

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI AÇILANMALARDA TASARLANAN MODELLERDE POLİMERİZE
EDİLEN BİR BULK FİLL KOMPOZİTİN DÖNÜŞÜM DERECEŚİ, SU EMİLİMİ VE
ÇÖZÜNÜRLÜK DEĞERLERİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Asu Nur SANDIKÇI
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Osman Tolga HARORLI

2022- ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI AÇILANMALARDA TASARLANAN MODELLERDE POLİMERİZE
EDİLEN BİR BULK FİLL KOMPOZİTİN DÖNÜŞÜM DERECEŚİ, SU EMİLİMİ VE
ÇÖZÜNÜRLÜK DEĞERLERİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Asu Nur SANDIKÇI

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Osman Tolga HARORLI

**Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP)
tarafından TDH-2022-5420 proje numarası ile desteklenmiştir.**

2022- ANTALYA

ONAY SAYFASI

Dt. Asu Nur Sandıkçı tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

.../...../.....

İmza

Üye :
(Ünvanı, Adı Soyadı) (Üniversite)

Üye :
(Ünvanı, Adı Soyadı) (Üniversite)

Üye :
(Ünvanı, Adı Soyadı) (Üniversite)

Bu tez,/...../..... tarih ve/..... sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi
Kurum Yöneticisi

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu çalışmada elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Dt. Asu Nur Sandıkçı
İmza

Prof. Dr. Osman Tolga Harorlı

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması sırasında desteğini ve emeğini esirgemeyerek vakti, deneyimleri ve bilgileri ile bana yol gösteren, sabrı ve hoşgörüsüyle üzerimde büyük emeği olan çok kıymetli danışman hocam Prof. Dr. Osman Tolga HARORLI'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince desteğini hep hissettiğim, duruşu ve vizyonu ile bana daima örnek olacak değerli hocam Prof. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL'e,

Çalışmalarını büyük titizlikle yürüten, klinik ve akademik birikimiyle yol gösteren sevgili hocam Doç. Dr. Ayşe DÜNDAR'a,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca gösterdiği anlayış ve yardımları için kıymetli hocam ve ablam Öğr. Gör. Nilay BAYRAKTAR'a,

Tez çalışmamın yürütülmesinde büyük yardım ve emekleri olan hocam Prof. Dr. Meltem ASİLTÜRK ERSOY'a,

Jürimde yer almasından onur duyduğum değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Seher KAYA'ya,

Manevi destekleri ile her zaman yanımda olan sevgili asistan arkadaşlarım Dt. Didem ESEN, Dt. Yeliz YAZICIOĞLU, Dt. Ecehan KAPLAN başta olmak üzere tüm Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na,

Bugünlere gelmemde büyük emekleri olan, her zaman eğitimime öncelik veren ve sevgilerini benden esirgemeyen canım annem Nazan SANDIKÇI ve canım babam Osman SANDIKÇI ile varlığı bana mutluluk veren biricik kardeşim Ege Kerem SANDIKÇI'ya,

Tanıdığım ilk günden bugüne kadar beni hayatımın her alanında destekleyen, her zaman umut ve güç veren, mesafelerin yanımda olmasına engel olamadığı sevgili hayat arkadaşım Alperen ÖZTÜRK'e,

Eğitilmiş bir Türk kadını olarak, bu cumhuriyete ve kurucusu ulu önder Mustafa Kemal ATATÜRK'e derin minnet ve teşekkürü borç bilirim.

ÖZET

FARKLI AÇILANMALARDA TASARLANAN MODELLERDE POLİMERİZE EDİLEN BİR BULK FİLL KOMPOZİTİN DÖNÜŞÜM DERECESESİ, SU EMİLİMİ VE ÇÖZÜNÜRLÜK DEĞERLERİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı, farklı açılanmalar ile hazırlanan bir bulk fill kompozitin iki güncel ışık cihazı ile farklı mesafelerden polimerize edilmesinin ardından materyalin dönüşüm derecesi, su emilimi ve suda çözünürlük özellikleri üzerine olası etkilerinin in vitro olarak incelenmesidir.

Yöntem: Farklı derecelerde açıldırılmış (90° , 75° , 60° , 45°), 4 mm derinliğe sahip silindirik teflon kalıplara yerleştirilen bir bulk fill kompozit rezin (Filtek Bulk Fill), iki farklı LED ışık cihazı (VALO Cordless, iLed Curing Light) ile üç farklı mesafeden (0 mm, 2 mm, 4 mm) ışıkla polimerize edildi. Toplam 24 grup her grupta 5 örnek olacak şekilde hazırlandı. Örneklerin dönüşüm dereceleri, Fourier Transform Infrared Spektrometre cihazı ile ölçüldü. Kompozitlerin 21 gün boyunca $37\pm1^\circ\text{C}$ distile suda bekletilmesinin ardından, su emilimi ve suda çözünürlük değerleri ISO 4049:2009 spesifikasyonuna göre hesaplandı. Dönüşüm derecesi verilerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde Üç Yönlü Varyans Analizi ve Duncan çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Su emilimi ve suda çözünürlük sonuçları Kruskal-Wallis testi ile analiz edildi.

Bulgular: Tüm örnekler arasında, en yüksek ortalama dönüşüm derecesi değeri ($\%41,55\pm4,38$) polimerizasyon işleminin 90° 'lik açılanma ile hazırlanan örneklerle VALO ışık cihazının en yakın mesafeden uygulandığı grupta elde edilmiştir. Tüm örnekler arasında en düşük ortalama dönüşüm derecesi değeri ($\%8,97\pm4,59$) ise, polimerizasyon işleminin 45° 'lik açılanma ile hazırlanan örneklerle iLED ışık cihazının 4 mm mesafeden uygulandığı grupta elde edilmiştir. Örneklerin dönüşüm derecelerinin kullanılan ışık cihazı tipinden ($p=0,003$), cihazın kullanım mesafesinden ($p=0,002$) ve hazırlanan örneklerin açılı tasarımından ($p<0,001$) etkilendiği tespit edilmiştir. Ayrıca VALO ışık cihazının, farklı eğim açılarına sahip bulk fill kompozit örneklerin dönüşüm dereceleri üzerinde daha başarılı sonuçlar gösterdiği saptanmıştır ($p<0,034$). Farklı koşullarda polimerize edilen bulk fill kompozit rezin örneklerin su emilimi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0,585$). Aynı şekilde örneklerin suda çözünürlük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0,654$).

Sonuç: Bulk fill kompozit rezinler zaman tasarrufu ve uygulama kolaylığı sağlasa da klinik kullanımda özellikle derin ve eğimli kavitelerde ışık enerjisinin materyale yetersiz ulaşması ihtimali göz önünde bulundurularak dikkatli kullanılmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Bulk fill kompozit, Dental ışık cihazı, Dönüşüm derecesi, Su emilimi, Suda çözünürlük, Kavite tasarımı, Polimerizasyon mesafesi



ABSTRACT

EXAMINATION OF DEGREE OF CONVERSION, WATER SORPTION AND SOLUBILITY VALUES OF A BULK FILL COMPOSITE POLYMERIZED WITH DIFFERENT TILT ANGLES

Objective: The aim of this study was to investigate the possible effects of a bulk-fill composite prepared with different slopes on the degree of conversion, water absorption, and water-solubility properties of the material in vitro after polymerization with two light-curing units at different distances.

