm² arasındadır.
- Üç farklı modu mevcuttur: Full-power, Ramping ve Pulse

3.1.3. Valo Cordless (Ultradent, ABD)



Resim 3.3. Valo Cordless ışık cihazı

- 3. nesil ışık cihazıdır.
- Dalga boyu 395-480 nm arasındadır.
- Üç farklı modu vardır:
Standart güç modu: 1000 mW/cm²
Yüksek güç modu: 1400 mW/cm²
Ekstra güç modu: 3200 mW/cm²

3.1.4. Bluephase N (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)



Resim 3.4. Bluephase N ışık cihazı

- 3. nesil ışık cihazıdır.
- Dalga boyu 385-510 nm arasındadır.
- Üç farklı modu vardır:
Yüksek güç modu: 1200 mW/cm²
Düşük güç modu: 650 mW/cm²
Soft Start modu: 650–1200mW/cm²

3.1.5. D-Light Pro (GC, ABD)



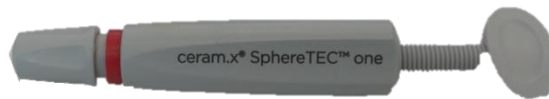
Resim 3.5. D-Light Pro ışık cihazı

- 3. nesil ışık cihazıdır.
- Dalga boyu 400-480 nm arasındadır.
- Üç farklı modu vardır:
Yüksek güç modu: 1400 mW/cm²
Düşük güç modu: 700 mW/cm²
Tespit modu

3.2. Çalışmada Kullanılan Kompozit Rezinler

3.2.1. Ceram.x SphereTEC one universal A2 (Dentsply, Almanya)

Universal, nanoseramik kompozittir.



Resim 3.6. Ceram.x SphereTEC one universal A2 kompozit rezin

3.2.2. SDR flow+ A2 (Dentsply, Almanya)

Akışkan bulk fill kompozittir.



Resim 3.7. SDR flow+ A2 bulk fill kompozit rezin

3.3. Çalışmada Kullanılan Adeziv

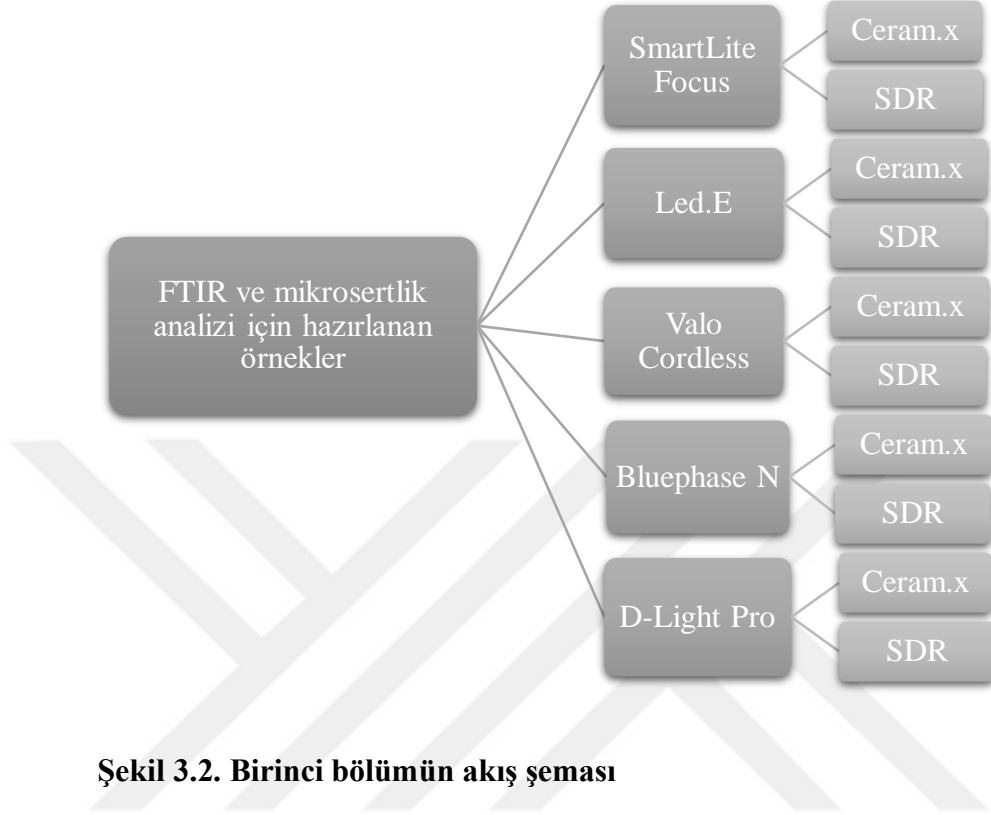
Prime&Bond Universal Adeziv (Dentsply, Almanya)

- Fosforik asitle modifiye edilmiş akrilik rezin
- Bi-fonksiyonel ve multi-fonksiyonel akrilat
- Asidik akrilat
- İzopropanol
- Su
- Dipentaeritritol pentakrilat fosfat (PENTA)
- 10-Metakriloksidil dihidrojen fosfat (MDP)



Resim 3.8. Prime&Bond Universal Adeziv

3.4. Birinci Bölüm

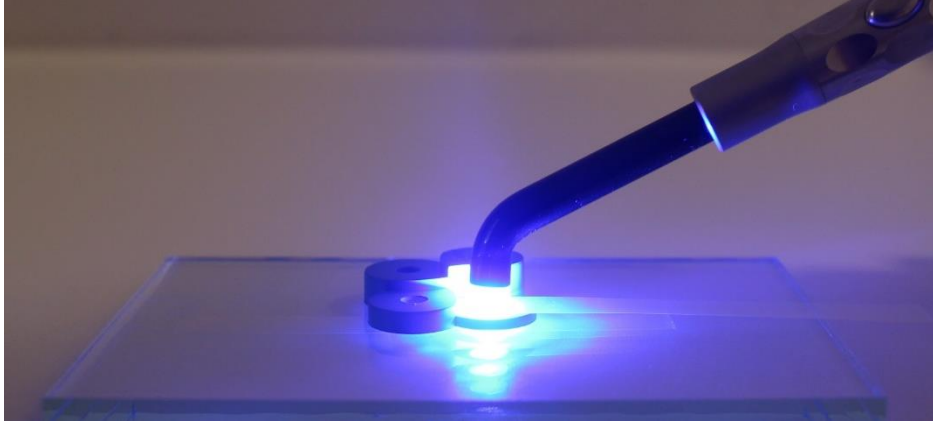


Şekil 3.2. Birinci bölümün akış şeması

3.4.1. Örneklerin hazırlanması

3.4.1.1. FTIR analizi için örneklerin hazırlanması

A2 rengindeki iki farklı kompozit rezinden bloklar hazırlamak için 4 mm çapındaki teflon kalıp kullanıldı. Oksijen inhibisyon tabakasını önlemek için, kompozit rezinlerin altına ve üstüne şeffaf bant ve cam yerleştirildi. Polimerizasyon işlemi kompozit rezin üzerindeki cam kaldırılarak, şeffaf bant üzerinden gerçekleştirildi (Resim 3.9). Kompozit rezin firmaların talimatlarına göre polimerizasyon işlemi tamamlandı. Her grup için 5 örnek, toplamda 50 örnek hazırlandı. Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca 37°C’de bekletildi.



Resim 3.9. Kompozit rezin blokların polimerize edilmesi

Grup SL-CX: 2 mm kalınlığında 4 mm çapında kalıplara Ceram.x uygulanıp SmartLite Focus ışık cihazıyla 20 sn süreyle 1000 mW/cm^2 ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup SL-SDR: 4 mm kalınlığında 4 mm çapında kalıplara SDR uygulanıp SmartLite Focus ışık cihazıyla 40 sn süreyle 1000 mW/cm^2 ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup LE-CX: 2 mm kalınlığında 4 mm çapında kalıplara Ceram.x uygulanıp Led.E ışık cihazıyla 20 sn süreyle 1000 mW/cm^2 ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup LE-SDR: 4 mm kalınlığında 4 mm çapında kalıplara SDR uygulanıp Led.E ışık cihazıyla 40 sn süreyle 1000 mW/cm^2 ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup VC-CX: 2 mm kalınlığında 4 mm çapında kalıplara Ceram.x uygulanıp Valo Cordless ışık cihazıyla 20 sn süreyle 1000 mW/cm^2 ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup VC-SDR: 4 mm kalınlığında 4 mm çapında kalıplara SDR uygulanıp Valo Cordless ışık cihazıyla 40 sn süreyle 1000 mW/cm^2 ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup BN-CX: 2 mm kalınlığında 4 mm çapında kalıplara Ceram.x uygulanıp Bluephase N ışık cihazıyla 20 sn süreyle 1200 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup BN-SDR: 4 mm kalınlığında 4 mm çapında kalıplara SDR uygulanıp Bluephase N ışık cihazıyla 40 sn süreyle 1200 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup DL-CX: 2 mm kalınlığında 4 mm çapında kalıplara Ceram.x uygulanıp D-Light Pro ışık cihazıyla 20 sn süreyle 1400 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup DL-SDR: 4 mm kalınlığında 4 mm çapında kalıplara SDR uygulanıp D-Light Pro ışık cihazıyla 40 sn süreyle 1400 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.



Resim 3.10. FTIR analizi için hazırlanan kompozit rezin bloklar

3.4.1.2. Mikrosertlik analizi için örneklerin hazırlanması

A2 rengindeki iki farklı kompozit rezinden bloklar hazırlamak için 8 mm çapındaki teflon kalıp kullanıldı. Oksijen inhibisyon tabakasını önlemek için, kompozit rezinlerin altına ve üstüne şeffaf bant ve cam yerleştirildi. Polimerizasyon işlemi kompozit rezin üzerindeki cam kaldırılarak, şeffaf bant üzerinden gerçekleştirildi (Resim 3.9). Kompozit rezin firmaların talimatlarına göre polimerizasyon işlemi tamamlandı. Her grup için 10 örnek, toplamda 100 örnek

hazırlandı. Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca 37°C’de bekletildi. Oksijen inhibisyon tabakasını elimine etmek için sırasıyla en kalından en ince grenliye doğru Sof-Lex (3M, ABD) cila diskleriyle polisaj yapıldı (Resim 3.12). Her 5 örnekte bir cila diskleri yenilendi.

Grup SL-CX: 2 mm kalılığında 8 mm çapında kalıplara Ceram.x uygulanıp SmartLite Focus ışık cihazıyla 20 sn süreyle 1000 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup SL-SDR: 4 mm kalınlığında 8 mm çapında kalıplara SDR uygulanıp SmartLite Focus ışık cihazıyla 40 sn süreyle 1000 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup LE-CX: 2 mm kalılığında 8 mm çapında kalıplara Ceram.x uygulanıp Led.E ışık cihazıyla 20 sn süreyle 1000 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup LE-SDR: 4 mm kalınlığında 8 mm çapında kalıplara SDR uygulanıp Led.E ışık cihazıyla 40 sn süreyle 1000 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup VC-CX: 2 mm kalılığında 8 mm çapında kalıplara Ceram.x uygulanıp Valo Cordless ışık cihazıyla 20 sn süreyle 1000 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup VC-SDR: 4 mm kalınlığında 8 mm çapında kalıplara SDR uygulanıp Valo Cordless ışık cihazıyla 40 sn süreyle 1000 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup BN-CX: 2 mm kalılığında 8 mm çapında kalıplara Ceram.x uygulanıp Bluephase N ışık cihazıyla 20 sn süreyle 1200 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

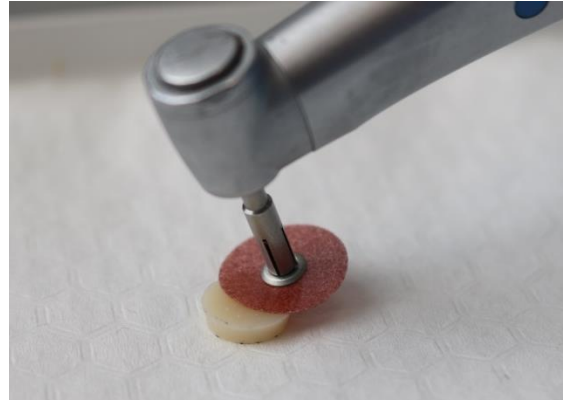
Grup BN-SDR: 4 mm kalınlığında 8 mm çapında kalıplara SDR uygulanıp Bluephase N ışık cihazıyla 40 sn süreyle 1200 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup DL-CX: 2 mm kalınlığında 8 mm çapında kalıplara Ceram.x uygulanıp D-Light Pro ışık cihazıyla 20 sn süreyle 1400 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.

Grup DL-SDR: 4 mm kalınlığında 8 mm çapında kalıplara SDR uygulanıp D-Light Pro ışık cihazıyla 40 sn süreyle 1400 mW/cm² ışık yoğunluğu ile polimerize edildi.



Resim 3.11. Mikrosertlik analizi için hazırlanan kompozit rezin bloklar

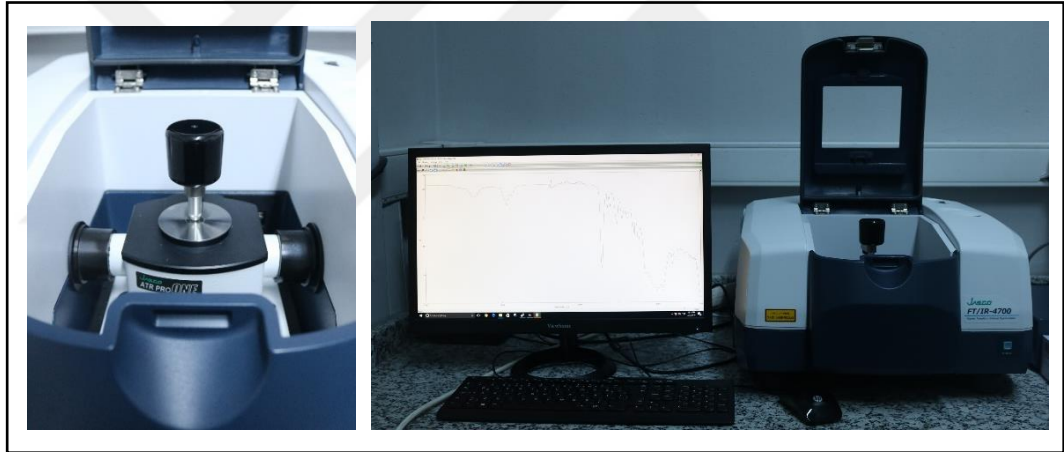


Resim 3.12. Kompozit rezin bloklara cila yapılması

3.4.2. Örneklerin konversiyon derecesi tespiti için FTIR ve mikrosertlik analizlerinin yapılması

3.4.2.1. Örneklerin FTIR analizlerinin yapılması

Konversiyon derecesi ölçümleri $4000-400\text{ cm}^{-1}$ dalga boyu aralığında ve 4 cm^{-1} dalga sayısı çözünürlükte, Marmara Üniversitesi Nanoteknoloji ve Biyomalzemeler Uygulama ve Araştırma Merkezindeki FTIR (FT/IR-4700, Jasco, Japonya) cihazında yapıldı (Resim 3.13). Ölçüm öncesinde çevre faktörünü uzaklaştırmak için “background spektrumu” alındı. İlk önce polimerize olmamış kompozit rezinlerin, daha sonra polimerize olmuş kompozit rezinlerin FTIR spektrumları kaydedildi. Polimerize olmuş örnekler, ölçümlerinin yapılabilmesi için bir havan ve tokmak yardımıyla toz haline getirildi (Resim 3.14).



Resim 3.13. FTIR spektroskopisi cihazı (FT/IR-4700, Jasco, Japonya)



Resim 3.14. Kompozit rezin blokların toz haline getirildiği havan ve tokmak

Ölçümler ile elde edilen spektrumda 1638 cm^{-1} ve 1609 cm^{-1} dalga boylarındaki absorpsiyon değerleri dikkate alındı. Bu değerler aşağıda yer alan formülde yerlerine koyulup konversiyon dereceleri yüzde olarak hesaplandı.

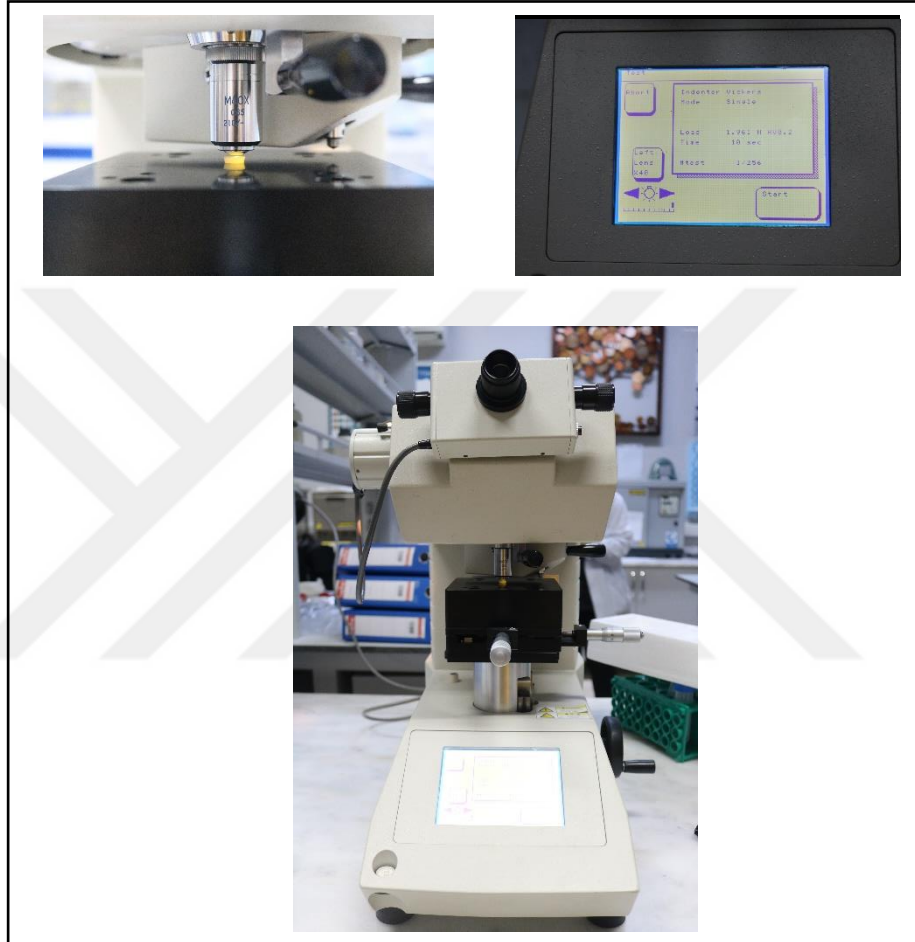
DC (%) =

$$[1 - (1638\text{ cm}^{-1} / 1609\text{ cm}^{-1})_{\text{polimerize}} / (1638\text{ cm}^{-1} / 1609\text{ cm}^{-1})_{\text{polimerize olmamış}}] \times 100$$

3.4.2.2. Örneklerin mikrosertlik ölçümlerinin yapılması

Örneklerin mikrosertlik ölçümleri Marmara Üniversitesi Nanoteknoloji ve Biyomalzemeler Uygulama ve Araştırma Merkezindeki HMV-2T (Shimadzu, Japonya) Vickers sertlik cihazıyla yapıldı (Resim 3.15). Her ölçümde 10 sn süreyle 200 gr (1,96 Newton) kuvvet uygulandı. Her örnek, 3 üst yüzey ve 3 alt yüzey olmak üzere 6 noktadan mikro elmas uçla iz oluşturularak sertlik ölçümü yapıldı. Daha sonra oluşturulan izin derinlik ve kenar uzunluğu oranı cihaz ucu tarafından otomatik olarak analiz edilerek VHN (Vickers Hardness Number) değeri tespit edildi. Üst ve alt yüzeylerdeki ölçümlerin ortalaması alınarak her yüz için ortalama VHN değeri elde edildi. Her örneğin sertlik oranı;

$$\text{VHN}_{\text{oran}} = \text{VHN}_{\text{alt yüzey}} / \text{VHN}_{\text{üst yüzey}} \text{ formülüyle belirlendi.}$$



Resim 3.15. Vickers mikrosertlik cihazı (HMV-2T, Shimadzu, Japonya)

3.5. İkinci Bölüm



Şekil 3.3. İkinci bölümün akış şeması

3.5.1. Örneklerin hazırlanması

Çalışmada; 150 adet, periodontal ve cerrahi nedenlerden dolayı son altı ay içinde çekilmiş, çürüksüz, restorasyonsuz, hipoplazi ve çatlak içermeyen alt büyük azı dişler kullanıldı. Dişler üzerindeki periodontal doku ve debrisler bir periodontal el aleti yardımıyla uzaklaştırıldı. Çalışma başlayana kadar dişler distile su içinde bekletildi. Daha sonra her diş meziallerine komşu olacak şekilde yapay bir premolar diş ile akrile (SC, İmeryl, Türkiye) gömüldü (Resim 3.16).