Method: A bulk-fill composite resin (Filtek Bulk Fill) placed in cylindrical teflon molds with 4 mm depth, angled at different degrees cured (90°, 75°, 60°, 45°), with two different LED light-curing units (VALO Cordless, iLed Curing Lig). Curing was performed at three different distances (0 mm, 2 mm, 4 mm). A total of 24 groups were prepared with 5 samples in each group. The degrees of conversion of the samples were measured with the Fourier Transform Infrared Spectrometer device. After the composites were kept in distilled water at 37±1°C for 21 days, water absorption and water solubility values were calculated according to ISO 4049:2009 specification. Three-way Analysis of Variance and Duncan's multiple comparison test were used in the statistical analysis of the degree of conversion data. Water absorption and water solubility results were investigated by the Kruskal-Wallis test.

Results: Among all samples, the highest mean degree of conversion value (41.55%±4.38%) was obtained in the group where the VALO light-curing unit was applied from the closest distance to the samples prepared with 90° angulation of the polymerization process. The lowest mean degree of conversion value (8.97±4.59%) was obtained in the group where the iLED light-curing unit was applied to the samples prepared with an angulation of 45°, from a distance of 4 mm. It was detected that the conversion degrees of the samples were affected by the type of light-curing unit used ($p=0.003$), the distance of light-curing unit ($p=0.002$), and the slope design of the prepared samples ($p<0.001$). In addition, it was noticed that the VALO light-curing unit showed more successful results on the transformation degrees of bulk-fill composite samples with different inclination angles ($p<0.034$). There was no statistically significant difference between the water absorption values of the bulk-fill composite resin samples polymerized under different conditions ($p=0.585$).

Likewise, there was no statistically significant difference between the water solubility values of the samples ($p=0.654$).

Conclusion: Although bulk-fill composite resins provide time savings and ease of application, they should be used carefully in clinical use, especially in deep and inclined cavities, considering the possibility of insufficient light energy reaching the material.

Key words: Bulk fill composite, Light curing unit, Degree of conversion, Water absorption, Water solubility, Cavity design, Polymerization distance



SİMGELER ve KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılan bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile aşağıda sunulmuştur.

ANOVA	Analysis of Variance
ATR	Attenuated Total Reflection
Ark	Arkadaşları
BAP	Bilimsel Araştırmalar Projesi
BAPO	Bisasilfosfin oksit
Bis-GMA	Bisfenol A-glisidil metakrilat
cm	Santimetre
cm²	Santimetekare
CQ	Kamferokinon
DC	Degree of cure
DMAPE	Dimetilamino fenil etanol
DMTA	Dinamik Mekanik Termal Analiz
EBPADMA	Ethoxylated Bisphenol A Dimethacrylate
EDMA	Etilen Glikol Dimetakrilat
ESR	Elektron Spin Rezonansı
FTIR	Fourier Transform Infrared Spektrometre
gr	Gram
IR	Infra Red
ISO	International Organization for Standardization

LCU	Light Curing Unit
LED	Light-Emitting-Diode
MAPO	Monoasilfosfin oksit
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
mm²	Milimetrekaare
mm³	Milimetreky�p
MMA	Metil metakrilat
MOD	Mesio-okl�zo-distal
mW	Mili watt
nm	Nanometre
PAC	Plazma ark
pH	Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)
PMMA	Poli metil metakrilat
PPD	1-fenil-1,2- propanedion
PO₄⁻³	Fosfat
QTH	Quartz-Tungsten halojen
RBC	Resin based composite
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilenglikol dimetakrilat
TME	Temporomandibular eklem

TPO	Difenil(2,4,6 trimetilbenzoil) fosfin oksit
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole
µm	Mikrometre
vb	Ve benzeri
VLA	Visible light activated
°C	Santigrat derece
°	Derece
%	Yüzde
&	Ve
W	Watt

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	i
ETİK BEYAN.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
ABSTRACT.....	vi
SİMGELER ve KISALTMALAR	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kompozit Resinlerin Yapısı.....	3
2.1.1. Organik Matriks Faz.....	3
2.1.2. İnorganik Faz.....	4
2.1.3. Ara Faz	5
2.2 Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	5
2.2.1 Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması	5
2.2.2. Kompozit Resinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması.....	7
2.2.3. Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması	8
2.3. Kompozit Resinlerde Güncel Gelişmeler	10
2.4.Bulk Fill Kompozitler	11
2.4.1. Bulk Fill Kompozitlerin Yapısı.....	11
2.4.2. Bulk Fill Kompozitlerin Sınıflandırılması	12
2.4.3. Bulk Fill Kompozitlerin Klinik Performansları	13
2.5. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonu	14
2.5.1. Kondensasyon Polimerizasyonu	14
2.5.2. İlave Polimerizasyon	14
2.6. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları	15
2.6.1. Quartz-Tungsten-Halojen Işık Kaynakları	16
2.6.2. Argon Lazer Işık Kaynakları	16
2.6.3. Plazma Ark Işık Kaynakları	16
2.6.4. Light-Emmitting-Diode (LED) Işık Kaynakları	17

2.7. Dönüşüm Derecesi	18
2.8. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük	21
2.8.1. Su Emilimi.....	21
2.8.2. Suda Çözünürlük	23
2.8.3. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Değerlendirme Yöntemleri.....	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	25
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	25
3.2. Dönüşüm Derecesinin Ölçümü	27
3.2.1. Örneklerin Hazırlanması	27
3.2.2. Dönüşüm Derecesinin Ölçülmesi.....	29
3.3. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Değerlerinin Ölçümü.....	30
3.3.1 Örneklerin Hazırlanması	30
3.3.2. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Testleri.....	31
3.3.3. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Değerlerinin Hesaplanması	33
3.4. İstatistiksel Analiz	34
4. BULGULAR.....	35
4.1. Bulk fill kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi ölçümlerinin bulguları	35
4.2. Bulk fill kompozit rezinlerin su Emilimi ölçümlerinin bulguları.....	37
4.3. Bulk fill kompozit rezinlerin suda çözünürlük ölçümlerinin bulguları.....	38
5. TARTIŞMA	40
SONUÇLAR	52

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.7.1.: Işık kaynağı-rezin kompozit mesafesinin, polimerizasyon derinliğine olası etkisinin gösterimi.....	19
Şekil 3.1.1.: Çalışmada kullanılan rezin kompozit ve kompozit tabancası.....	25
Şekil 3.1.2.: Çalışmada kullanılan ışık cihazları.....	26
Şekil 3.2.1.: Çalışmada kullanılan, sırasıyla 90°, 75°, 60° ve 45° eğim açlarına sahip teflon kalıplar.....	27
Şekil 3.2.2.: Çalışmada kullanılan kompozit rezin örnekler.....	28
Şekil 3.2.3.: Çalışmada kullanılan amber renkli şişe.....	28
Şekil 3.2.4.: Çalışmada kullanılan FTIR cihazı.....	29
Şekil 3.2.5.: Test edilen bulk fill kompozit rezin materyal örneklerden birinin ATR-FTIR yöntemiyle yapılan spektral analizinin grafiksel görünümü.....	30
Şekil 3.3.1.: Çalışmada kullanılan desikatör ve hassas terazi.....	32
Şekil 3.3.2.: Çalışmada kullanılan elektronik kumpas.....	32
Şekil 3.3.3.: Çalışmada kullanılan etüv.....	33
Şekil 4.1.1.: Test edilen örneklerin ortalama dönüşüm derecesi değerlerinin grafiksel görünümü.....	35
Şekil 4.1.2.: Test edilen tüm örneklerin ortalama dönüşüm derecesi değerlerinin grafiksel görünümü.....	36
Şekil 4.1.3.: Farklı ışık cihazları ile polimerize edilen örneklerin ortalama dönüşüm derecesi değerlerinin grafiksel görünümü.....	37
Şekil 4.2.1.: Distile suda 21 gün süreyle bekletme sonrası test edilen örneklerin ortalama su emilimi değerlerinin grafiksel görünümü.....	38

Şekil 4.3.1.: Distile suda 21 gün süreyle bekletme sonrası test edilen kompozitlerin ortalama suda çözünürlük değerlerinin grafiksel görünümü.....39



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.2.1: Dönüşüm derecesi ölçümü yapılan örneklerin deney grupları.....28

Tablo 3.3.1: Su emilimi ve suda çözünürlük ölçümü yapılan örneklerin deney grupları.....31



1. GİRİŞ

Kompozit rezinler, kolay kullanımları, estetik görünümleri ve başarılı fiziksel ve mekanik özellikleri nedeniyle, en sık kullanılan dental materyaller arasındadır. ^(1, 2) Önceleri, dental kompozitler sadece anterior restorasyonlar için restoratif materyal olarak düşünülürdü. Ancak günümüzde hem anterior hem de posterior dişler için en sık kullanılan direkt restoratif materyallerden biri haline geldiler. Bunun nedeni, kompozitin yerleştirme, kütleme ve fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi dahil olmak üzere uygulama yöntemlerinin daha iyi anlaşılmasıdır. ⁽³⁾

Klasik olarak, bir restorasyon, ayrı ayrı ışıkla kürlenene tabakalarla uygulanır. ⁽⁴⁾ Son zamanlarda artan klinik taleple birlikte, posterior kompozitleri tabakalamak ve yerleştirmek için gereken zaman ve çabanın bir kısmını azaltmak amacıyla, daha düşük polimerizasyon bütülmesine ve 4 mm'ye kadar polimerizasyon derinliklerine sahip, kullanımı kolay, uyumlu bir materyal olan bulk fill kompozitler geliştirilmiştir. Bulk fill kompozitlerin kullanımıyla uygulama prosedürü daha az zaman alır ve restorasyonda oluşabilecek açıklıklar ve katmanlar arasındaki kontaminasyon gibi teknik hataların oluşma riski azaltılabilir. ^(5, 6)

Son yıllarda çeşitli çalışmalar ^(7, 8), restorasyonların dayanıklılığı ve kalitesi için polimerizasyon koşullarının çok önemli olduğunu göstermiştir. Yeterli polimerizasyon, kompozit restorasyonların öngörülebilir klinik fonksiyonu için temel bir gerekliliktir. ^(9, 10) Yetersiz ışık enerjisi iletimi, kompozitin eksik dönüşümü, azalmış sertlik, yetersiz dinamik elastik modül, azalmış eğilme ve kırılma dayanımları, azalan bağlanma dayanımları ve artmış aşınma ve bozulma ile sonuçlanabilir ⁽¹¹⁻¹³⁾. Ayrıca bu şekilde yetersiz polimerizasyonun pulpa hücreleri için toksik olan artık monomerlere sebep olduğu bilinmektedir. ^(2, 11, 12, 14)

Kompozit rezinlerin ışıkla sertleştirilmesinde yer alan en önemli parametrelerden biri, ışık cihazı tarafından sağlanan ışık gücü ve ışıklandırma süresinin sonucu olarak hesaplanan enerji miktarıdır. Daha fazla ışık enerjisi genellikle monomerlerin polimerlere daha yüksek derecede dönüştürülmesiyle sonuçlanacaktır. ^(1, 15, 16) Işık cihazının yeterli olan ışık yoğunluğu birkaç ek faktöre bağlıdır. Bunlar, cihazın ışık gücünü, teknik özelliklerini, tasarımı ve çapını, rezin kompozit yüzeyine olan mesafesini, dalga boyunu, gelen ışığın açısını ve materyalin kütleme süresini içerir. ^(11, 13, 17) Işık cihazının açılardırılması ve kütleme mesafesi polimerizasyon sürecini etkiler; dolayısıyla dental materyal tarafından alınan ışık miktarı, ışık cihazının uygulanmasından etkilenir. ⁽¹³⁾

Klinisyenler bir dişi restore etmek için ışıık kullandıklarında birtakım zorluklarla karşılaşırılar. Ağız içi ortam, nispeten küçük ve erişimi zor bir alandır, bu da çalışma alanının iyi bir şekilde görölmesini engelleyebilir. Özellikle ağız açıklığı kısıtlı olan hastalarda veya maksiller molar dişlerinin distal ve mandibular insizör dişlerin lingual kısmı gibi ulaşılması zor alanlarda, ışıık cihazını diş yüzeyine yakın ve dik olarak konumlandırmak zor olabilir. ⁽¹⁸⁾ Benzer şekilde, madde kaybını en aza indirmek amacıyla hazırlanan konservatif endodontik kaviteler de açılı formda hazırlanırlar. ⁽¹⁹⁾ Bu ve benzeri durumlar, özellikle derin kavitelerde, ışıığın kavite tabanına ulaşmasını engelleyebilmektedir. Bu nedenle, ideal laboratuvar koşulları altında bir restorasyona iletilen ışıık miktarının klinik ortamda gerçekte iletilen ışııktan oldukça farklı olabileceğı varsayılabılır. ⁽²⁰⁾

Literatürde bulk fill kompozitlerin özellikleri ile ilgili çok sayıda çalışma mevcuttur. ^(21, 22) Ancak dental ışıık cihazlarının ışıık çıkışını ve bunun materyallerin özelliklerine etkilerini araştıran çoğı çalışma, bunu ideal koşullar altında, ışıık cihazının ucunu materyale mümkün olduğunca yakın tutarak yapmıştır. ⁽²⁰⁾

Bu tez çalışmasının amacı, farklı açılanmalar ile hazırlanan kavite tasarımlarına 4 mm kalınlıklarda yerleştirilen bir bulk fill kompozitin, farklı ışıık cihazlarıyla farklı mesafelerden polimerize edilmesinin; kompozitin dönüşüm derecesi, su emilimi ve suda çözünürlük özellikleri üzerine olan etkilerinin *in- vitro* olarak incelenmesidir.

Çalışmamızda test edilen sıfır hipotezler şunlardır:

- H01: Polimerizasyon için farklı ışıık cihazlarının kullanılmasının, bir bulk fill kompozitin dönüşüm derecesi, su emilimi ve suda çözünürlük değeri üzerinde herhangi bir etkisi yoktur.
- H02: Işıık cihazının bir bulk fill kompozite farklı mesafelerden uygulanmasının, kompozitin dönüşüm derecesi, su emilimi ve suda çözünürlük değeri üzerinde herhangi bir etkisi yoktur.
- H03: Farklı açılanmalarda tasarlanan modellerde polimerize edilen bir bulk fill kompozitin dönüşüm derecesi, su emilimi ve suda çözünürlük değeri, modellerin açılanma seviyesinin herhangi bir etkisi yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

Kompozit rezinler (RBC'ler), başta çeşitli sebeplerden oluşan madde kayıplarının giderilip dişe gerekli estetik ve fonksiyon özelliklerinin kazandırılması olmak üzere, çok çeşitli klinik uygulamalarda kullanıldıkları için muhtemelen diş hekimliğinde mevcut olan en yaygın materyallerdir. ⁽²³⁾

2.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Tanım olarak, bir kompozit, en az iki farklı materyalden oluşan bir yapıdır. Bu materyallerin her biri, kompozitin genel özelliklerine katkıda bulunur ve genellikle ayrı formlardadır.