Resim 3.16. Çekilmiş dişlerin yapay bir premolar dişle komşu olacak şekilde akrile gömülmesi

Tüm dişlerin mezial yüzeyine hava ve su soğutması altında tek bir araştırmacı tarafından silindirik elmas frezlerle (Adia, Türkiye) standart Sınıf II kutu kaviteLER açıldı (Resim 3.17). Her 5 dişin preparasyonundan sonra frez yenilendi. Her kavite; bukkal-lingual genişliği 4 mm, gingival basamak genişliği 2 mm ve derinliği 5 mm olacak şekilde ve mine-sement sınırının 1 mm üstünde hazırlandı. Kavite boyutları periodontal sond ile ölçülerek standart hale getirildi (Resim 3.18).



Resim 3.17. Sınıf II kutu kaviterin açılması



Resim 3.18. Açılan kavite­lerin boyutlarının periodontal sond ile ölçülmesi

Hazırlanan 150 kavite rastgele 5 gruba ve ardından 3 farklı alt gruplara ayrıldı. Her alt grupta 10 örnek oluşturuldu.

3.5.2. Kavite­lerin restorasyonu

Kavite­lerin restorasyonu için önceden konturlanmış metal bantlara sahip Palodent V3 Bölümlü Matris Sistemi (Dentsply, ABD) kullanıldı. Matris bandı (5,5 mm) yerleştirildikten sonra matris sistemine ait özel kama (medium) ve ardından matrisin sabit kalmasını sağlayacak metal halka yerleştirildi (Resim 3.19).



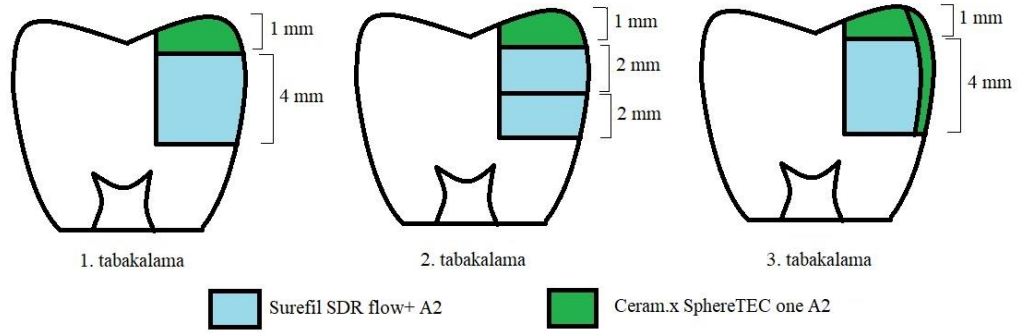
Resim 3.19. Kavite­leri restore etmek için bölümlü matris sisteminin yerleştirilmesi

Matris sisteminin yerleştirilmesinin ardından restorasyon işlemine geçildi. Tek bir hekim tarafından ve firmaların önerileri doğrultusunda 3 farklı tabakalama yöntemi ve 5 farklı LED ışık cihazı kullanılarak restorasyonlar yapıldıktan sonra gruplara ayrılmış bir şekilde distile su içerisinde bekletildi.

1. tabakalama yöntemi: 4 mm kalınlığında SDR uygulandıktan sonra 40 sn ışık cihazı ile polimerize edildi ardından 1 mm kalınlığında Ceram.x kompoziti uygulandı ve 20 sn polimerize edildi.

2. tabakalama yöntemi: 2 mm kalınlığında SDR uygulandıktan sonra 20 sn ışık cihazı ile polimerize edildi, tekrar 2 mm kalınlığında SDR ve 20 sn polimerizasyon gerçekleştirildi. Son olarak da 1 mm kalınlığında Ceram.x uygulanarak 20 sn polimerize edildi.

3. tabakalama yöntemi: Ceram.x kompoziti önce matris yüzeyine komşu olacak şekilde yaklaşık 0,5 mm kalınlığında yerleştirilerek kavite sınıf I kaviteye çevrilerek 20 sn polimerize edildi. Daha sonra 4 mm kalınlığında SDR uygulandı ve 40 sn polimerize edildi. En son 1 mm kalınlığında Ceram.x uygulanarak 20 sn süre ile polimerizasyon tamamlandı.



Şekil 3.4. Kullanılan tabakalama yöntemleri

Grup SL-1 (SmartLite Focus- 1. tabakalama): %37 lik fosforik asit sadece mineye 15 sn boyunca uygulandı. Su spreyi ile asit uzaklaştırıldı. Kavite pamuk pelet yardımıyla kurutuldu. Tek kullanımlık fırça yardımıyla Prime&Bond universal adeziv kaviteye uygulanıp 20 sn bekletildikten sonra 5 sn hava spreyi ile dağıtıldı. 10 sn

boyunca SmartLite Focus ışık cihazıyla polimerize edildi. Kavite 1. tabakalama yöntemi ve SmartLite Focus ışık cihazıyla restore edildi.

Grup SL-2 (SmartLite Focus- 2. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 2. tabakalama yöntemi ve SmartLite Focus ışık cihazıyla restore edildi.

Grup SL-3 (SmartLite Focus- 3. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 3. tabakalama yöntemi ve SmartLite Focus ışık cihazıyla restore edildi.

Grup LE-1 (Led.E- 1. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 1. tabakalama yöntemi ve Led.E ışık cihazıyla restore edildi.

Grup LE-2 (Led.E- 2. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 2. tabakalama yöntemi ve Led.E ışık cihazıyla restore edildi.

Grup LE-3 (Led.E- 3. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 3. tabakalama yöntemi ve Led.E ışık cihazıyla restore edildi.

Grup VC-1 (Valo Cordless- 1. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 1. tabakalama yöntemi ve Valo Cordless ışık cihazıyla restore edildi.

Grup VC-2 (Valo Cordless- 2. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 2. tabakalama yöntemi ve Valo Cordless ışık cihazıyla restore edildi.

Grup VC-3 (Valo Cordless- 3. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 3. tabakalama yöntemi ve Valo Cordless ışık cihazıyla restore edildi.

Grup BN-1 (Bluephase N- 1. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 1. tabakalama yöntemi ve Bluephase N ışık cihazıyla restore edildi.

Grup BN-2 (Bluephase N- 2. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 2. tabakalama yöntemi ve Bluephase N ışık cihazıyla restore edildi.

Grup BN-3 (Bluephase N- 3. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 3. tabakalama yöntemi ve Bluephase N ışık cihazıyla restore edildi.

Grup DL-1 (D-Light Pro- 1. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 1. tabakalama yöntemi ve D-Light Pro ışık cihazıyla restore edildi.

Grup DL-2 (D-Light Pro- 2. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 2. tabakalama yöntemi ve D-Light Pro ışık cihazıyla restore edildi.

Grup DL-3 (D-Light Pro- 3. tabakalama): Asit ve bond üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra, kavite 3. tabakalama yöntemi ve D-Light Pro ışık cihazıyla restore edildi.

Örnekler 24 saat boyunca 37 °C’de distile suda bekletildi. Tüm örneklerin polisaj işlemleri Sof-Lex (3M, ABD) cila diskleriyle en kalından en ince grenliye doğru sırasıyla yapıldı (Resim 3.20). Her 5 örnekte bir cila diskleri yenilendi.



Resim 3.20. Örneklerin cilalanması

3.5.3. Termal siklus ile yaşlandırma

Polisaj işlemleri tamamlanan örnekler 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C arası ısı banyolarında, her ısıda 30'ar sn bekleme zamanlı ve transfer süresi 10 sn ayarlı olmak üzere Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ARGE laboratuvarındaki termal siklus cihazında (THE-1100, SD Mechatronik, Almanya) 1500 kez termal siklus işlemine tabi tutuldu (Resim 3.21).



Resim 3.21. Termal siklus cihazı (THE-1100, SD Mechatronik, Almanya)

3.5.4. Mikrosızıntının skorlanması

Tüm örnekler restorasyon sınırlarına 1 mm uzaktan iki kat tırnak cilası ile kaplandı. Tırnak cilası kuruduktan sonra %0,2'lik metilen mavisi solüsyonu içinde 24 saat 37°C'de bekletildi. 24 saat sonrasında dişler akan su altında yıkanarak fazla boyanın akması sağlandı. Restorasyonlar su soğutması altında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ARGE laboratuvarındaki hassas kesim cihazı (IsoMet 1000, Buehler, ABD) ile mezio-distal yönde iki eşit parçaya ayrıldı (Resim 3.22).



Resim 3.22. Hassas kesim cihazı (IsoMet 1000, Buehler, ABD)

Elde edilen kesit örneklerinin gingival ve okluzal mikrosızıntı miktarı, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ARGE laboratuvarındaki stereomikroskop (Leica MZ 75, Almanya) ile x25 ve x40 büyütmede incelendi (Resim 3.23). Her kesitten fotoğraf alındı. Boya penetrasyon dereceleri Tablo 3.3.'te gösterilen kriterlere göre skorlandı. Her bir kesitteki okluzaldeki ve gingivaldeki sızıntılar iki bağımsız araştırmacı tarafından değerlendirildi.



Resim 3.23. Stereomikroskop (Leica MZ 75, Almanya)

Tablo 3.3. Mikrosızıntı skorum kriterleri (Swapna ve ark., 2015)

| Skor | Okluzal Duvardaki Mikrosızıntı | Gingival duvardaki mikrosızıntı |
|------|--|---|
| 0 | Boya penetrasyonu yok | Boya penetrasyonu yok |
| 1 | Okluzal duvarın yarısına kadar boya penetrasyonu | Gingival duvarın yarısına kadar boya penetrasyonu |
| 2 | Okluzal duvarın yarısını aşan boya penetrasyonu | Gingival duvarın yarısını aşan boya penetrasyonu |
| 3 | Pulpaya devam eden boya penetrasyonu | Gingival ve aksiyal duvarı içeren ve pulpaya devam eden boya penetrasyonu |

3.6. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen veriler Stata 15.1 programı kullanılarak analiz yapıldı. İki'den fazla bağımsız grubun karşılaştırılmasında Kruskal Wallis analiz yöntemi kullanıldı. Gruplar arası fark çıkması durumunda ikili karşılaştırmalar için Mann Whitney U testi kullanıldı. FTIR ve Vickers mikrosertlik analizlerinin korelasyonu için Spearman's korelasyon analizi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi olarak p değerinin 0,05'ten küçük olması kabul edildi.

4. BULGULAR

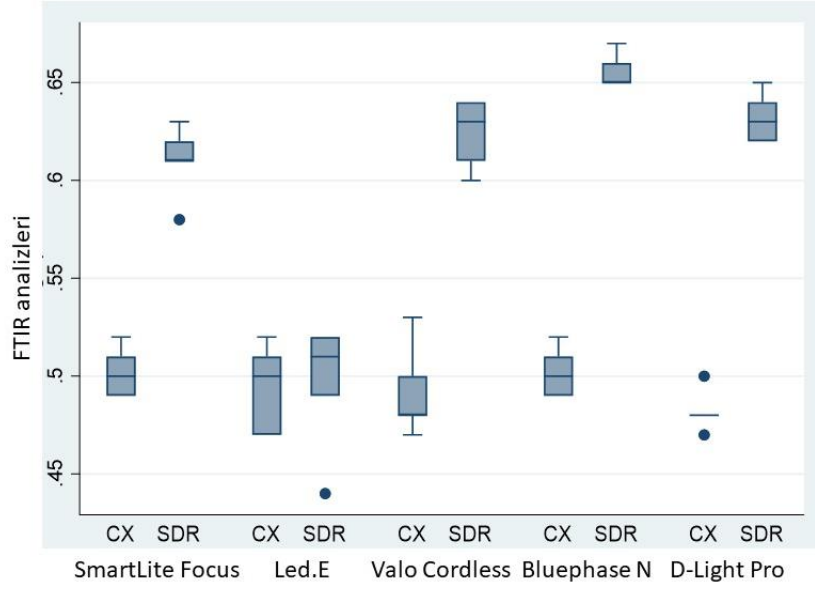
4.1. Çalışmanın Birinci Bölümüne Ait Bulgular

4.1.1. FTIR analizi sonuçları

Tablo 4.1. FTIR analizi sonuçları

| Gruplar | N | Minimum | Maksimum | Ortanca |
|---------|---|---------|----------|---------|
| SL-CX | 5 | %49 | %52 | %50 |
| SL-SDR | 5 | %58 | %63 | %61 |
| LE-CX | 5 | %47 | %52 | %50 |
| LE-SDR | 5 | %44 | %52 | %51 |
| VC-CX | 5 | %47 | %53 | %48 |
| VC-SDR | 5 | %60 | %64 | %63 |
| BN-CX | 5 | %49 | %52 | %50 |
| BN-SDR | 5 | %65 | %67 | %65 |
| DL-CX | 5 | %47 | %50 | %48 |
| DL-SDR | 5 | %62 | %65 | %62 |

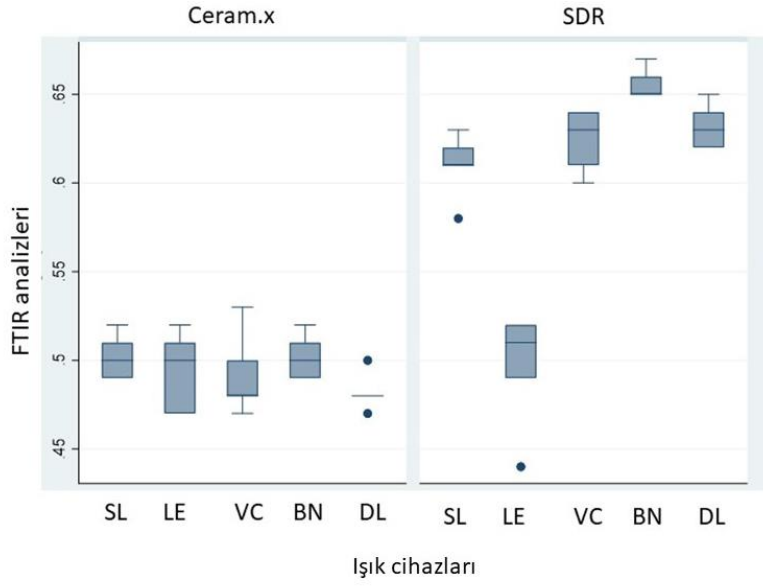
Kompozit rezinlerin konversiyon dereceleri karşılaştırıldığında; Led.E ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezinler dışında SDR kompoziti Ceram.x kompozitine göre anlamlı derecede daha yüksek konversiyon derecesi gösterdi ($p<0,05$). Led.E ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezinler arasında anlamlı fark bulunmadı ($p=0,6704$).



Şekil 4.1. Ceram.x ve SDR kompozitlerinin konversiyon dereceleri karşılaştırması

Işık cihazları karşılaştırıldığında; Kruskal Wallis testi sonuçlarına göre Ceram.x kompozitinin konversiyon derecesi, farklı ışık cihazları kullanımında anlamlı farklılık göstermedi ($p=0,3005$). Fakat SDR kompozitinin konversiyon derecesinde anlamlı farklılıklar bulundu ($p=0,006$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek için SDR grupları Mann Whitney U testine tabi tutuldu.

SDR gruplarında; Bluephase N ışık cihazı tüm ışık cihazlarından daha yüksek konversiyon derecesi gösterdi (min: %65, maks: %67, ortanca: %65). Led.E ışık cihazı ise tüm ışık cihazlarından anlamlı derecede düşük konversiyon derecesi gösterdi (min: %44, maks: %52, ortanca: %51). SmartLite Focus, Valo Cordless ve D-Light Pro ışık cihazları ile polimerize edilen SDR gruplarının konversiyon dereceleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).



Şekil 4.2. Işık cihazlarının konversiyon dereceleri karşılaştırması

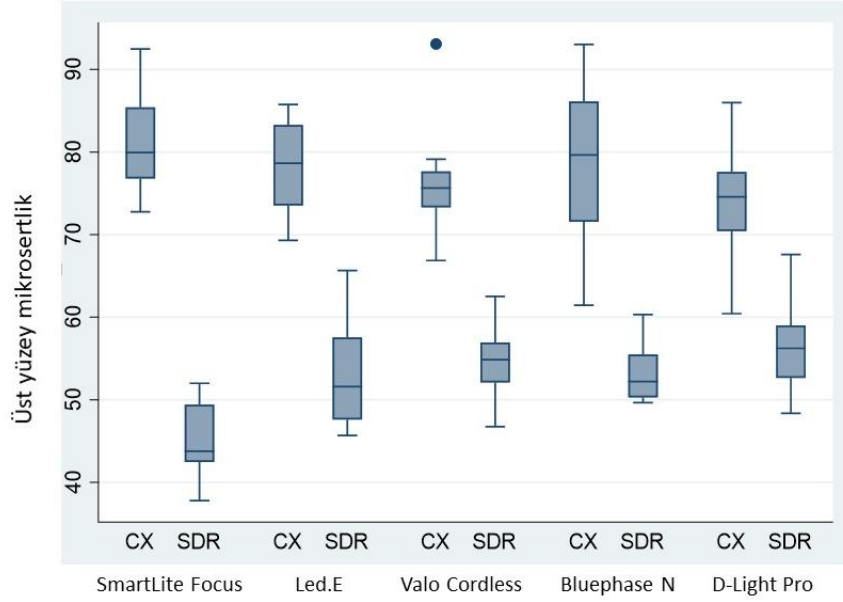
4.1.2. Mikrosertlik analizi sonuçları

4.2.2.1. Üst yüzey mikrosertlik ölçümleri

Tablo 4.2. Örneklerin üst yüzeylerinin Vickers mikrosertlik (HVN, N/nm²) değerleri

| Gruplar | N | Minimum | Maksimum | Ortanca |
|---------|----|---------|----------|---------|
| SL-CX | 10 | 72,7 | 92,5 | 79,9 |
| SL-SDR | 10 | 37,8 | 52 | 43,7 |
| LE-CX | 10 | 69,3 | 85,7 | 78,6 |
| LE-SDR | 10 | 45,6 | 65,6 | 51,6 |
| VC-CX | 10 | 66,8 | 93,1 | 75,6 |
| VC-SDR | 10 | 46,7 | 62,5 | 54,8 |
| BN-CX | 10 | 61,4 | 93 | 79,6 |
| BN-SDR | 10 | 49,6 | 60,3 | 52,2 |
| DL-CX | 10 | 60,4 | 86 | 74,5 |
| DL-SDR | 10 | 48,3 | 67,6 | 56,2 |

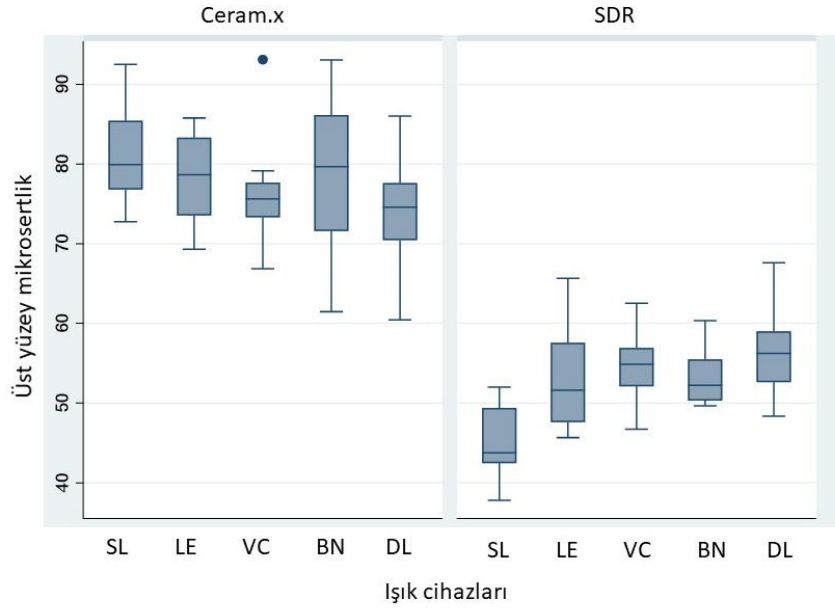
Tüm ışık cihazlarında Ceram.x kompoziti gruplarının üst yüzey sertliği SDR gruplarının üst yüzey sertliğinden anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,0000$)



Şekil 4.3. Ceram.x ve SDR kompozitlerinin üst yüzey mikrosertliklerinin karşılaştırması

Işık cihazları birbirleriyle karşılaştırıldığında ise; Ceram.x gruplarının üst yüzey sertliğinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p=0,2958$).

Yapılan Kruskal Wallis analiziyle SDR gruplarının üst yüzey sertliklerinde ise fark bulundu ($p=0,006$). Farkın hangi gruplar arası olduğunu anlamak için tüm gruplar Mann Whitney U testine tabi tutuldu. SmartLite Focus ışık cihazı tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük üst yüzey sertliği gösterdi ($p<0,05$).



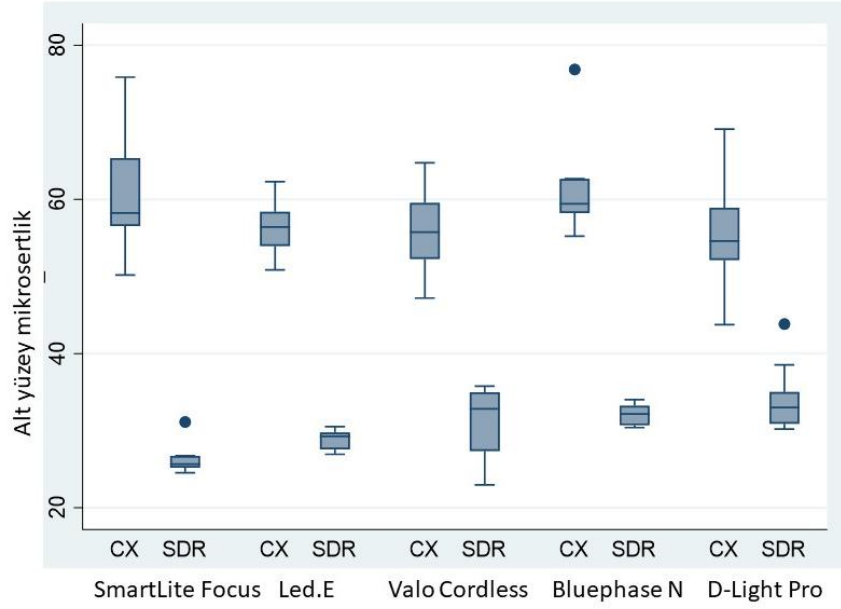
Şekil 4.4. Farklı ışık cihazları ile polimerize edilen Ceram.x ve SDR gruplarının üst yüzey mikrosertlik karşılaştırması

4.2.2.2. Alt yüzey mikrosertlik ölçümleri

Tablo 4.3. Örneklerin alt yüzeylerinin Vickers mikrosertlik (HVN, N/nm²) değerleri

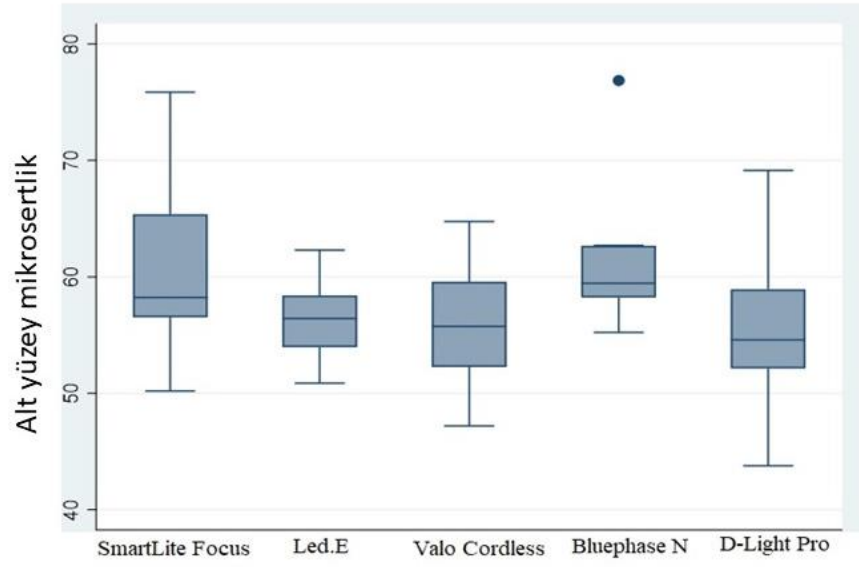
| Gruplar | N | Minimum | Maksimum | Ortanca |
|---------|----|---------|----------|---------|
| SL-CX | 10 | 50,2 | 75,8 | 58,2 |
| SL-SDR | 10 | 24,5 | 31,1 | 25,6 |
| LE-CX | 10 | 50,8 | 62,3 | 56,4 |
| LE-SDR | 10 | 26,9 | 30,5 | 29,2 |
| VC-CX | 10 | 47,2 | 64,7 | 55,7 |
| VC-SDR | 10 | 22,9 | 35,7 | 32,8 |
| BN-CX | 10 | 55,2 | 76,8 | 59,4 |
| BN-SDR | 10 | 30,4 | 34 | 32,1 |
| DL-CX | 10 | 43,7 | 69,1 | 54,6 |
| DL-SDR | 10 | 30,2 | 43,8 | 33 |

Tüm ışık cihazlarında Ceram.x kompoziti gruplarının alt yüzey sertliği SDR gruplarının üst yüzey sertliğinden anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,002$).



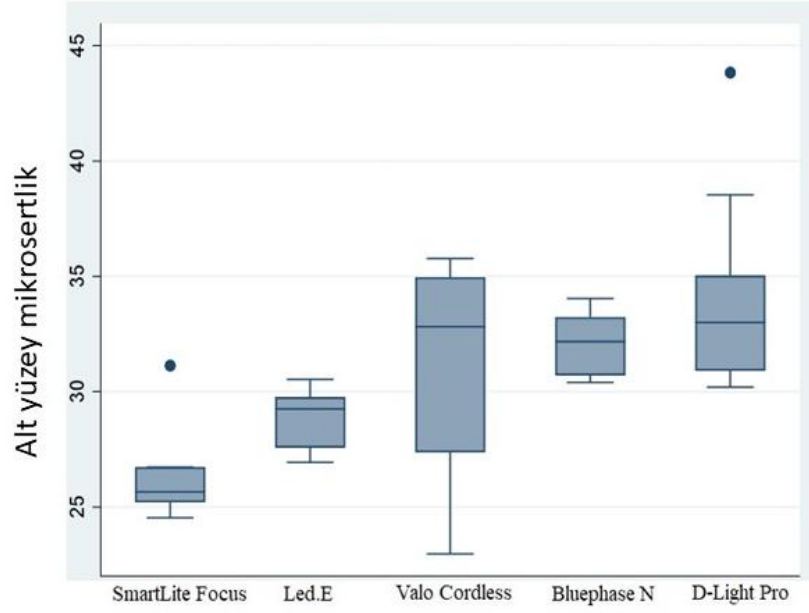
Şekil 4.5. Ceram.x ve SDR kompozitlerinin alt yüzey mikrosertliklerinin karşılaştırması

Işık cihazları birbirleriyle karşılaştırıldığında ise; Ceram.x gruplarının alt yüzey sertliğinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p=0,0995$).



Şekil 4.6. Farklı ışık cihazları ile polimerize edilen Ceram.x gruplarının alt yüzey mikrosertlik karşılaştırması

SDR gruplarının alt yüzey sertliklerinin karşılaştırılmasında ise anlamlı fark bulundu ($p=0,0001$). SmartLite Focus ışık cihazı tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük alt yüzey sertliği gösterdi ($p<0,05$). Led.E ışık cihazıyla polimerize olan SDR gruplarının alt yüzey sertliği ise Bluephase N ($p=0,0004$) ve D-Light Pro ($p=0,0003$) ışık cihazlarından anlamlı olarak düşük bulundu.



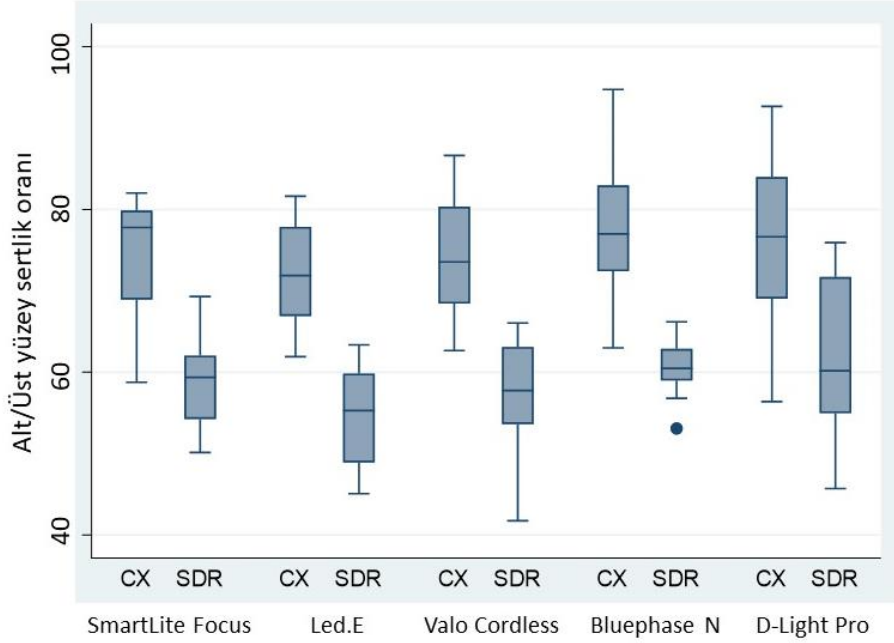
Şekil 4.7. Farklı ışık cihazları ile polimerize edilen SDR gruplarının alt yüzey mikrosertlik karşılaştırması

4.2.2.3. Alt/Üst yüzey sertlik oranlarının analizi

Tablo 4.4. Örneklerin alt/üst yüzey sertlik oranları

| Gruplar | N | Minimum | Maksimum | Ortanca |
|---------|----|---------|----------|---------|
| SL-CX | 10 | %58 | %82 | %77 |
| SL-SDR | 10 | %50 | %69 | %59 |
| LE-CX | 10 | %61 | %81 | %71 |
| LE-SDR | 10 | %45 | %63 | %55 |
| VC-CX | 10 | %62 | %86 | %73 |
| VC-SDR | 10 | %41 | %66 | %57 |
| BN-CX | 10 | %62 | %94 | %76 |
| BN-SDR | 10 | %53 | %66 | %60 |
| DL-CX | 10 | %56 | %92 | %76 |
| DL-SDR | 10 | %45 | %75 | %60 |

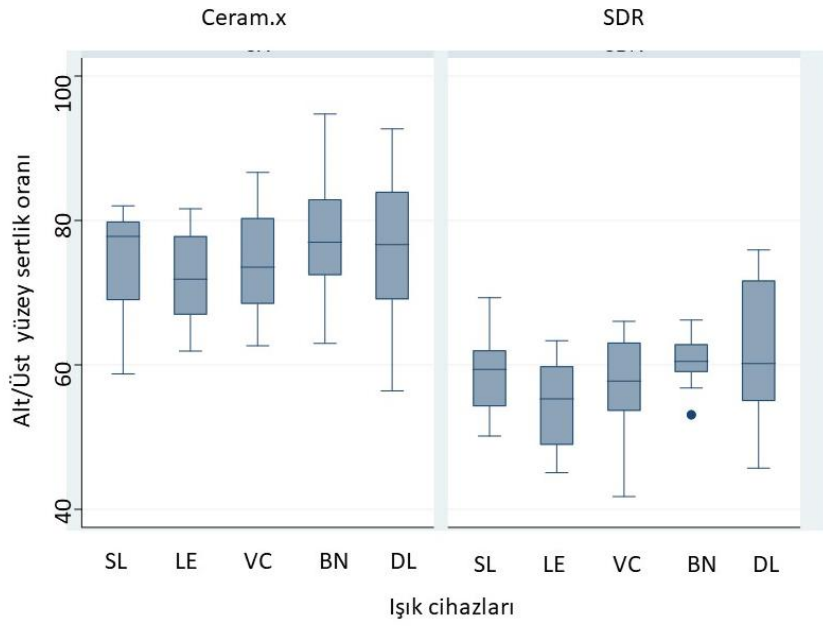
Çalışmada alt/üst yüzey sertlik oranları incelendiğinde; Ceram.x ve SDR kompoziti karşılaştırılmasında, SDR kompoziti Ceram.x'e göre tüm ışık cihazlarında istatistiksel olarak daha düşük sertlik oranı gösterdi ($p=0,0000$).



Şekil 4.8. Ceram.x ve SDR kompozitlerinin alt/üst yüzey sertlik oranlarının karşılaştırması

Işık cihazlarının alt/üst yüzey sertlik oranına etkisine bakıldığında; Ceram.x kompoziti için ışık cihazlarının değişmesi gruplar arasında anlamlı fark göstermedi ($p=0,6297$).

Aynı şekilde SDR kompoziti için de ışık cihazlarının değişmesi gruplar arasında anlamlı farklılık oluşturmadı ($p=0,3170$).



Şekil 4.9. Farklı ışık cihazları ile polimerize edilen Ceram.x ve SDR gruplarının alt/üst yüzey sertlik oranlarının karşılaştırması

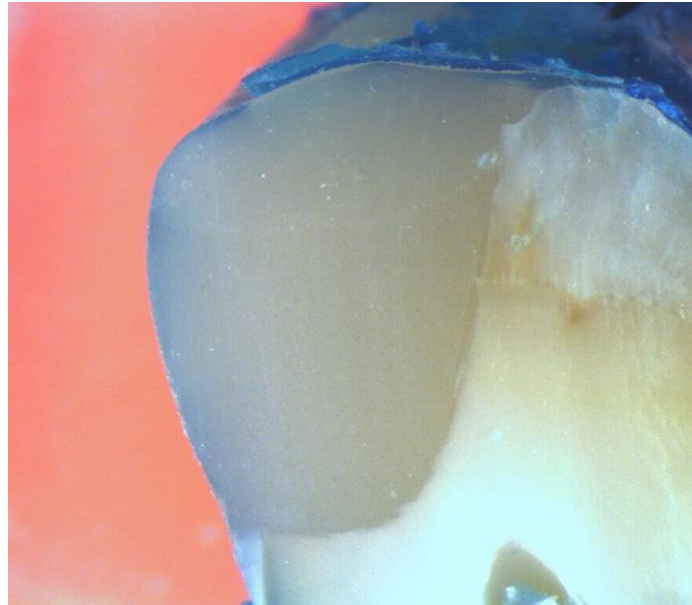
Yapılan Spearman's korelasyon analizine göre FTIR analizi ve Vickers mikrosertlik analizi arasında korelasyon bulunamadı ($p>0,05$).