Diş hekimliğinde kullanılan RBC restoratif materyaller üç ana fazdan oluşur: ⁽²³⁾

- Organik Matriks Faz
- İnorganik Faz
- Ara Faz

2.1.1. Organik Matriks Faz

Organik faz, kompozitin kimyasal olarak aktif bileşenidir. İçeriğindeki monomerler, kompozit rezin sisteminin omurgasını temsil eder. Günümüzde Bisfenol-A ve Glisidilmetakrilat reaksiyonundan üretilen Bisfenolglisidil metakrilat (Bis-GMA) ile Üretan dimetakrilat (UDMA) en yaygın olarak kullanılan monomerlerdir. Bis-GMA ve UDMA monomerleri, yüksek moleküler ağırlıklarından dolayı oldukça viskoz bileşenlerdir; az miktarda eklenmeleri bile klinik kullanımda oldukça viskoz yapıya sahip olan bir kompozit üretecektir. Bu sorunun üstesinden gelmek için viskozite kontrolörleri olarak bilinen düşük viskoziteli monomerler, örneğin metilmetakrilat (MMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) eklenir. Bunlardan en yaygın olarak kullanılanı TEGDMA'dır. ⁽²³⁾

Rezin matriks ayrıca, polimerizasyonu sağlamak için polimerizasyon başlatıcı (initatör) ve hızlandırıcı (akselatör) sistemleri içerir. Bu bileşenler, kullanılan reaksiyon tipine bağlı olarak kimyasal polimerizasyon, görünür ışıkla aktive edilmiş polimerizasyon (fotopolimerizasyon) veya hem kimyasal olarak hem de ışıkla polimerizasyon gerçekleştirebilirler. ^(24, 25)

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde, polimerizasyon başlatıcı olarak

dibenzolperoksit, hızlandırıcı olarak n,n-dihidroksietil-p-toluidin gibi aromatik tersiyer bir amin kullanılır. ⁽³⁾ Görünür ışıqla polimerize olan kompozitlerde ise, başlatıcı olarak 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan alfa diketon (kamferokinon, CQ); hızlandırıcı olarak da tersiyer alifatik amin (4-n, n-dimetilamino-fenil-etanol, DMAPE) kullanılmaktadır. ^(3, 26)

Yüksek klinik başarılarına rağmen CQ bazlı fotobaşlatıcı sistemler, rezin bazlı materyallerde zamanla sararmalara sebep olabilirler. ⁽²⁷⁾ Günümüzde bu sararma etkisini azaltmak için dental materyallerde, özellikle rezin bazlı kompozitlerde, CQ'nun yerini alması için geliştirilen alternatif fotobaşlatıcı sistemler kullanılmaktadır. Öte yandan, bu alternatif fotobaşlatıcı sistemler, yalnızca kabul edilebilir başlangıç ve uzun vadeli estetik görünüme değil, aynı zamanda uygun mekanik özelliklere de elverişli olmalıdır. Bu fotobaşlatıcılar, difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfin oksit (TPO), bir dibenzoil germanyum türevi olan Ivocerin, fenilpropanedion (PPD), monoasilfosfin oksit (MAPO veya Lucirin TPO) ve bisasilfosfin oksit (BAPO veya Irgacure 819)'tir. ⁽²⁷⁻²⁹⁾

Kompozit materyale uzun bir raf ömrü sağlayabilmek için erken polimerizasyonun önlenmesi esastır. Bu amaçla hidrokinon gibi bir inhibitör, genellikle %0,1 veya daha az miktarlarda dahil edilir. ⁽²³⁾

Ayrıca kompoziti ultraviyole (UV) ışığın etkilerinden korumak, böylece renk stabilitesini sağlamak amacıyla organik matriks içerisinde ultraviyole stabilizatörler mevcuttur. ⁽²⁹⁾

2.1.2. İnorganik Faz

İnorganik faz, kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirmek için kullanılan organik matriks içine dağılmış cam partikülleri, alüminyum ve lityum silikat, bor silikat ve hidroksi apatit gibi çok çeşitli dolduruculardan oluşmaktadır. Bunlardan, stronsiyum, baryum, çinko, zirkonyum gibi iyonların kullanımı, materyale radyoopasite sağlar. ⁽²⁵⁾ Diş dokularına benzer bir genleşme katsayısına sahip olan seramik doldurucuların eklenmesiyle, termal genleşme katsayısı azaltılır. Yine silika partikülleri, renk, yarı saydamlık ve floresan gibi çeşitli estetik özellikleri kontrol etmek için ideal araçlardır. Ayrıca sertlik ve basınç dayanımı gibi mekanik özellikleri iyileştirebilirler. ⁽²³⁾

Yüksek doldurucu içeriği, baskı ve gerilim kuvvetlerine karşı direnç, elastik modül ve aşınma direncinde artış sağlar. Materyalin yapısındaki doldurucu oranının artması, rezinin fiziksel özelliklerini geliştirir ancak viskozitenin artmasına sebep olur. Küçük boyutlu doldurucu partiküller, estetik özellikleri; büyük boyutlu doldurucu partiküller ise fiziksel özellikleri geliştirir. Günümüzde kullanılan kompozit materyallerdeki pek çok gelişmenin temelinde doldurucu teknolojisindeki ilerlemeler yatmaktadır.⁽²³⁾

2.1.3. Ara Faz

Bir kompozitin kabul edilebilir mekanik özelliklere sahip olması için doldurucular ve rezinin birbirine güçlü bir şekilde bağlanması son derece önemlidir. Bu bağlanma, ara faz (bağlayıcı faz) içerisindeki ajanlarla sağlanır. Bunlar, bir ucunda silan grupları ve diğer ucunda metakrilat grupları bulunan moleküllerdir. Cam ve silan bağlayıcı ajanı arasındaki ara yüzde oluşan reaksiyon, silanın cam yüzeyine kovalent olarak bağlanmasını sağlar.⁽³⁾

Organik ve inorganik faz arasındaki bu bağlanmanın kalitesindeki gelişmeler hem anterior hem de posterior dişler için kullanılabilen aşınmaya dayanıklı kompozit restoratif materyallerin geliştirilmesine önemli ölçüde katkıda bulunmuştur.⁽²³⁾

2.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, polimerizasyon yöntemlerine, inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler.

2.2.1 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler polimerizasyon yöntemlerine göre:

-Kimyasal olarak polimerize olan

-Işıklı polimerize olan

-Hem kimyasal olarak hem de ışıklı polimerize olan (*dual-cure*) kompozitler olarak sınıflandırılabilirler.