4.2. Çalışmanın İkinci Bölümüne Ait Bulgular

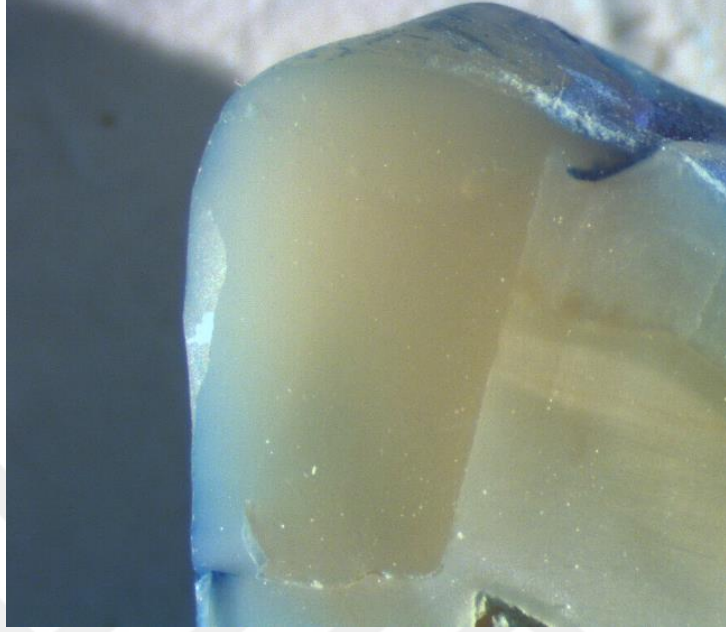
4.2.1. Mikrosızıntı analizleri

Tablo 4.5. Mikrosızıntı skorları

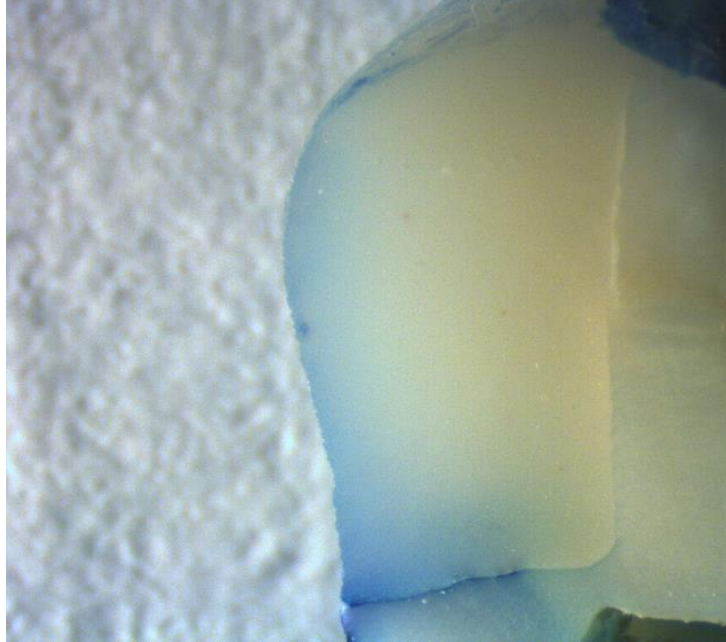
| Gruplar | Okluzal | | | | Gingival | | | |
|---------|---------|---|---|---|----------|---|---|---|
| | 0 | 1 | 2 | 3 | 0 | 1 | 2 | 3 |
| SL-1 | 10 | 0 | 0 | 0 | 5 | 1 | 1 | 3 |
| SL-2 | 10 | 0 | 0 | 0 | 4 | 0 | 3 | 3 |
| SL-3 | 10 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 | 2 | 6 |
| LE-1 | 10 | 0 | 0 | 0 | 1 | 2 | 2 | 7 |
| LE-2 | 9 | 1 | 0 | 0 | 5 | 2 | 1 | 2 |
| LE-3 | 9 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 3 | 7 |
| VC-1 | 10 | 0 | 0 | 0 | 2 | 2 | 4 | 4 |
| VC-2 | 9 | 1 | 0 | 0 | 6 | 1 | 0 | 3 |
| VC-3 | 10 | 0 | 0 | 0 | 6 | 0 | 1 | 3 |
| BN-1 | 10 | 0 | 0 | 0 | 2 | 1 | 3 | 4 |
| BN-2 | 10 | 0 | 0 | 0 | 3 | 0 | 3 | 4 |
| BN-3 | 9 | 1 | 0 | 0 | 2 | 1 | 2 | 5 |
| DL-1 | 10 | 0 | 0 | 0 | 2 | 1 | 3 | 4 |
| DL-2 | 9 | 1 | 0 | 0 | 2 | 3 | 3 | 2 |
| DL-3 | 10 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 3 | 6 |



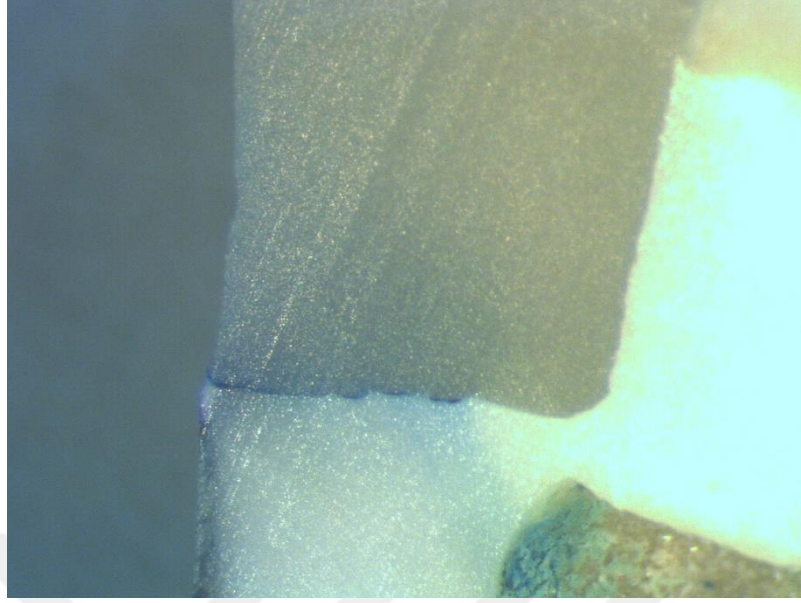
Resim 4.1. Gingival bölgede 0 skoru alan örnek (x25 büyütme)



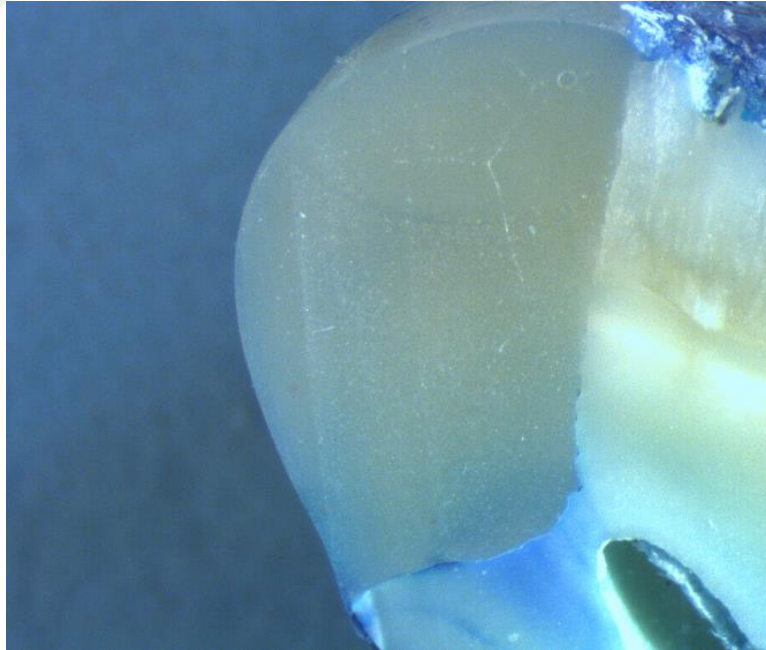
Resim 4.2. Gingival bölgede 1 skoru alan örnek (x25 büyütme)



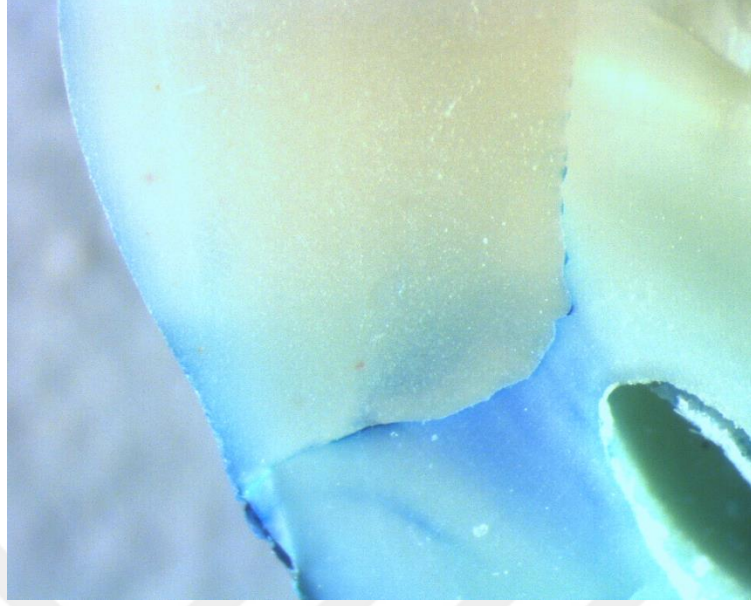
Resim 4.3. Gingival bölgede 2 skoru alan örnek (x25 büyütme)



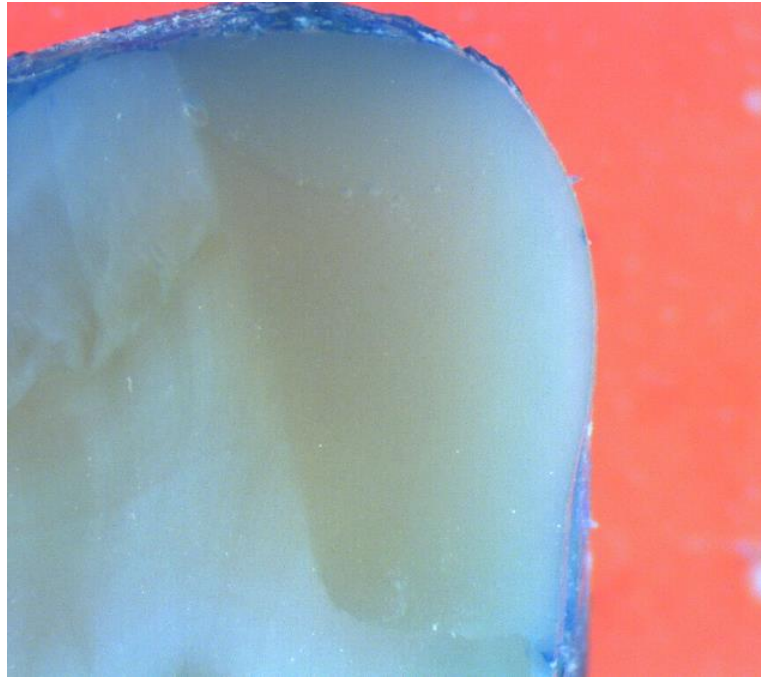
Resim 4.4. Gingival bölgede 2 skoru alan örnek (x40 büyütme)



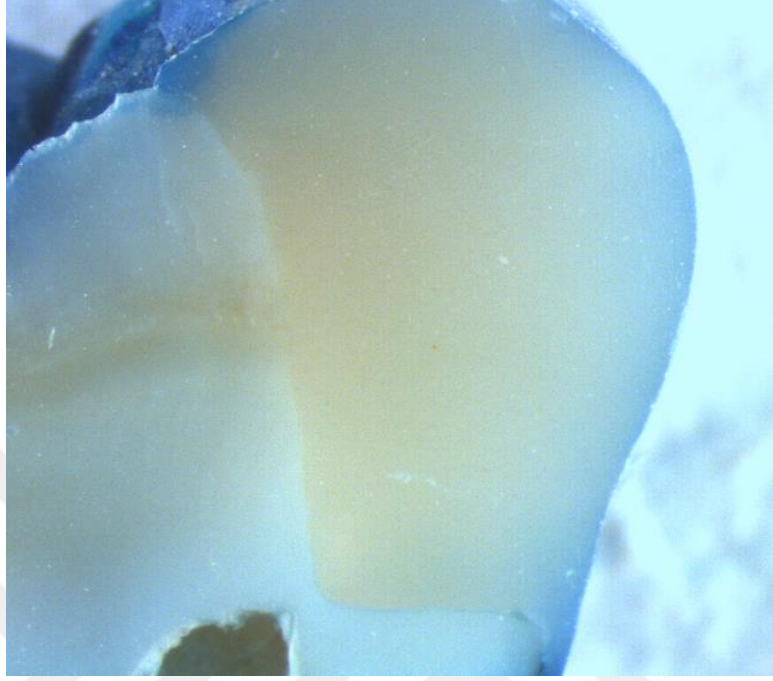
Resim 4.5. Gingival bölgede 3 skoru alan örnek (x25 büyütme)



Resim 4.6. Gingival bölgede 3 skoru alan örnek (x40 büyütme)

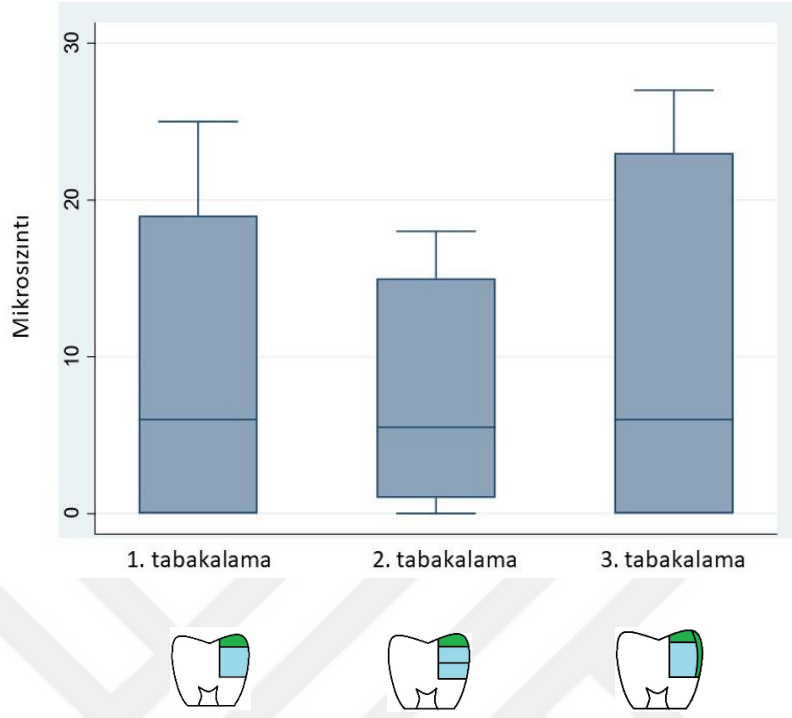


Resim 4.7. Okluzal bölgede 0 skoru alan örnek (x25 büyütme)



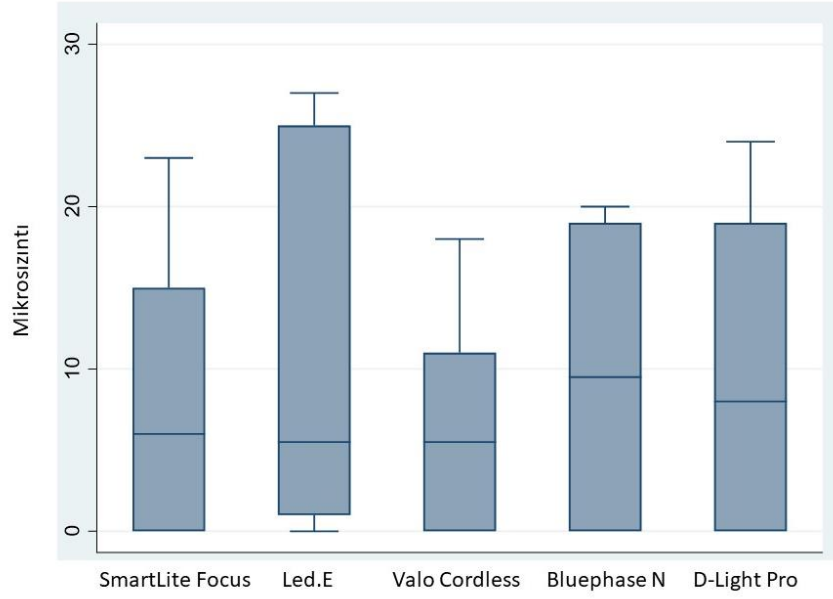
Resim 4.8. Okluzal bölgede 1 skoru alan örnek (x25 büyütme)

Yapılan Kruskal Wallis analizinde, tabakalama yöntemleri karşılaştırıldığında en fazla mikrosızıntı gösteren grup 3. tabakalama yöntemi, en az mikrosızıntı gösteren grup ise 2. tabakalama yöntemi oldu. Fakat gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p=0,7683$).



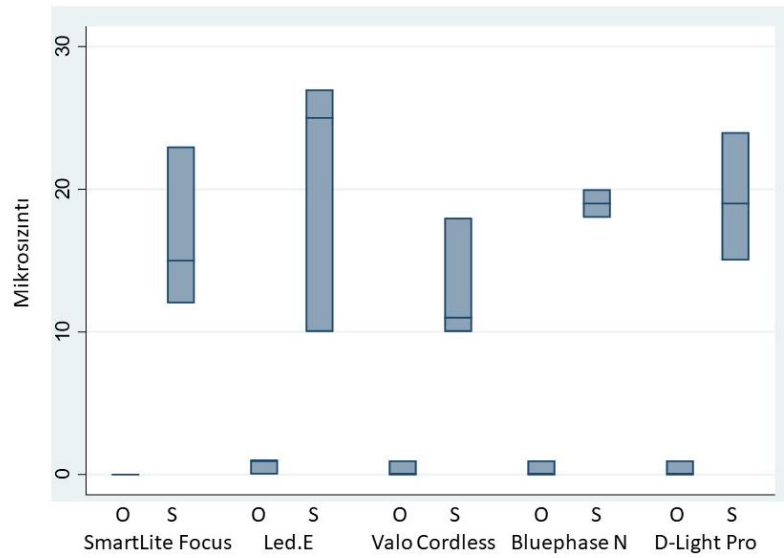
Şekil 4.10. Farklı tabakalama yöntemleriyle restore edilen örneklerin mikrosızıntı skorlarının karşılaştırması

Işık cihazları karşılaştırıldığında ise; en fazla mikrosızıntı gösteren ışık cihazı Led.E, en az mikrosızıntı gösteren ışık cihazı Valo Cordless oldu. Fakat yine gruplar arası anlamlı farklılık gözlenmedi ($p=0,9075$).

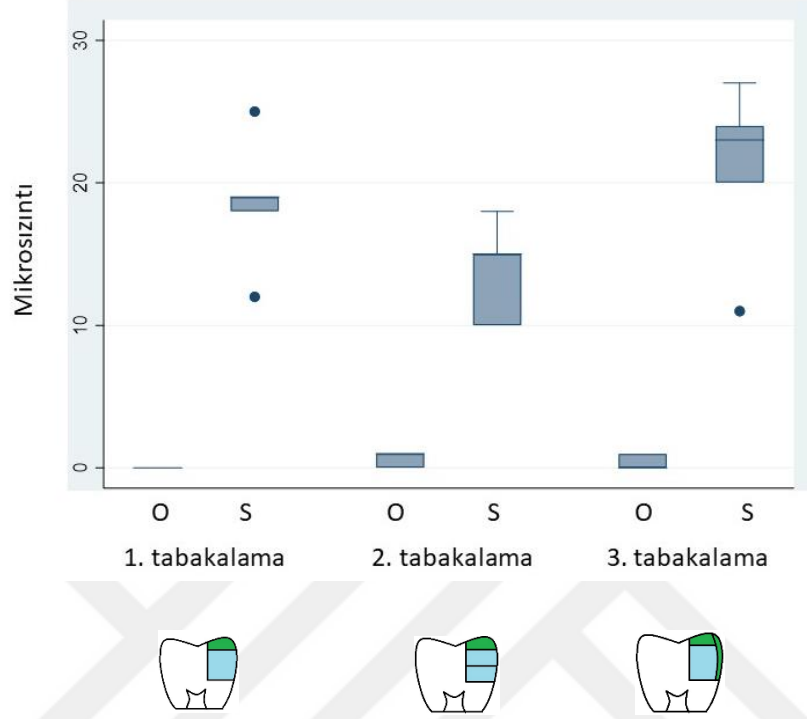


Şekil 4.11. Farklı ışık cihazlarıyla polimerize edilen örneklerin mikrosızıntı skorlarının karşılaştırması

Okluzal bölgede, LE-2, LE-3, VC-2, BN-3, DL-2 gruplarında birer tane 1 skoru dışında bütün örneklerde 0 skoru gözlemlendi. Okluzal bölgede, gingival bölgeye oranla anlamlı olarak daha az mikrosızıntı gözlemlendi ($p=0,0000$).



Şekil 4.12. Okluzal ve gingival bölgedeki mikrosızıntı skorlarının ışık cihazlarına göre karşılaştırması



Şekil 4.13. Okluzal ve gingival bölgedeki mikrosızıntı skorlarının tabakalama yöntemlerine göre karşılaştırması

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Estetik taleplerin artması, cıva toksisitesi korkusu ve sağlık politikaları nedeniyle amalgam kullanımı, son on yılda önemli ölçüde azalmıştır. Kompozit rezinler arka dişlerin direkt restorasyonu için tercih edilen malzeme olarak amalgamın yerini almıştır. Diş renginde olması, ışık ile polimerize olabilme ve tamir edilebilme özelliklerinin yanı sıra kompozit rezinler için hazırlanan kavite preparasyonu, mikro-mekanik ve kimyasal bağlanma nedeniyle amalgam kavite preparasyonundan daha konservatiftir. Bununla birlikte, posterior kompozit restorasyonlar polimerizasyon büzülmesi ve polimerizasyon derinliği sorunları yüzünden inkremental dolum ve ışıkla polimerizasyon gerektirdiklerinden, teknik olarak zorlu ve zaman alıcıdır (Yap ve ark., 2016).

Geleneksel kompozitlerin sınırlı polimerizasyon derinliği nedeniyle klinikte kalın tabakalar halinde uygulanması uygun değildir (Moore ve ark., 2008). Ayrıca polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla da tabakalama yöntemlerinin kullanılması bazı çalışmalarda kanıtlanmış olsa bile (Lee ve ark., 2007; Park ve ark., 2008; Kwon ve ark., 2012) bazı çalışmalarda çelişkili sonuçlar ortaya çıkmıştır. (Soares ve ark., 2013; Bicalho ve ark., 2014). Polimerizasyon büzülmesi sorununun üstesinden gelebilmek için düşük büzülme gösteren kompozitler üretilmiş olsa bile kullanımları sınırlı kalmış (Mamoud ve ark., 2014; Schmidt ve ark., 2014) ve polimerizasyon derinliğinin sınırlı olmasından dolayı tabakalama tekniklerinin uygulanma gerekliliği sürmüştür (Goracci ve ark., 2014).

Tabakalama tekniklerinin dezavantajlarını en aza indirmek, özellikle derin kavitelerin restorasyon sürelerini kısaltarak hekime bağlı gelişebilecek sorunları azaltmak amacıyla bulk fill kompozit rezinler son yıllarda geliştirilmiş ve diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur (Orłowski ve ark., 2015). Konvansiyonel kompozit rezinlere karşılaştırıldığında bulk fill kompozit rezinlerde polimerizasyon derinliğini arttırmak için kompozitin doldurucu içeriğinde değişiklik yapılmıştır. Bulk fill kompozit rezinlerde doldurucu boyutu büyütülmüş ve toplam doldurucu hacmi azaltılmıştır. Konvansiyonel kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında bulk fill kompozit rezinlerde hacimce büyük doldurucular (>20 μ) ve daha az oranda toplam doldurucu

oranı gözlenmektedir. Bu durum ışığın daha az saçılarak, derinlere penetre olmasını sağlar (Ili ve ark., 2013).

Bulk fill kompozit olan SDR kompozitinde de doldurucu oranını azaltmak için büyük partiküllü doldurucular kullanılmıştır. Böylece translüenslik artırılarak gelen ışığın daha az dağılması ve daha derinlere penetre olması sağlanır (Emami ve ark. 2005). Ayrıca SDR'nin organik matriksinde yer alan modifiye UDMA monomerleri ile birleştirilmiş foto-aktif grup polimerizasyon modülatörü olarak fonksiyon görür. Bu polimerizasyon modülatörü, stres düşürücü rezin teknolojisine sahip olmanın yanında monomerlerin polimere dönüşmesi sırasında daha esnek bir şekilde birleşmesini ve böylece daha yüksek bir konversiyon derecesi elde edilmesini sağlar. Bu moleküler yapı jel safhasının gecikmesini, daha uzun bir pre-jelasyon safhası sağlayarak polimerizasyon büzülmesinin azalmasını sağlar (Ilie ve Hickel, 2011; Rullmann ve ark., 2012).

Günümüzde yaygın olarak kullanılmaya başlanan seramik bazlı nanokompozitler ise geleneksel kompozitlere göre daha iyi stres taşıyabilme ve daha iyi yüzey pürüzsüzlüğü sağlarlar (Kumari ve ark., 2015). Bunların yanı sıra daha iyi polimerizasyon derinliği gösterirler (Frauscher ve Ilie, 2013). Ceram.x kompoziti de polisiloksan bir omurga ve organik modifiye nanoseramik partikülleri içeren bir nanohibrit kompozittir. Bu nanoseramik partiküller; inorganik siloksan kısmı sertlik ve organik metakrilat kısmı ise partiküllerin uyumlu ve matriks ile polimerize olabildiğini sağlayan inorganik-organik hibrit partiküller olarak tanımlanabilir (Hegde ve ark., 2011).

Bu çalışmada güncel bir bulk fill kompozit rezin olan SDR flow+ A2 ve nanoseramik kompozit olan Ceram.x SphereTEC one universal A2 kompoziti kullanıldı.

Kompozit rezinlerde yeterli bir polimerizasyonun elde edilmesinde; kompozit rezinin tipi ve matriks yapısı, doldurucu partiküllerinin boyutu, miktarı, dağılımı, rengi, matriks yapı içerisinde bulunan foto başlatıcıların miktarı ve tipi gibi pek çok faktör rol oynadığı gibi, kullanılan ışık kaynağının tipi, ışığın gücü, yoğunluğu, dalga

boyu aralığı, ışık uygulama süresi, ışık ucunun büyüklüğü, ışığın uygulanma mesafesi oldukça etkilidir (Knežević ve ark., 2001; Galvão ve ark., 2010; Galvão ve ark., 2013; Furness ve ark., 2014).

Günümüzde kompozit rezinlerde yaşanan gelişmelere paralel olarak ışık cihazlarında da polimerizasyon etkinliklerini artırmaya yönelik çalışmalar yapılmakta ve gelişmeler kaydedilmektedir (Nitta ve ark., 2005; Amato ve ark., 2016; Rocha ve ark., 2017). Işıkla polimerize olan rezin materyallerin polimerizasyonunda sıklıkla görünür ışık üreten polimerizasyon cihazları kullanılmaktadır. Halojen ışık kaynakları ilk kullanılan polimerizasyon sistemlerinden olup, halojen gaz içeren quartz bir ampülün içinde bulunan flamentin ısıtılması prensibi ile etkinlik gösterirler (Price, 2017). Geniş dalga boyu aralığında (380-520 nm) ışık üreten ve nispeten ucuz maliyete sahip olan bu ışık kaynaklarının halojen lamba ömrünün kısa olması (yaklaşık 100 saat), zamanla reflektör ve filtrelerin etkinliğinin azalmasına bağlı olarak ışık yoğunluklarının düşmesi gibi dezavantajlara (Anusavice, 2003; Peris ve ark., 2005) sahip olmaları nedeniyle LED ışık kaynakları geliştirilmiştir (Bektaş ve ark. 2006).

QTH ışık cihazları popülerken, ışık cihazından yayılan ışığın dalga boyu ile kompozit rezin içerisindeki fotobaşlatıcısının uyumlu olduğu dalga boyunu yakalamak zor olmamıştır (Price ve ark., 2010a). Ayrıca bu durum PAC üniteleri için de geçerlidir (Price ve ark., 2010a; Price ve ark., 2010b). Fakat günümüzde LED ışık cihazları yaygınlaştıkça QTH ve PAC ünitelerinin yerini almıştır (Rueggeberg, 2011). İlk üretilen LED ışık cihazlarının dalga boyu dar bir aralıktadır (450-470 nm) (Price ve ark., 2010a; Rueggeberg, 2011). Bu dar aralık kamforokinon fotobaşlatıcısının absorpsiyon aralığına çok yakın olduğu için, kompozit rezinlerde fotobaşlatıcı olarak kamforokinon kullanılmıştır (Price ve Felix, 2009). Fakat kamforokinon parlak sarı bir renge sahip olduğundan açık renk kompozitlerde kromotik sorunlara sebep olmuştur (Alvim ve ark., 2007; Rueggeberg, 2011). Bu sorunu çözmek için alternatif fotobaşlatıcılar kullanılmıştır. Lucirin TPO, Ivocerin ve PPD fotobaşlatıcıları 420 nm'nin altında absorpsiyon değerlerine sahiptir. Bu nedenle bu fotobaşlatıcılar "single peak" olarak adlandırılan sadece mavi ışık veren bu LED ışık cihazları ile polimerize edilemezler. Maalesef günümüzde üretici firmalar kompozit rezin içerisindeki

fotobaşlatıcılar hakkında eksik bilgi verebilmektedirler. Bu sınırlamayı kaldırmak amacıyla tüm kompozit rezinlerin polimerizasyonunu yeterli bir şekilde sağladıkları iddia edilen “polywave” olarak tanımlanan 3. nesil ışık cihazları piyasaya sürülmüştür (Michaud ve ark., 2014).

Bu çalışmada da piyasada bulunan üç farklı 3. nesil (Valo Cordless, Ultradent, ABD; Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn; D-Light Pro, GC, ABD) ve iki farklı 2. nesil (SmartLite Focus, Dentsply, ABD; Led.E, Woodpecker, Çin) LED ışık cihazı kullanıldı.

Reaksiyona giren karbon bağlarının yüzdesi olarak adlandırılan konversiyon derecesi, kompozit rezinin mekanik özellikleri, boyutsal stabilitesi, renk değişimi ve biyouyumluluk dahi birçok özelliğini etkiler (Silikas ve ark., 2000). Bu nedenle, restorasyonun nihai başarısının belirlenmesinde konversiyon derecesinin önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir (Yoon ve ark., 2002). Kompozit rezinler genel olarak %55 ile %75 oranında bir konversiyon derecesi sergilerler (Silikas ve ark., 2000). Yeterli bir polimerizasyonun sağlanarak monomerlerin polimer yapıya dönüşmesinde; kullanılan ışık kaynağının tipi, ışığın gücü, yoğunluğu, dalga boyu aralığı, ışık uygulama süresi, ışık ucunun büyüklüğü, ışığın uygulanma mesafesi (Galvão ve ark. 2010; Galvão ve ark. 2013; Tarle ve ark. 2015), kompozit rezinin tipi ve matriks yapısı, doldurucu partiküllerinin boyutu, miktarı, dağılımı, rengi, matriks yapı içerisinde bulunan foto başlatıcıların miktarı ve tipi gibi pek çok faktör rol oynar (Kramer ve ark. 2008., Ribeiro ve ark. 2012; Furness ve ark. 2014).

Kompozit rezinlerin konversiyon derecesini belirlemek için direkt ve indirekt yöntemler belirlenmiştir. Direkt yöntemler polimerizasyon reaksiyonları esnasında karbon çift bağlarının tek bağlara dönüşme yüzdesini ve reaksiyona girmemiş monomerlerin miktarını direkt olarak belirleyebilmektedir (Deliktaş ve Ulusoy, 2006). Direkt olarak, FTIR spektroskopisi, Raman spektroskopisi, NMR spektroskopisi gibi yöntemler kullanılabilir. Fakat bunların arasında en yaygın olanı FTIR spektroskopisidir (Stansbury ve Dickens, 2001; Bouschlicher ve ark., 2004; Moraes ve ark., 2008).

Bu çalışmada da konversiyon derecesini direkt olarak ölçmek için FTIR spektroskopisi kullanıldı. Önce polimerize olmamış örneklerin analizi daha sonra polimerize olmuş örneklerin analizi yapıldı. Analiz sonuçları formüldeki yerlerine konulup konversiyon derecesi hesaplandı.

Tarle ve arkadaşlarının konversiyon derecesi ve mikrosertlik üzerine yaptıkları çalışmada; dört farklı bulk fill kompozit (SonicFill, X-tra fil, Tetric EvoCeram Bulk fill ve Quick-Fill) ve bir geleneksel nanohibrit kompozit (Tetric EvoCeram) kullanmışlardır. Farklı kalınlıklarda kompozit rezin bloklar hazırlanıp 3. nesil olan bir LED ışık cihazı olan Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) ile farklı sürelerde polimerize etmişlerdir. FTIR ile yaptıkları ölçüm sonuçlarına göre Tetric EvoCeram'ın çalışmada kullanılan tüm bulk fill kompozitlerden daha düşük konversiyon derecesine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonucu da geleneksel kompozitin doldurucu tranlüsenliğinin bulk fill kompozitlere oranla daha az olmasına bağlamışlardır (Tarle ve ark., 2015).

Lempel ve arkadaşları, üç farklı bulk fill (SDR flow, X-tra base, Filtek bulk fill) ve bir geleneksel akışkan kompozitin (Filtek Ultimate Flow) konversiyon derecelerini karşılaştırmışlardır. Kompozitlerin polimerizasyonları bir 2. nesil LED ışık cihazı olan Led.C (Woodpecker) ile tamamlandıktan sonra Raman spektroskopisi ile konversiyon dereceleri ölçülmüştür. Tüm gruplar arasında en yüksek konversiyon derecesini en az doldurucu oranına sahip SDR bulk fill kompoziti göstermiştir. Bu bulgu, kompozit rezinlerin doldurucu oranı arttıkça ışığın saçılımının artması ve buna bağlı olarak konversiyon derecesinin düşmesine bağlanmıştır. (Lempel ve ark., 2016).

Par ve arkadaşları 2015 yılında, sekiz bulk fill kompozit, bir geleneksel kompozit ve bir geleneksel akışkan kompozitin konversiyon derecelerini incelemişlerdir. Geleneksel kompozitlerde kalınlık arttıkça konversiyon derecesinin azaldığını fakat bulk fill kompozitlerde konversiyon derecesinin kalınlığa bağlı olarak değişmediğini gözlemlemişlerdir. Ayrıca Tetric EvoCeram Bulk Fill kompozitin IVA ve IVB olmak üzere iki farklı rengi karşılaştırıldığında IVB renginin anlamlı derecede IVA renginden düşük konversiyon derecesi gösterdiği gözlemlenmiştir (Par ve ark., 2015).

Kompozit rezinlerin organik matriks içeriklerinin konversiyon derecesine etki ettiği birçok çalışmada kanıtlanmıştır (Costa ve ark., 2011; Öztürk ve ark., 2013; Ribeiro ve ark., 2015). Organik matriks monomerlerinin konversiyon dereceleri Bis-GMA < Bis-EMA < UDMA < TEGDMA şeklinde sıralanabilir (Sideridou ve ark., 2002).

Abed ve arkadaşları yaptığı bir çalışmada, iki farklı bulk fill kompozit (X-tra fil, Voco; QuiXfil, Dentsply) ile bir geleneksel kompozitin (Grandio, Voco) konversiyon dereceleri ve mikrosertliklerini karşılaştırmışlardır. Konversiyon derecesini FTIR analizleriyle tamamlamışlardır. Tüm kompozitlerin inorganik doldurucu oranları benzer olmasına rağmen X-tra fil bulk fill kompozitinin konversiyon derecesi Grandio kompozitinden yüksek bulunmuştur. Bu sonucu X-tra fil kompozitinin organik matriksinde bulunan, konversiyon derecesinin artmasını sağlayan UDMA monomerine bağlamışlardır. QuiXfil bulk fill kompozitinin ise konversiyon derecesi matriksindeki UDMA monomerine rağmen düşük bulunmuştur. Bunu da diğer bir yüksek konversiyon dereceli TEG-DMA monomerinin organik matrikste düşük oranda bulunmasına bağlamışlardır (Abed ve ark., 2015).

Amirouche-Korichi ve arkadaşları, kompozit rezinlerde monomer oranı ve radyopak doldurucu miktarının konversiyon derecesine etkisini araştırmışlardır. Konversiyon derecesinin kompozit rezin içerisindeki radyopak doldurucuların artması ile orantılı olarak azaldığını bildirmişlerdir. Ek olarak organik matrikste artan Bis-GMA içeriğinin, daha yüksek molekül ağırlığı ve yüksek viskozitesinden dolayı konversiyon derecesinin önemli ölçüde azalmasına neden olduğunu açıklamışlardır (Amirouche-Korichi ve ark. 2009).

Bu çalışmada da SDR bulk fill kompozitinin Ceram.x kompozitinin inorganik doldurucu oranının daha düşük olmasına rağmen daha yüksek konversiyon derecesi göstermesinin sebebi olarak organik matriksteki modifiye UDMA monomerinden kaynaklandığı düşünüldü. Ayrıca SDR bulk fill kompozitinin Ceram.x kompozitinden daha translüens olması ve böylece ışık cihazının daha derinlere penetre olabilmesi konversiyon derecesinin yüksek olmasının sebebi olarak gösterilebilir.

Kompozit rezinlerin konversiyon derecesinin ışık cihazının sağladığı enerji yoğunluğuna bağlı olduğu daha önceki çalışmalarda kanıtlanmıştır (Halvorson ve ark., 2002; Peutzfeldt ve ark., 2005).