Üretilen ilk kompozit rezinler, kimyasal yolla polimerize olmaktadır ve “kendiliğinden sertleşen”, “otomatik sertleşen” veya “kimyasal yolla sertleşen sertleşen” kompozit rezinler olarak isimlendirilirler. Bu materyaller, birinde üçüncül amin gibi bir aktivatör ve diğerinde

genellikle benzoil peroksit olan bir initatör bulunan iki farklı patın karıştırılmasıyla kullanılırlar. Bu materyallerin çalışma süresi kısıtlı olup uzun dönem kullanımdan sonra sarı veya turuncu renge dönen üçüncül aminler içerirler. Bu sebeple renk stabilitesinden yoksun niteliktedirler. Bu kompozitlerin kullanım ömrünü uzatmak için soğuk bir ortamda saklanması tavsiye edilmektedir. ^(30, 31)

1970'lerin başında, ultraviyole (UV) ışıkla aktive olan kompozitler kullanılabilir hale gelmiştir. Bu materyallerde, polimerizasyon sürecini başlatmak ve serbest radikaller oluşturmak için UV ışık kullanılmıştır. UV ışığın enerjisi, iki serbest radikalın oluşması ve benzoin metil eterin merkezi bağının kırılması için kullanılır. Bu nedenle, UV ışığa maruz kalana kadar sertleşmeyen tek bir pat yeterli olmuştur. ⁽³²⁾ Ancak, UV ışığın yumuşak doku yanıklarına ve göze zarar verme riski mevcuttur. Bu nedenle, bu ışık cihazlarının kullanımında koruma kullanılması ve büyük özen gösterilmesi gerekir. Ayrıca, UV ışık cihazı bir cıva lambasıdır, pahalıdır, lamba eskidikçe ışık yoğunluğunun giderek azalması söz konusudur ve kompozitin içinden geçerken meydana gelen yüksek derecede ışık Emilimi nedeniyle sınırlı bir sertleşme derinliğine sahiptir. ⁽³¹⁾

Bununla birlikte, tek bir patın kullanımı diş hekimliğinde kolayca benimsenmiş ve görünür ışıkla aktive olan (*visible light activated*, VLA) kompozitlerin gelişiminin yolunu açmıştır. VLA kompozitler, serbest radikallerin kaynağı olarak kamferokinon kullanır. Aktivasyon enerjisi benzoin metil eterinkinden daha düşüktür ve mavi aralıkta ~460-480 nm dalga boyuna sahip ışık çok etkilidir. Bunun avantajı, potansiyel olarak daha az zararlı ve daha az maliyetli bir ışık cihazının kullanılabilmesi, ışığın kompozitten daha kolay iletilmesi ile daha fazla polimerizasyon derinliği elde edilebilmesidir. Çağdaş ve güncel ışıkla polimerize olan rezin kompozit materyallerin tümünün aktivasyonunda görünür ışık enerjisi kullanılmaktadır. Işıkla sertleşen kompozitlerler, hekim kontrolünde sertleşebildiklerinden hekime çalışma kolaylığı ve uzun bir çalışma süresi sağlar. Ayrıca üçüncül aminlerin ortadan kaldırılması nedeniyle renk stabilitesi mevcuttur. ^(3, 31)

Bir diğer kompozit rezin tipi ise hem kimyasal olarak hem de ışıkla polimerize olan (dual sertleşen) çift kürlü kompozitlerdir. Bu materyaller genel olarak siman veya çekirdek (core) materyalleri olarak kullanılmaktadır. Bu kompozitlerde spesifik dalga boyutundaki görünür ışıkla başlatılan sertleşme reaksiyonu, ışık enerjisi ortadan kalktığında da yavaş yavaş devam eder. ⁽³³⁾

2.2.2. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, inorganik doldurucu partikül boyutuna, miktarına ve bileşimine göre üç ana tipe ayrılabilir: ⁽³⁾

-Makrofill kompozit rezinler

-Mikrofill kompozit rezinler

-Hibrit kompozit rezinler

Makrofil kompozit rezinler, ortalama 5 ila 25 mikrometre arasında partikül büyüklüğüne sahip geleneksel kompozitlerdir. Doldurucu içeriği ağırlıkça yaklaşık yüzde 75 ila 80'dir. Doldurucu partiküllerin nispeten büyük boyutu ve aşırı sertliği nedeniyle pürüzlü bir yüzey dokusu sergiler. Materyalin rezin matris yapısı daha az sert olduğu için, yüzey daha pürüzlü hale gelir ve daha hızlı aşınır. Oklüzal temas alanlarındaki pürüzlülük, renk değişikliği ve aşınma nedeniyle, bu materyallerde diğer kompozit türlerine göre daha hızlı plak birikimi meydana gelmektedir. ⁽³⁾

Mikrofill kompozitler 1980'lerin başında tanıtılmıştır. Bu kompozitlerin ortalama partikül boyutu 0,04 - 0,1 mikrometre arasında değişir. Doldurucu içeriği ağırlıkça yüzde 35 - 50'dir. Küçük partikül boyutu, plak, kalıntı ve lekelerle karşı dayanıklı, pürüzsüz cilalı yüzeyler sağlar. Ancak daha az doldurucu içeriği nedeniyle bazı fiziksel özellikleri daha düşüktür. Düşük elastisite modülüne ve yüksek parlatılabilirliğe, mükemmel yarı saydamlığa sahiptirler, ancak düşük kırılma direnci ve artan marjinal bozulma sergilerler. Ön dişlerin ve servikal abfraksiyon lezyonlarının restorasyonu için endikedirler. ⁽³⁾

Mikrofill ve geleneksel makrofill kompozitlerin farklı avantajlarını kullanabilmek için hibrit kompozitler geliştirilmiştir. Hibrit kompozitler, ortalama 15-20 µm büyüklüğünde büyük doldurucu partiküller ve 0,01-0,05 µm partikül boyutuna sahip az miktarda koloidal silika içerirler. Bu kompozitlerdeki doldurucu içeriği hacimce yüzde 75 ila 80'dir. Bu içerik, materyale pürüzsüz yüzey dokusu avantajı ile geleneksel kompozitlerinkine benzer fiziksel özellikler sağlar. ^(3, 31)

Yeni nesil hibrit kompozit rezin tipleri ise şunlardır: ⁽³⁾

-Nanofill ve nanohibrit kompozitler

-Mikrohibrit kompozitler

Nanofill ve nanohibrit kompozitler, mikrofill kompozitlerden daha küçük ortalama partikül büyüklüğüne sahiptir. Nanofill kompozitler, 1 ila 100 nm; nanohibrit kompozitler 0,4 ila 5 µm partikül büyüklüğüne sahip dolduruculardan oluşur.⁽³⁰⁾ Bu son derece küçük doldurucuların eklenmesi ve matris içinde uygun şekilde düzenlenmesi, orijinal hibrit kompozit rezinlere eşdeğer fiziksel özelliklerle sonuçlanır.⁽³⁾

Günümüzde kompozitlerin hemen hemen tümü küçük miktarlarda kolloidal silika içerirler. Bu sayede, partikül boyutu mikrofill kompozitlerinkine benzer, ancak fark şudur: mikrofill kompozitlerdeki partiküller viskoziteyi artıran üç boyutlu kümeler veya ağlar halindeyken nanofill kompozitlerde çoğunlukla ayrıktır ve viskozite üzerinde minimum etkiye sahiptir. Böylece, bu kompozitler, mikrofill kompozitlerinki gibi optik özelliklere ve yüksek parlatılabilirliğe sahiptir; ancak üretimdeki farklılıklar, viskozitedeki artışı azaltır, bu da doldurucu içeriğinin hacimce %60'a ve ağırlıkça %78'e kadar artmasına izin verir. Bu aralıktaki doldurucu içeriğinin posterior alanda, strese dayanıklı restorasyonlarda kullanım için gerekli mekanik özellikleri sağlaması beklenir.^(25, 31)

Mikrohibrit kompozitler, hibrit kompozitlerden geliştirilmiştir. Mikrohibrit kompozitler, doldurucu yoğunluğuna bağlı olarak, ağırlıkça %77 ila %84, hacimce %60 ila %70 oranında doldurucu içerir. Bu kompozitlerdeki ortalama partikül boyutu 0,4 ila 0,8 µm arasındadır. Daha küçük partiküllerin dahil edilmesi, cıllanmalarını ve uygulanmalarını hibrit kompozitlere göre daha başarılı hale getirir. Büyük doldurucu içeriğinin varlığı nedeniyle, mikrohibrit kompozitler, mikrofill kompozitlere göre daha iyi fiziksel özelliklere ve aşınma direncine sahiptir.^(3, 30)

2.2.3. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

RBC materyaller uygulama yöntemlerine göre, akışkan kompozitler ve kondanse edilebilen (tepilebilir) kompozitler olarak sınıflandırılabilirler.