Amato ve arkadaşlarının ortodontik kompozitlerin (Transbond XT, Opal Bond MV) konversiyon derecelerini 2. nesil (Ortholux, 3M) Ve 3. nesil (Valo Cordless, Ultradent) ışık cihazlarını kullanarak karşılaştırdığı bir çalışmada, kompozit rezinler arasında konversiyon dereceleri değişmesine rağmen farklı ışık cihazlarının konversiyon derecesine etkisi olmadığı görülmüştür. Bunu ışık cihazlarının sağladığı enerji yoğunluğunun aynı olmasına bağlamışlardır (Amato ve ark., 2016).

Kamforokinon ve etil N, N-dimetil-4-aminobenzoat (EDMAB) fotobaşlatıcılarının ışığı absorbe etme aralıkları 420-495 nm arasında olup 470 nm de en fazla absorbe ederler (De Oliveira ve ark., 2016). Ivocerin fotobaşlatıcısı 418 nm de pik yaparak mavi ve mor ışığın olduğu 370-510 nm arasında ışığı absorbe eder (Moszner ve ark., 2008). Lucirin TPO fotobaşlatıcısı ise 370 nm de pik yaparak 350-420 nm arasında ışığı absorbe eder (De Oliveira ve ark., 2016).

Rocha ve arkadaşları farklı fotobaşlatıcı içeren iki farklı kompozit rezin (Sonic Fill 2, Kerr; Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent) ve iki farklı nesil ışık cihazı (SmartLite Focus, Dentsply; Valo Cordless, Ultradent) kullanarak konversiyon derecelerini karşılaştırmışlardır. Sonic Fill 2 kompozit rezinin fotobaşlatıcı olarak CQ ve EDMAB içerdiği, Tetric EvoCeram Bulk Fill kompozitinin ise CQ, EDMAB fotobaşlatıcılarının yanında Lucirin TPO ve Ivocerin fotobaşlatıcılarını da içerdiği belirtilmiştir. Tetric EvoCeram Bulk Fill kompozitinin Valo Cordless ile polimerize edildiğinde daha yüksek konversiyon derecesi gösterdiği gözlenmiştir. Sonic Fill 2 gruplarında ise ışık cihazları arasında konversiyon derecelerinde fark gözlenmemiştir. Bu sonucu ışık cihazlarının dalga boylarının farklı olmasına rağmen sağladığı enerji yoğunluklarının benzer olmasıyla açıklanmıştır (Rocha ve ark., 2017).

Nitta, ışık cihazından yayılan ışığın profili, ışık cihazının ucunun çapına ve optik fibere bağlı olarak değiştiğini savunmuştur. Araştırmasında, 4 mm çaplı bir uç

tarafından yayılan ışığın, 8 mm çaplı bir uçtan yaklaşık iki katı ve 10 mm çaplı bir uçtan üç kat daha fazla olduğunu belirtmiştir (Nitta, 2005).

Price ve arkadaşları, ışık cihazının ışık çıkış güçlerini, radyometre ile ölçmüş ve ışık ucu radyometreye temas ettiğinde elde edilen değerin, mesafenin 6 mm'ye çıkarılması durumunda %50 oranında azaldığı belirtmişlerdir (Price ve ark., 2010a).

Felix ve Price yaptıkları bir çalışmada, farklı ışık cihazlarının 0, 3, 6 ve 10 mm mesafelerden uygulandığında radyometre üzerinde oluşturdukları ışık yoğunluklarını ölçmüş ve ışık yoğunluğunun uygulama mesafesi arttıkça azaldığı, ancak bu azalmanın çalışmada kullanılan tüm ışık cihazları için aynı olmadığını bildirmişlerdir (Felix ve Price, 2013).

Bu çalışmada da Ceram.x farklı ışık cihazlarıyla polimerize edildiğinde konversiyon derecesi anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Bu bulgu, ışık cihazlarının farklı nesil olmalarına rağmen benzer ışık yoğunluğuna sahip olmaları ile açıklanabilir. SDR bulk fill kompoziti en fazla konversiyon derecesini Bluephase N, en az konversiyon derecesini ise Led.E ışık cihazı ile göstermiştir. Bu farklılık ise, SDR'nin 4 mm kalınlıkta uygulanması ve ışık cihazlarında mesafe attıkça ışık yoğunluğunun azalması fakat bu azalmanın her ışık cihazında aynı olmaması ile açıklanabilir.

Yüzey sertliği restoratif materyalleri karşılaştırmak için kullanılan en önemli özelliklerden biridir (Anusavice, 2013). Restorasyonun dayanıklı bir yüzey sertliğine sahip olması, özellikle posterior stres taşıyan bölgelerde ana gereksinimlerden biridir (Moraes ve ark., 2008).

Konversiyon derecesi direkt olarak FTIR spektroskopisi ve Raman spektroskopisi gibi yöntemlerle ölçülebildiği gibi, indirekt olarak da mikrosertlik analizleriyle ölçülebilir (Bouschlicher ve ark., 2004).

Işık cihazlarının polimerizasyon etkinliklerinin değerlendirilmesinde, ışık cihazına en yakın olan üst yüzey ile daha alt tabakaların mikrosertlik değerlerinin oranlanması ve bu oranın %80'in altına düştüğünde polimerizasyonun yetersiz kabul edilmesi gerektiği bildirilmiştir (Yap ve ark., 2002b).

Polimerizasyon reaksiyonunun, polimerizasyon işleminden sonra da devam ettiği ve 24 saat içinde kompozit rezinin sertliğinin artarak optimum seviyeye geldiği birçok çalışmada gösterilmiştir (Price ve ark., 2002; Okte ve ark. 2005).

Mikrosertlik testlerinde yüzeye uygulanan yük uzaklaştırıldıktan sonra yüzeyin fotoğrafı kaydedilmekte ve yüzeyde kalan kalıcı yüzey deformasyonu ölçülerek sertlik değeri elde edilmektedir (Doerner ve Nix, 1986). Kompozit rezinlerin sertlikleri ölçülürken ölçüm yapan ucun matriks ya da doldurucu üzerine değmesine bağlı olarak sertlik değerlerinde anlamlı farklılıklar oluşabilmektedir. Bu sebeple yüzey sertliği ölçümleri yapılırken örneklerin üzerinden birden fazla sayıda ölçüm yapılması önerilmektedir (El-Helali ve ark., 2013).

Bu çalışmada da konversiyon derecesini indirekt olarak ölçmek için Vickers mikrosertlik cihazı kullanıldı. Örnekler hazırlandıktan sonra polimerizasyonlarının devam edebilmesi için 24 saat bekletildi. Sertlik değerlerinin doğru ve gerçeğe yakın olabilmesi için üst ve alt yüzeylerden üç farklı noktadan ölçüm yapıp ortalamaları alındı.

Kompozit rezinlerin sertliği, inorganik doldurucuların hacimsel oranı ve organik matriksin kalitesiyle ilişkilidir. Matriks içine yerleştirilmiş doldurucu partiküller, matriksin mekanik özelliklerinin iyileşmesini sağlar. Bu yüzden, yüksek doldurucu oranı mekanik özellikleri geliştirir. Yüksek sertlik değerleri, bir kompozit materyalin doldurucu içeriğindeki artışın sonucu olabilir (Ferracane ve ark., 1998; O'Brien, 2002).

Marovic ve arkadaşlarının çalışmasında, iki nanohibrit (Tetric EvoCeram, Ivoclar Vivadent; IPS Empress Direct, Ivoclar Vivadent) ve bir submikron hibrit (Charisma Opal, Heraeus Kulzer) kompozit kullanılarak konversiyon dereceleri ve sertlikleri ölçülmüştür. Örneklerin ölçümü için FTIR spektroskopisi ve Vickers sertlik cihazı kullanılmıştır. FTIR ölçümlerinde en yüksek değeri Charisma Opal verirken Vickers sertlik ölçümlerinde en yüksek değeri IPS Empress Direct kompoziti vermiştir. Sertlik ölçümleri ve FTIR analizleri arasında bir korelasyon bulunmamıştır (Marovic ve ark., 2013).

Deliktaş ve Ulusoy; hibrit (Charisma, Heraeus Kulzer) ve nanohibrit (Grandio, Vovo) kompozitleri, Halojen (Hilux Expert) ve LED (Litex 692S) ışık cihazlarıyla polimerize ettikten sonra mikrosertliklerini karşılaştırmışlardır. Grandio kompozitinin mikrosertliği Charisma kompozitinden yüksek bulunmuş, bunu da daha yüksek doldurucu oranına ve daha küçük partikül boyutlarına bağlamışlardır. Halojen ışık cihazı, her iki kompozitte de LED ışık cihazına göre daha yüksek mikrosertlik değerleri sağlamıştır (Deliktaş ve Ulusoy, 2006).

Fronza ve arkadaşları, iki akışkan bulk fill (Surefil SDR flow, Dentsply; Filtek Bulk Fill, 3M), iki yüksek viskoziteli bulk fill (Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent; EverX Posterior, GC) ve bir konvansiyonel kompozit (Herculite Classic, Kerr) kullanarak konversiyon derecesi ve mikrosertlik ölçümleri yapmışlardır. Mikrosertlik değerleri ve konversiyon derecesi arasında korelasyon olmadığını açıklamışlardır. Akışkan bulk fill kompozit olan SDR ve Filtek Bulk Fill kompozitte doldurucu oranının azlığına bağlı olarak mikrosertlik değerleri konversiyon oranından düşük çıkmıştır (Fronza ve ark., 2015).

Bu çalışmada da akışkan bulk fill kompozit olan SDR kompozitinin mikrosertlik değerleri Ceram.x'e göre daha düşük bulunarak konversiyon derecesi sonuçlarıyla korelasyon göstermediği gözlemlendi. Bu bulgu SDR ve Ceram.x'in içeriklerinin farklı olması ve SDR'nin doldurucu oranının daha düşük olmasına bağlandı.

Maghaireh ve arkadaşları yaptıkları çalışmada; bir 3. nesil (Bluephase Style, Ivolar Vivadent) ve bir 2. nesil (Elipar S10, 3M ESPE) ışık cihazını kullanarak beş farklı bulk fill kompozitin mikrosertliklerini incelemişlerdir. Ayrıca bulk fill kompozitleri farklı kalınlıklarda polimerize ederek, alt yüzeylerine ulaşan ışık yoğunluğunu bir spektrofotometre yardımıyla ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucunda kompozitin alt yüzeyine ulaşan ışık yoğunluğunun ışık cihazları için fark oluşturmadığı fakat kompozit rezinler arası fark oluşturduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte alt/üst yüzey sertlik oranı yöntemiyle ölçülen polimerizasyon derinliğinin de ışık cihazları arasında fark oluşturmadığı gözlenmiştir (Maghaireh ve ark., 2019).

Menees ve arkadaşları, farklı fotobaşlatıcı içerikli iki bulk fill kompoziti (Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent; Filtek Bulk Fill Posterior, 3M ESPE) farklı nesillerde iki LED ışık cihazı kullanarak polimerize ederek mikrosertlik analizi ile polimerizasyon derinliğini ölçmüşlerdir. Kompozit rezinler arasında polimerizasyon derinlikleri değişse bile farklı nesil ışık cihazı kullanımının polimerizasyon derinliğini etkilemediğini gözlemlemişlerdir. Bunu ivocerin fotobaşlatıcısının kamforokinona göre ışığı daha fazla absorbe etmesi ve buna bağlı olarak mor ışığı kompozitin üst tabakalarında absorbe ederek daha derinlere ilerlemesini önlemesi yüzünden olabileceğini açıklamışlardır (Menees ve ark., 2016).

Başka bir çalışmada Santini ve arkadaşları üç farklı kompozit ve farklı nesillerde üç farklı LED ışık cihazı kullanarak kompozit rezinlerin konversiyon dereceleri ve mikrosertlik analizlerini karşılaştırmışlardır. Kullanılan kompozitlerden Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent) ve Vit-l-escence (Ultradent)'in fotobaşlatıcı olarak Lucirin TPO içerdiği, Herculite XRV Ultra (Kerr)'nin içermediği belirtilmiştir. 3. nesil ışık cihazlarının (Bluephase G2, Ivoclar Vivadent; Valo Cordless, Ultradent) 2. nesil ışık cihazı (Bluephase, Ivoclar Vivadent)'na göre Lucirin TPO içerikli kompozit rezinlerde daha yüksek konversiyon derecesi ve mikrosertlik değerleri gösterdiği bildirilmiştir. Lucirin TPO içermeyen kompozit rezinde ise 3. nesil ve 2. nesil ışık cihazları arasında anlamlı fark gözlenmemiştir. Konversiyon derecesi ve mikrosertlik değerleri arasında korelasyon gözlenmiştir.

Bu çalışmada da Ceram.x kompozitinin üst ve alt yüzey mikrosertlik değerleri ve alt/üst yüzey sertlik oranlarının farklı ışık cihazı kullanımına bağlı olarak değişmediği gözlemlendi. SDR kompozitinde ise gruplar arasında farklılıklar bulundu. SmartLite Focus ışık cihazı hem üst yüzey hem de alt yüzey mikrosertliklerinde anlamlı olarak en düşük değeri verdi. Ayrıca Led.E ışık cihazı ile polimerize olan SDR gruplarının alt yüzey sertliği Bluephase N ve D-Light Pro ışık cihazlarından anlamlı olarak düşük bulundu. SDR kompozitinin alt/üst yüzey sertlik oranları karşılaştırıldığında ise Ceram.x gruplarında olduğu gibi anlamlı farklılık gözlenmedi.

Kompozitin polimerizasyonu sırasında yaklaşık %1-5 arası hacim değişikliği meydana gelir (Yap ve ark., 2002a). Polimerizasyon büzülmesi polimerizasyon

sırasında kompozitin elastik modülü arttığı için diş ile restorasyon arasındaki arayüzde strese sebep olur. Bu stresler; bağlanmada kopma, tüberkül hareketleri, minede mikroçatlaklar, bakteriyel sızıntıya bağlı olarak sekonder çürük ve pulpal irritasyon, postoperatif hassasiyete neden olabilir (Dauvillier ve ark., 2000; Braga ve Ferracane, 2004; Tantbirojn ve ark., 2004; Ferracane, 2008). Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için, inorganik doldurucu oranını artırılması ve organik matrikste değişiklikler yapılması gibi yöntemler bildirilmiştir. Ayrıca organik matrikste yüksek moleküler ağırlıklı monomerler kullanılması da polimerizasyon büzülmesini azaltır (Braga ve Ferracane, 2004; Stansbury ve ark., 2005; Ferracane, 2008). Pratikte ise C faktörü azaltmak için tabakalı dolun yöntemlerinden faydalanılabilir. Stresleri absorbe etmek amacıyla da tabana ince bir tabaka akışkan kompozit koyulabilir (Lee ve ark., 2007; Park ve ark., 2008). Polimerizasyon açısından ise ışık cihazlarının soft-start tekniklerinden yararlanılabilir (Ilie ve ark., 2005).

Mikrosızıntı kompozit restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesinin kaçınılmaz bir sonucudur. Bazı çalışmalar büzülme stresleri ve mikrosızıntı testleri arasında pozitif bir ilişki bulmuştur (Hannig ve Friedrichs, 2001; Calheiros ve ark., 2004).

Yapılan in vitro mikrosızıntı çalışmalarında, sürmemiş insan üçüncü büyük azı dişleri, ortodontik ve periodontal nedenlerden dolayı çekilen dişler ve sığırlardan elde edilen dişler kullanılabilir (Hernandes ve ark. 2014, Sanhadji El Haddar ve ark. 2016, Goldstein ve ark. 2017). Bu çalışmada da elde edilmesinin daha kolay olabileceği düşünülerek cerrahi ve periodontal nedenlerle çekilmiş çürüksüz insan alt büyük azı dişleri kullanıldı.

Kompozit rezin restorasyonlar dişlere adeziv olarak bağlanabildiği, kalan diş dokusunu desteklediği, estetik olarak hastalar tarafından tercih edildiği ve çiğneme kuvvetlerine dayanıklı oldukları için Sınıf II kavitelelerin restorasyonlarında en sık kullanılan restoratif materyallerdendir (Mjor ve ark. 2002, Lynch ve ark. 2014, Opdam ve ark. 2014). Özellikle derin Sınıf II adeziv restorasyonların gingival bölgesinde karşılaşılan problemler göz önünde bulundurulduğunda, mikrosızıntı kaynaklı problemlerin sıklıkla bu kavite tiplerinde ve gingival basamakta olduğunu söylemek mümkündür (Mahrous ve ark. 2015, Darsan ve ark. 2018). Farklı tabakalama

yöntemleri ve farklı ışık cihazlarının kullanımının mikrosızıntıya etkisini değerlendirmek amacıyla planlanan bu çalışmada kavite olarak Sınıf II kutu kaviteler açıldı.

Polimerizasyon büzülme streslerini azaltmadaki en önemli faktörlerden biri tabakalı yerleştirme tekniğidir. Bazı çalışmalar tabakalı yerleştirme tekniklerinin polimerizasyon büzülmesini azalttığını kanıtlamış olsa bile bazıları anlamlı bir fark bulamamıştır (Lee ve ark., 2007; Park ve ark., 2008; Soares ve ark., 2013; Bicalho ve ark., 2014). Bulk uygulama tekniği ise klinik basamak sayısını azaltarak tedaviyi daha hızlı ve daha basit hale getirir (Roggendorf ve ark., 2011). Bu çalışmada da çekilmiş dişlerde hazırlanan Sınıf II kutu kaviteler üç farklı tabakalama yöntemi ile restore edilip beş farklı ışık cihazı ile polimerize edildi.

Adezivlerin bağlanma dayanımlarının in vitro koşullarda ağız ortamına benzetmek amacıyla birçok yöntem kullanılabilir. Bu testlerden biri olan termal siklus yöntemi materyallerin yaşlanma işlemini taklit etmek ve hızlandırmak amacıyla kullanılır (Dönmez ve ark. 2015). Bu yöntemde kullanılan sıcak su, ara yüz bileşenlerinin hidrolizini hızlandırabilir ve bunun sonucunda, su bondingin yapısına girerek bozulmaya uğramış ürünlerin açığa çıkmasına sebep olabilir (Sanches ve ark. 2017). ISO TR 11450 standardına göre (1994) 5 °C ile 55 °C derece sıcaklığındaki su banyolarında 500 siklus uygulamasının termal siklus testi için yeterli olduğu kabul edilmektedir.

Kompozit rezin restorasyonların bitiminden hemen sonra termal siklus uygulanmasının yapılmasının daha derin boya penetrasyonuna neden olduğu bilinmektedir. Bu nedenle kompozit rezin restorasyon tamamlandıktan en az 24 saat sonra termal siklus işlemi uygulamak gerektiği bilinmektedir (Karadağ, 2005).

Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda restorasyonlar 24 saat boyunca 37 °C 'de distile su içerisinde bekletildikten sonra 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C arası ısı banyolarında, her ısıda 30'ar sn bekleme zamanlı ve transfer süresi 10 sn ayarlı olmak üzere 1500 kez termal siklus işlemine tabi tutuldu.