1996 yılının sonlarında piyasaya sürülen akışkan kompozit rezinlerde, doldurucu oranı ağırlıkça yüzde 60'tır. Genellikle partikül boyutu 0.02 ila 0.05 µm arasında değişen silikadır.⁽³⁾ Azaltılmış doldurucu oranıyla tipik olarak daha düşük bir viskoziteye sahiptir. Bu durum rezinin kolayca uygulanmasını ve homojen bir şekilde yayılmasını, böylece kavite formuna rahatlıkla uyum göstermesini sağlar. Bu, özellikle sınıf II posterior preparasyonlarda ve

erişimin zor olduğu diğer durumlarda, klinisyenin iyi adapte edilmiş bir kavite taban marjini ya da kaidesi oluşturmaya yardımcı olur. Bununla birlikte bu materyaller mikrofill ve hibrit dolduruculu olanlara göre daha düşük doldurucu oranı ile daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterir ve stres taşıyan alanlarda aşınmaya daha duyarlıdır. Kısacası uygulama kolaylığının beraberinde, daha zayıf mekanik özellikler gösterir. Sahip oldukları kolay adaptasyon ve esneklik özellikleri nedeniyle akışkan kompozitler, minimal sınıf I ve sınıf III restorasyonlarda, dişeti bölgelerindeki sınıf V restorasyonlarda, tünel restorasyonlarda ve mevcut restorasyon sınırları boyunca oluşan küçük defektlerin kapatılmasında başarıyla uygulanabilirler. (25, 34)

Kondanse edilebilen rezin kompozitlerde, doldurucu içeriği hacimce yüzde 48 ila 65 arasında değişmektedir. Sahip oldukları yüksek doldurucu oranı, bu materyallere daha viskoz bir kıvam verir. Ortalama partikül boyutu 0,7 ila 20 µm arasındadır. (3) Bu kompozit materyaller amalgama alternatif olarak piyasaya sunulmuştur ve kıvamı yeni hazırlanmış amalgama benzer. Bu sayede stres altındaki posterior restorasyonlarda, özellikle fizyolojik kontak formunun daha kolay oluşturulmasını sağladıkları için sınıf II restorasyonlarda kullanımları başarılıdır. Bununla birlikte doldurucu partiküllerinin hibrit kompozitlere oranla daha büyük olması, bitirme ve parlatma işlemlerinden sonra yüzeyin pürüzlü kalması ve kavite duvarları ile marjinlere tam adaptasyon sağlayamaması sonucunda açıklık ve mikrosızıntı oluşabilmesi bu kompozitlerin dezavantajları arasındadır. (3, 23, 25, 35)

Uygulama tekniği amalgam manipülasyonuna benzer şekildedir ancak amalgam ile karşılaştırıldığında çok daha fazla zaman alıcı ve zahmetlidir. En sık uygulanan yöntem olan tabakalama tekniği, başarılı bir marjinal kontur elde etmeye yardımcı olur, restorasyon içinde optimum ışık iletimine izin veren ve böylece estetiği artıran yüksek difüzyonlu katmanlar oluşturur. Ancak bu yöntemin uygulanması teknik hassasiyet gerektirir. Her tabakanın kalınlığı en fazla 2 mm olmalıdır, 2 mm'den fazla kalınlıktaki materyalin kürlenmesi zordur ve daha fazla polimerizasyon büzülme stresi ile sonuçlanır. (3, 25)

Tabakalama tekniği dışında kullanılan uygulama teknikleri şunlardır: (3)

- Horizontal teknik: Genellikle küçük restorasyonlarda kullanılır, kompozit materyal oklüzogingival tabakalama ile yerleştirilir.
- U şekilli tabakalama tekniği: Hem dişeti tabanına hem de oklüzal tabana yerleştirilen U formundaki ilk tabaka üzerinde, yatay ve eğik formda diğer tabakalar uygulanır.

Tabakalama tekniğinin kullanılmasıyla oluşabilecek bu ve benzeri teknik hataların gerçekleşme riskini azaltmak ve uygulamada zaman kazanmak amacıyla, birkaç üretici tarafından tıpkı dental amalgamlar gibi tek bir tabakada uygulanabilen modern Bulk Fill RBC'ler geliştirilmiştir. Bu yeni RBC materyallerin, özgün monomer ve doldurucuların kullanılmasıyla, daha düşük polimerizasyon büzülmesine ve 4-6 mm'ye kadar polimerizasyon derinliklerine sahip olduğu belirtilmektedir. ^(5, 6)

2.4.Bulk Fill Kompozitler

Bulk fill kompozitler restorasyonun, 4-6 mm'ye kadar kalınlıklarda tek bir tabaka halinde uygulanabilmesi amacıyla geliştirilmiştir. Üreticiler tarafından klinik tekniği basitleştirmeleri ve geleneksel tabakalama tekniğine kıyasla klinisyenlerin zamandan tasarruf etmeleri için tavsiye edilmektedir.

Çeşitli üreticiler tarafından piyasaya sürülen yeni bulk fill materyaller daha yüksek yarı saydamlığa sahiptir, bu nedenle daha fazla ışık iletimi ve sonuç olarak artan polimerizasyon derinliği ve aşınma direnci, daha düşük hacimsel büzülme ve büzülme stresi gösterir. ⁽⁴²⁾ Işıkla sertleşen RBC'lerin polimerizasyon derinliği, mekanik özelliklerini doğrudan etkiler. ⁽⁴³⁾ Bu nedenle, klinik olarak ilgili derinliklerde, bulk-fill kompozitlerin daha uyumlu ve başarılı olduğu düşünülebilir. ⁽³⁾

2.4.1. Bulk Fill Kompozitlerin Yapısı

Bulk fill kompozitler, uygulama tekniğinden bağımsız olarak, 4-5 mm kalınlıklarda yerleştirildiğinde, kontrollü polimerizasyon büzülmesi ve kabul edilebilir dönüşüm derecesi gösterebilmelidir. Bu materyallerin yapıları, genel olarak geleneksel kompozitlere benziyor olsa da üreticiler, bu özelliklerin sağlanabilmesi için çeşitli yöntemler geliştirmişlerdir.

Geleneksel kompozit rezinler organik faz (polimer matriksi), inorganik faz (doldurucu fazı) ve ara faz (bağlayıcı faz) olmak üzere üç fazdan oluşmaktadır. Bulk fill kompozitler de geleneksel kompozitlerle benzer doldurucu içeriğine sahip olmalarına rağmen, bazı bulk fill kompozit üreticileri polimer matriks içerisinde Bis-GMA yerine, diğer dimetakrilatlardan oluşan organik matriksi kullanmayı tercih etmişlerdir. ⁽⁴⁴⁾ Bu durum rezin matriks yapısında yer alan UDMA, TEGDMA ve EBPDMA'nın (Etoksilated bisfenol-A-dimetakrilat), Bis-GMA'ya göre daha esnek bir polimer yapı oluşturmasını ve daha az viskoz olmasını sağlamıştır. Ayrıca Bis-GMA molekülü, EBPDMA'ya göre daha hidrofilik yapıdadır ve su emerek bozulma riski taşır. Bu

nedenle bulk fill kompozitlerde EBPDMA'nın kullanılması aynı zamanda renk değışikliği riskini azaltmaktadır. ⁽⁴⁵⁾