Mikrosızıntı ölçümünde en çok tercih edilen analiz yöntemlerinden biri boyama yöntemidir. Bu yöntemde, mikrosızıntının tespit edilebilmesi için kullanılan özel boyaların partikül büyüklüğünün dentin kanallarının çapından daha geniş olması tercih edilmektedir (1-4 µm). Dentinin boyanması ile diş-restorasyon materyali arasındaki boşluğun boyanması ayırt edilebilmelidir (Johnson ve Zakariasen, 1983; Taylor ve Lynch, 1992). Mikrosızıntı çalışmalarında sıklıkla kullanılan boyalar; metilen mavisi (% 0.2-2), bazik fuksin (%0.52), florosan (%2-20), kristal viyole (%0.05), anilin mavisi (%2), gümüş nitrat (%50), toluidin mavisi (%0.25), eritrosin (%2) ve Rodamin B (%0.2)'dir. Boyama tekniğinde; restorasyonu tamamlanmış dişin, mikrosızıntısına bakılacak bölge dışında kalan tüm yüzeyi, tırnak cilası ile kaplanır. Daha sonra kullanılan boya maddesinin cinsine ve hazırlanan yoğunluğuna göre örnekler belirli bir süre bu solüsyonun içerisinde bırakılır. Uygun sıcaklık ve sürede boya içinde bekletilen örnekler akan su altında yıkanır. Son olarak örneklerden kesit alınarak ışık mikroskobu altında ne kadar sızıntı olduğu skorlanır (Ayyıldız ve ark., 2009).

Bu çalışmada da termal siklusa tabi tutulan örnekler 24 saat boyunca 37 °C' de %0,2'lik metilen mavisi içinde bekletildi. 24 saat sonunda akan su altında dişerin üzerindeki fazla boya akıtıldı ve örnekler skorlama için hassas kesim cihazında mezio-distal yönde ikiye ayrıldı. Son olarak elde edilen kesitlerin gingival ve okluzal sızıntı miktarları stereomikroskop altında incelenip skorlamalar yapıldı.

Chandurkar ve arkadaşları bir çalışmada, çekilmiş dişlere açılan Sınıf V kavitelelerin iki farklı ışık cihazı (Spectrum 800 Dentsply; Bluephase, Ivoclar Vivadent) ve iki farklı polimerizasyon modu yardımıyla restorasyonundan sonra mikrosızıntı testine tabi tutmuşlardır. Çalışmanın sonucunda en az mikrosızıntı soft-start modunda LED ışık cihazı grubunda gözlenmiştir. En fazla mikrosızıntı ise standart modda çalıştırılan QTH ışık cihazı grubunda tespit edilmiştir. LED ve QTH gruplarının soft-start ve standart modları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (Chandurkar ve ark., 2014).

Soares ve arkadaşları, mikrosızıntı tespiti için sığır dişlerine Sınıf II kaviteleler açıp nanofil kompozit (Filtek Z350, 3M ESPE) ve üç farklı ışık cihazı ile restore etmişlerdir. Işık cihazı olarak; bir adet QTH (XL 3000, 3M ESPE), bir adet 2. nesil

LED (Bluephase 16i, Ivoclar Vivadent) ve bir adet 3. nesil LED ışık cihazı (UltraLume LED 5, Ultradent) kullanılmıştır. Tüm ışık cihazları 10, 20 ve 30 sn olmak üzere üç farklı sürede uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda polimerizasyon süresinin ve farklı ışık cihazı kullanımının mikrosızıntı üzerinde etkisi olmadığı sonucuna varılmıştır (Soares ve ark., 2014).

Kumar ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptıkları bir çalışmada çekilmiş dişlere açtıkları Sınıf II kavitelerde mikrosızıntıyı incelemişlerdir. Bunun için bir kompozit rezin (Ceram.x mono M1, Dentsply) ve üç farklı tabakalama yöntemi (horizontal oblik, sentripetal oblik, oblik) kullanılmıştır. Restorasyondan sonra dişler 500 defa termal siklus işlemine tabi tutulup %2'lik metilen mavi solüsyonunda bekletilmişlerdir. Çalışmanın sonucunda hiçbir tabakalama yönteminin mikrosızıntıyı tamamen elimine edemediği, en az mikrosızıntının sentripetal oblik yönteminde görüldüğü bildirilmiştir. Horizontal oblik ve oblik yöntemi arasında ise anlamlı fark gözlenmemiştir (Kumar ve ark., 2014).

Habib ve Waly bir çalışmada farklı kompozit rezinlerin ve farklı tabakalama tekniklerinin konversiyon derecesi ve Sınıf II kutu kavitelerde mikrosızıntılarını incelemişlerdir. Çalışmada bir adet tabakalı yerleştirilen nanofil kompozit (Z350 XT, 3M ESPE), bir adet akışkan bulk fill kompozit (Filtek Bulk Fill Flowable, 3M ESPE), bir adet posterior bulk fill kompozit (Filtek Bulk Fill Posterior, 3M ESPE) ve SonicFill Bulk Fill kompozit (Kerr) kullanılmıştır. Gruplar arasında konversiyon dereceleri farklılık oluştururken mikrosızıntılar arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Bu bulgu mikrosızıntının sadece konversiyon derecesine bağlı olmadığını, multifaktöriyel olduğunu gösterir (Habib ve Waly, 2018).

Swapna ve arkadaşları üç farklı bulk fill kompozit rezin (SonicFill, Kerr; Tetric Evo Ceram, Ivoclar Vivadent; X-trafil, Voco) kullanarak sınıf II kavitelerde gingival ve okluzal mikrosızıntıları karşılaştırmışlardır. SonicFill grubunun hem gingival hem de okluzal bölgede diğer gruplara göre daha az mikrosızıntı gösterdiği belirtilmiştir. Bununla birlikte tüm kompozit rezin gruplarda gingival bölgede oluşan mikrosızıntının okluzal bölgede oluşan mikrosızıntıya göre anlamlı derecede fazla olduğu sonucuna varılmıştır (Swapna ve ark. 2015).

Bu çalışmada da ışık cihazları arasında en fazla mikrosızıntı gösteren grup Led.E ışık cihazı, en az mikrosızıntı gösteren grup Valo Cordless ışık cihazı olup gruplar arasında anlamlı farklılık gözlenmedi. Tabakalama yöntemlerinde ise en fazla mikrosızıntı gösteren grup 3. tabakalama yöntemi olup gruplar arası anlamlı farklılık bulunamadı. Okluzal ve gingival mikrosızıntılar karşılaştırıldığında ise gingival bölgede istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla mikrosızıntı görüldü. Bu durumun gingival bölgedeki mine tabakasının okluzal bölgedekine oranla daha ince olmasından kaynaklı olabileceği düşünüldü.

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde elde ettiğimiz veriler değerlendirildiğinde şu sonuçlara ulaşabiliriz:

1. FTIR analizinde SDR flow+ bulk fill kompoziti Ceram.x SphereTEC one universal kompozitinden daha yüksek konversiyon derecesi göstermiştir.
2. Farklı ışık cihazları kullanımı Ceram.x SphereTEC one universal kompozitinin konversiyon derecesinde farklılık oluşturmazken SDR flow+ bulk fill kompozitinde farklılıklar meydana getirip en fazla konversiyon derecesini Bluephase N ışık cihazı, en az konversiyon derecesini ise Led.E ışık cihazı göstermiştir. SmartLite Focus, Valo Cordless ve D-Light Pro ışık cihazları arasında ise anlamlı farklılık bulunmamıştır.
3. Mikrosertlik analizinde Ceram.x SphereTEC one universal kompozitinin yüzey sertliği SDR flow+ bulk fill kompozitinden daha yüksek bulunmuştur.
4. Sertlik oranı hesaplanarak yapılan konversiyon derecesi tespit yönteminde SDR flow+ bulk fill kompoziti Ceram.x SphereTEC one universal kompozitine göre anlamlı derecede daha düşük değerler vermiştir.
5. Sertlik oranları hesaplandığında farklı ışık cihazı kullanımı Ceram.x SphereTEC one universal kompozitinde ve SDR flow+ bulk fill kompozitinde anlamlı farklılık oluşturmamıştır.

6. Kullanılan kompozitlerin fotobaşlatıcı içeriklerinin aynı olması nedeniyle farklı nesil ışık cihazları kullanılmasının konversiyon derecesinde anlamlı değişikliklere sebep olmamıştır.
7. Kompozit rezinlerin konversiyon derecesinin değerlendirilmesinde kullanılan FTIR analizi ve mikrosertlik testleri korelasyon göstermemiştir.
8. Açılan Sınıf II kutu kavitelere uygulanan farklı tabakalama teknikleri arasında en az mikrosızıntıyı SDR flow+ bulk fill kompozitin 2 mm tabakalar halinde uygulandığı grupta gözlenmiş olup gruplar arası anlamlı fark bulunamamıştır.
9. Işık cihazları arasında en fazla mikrosızıntı gösteren grup Led.E ışık cihazı, en az mikrosızıntı gösteren grup Valo Cordless ışık cihazı olup, farklı ışık cihazları kullanımının mikrosızıntı üzerinde anlamlı farklılık oluşturmadığı gözlenmiştir.

6. KAYNAKLAR

Abed YA, Sabry HA, Alrobeigy NA. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dent J.* 2015;12:71-80.

Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M, Gherlone E, Cerutti A. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis. *J Dent.* 2009;37:610-615

Ajlouni R, Bishara SE, Soliman MM, Oonsombat C, Laffoon JF, Warren J. The use ofOrmocer as an alternative material for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2005;75(1):106-108.

Al-Ahdal K, Silikas N, Watts DC. Rheological properties of resin composites according to variations in composition and temperature. *Dent Mater.* 2014;30:517-524.

Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater.* 2014;30(2):149-154.

Altun C. Restoratif Dişhekimliğinde Mikrosızıntı. *Gülhane Tıp Derg.* 2004;46(3):264-269.

Alvim HH, Alecio AC, Vasconcellos WA, Furlan M, de Oliveira JE, Saad JR. Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. *Dent Mater.* 2007;23:1245–9.

Amaral FLB, Colucci V, Palma-Dıbb RG, Corona SAM. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(6):340-353.

Amato P, Martins LP, Gatti A, Pretel H, Martin RP. Influence of different wavelengths peaks in LED units on the degree. *J World Fed Orthod.* 2016;5:118-121.

Amirouche-Korichi A, Mouzal, M, Watts DC. Effects of monomer ratios and highly radiopaque fillers on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites. *Dent Mater.* 2009;25:1411-1418.

Ang SF, Scholz T, Klocke A, Schneider G.A. Determination of the elastic/plastic transition of human enamel by nanoindentation. *Dent Mater.* 2009;25(11):1403-1410.

Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials.* 12th ed. Sanders, an imprint of Elsevier Inc. 2013;63-64.

Anusavice, KJ., Shen, C., Rawls, H.R. *Phillips' science of dental materials.* St. Louis: W.B. Saunders; 2003.

Asmussen E; *Adaptation of restorative resins to dental cavity walls.* Thesis, 1978, Copenhagen.

Aw T, Nicholls J. Polymerization shrinkage of composite resins using plasma-arc photocuring. *Gen Dent.* 2001;49:473-479.

Ayyıldız S, Uyar HA, Yüzügüllü B. *Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı Ve İnceleme Yöntemleri.* *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 2009;19(3):219-226.

Bedran-De-Castro A, Pereira P, Pimenta L, Thompson J. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. *Oper Dent.* 2004;29:150-156.

Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. *Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar.* *EÜ Dişhek Fak Derg.* 2006;27;117-124.

Bicalho AA, Pereira RD, Zanatta RF, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Incremental Filling Technique and Composite Material—Part I: Cuspal Deformation, Bond Strength, and Physical Properties. *Oper Dent.* 2014;39(2):71-82.

Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BW. Correlation of Bottom-to-Top Surface Microhardness and Conversion Ratios for a Variety of Resin Composite Compositions. *Oper Dent.* 2004;29(6):698-704.

Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. U.S. Patent NO.3,06,112; 1962.

Bowen, RL. Properties of a Silica-Reinforced Polymer for Dental Restorations. J Am Dent Assoc. 1963;66:57–64.

Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. Crit Rev Oral Biol Med. 2004;15:176-184.

Buonocore M. Adhesive Sealing of Pits and Fissures for Caries Prevention, With Use of Ultraviolet Light. The J Am Dent Assoc. 1970;80(2):324-328.

Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. J Dent Res. 1955;34:849-853.

Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR, Cardoso PE. Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. J Dent. 2004;32(5):407-412.

Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. Biomaterials. 1991;12:737-740.

Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. Oper Dent. 2002;27:636-638.

Çelik Ç, Özel Y. Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. ADO Klinik Bilim Derg. 2008;2(2);109-115.

Chandurkar AM, Metgud SS, Yakub SS, Kalburge VJ, Biradar BC. Comparative Evaluation of the Effects of Light Intensities and Curing Cycles of QTH, and LED Lights on Microleakage of Class V Composite Restorations. J Clin Diagn Res. 2014;8(3):221-224.

Costa SXS, Galvão MR, Jacomass DP, Bernardi MIB, Hernandes AC, Rastelli ANS, Andrade MF. Continuous and gradual photo-activation methods: influence on degree of conversion and crosslink density of composite resins. *J Ther Anal Calorim.* 2011;103-219-227.

Craig, RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials.* St. Louis: Mosby; 2002.

Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk-fill composites. *Clin Oral Investig.* 2013;17(1):227-35.

Darsan J, Pai VS, Gowda VB, Krishnakumar G, Nadig RR. Evaluation of Gingival Microleakage in Deep Class II Closed Sandwich Composite Restoration: An In vitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2018;12(1):ZC01-ZC05.

Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *J Esthet Dent.* 2000;12:291-299.

Dayangaç, B. *Kompozit Rezin Restorasyonlar.* 2. Baskı, Quintessence yayıncılık Ltd. Şti., İstanbul; 2011.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005;84:118-132.

De Oliveira DC, Rocha MG, Correa IC, Correr AB, Ferracane JL, & Sinhoreti MA. The effect of combining photoinitiator systems on the color and curing profile of resin-based composites. *Dent Mater.* 2016;32(10):1209-1217.

Deliktaş D, Ulusoy N. Farklı Işık Cihazlarının Hibrit Ve Nanohibrit Kompozit Rezinlerin Yüzey Sertliğine Etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 2006;33(1):1-10.

Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater.* 2006; 22: 359-365.

DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res.*1987;66:727-730.

Doerner MF, Nix WD. A method for interpreting the data from depth-sensing indentation instruments. *J Mater Res.* 1986;1:601-609.

Dönmez N, Siso SH, Üşümez A, Bayrak I. Effect of thermal cycling on micro-tensile bond strength of composite restorations bonded with multimode adhesive. *J Adhes Sci Technol.* 2005;29:731-739.

El-Helali R, Dowling AH, McGinley EL, Duncan HF, Fleming GJ. Influence of resin-based composite restoration technique and endodontic access on cuspal deflection and cervical microleakage scores. *J Dent.* 2013;41:216-222.

Emami N, Sjö Dahl M, Söderholm KJM. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater.* 2005;21(8):721-730.

Ergücü Z, Türkün LŞ. Nanokompozitlerin mikrosızıntısında adezivlerin önemi. *EÜ Dişhek Fak Derg.* 2005;26:59-64.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson C.L. Setting Stress in Composite Resin in Relation to Configuration of the Restoration. *J Dent Res.* 1987;66(11):1636-1639.

Felix CA, Price RBT. The Effect of Distance from Light Source on Light Intensity from Curing Lights. *J Adhes Dent.* 2003;5:283–291.

Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res.* 1998;42:465-72.

Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res.* 1997;76:1508-1516.

Ferracane JL. *Materials in dentistry: principles and applications.* Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.

Ferracane JL. Placing dental composites a stressful experience. *Oper Dent.* 2008;33(3):247-257.

Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: Is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater.* 2012;28(5):521-528.

Frauscher KE, Ilie N. Degree of conversion of nano-hybrid resin-based composites with novel and conventional matrix formulation. *Clin Oral Investig.* 2013;17(2):635-42.

Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, Ambrosano G, Giannini M. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dent Mater.* 2015;31:1542-1551.

Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *J Dent.* 2014;42:439-449.

Gale, M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.

Galvão MR, Caldas SGFR, Bagnato VS, de Souza Rastelli AN, de Andrade MF. Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo activated with different light guide tips. *Eur J Dent.* 2013;7(1):86-93.

Galvão MR, Costa S, Victorino K, Ribeiro A, Menezes F, Rastelli ANdS, Bagnato VS, Andrade M. Influence of light guide tip used in the photo-activation on degree of conversion and hardness of one nanofilled dental composite. *Laser Phys.* 2010;20:2050-2055.

Giachetti L., Scaminaci Russo D., Bambi C., Grandini R. A Review of Polymerization Shrinkage Stress: Current Techniques for Posterior Direct Resin Restoration. *J Contemp Dent Pract.* 2006;7(4):79-88.

Gladwin MA, Bagby M. Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases: Lippincott Williams and Wilkins; 2004.

Goldstein RE, Lamba S, Lawson NC, Beck P, Oster RA, Burgess JO. Microleakage around class V composite restorations after ultrasonic scaling and sonic toothbrushing around their margin. *J Esthet Res Dent*. 2017;29:41-48.

Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, Ferrari M. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dent Mater*. 2014;30(6):688-694.

Gordon M, Plasschaert AJ, Saiku JM, Pelzner RB. Microleakage of posterior composite resin materials and an experimental urethane restorative material, tested in vitro above and below the cemento-enamel junction. *Quintessence Int*. 1986;17:11-5.

Habib ANA, Waly GH. The degree of conversion and class II cavity microleakage of different bulk fill composites placed with different restorative techniques. *Future Dental Journal*. 2018;4(2):231-238.

Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater*. 2002;18:463-469.

Han SH, Sadr A, Tagami J, Park SH. Internal adaptation of resin composites at two configurations: Influence of polymerization shrinkage and stress. *Dent Mater*. 2016;32:1085-1094.

Hannig M, Friedrichs C. Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability. *Oper Dent*. 2001;26(1):3-11.

Hegde MN, Hegde P, Bhandary S, Deepika K. An evaluation of compressive strength of newer nanocomposite: An in vitro study. *J Conserv Dent*. 2011;14(1):36-39.

Hernandes NM, Catelan A, Soares GP, Ambrosano GMB, Lima DANL, Marchi GM, Martins LRM, Aguiar FHB. Influence of flowable composite and restorative technique on microleakage of class II restorations. *J Invest Clin Dent*. 2013;5:283-288.

Hung T, Chiang S, Huang C, Lee C, Chiang K. Thermal–mechanical behavior of the bonding wire for a power module subjected to the power cycling test. *Microelectron Reliab*. 2001;51:1819-1823.

Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater*. 2011;27:348-355.

Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent*. 2013;38:618-625.

Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelman KH. Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater*. 2005;21:483-489.

Johnson WT, Zakariassen KL. Spectrophotometric analysis of microleakage in the fine curved canals found in the mesial roots of mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1983;56(3):305-309.

Karadağ S. Mikrosızıntı Araştırma Teknikleri ve Mikrosızıntıyı Etkileyen Faktörler. *AÜ Dişhek Fak Derg*. 2005;15:80-87.

Karaman E, Yazici AR, Ozgunaltay G, Dayangac B. Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. *J Adhes Dent* 2012;14(5):485-92.

Knežević A, Tarle Z, Meniga A, Šutalo J, Pichler G, Ristić M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil*. 2001;28:586-591.

Kramer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent*. 2008;21:135-142.

Kumar V, Devi A, Bhargava R. Comparative Evaluation of Microleakage in Class 2 Cavities Restored with A Nanohybrid Composite Using Three Different Increment Techniques- An in vitro Stereomicroscopic Study. *J Oral Health Comm Dent.* 2014;8(3):143-147.

Kumari RV, Nagaraj H, Siddaraju K, Poluri RK. Evaluation of the effect of surface polishing, oral beverages and food colorants on color stability and surface roughness of nanocomposite resins. *J Int Oral Heal.* 2015;7(7):63.

Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater.* 2012;28(7):807-809.

Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *Oper Dent.* 1987;12:53–78.

Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *J Prosthet Dent.* 2007;98:129-140.

Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. . *Dent Mater.* 2007;23(3):288-295.

Leinfelder KF, Lemans JE. *Clinical Restorative Materials And Techniques.* Philadelphia: Lea And Febiger Co.; 1988.

Lempel E, Czibulya Z, Kovács B, Szalma J, Tóth A, Kunsági-Máté S, Varga Z, Böddi K. Degree of Conversion and BisGMA, TEGDMA, UDMA Elution from Flowable Bulk Fill Composites. *Int. J. Mol. Sci.* 2016;17:732-744.

Lutz, F, Phillips RW. A Classification and Evaluation of Composite Resin Systems. *J Prosthet Dent.* 1983;50(4):480–88.

Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gürgan S, Kakaboura A, Shearer AC, Vanherle G, Wilson NHF. Guidance on posterior resin composites: Academy of operative dentistry-European section. *J Dent.* 2014;42:377-383.

Maghaireh GA, Price RBT, Abdo N, Taha NA, Alzraikat H. Effect of Thickness on Light Transmission and Vickers Hardness of Five Bulk-fill Resin-based Composites Using Polywave and Single-peak Light-emitting Diode Curing Lights. *Oper Dent.* 2019;44(1): 96-107.

Magro ED, Sinhoreti MAC, Correr LAB, Consani RLX, Sicoli EA, Mendonça MJ, Correr-Sobrinho L. Effect of different modes of light modulation on the bond strength and knoop hardness of a dental composite. *Bray Dent J.* 2008;19:334-340.

Mahmoud SH, Ali AK, Hegazi HA. A three-year prospective randomized study of silorane-and methacrylate-based composite restorative systems in class II restorations. *J Adhes Dent.* 2014;16:285-292.

Mahn, E. Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral.* 2013;6(3):148-153.

Mahrous AI, Eltiti HA, Ahmed IM, Alagha EI. Effect of different gingival margin restorations of class II cavities on microleakage: an in-vitro study. *Elect Phys.* 2015;7:1435.

Manhart, J.,Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y. ,Hickel, R.: Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater.* 2000;16:3340.

Marovic D, Panduric V, Tarle Z, Ristic M, Sariri K, Demoli N, Klaric E, Jankovic B, Prskalo K. Degree of conversion and microhardness of dental composite resin materials. *J Mol Struct.* 2013;1044:299-302.

McCabe, JF, Walls A. *Applied Dental Materials.* Oxford: Wiley-Blackwell; 2008.

Menees TS, Lin CH, Kojic DD, Burgess JO, Lawson NC. Depth of cure of bulk fill composites with monowave and polywave curing lights. *Am J Dent.* 2015;28(6):357–361.

Michaud PL, Price RBT, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B. Localised irradiance distribution found in dental light curing units. *J Dent.* 2014;42(2):129-139.

Midda M, Renton-Harper P. Lasers in dentistry. *Br Dent J.* 1991;170:343-346.

Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003;134:1382-1390.

Mjor I, Shen C, Elhasson S, Richter S. Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland. *Oper Dent.* 2002;27:117-123.

Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu TMG, Katsilieri I. Depth of Cure of Dental Resin Composites: ISO 4049 Depth and Microhardness of Types of Materials and Shades. *Oper Dent.* 2008;33(4):408-412.

Moraes LGP, Rocha RSF, Menegazzo LM, Araújo EB, Yukimitu K, Moreas JCS. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci.* 2008;16:145-149.

Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater.* 2008;24:901-907.

Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J Nanotechnol.* 2004;1:130–41.

Nitta K. Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. *Dent Mater.* 2005;21:217-223.

O'Brien WJ. *Dental materials and their selection.* Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.; 2002.

Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume W. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dent Mater.* 2001;17:34-39.

Okte Z, Villalta P, Garcia-Godoy F, Garcia-Godoy F, Jr Murray P. Effect of curing time and light curing systems on the surface hardness of compomers. *Oper Dent.* 2005;30(4):540-545.

Opdam N, Van De Sande F, Bronkhorst E, Cenci MS, Pallesen PBU, Gaengler P, Lindberg A, Huysmans MCDNJM, Van Dijken JW. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res.* 2014;93:943-949.

Orłowski M, Tarczydło B, Chałas R. Evaluation of marginal integrity of four bulk fill dental composite materials: in vitro study. *Sci World J.* 2015.

Öztürk B, Çobanoğlu N, Çetin AR, Gündüz B. Conversion degrees of resin composites using different light sources. *Eur J Dent.* 2013;7(1):102-109.

Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites—changes at 24 hours post cure. *Oper Dent.* 2015;40(3):92-101.

Paraizo MA, Mendes LC, Gomes AS, Miranda MS, Amaral ACF. Degradation of a dental filling material after high caries challenge. *Mat Res.* 2004;7(4):639-642.

Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 2008;24(11):1501-1505.

Peris AR, Mitsui FHO, Amaral CM, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. The Effect of Composite Type on Microhardness When Using Quartz-tungsten-halogen (QTH) or LED Lights. *Oper Dent.* 2005;30(5):649-654.

Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res.* 2005;84:659-662.

Phillips RW. *Skinner's Science Of Dental Materials.* Philadelphia: W.B. Saunders; 1991.

Price RBT, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of Quartz-Tungsten-Halogen, Light-emitting Diode, and Plasma Arc Curing Lights. *J Adhes Dent.* 2003a;5:193-207

Price RBT, Derand T, Loney RW, Andreou P. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *Am J Dent.* 2002;15(1):47-53.

Price RBT, Fahey J, Felix CM. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Oper Dent.* 2010b;35:58–68.

Price RBT, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials.* 2004;25:4465-4477.

Price RBT, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a Second-Generation LED Curing Light. *J Can Dent Assoc.* 2003b;69(10):666.

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

Price RBT, Felix CA. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515 nm on the microhardness of resin composites. *Dent Mater.* 2009;25:899–908.

Price RBT, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *J Esthet Restor Dent.* 2010a;22:363-377.

Price RBT. Light Curing in Dentistry. *Dent Clin N Am.* 2017;61:751-778.

Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct Composite Restorative Materials. *Dent Clin N Am.* 2007;11(3):659-675.

Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci.* 2004;112:89-94.

Ribeiro BCI, Boaventura JMC, Brito-Gonçalves JD, Rastelli ANS, Bagnato VS, Saad JRC. Degree of conversion of nanofilled and microhybrid composite resins photo-activated by different generations of LEDs. *J Appl Oral Sci.* 2015;20:212-217.

Roberson TM, Heymann HG, Swift ED. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. Çeviri Editörü: Gürkan S. 5. Baskı, Güneş Tıp Kitabevleri Ltd. Şti., Ankara; 2011.

Rocha MG, de Oliveira DCRS, Correa IC, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC, Ferracane JL, Correr AB. Light-emitting Diode Beam Profile and Spectral Output Influence on the Degree of Conversion of Bulk Fill Composites. *Oper Dent.* 2017;42(4):418-427.

Roggendorf MJ, Kramer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent* 2011;39:643–7.

Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999;25:4-15.

Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring – a review. *Dent Mater.* 2011;27:39–52.

Rullmann I, Schattenberg A, Marx M, Willershausen B, Ernst CP. Photoelastic determination of polymerization shrinkage stress in low-shrinkage resin composites. *Schweiz Monatsschr fur Zahnmed.* 2012;122:294-299.

Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent.* 1992;20:183-188.

Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th Edition. Philadelphia; 2012.

Sanches LKF, Lodovici E, Boaro LCC, Gonçalves F, Rodrigues-Filho LE. Influence of pH cycling and mechanical loading on the resin-dentin microtensile bond strength. *J Adhes Sci Technol.* 2017;31:1386-1394.

Sanhadji El Haddar Y, Cetik S, Bahrami B, Atash R. A Comparative Study of Microleakage on Dental Surfaces Bonded with Three Self-Etch Adhesive Systems Treated with the Er: YAG Laser and Bur. *BioMed Res Int.* 2016.

Schmidt M, Dige I, Kirkevang LL, Vaeth M, Hørsted-Bindslev P. Five-year evaluation of a low-shrinkage Silorane resin composite material: A randomized clinical trial. *Clin Oral Invest.* 2014;19:245-251.

Schweikl H, Schmalz G, Weinmann W. The induction of gene mutations and micronuclei by oxiranes and siloranes in mammalian cells in vitro. *J Dent Res.* 2004;83:17-21.

Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2002;23:1819-1829.

Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater.* 2000;16:292-296.

Smith BC. *Fundamentals of Fourier transform infrared spectroscopy.* 2nd edition. CRC press, 2011.

Soares CJ, Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A. Polymerization Shrinkage Stresses in a Premolar Restored with Different Composite Resins and Different Incremental Techniques. *J Adhes Dent.* 2013;15:341-350.

Soares GP, Silva GG, Ambrosano GMB, Lima DANL, Marchi GM, Lovadino JR, Aguiar FHB. Effect of polymerization mode and time of adhesive system on microleakage in composite resin restorations. *J Invest Clin Dent.* 2014;5:289-294.

Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater.* 2001;17:71-79.

Stansbury JW, Trujillo-lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage and strain in dental resins and composites. *Dent Mater.* 2005;21:56-67.

Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Restor Dent.* 2000;12(6):300–308.

Swapna MU, Koshy S, Kumar A, Nanjappa N, Benjamin S, Nainan MT. Comparing marginal microleakage of three Bulk Fill composites in Class II cavities using confocal microscope: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2015;18(5):409-413.

Swift EJ. Nano composites. *J Esthet Dent.* 2005;17:3–4.

Tağtekin DA, Yanıkoğlu FÇ, Bozkurt FO, Koloğlu B, Sur H. Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dent Mater.* 2004;20:487-497.

Taira, M., Urabe, H., Hirose, T., Wakasa, K., Yamaki, M. Analysis of photoinitiators in visible-light-cured dental composite resins. *J Dent Res.* 1988;67(1):24-28.

Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dent Mater.* 2004;20:535-542.

Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Invest.* 2015;19:831-840.

Taylor MJ, Lynch E. Marginal adaptation. *J Dent.* 1993;21:265-273.

Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent.* 1992;20:3-10.

Türkün LŞ, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. GÜ Dişhek Fak Derg. 2004;21:143–51.

Uluakay M, İnan H, Yamanel K, Arhun N. Kompozit Rezinler Ve Polimerizasyon Büzülmesi. Ankara Dişhekimleri Odası Klinik Bilimleri Dergisi. 2011;5(2):895-902.

Van Ende A, De Munk J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-fill composites: a review of the current literature. J Adhes Dent. 2017;19:95-109.

Van Meerbeek B, Munck JD, Yoshida Y, Inoue S, Vargas MA, Vijay P, Landuyt KV, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. Oper Dent. 2003;28:215-235.

Vandenbulcke JD, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Comparison of curing depth of a colored polyacid-modified composite resin with different light-curing units. Quintessence Int. 2010;41(9):787-794.

Visvanathan A, Ilie N, Hickel R, Kunzelmann, KH. The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. Dent Mater. 2007;23(7):777-784.

Wei Y-J, Silikans N, Zhang Z-T, Watts DC. Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin–matrix composites during water sorption/desorption cycles. Dent Mater. 2011;27(2):197-205.

Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. Dent Mater. 2005;21(1):68-74.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. Quintessence Int. 1993;24(9):641-658.

Witzel MF, Calheiros FC, Golçalves F, Kawano Y, Braga RR. Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials. *J Dent.* 2005;33(9): 773-779.

Yap AUJ, Pandya M, Toh WS. Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. *Dent Mater J.* 2016;35(3):503–510.

Yap AUJ, Soh MS, Siow KS. Post-gel Shrinkage with Pulse Activation and Soft-start Polymerization. *Oper Dent.* 2002a;27:81-87.

Yap, AUJ, Soh, MS, Siow, KS. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent.* 2002b;27(1):44-49.

Yıldız A, Genç Ö, Bektaş S. Enstrümental Analiz Yöntemleri. Hacettepe Üniversitesi Yayınları, Ankara; 1997.

Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil.* 2002;29:1165-1173.

Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2010;120(11):972-979.

7. EKLER

7.1. Etik Kurul Onayı



T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Projenin Adı: Yeni nesil LED ışıklı cihazlarının fotopolimerizasyon etkinliğinin incelenmesi
Proje yürütücüsü: Prof. Dr. Dilek TAĞTEKİN
Projedeki Araştırmacılar: Dt. Merve YÜCEL, ÖZEL
Onay tarihi ve sayısı: 28.06.2018, 2018-209

Sayın Prof. Dr. Dilek TAĞTEKİN

2018-218 Protokol nolu "Yeni nesil LED ışıklı cihazlarının fotopolimerizasyon etkinliğinin incelenmesi" isimli invitro çalışmamız Marmara Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik kurulu tarafından incelenmiş ve etik yönden uygunluğuna karar verilmiştir.

M.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

Prof. Dr. Nimet Gençoğlu

Adı Soyadı

Prof. Dr. Nimet Gençoğlu

Prof. Dr. İlknur Tanboğa

Prof. Dr. Ali Recai Menteş

Prof. Dr. Yaşar Özkan

Prof. Dr. Ahu Acar

Prof. Dr. Zühre Hale Cimilli

Doç. Dr. Buket Evren

Prof. Dr. Şebnem Erçalık Yalçınkaya

Prof. Dr. Filiz Onat

Dr. Zerrin Kurşun

Prof. Dr. Afife Binnaz Hazar Yoruç

Dr. Öğr. Üyesi G. Hale Özcömert Coşkun

Dr. Öğr. Üyesi Gediz Kocabaş

Nuri Sertaç Sırma (sivil üye)



Marmara Üniversitesi
Nişantaşı Kampusu Diş
Hekimliği Fakültesi 34365
Nişantaşı /Şişli/İSTANBUL

0 (212) 246 52 47 (Faks)
0 (212) 231 91 20

dishekimligi@marmara.edu.tr
http://dental.marmara.edu.tr

Ayrıntılı bilgi için: L.SOYADI Unvan

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bigiler

İsim Soyisim: Merve YÜCEL

E-mail: mrvycl@gmail.com

Telefon: 0553 360 80 34

Doğum Tarihi: 01.01.1992

Doğum Yeri: İstanbul

Eğitim Bilgileri

| | Mezun olduğu kurumun adı | Mezuniyet yılı |
|----------|--------------------------|----------------|
| Uzmanlık | Marmara Üniversitesi | 2019 |
| Lisans | İstanbul Üniversitesi | 2014 |

İş Bilgileri

| Görevi | Kurum | Yıl |
|---------------------|------------------------------|-----------|
| Araştırma Görevlisi | Marmara Üniversitesi | 2016-2019 |
| Diş Hekimi | Medical Park Gebze Hastanesi | 2015-2016 |

Yabancı Dilleri

| | Okuduğunu anlama | Konuşma | Yazma |
|-----------|------------------|---------|-------|
| İngilizce | İyi | İyi | İyi |

Üyelikleri

Estetik Diş Hekimliği Akademisi Derneği

Restoratif Diş Hekimliği Derneği

Uluslararası Kongre Bildirileri

Sözlü Sunumlar:

26-27 Nisan 2019, Marmara Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi ABD. 2. Uluslararası “Çürümeden Korumak” Sempozyumu: Farklı Nesil Led Işık Cihazlarının Bulk-Fill Kompozit Rezinlerin Konversiyon Derecesine Etkisi. Yazarlar: Merve Yücel, Merve Şeker, Dilek Tağtekin, Can Ilgın, Funda Yanıkoğlu

26-27 Nisan 2019, Marmara Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi ABD. 2. Uluslararası “Çürümeden Korumak” Sempozyumu: Icdas II Sınıflamasına Göre Çürük Hacminin ve Kırılma Dayanımının Değerlendirilmesi. Yazarlar: Merve Şeker, Merve Yücel, Dilek Tağtekin, Funda Yanıkoğlu, Can Ilgın

Poster Bildirileri:

14-15 Haziran 2019, European Federation of Conservative Dentistry 9th CONSEURO. Rehabilitation of Anterior Teeth With Direct Composite Veneers: A Case Report. Yazarlar: Merve Yücel, Bora Korkut, Dilek Tağtekin

30 Kasım-2 Aralık 2018, Restoratif Diş Hekimliği Derneği 22. Uluslararası Kongresi. Farklı Derinliklerdeki Beyaz Lezyonlarda Rezin İnfiltrant Klinik Uygulama Protokolü. Yazarlar: Merve Yücel, Bora Korkut, Dilek Tağtekin

30 Kasım-2 Aralık 2018, Restoratif Diş Hekimliği Derneği 22. Uluslararası Kongresi. Direkt Restorasyonlarda Değişim Nedenleri. Yazarlar: Merve Şeker, Zeynep Ceren Çelik, Merve Yücel, Can Ilgın, Dilek Tağtekin, Funda Yanıkoğlu

27-30 Eylül 2018, Türk Diş Hekimleri Odası 24. Uluslararası Kongresi. Kompozit Tabakalama Tekniği İle Diastema Kapama: Vaka Sunumu. Yazarlar: Merve Yücel, Bora Korkut

1-3 Aralık 2017, Restoratif Diş Hekimliği Derneği 21. Uluslararası Kongresi. Renklenmiş Devital Dişlere Konservatif Yaklaşım: Vaka Sunumu. Yazarlar: Merve Yücel, Bora Korkut

13-15 Ekim 2017, Estetik Diş Hekimliği Akademisi Derneği 21. Uluslararası Kongresi. Aesthetics Treatment of Tooth Crown Fracture in a Single Visit: A Case Report. Yazarlar: Merve Yücel, Bora Korkut