Ayrıca doldurucu oranın azaltılması, doldurucu partikül boyutunun artırılması, translusensliklerinin artırılması ve yüksek kuantum verimine sahip ek foto başlatıcıların ⁽⁴⁶⁾ (CQ, TPO, PPD, Ivocerin) kullanılması da bulk fill kompozitlerin uzun dönem klinik başarı sağlamlasında etkili olan özelliklerdir. ⁽⁴⁷⁾

2.4.2. Bulk Fill Kompozitlerin Sınıflandırılması

Bulk Fill kompozitler doldurucu içeriklerine ve sahip oldukları mekanik özelliklere göre 2 gruba ayrılmaktadırlar:

- Düşük vizkoziteli bulk fill kompozitler (Akışkan)
- Yüksek vizkoziteli bulk fill kompozitler (Kondanse edilebilir)

Düşük viskoziteli (akışkan) bulk fill kompozitler, enjektörün küçük bir açıklığından uygulanır, bu da erişimi zor kaviterlerde kullanım ve adaptasyonu kolaylaştırır. Genel olarak, bu kompozitler, yüzeyi aşınmaya karşı daha az dirençli hale getiren, daha düşük bir doldurucu oranına sahip, esneme kabiliyeti yüksek materyallerdir. Düşük yüzey sertliği ve yüksek su emilimi özelliklerinden dolayı, üretici firmalar tarafından posterior bölgedeki dişlerde liner olarak kullanılmaları ve restorasyonun son 2 mmlik tabakasının geleneksel kompozitlerle tamamlanması önerilmektedir. ^(45, 47)

Yüksek viskoziteli bulk fill kompozitler daha fazla doldurucu içermeleri sebebiyle daha başarılı mekanik özellikler gösterirler. Böylece akışkan bulk fill kompozitlerden farklı olarak posterior kaviterlerde tek başına kullanılabilirler. ⁽⁴⁵⁾ Tüm restorasyon herhangi bir kaplama gerektirmeden bir kerede yerleştirilebildiğinden, tek gerçek bulk fill tipi olarak kabul edilebilir. Daha yüksek doldurucu içeriğine sahip olmaları oldukça viskoz bir yapıya sebep olur, bu sayede yüzey şekillendirmesi yapılabilir. ⁽⁴⁸⁾

Bu gruptaki bir istisna, hava basınçlı bir el aleti ile sonik titreşim kullanılarak kompozitin uygulandığı Sonic Fill'dir (KerrHawe SA, Bioggio, İsviçre). Üretici, bu titreşimin, akıcı bir kıvama benzer şekilde materyal viskozitesini %84 oranında azaltarak adaptasyonu kolaylaştırdığını iddia eder. ⁽⁴⁸⁾

Alert Condensable Composite (Pentron; Orange, CA, ABD) ve EverX Posterior (GC, Homburg, Almanya) gibi kondanse edilebilen farklı bulk fill kompozit materyaller ise, doldurucu olarak özel nitelikler sağlayan cam fiberler içerirler. Fiber takviyeli kompozitler, mine replasmanı olarak kullanılan geleneksel bir kompozitle birlikte dentin replasmanı olarak kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Liflerin çatlak yayılmasını önlediği ve durdurduğu bilinmektedir. Bu kompozitler, temel olarak, kron altı çekirdek (core) yapılarını üretmeye yöneliktir ve bu nedenle yüksek parlaklığa kadar cilalanabilir olmaları gerekmez. Bu tür fiber takviyeli ve çekirdek yapıları kompozitler, diğer bulk fill kompozitlere benzer şekilde artırılmış bir polimerizasyon derinliğine sahip olsalar da bileşim ve endikasyon açısından oldukça farklıdır. Kısa fiber doldurucuların ağız içi ortamda aşınmaya müsait yapıları sebebiyle, akışkan bulk fill kompozitlerde olduğu gibi restorasyonun son 2 mm'lik üst tabakasının geleneksel RBC'lerle tamamlanması önerilir.⁽⁴⁸⁾

2.4.3. Bulk Fill Kompozitlerin Klinik Performansları

İdeal bir bulk fill materyali, minimum polimerizasyon büzülmesine, yüzeyden tabana yüksek derecede dönüşüm oranına, uzun süreli dayanıklılığa ve iddia edilen 4 mm derinliğe sahip tek bir tabakanın yeterli polimerizasyonuna sahip olmalıdır. Bulk fill kompozit materyaller üreticiler tarafından geliştirilmeye devam etmektedir ve yapılan çalışmalar hala sınırlıdır.⁽⁶⁾

Bulk fill kompozitler genel olarak, tabakalama tekniği kullanılarak yerleştirilmiş geleneksel kompozitlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin normal aralığı içindeki değerleri, daha büyük derinliklerde gösterirler. Bazı durumlarda ölçülen hacimsel büzülme, geleneksel kompozitlere benzer olabilir ancak büzülme gerilimi daha düşüktür. Marjinal adaptasyonun kalitesi, tabakalama tekniği ile yerleştirilmiş kompozitlerle karşılaştırılabilir görünmektedir.⁽⁴⁹⁾

Bulk fill kompozit rezinlerin en büyük avantajı ise 4 mm kalınlıkta, tek tabaka halinde yerleştirilebilmesi sayesinde çalışma süresinin kısılması ve düşük polimerizasyon büzülmesi göstermesidir. Bununla beraber, hekime uygulama kolaylığı sağlaması, kompozit materyalin daha iyi adaptasyonunu ile tabakalar arasında boşluk ya da oluşmaması, çiğneme kuvvetlerine karşı aşınma direncinin iyi olması, yeterli radyoopasite, renk uyumu ve yüzey özelliklerinin klinik olarak kabul edilebilir seviyede olması diğer avantajlarıdır.⁽⁴⁵⁾

2.5. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonu

Çok sayıda monomer molekülünün kimyasal reaksiyonlar vasıtasıyla birleştirilmesiyle büyük moleküller oluşturmaya polimerizasyon denir. Bunu sağlayan iki mekanizma vardır: ⁽³¹⁾

-Kondensasyon Polimerizasyonu

-İlave Polimerizasyon

2.5.1. Kondensasyon Polimerizasyonu

İki veya daha fazla molekülün reaksiyona girerek daha büyük bir molekül oluşturduğu ve bu sırada su veya alkol gibi düşük moleküler ağırlıklı yan ürünler ortaya çıkardığı polimerizasyon mekanizmasıdır. Reaksiyon zincirleri monomerlerin adım adım bağlanmasıyla devam eder ve yüksek molekül ağırlığına sahip polimer yapı ortaya çıkar. ^(25, 31)

2.5.2. İlave Polimerizasyon

İlave polimerizasyon, hızlı bir zincir oluşturmak için bir seferde bir monomer ekleyen aktif bir merkezden başlar. Teoride reaksiyon zinciri, tüm monomer tükenene kadar süresiz olarak büyüyebilir. İşlem basittir, ancak kontrol edilmesi kolay değildir. Kondensasyon polimerizasyonu ile karşılaştırıldığında, ilave polimerizasyon neredeyse sınırsız büyüklükte moleküller üretebilir ve bu reaksiyon sırasında polimerde herhangi bir değişiklik olmaz. Yani, makromoleküller, monomer ve polimerin aynı ampirik formüllere sahip olmaları nedeniyle, monomer yapısı polimerde birçok kez tekrarlanır, bileşimlerinde değişiklik olmaksızın monomerlerden oluşturulur. ⁽²⁵⁾

Çoğu dental resin, ilave polimerizasyon mekanizması ile polimerize edilir. ⁽²⁵⁾ İlave polimerizasyon zincir reaksiyonunda dört aşama vardır: ⁽⁵⁰⁾ aktivasyon, başlama, ilerleme ve bitiş.

1-Aktivasyon Safhası: Polimerizasyonun başlaması için serbest radikalın oluşmasıdır.

2-Başlama Safhası: Polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalın monomer ile reaksiyona girmesi ile başlar. Serbest radikaller çift bağ içeren monomerlerle etkileşerek tekrar reaktif gruplar oluştururlar.

3-İlerleme Safhası: Oluşan reaktif gruplar başka monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar. Böylece bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zincirin büyümesine yol açarlar.

4-Bitiş Safhası: İlerleme reaksiyonunun kitle içindeki monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi beklenir. Ancak pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluştururlar. İlave reaksiyona uğramazlar. ⁽⁵⁰⁾

2.6. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyonunu sağlayan ışık kaynakları restorasyonun mekanik özelliklerini büyük ölçüde etkiler. Işıkla polimerizasyon kavramının anlaşılabilmesi için bazı terimlerin bilinmesi önemlidir: ⁽⁵⁰⁾

Işık kaynağının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarına ışık gücü denir ve mW (miliwatt) cinsinden ifade edilir. ⁽⁵¹⁾

Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüne ışık şiddeti, radyant emisyon ya da ışıyım denir ve mW/cm² cinsinden ifade edilir. Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynakları için önemli bir özellik olup kompozit rezinlerin polimerizasyonu için minimum 400 mW/cm² olarak önerilir. ⁽¹¹⁾

Polimerizasyon boyunca kompozit rezine uygulanan toplam enerji miktarına toplam enerji yoğunluğu veya radyant maruziyet denir. Uygulama süresinin (sn) ışık şiddeti (mW/cm²) ile çarpılmasıyla hesaplanır. Birimi mJ/cm² veya J/cm²'dir. ⁽⁵²⁾ Toplam enerji yoğunluğu kompozit rezinlerin özelliklerini belirleyen en önemli faktördür. ⁽⁵³⁻⁵⁵⁾ Bu görüş doğrultusunda yüksek ışık şiddetinin kısa süre uygulanması ile orantılı olarak düşük ışık şiddetinin uzun süre uygulanması eşit polimerizasyon derecesi oluşturabilir. ^(11, 52)

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyonunda çeşitli kaynaklar kullanılmıştır. Bunlar: ⁽³⁾

- Quartz-Tungsten halojen (QTH)
- Plazma ark (PAC)
- Light emitting diode (LED)

- Argon lazer ışık kaynaklarıdır.

2.6.1. Quartz-Tungsten-Halojen Işık Kaynakları

QTH ışık cihazları, kompozit rezinler için geleneksel ve yaygın olarak kullanılmaktadır.⁽³⁾ Pik dalga boyu, birimler arasında yaklaşık 450 ila 490 nm arasında değişir. Tipik olarak, ışınlam 400 ila 800 mW/cm² arasındadır, ancak daha yüksek yoğunluklu QTH cihazları mevcuttur.⁽³⁰⁾

QTH ışık cihazları hem UV hem de beyaz ışık veren tungsten filamanlı bir kuvars ampule sahiptir. Menekşe mavisi aralığındakiler (yaklaşık 400 ila 500 nm) dışındaki tüm dalga boylarındaki ışığın ve ısının giderilmesi için filtrelenmesi gerekir. Ampulün yoğunluğu kullanımla azalır, bu nedenle yoğunluğu ölçmek için bir kalibrasyon ölçeği gerekir. Halojen ampuller, yaklaşık 100 saatlik sınırlı bir etkin ömre sahiptir. Bu sebeplerle QTH ışık cihazlarının bakımı düzenli olarak sağlanmalıdır.^(3, 25, 30)

2.6.2. Argon Lazer Işık Kaynakları

Diş hekimliğinde pek çok alanda kullanılan lazerler, günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonunda da kullanılabilir. Argon lazer ışık cihazları, monokromatik olan 470 nm dalga boyuna sahiptir. 200 ila 300 mW arasında ışık yoğunluğu üretir.⁽³⁾

Bu cihazların avantajları şunlardır: Polimerizasyonun başlatılması için optimize edilebilen çok yüksek yoğunluklu bir ışık gücü sağlar. Polimerizasyon tek tiptir, mesafeden etkilenmez ve kısa sürede daha fazla polimerizasyon derinliği elde edilebilir. Geleneksel halojen ışık cihazlarına kıyasla rezin kompozitlerin koyu tonlarında polimerizasyon derecesi daha yüksektir. Bu özellikler, ilk bakışta çok çekici görünebilir, çünkü kürleme süresini ve restorasyonda kullanılan kompozit tabakaların sayısını azaltarak ışıqla sertleştirme süresini önemli ölçüde azaltabilir. Bununla birlikte, hızlı sertleşme, kürleme esnasında herhangi bir gerilim gevşemesine izin vermediğinden rezin-diş ara yüzünün bütünlüğünü tehlikeye atabilme gibi dezavantajlara sahiptir. Yüksek maliyeti, komşu restorasyonları etkileyebilmesi ve sıcaklık artışına bağlı olarak pulpa hasarına sebep olabilmesi diğer dezavantajları arasında gösterilebilir.^(3, 25, 50, 56)

2.6.3. Plazma Ark Işık Kaynakları

1990'ların sonlarında, Plazma Ark ışık cihazları (PAC), hızlı ışıqla sertleştirme aracı olarak tanıtıldı. Bu cihazlar, yüksek voltaj kullanarak yüksek frekanslı elektrik alanı üretir. Bu alan,

ksenon gazını iyonlar, elektronlar ve moleküllerden oluşan bir karışım halinde iyonize eder ve böylece plazma şeklinde enerji açığa çıkarır. Yüksek yoğunluklu beyaz ışık, ısıyı uzaklaştırmak ve kamferokinonun en yüksek absorpsiyonu için mavi ışığın (yaklaşık 400 ila 500 nm) yayılmasına izin vermek amacıyla filtrelendirir. PAC, 1800 mW/cm^2 'den fazla, yüksek yoğunluklu ışık üretir ve polimerizasyon süreci 6 ila 9 saniyedir. ^(3, 25, 50) Tekniğin masraflı olması, cihazın büyük boyutta olması dezavantajlardır. ^(3, 50)

2.6.4. Light-Emitting-Diode (LED) Işık Kaynakları

QTH ışık cihazlarının sahip olduğu dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla üretilen LED ışık cihazları, mavi ışık yaymak için galyum nitrür bazlı katkılı yarı iletkenlerin bağlantılarını (p-n bağlantıları) kullanır. ^(30, 50)

LED ışık cihazları genellikle uzun ömürlüdür ve 440-480 nm dalga boyunda, güçlü mavi ışık verir. Aynı zamanda düşük voltajla kullanılır, pille çalıştırılabildiğinden taşınabilir, ısı üretmez ve soğutma fanı gerekmediğinden sessizdir. Zamanla ışık çıkışında minimum değişiklik olur ve filtre gerektirmez. ^(3, 25, 30, 50)

LED ışık cihazları, tasarımlarındaki devamlı geliştirmelere göre "jenerasyonlar" olarak sınıflandırılabilir. ⁽⁵⁷⁾ Birinci jenerasyon LED ışık cihazları, nispeten düşük güçlü bir dizi LED biriminden oluşur. Tasarımları nedeniyle, geleneksel QTH ışıklarına kıyasla düşük ışıyım ve zayıf kürlleme performansları vardır. QTH ışıklarıyla benzer düzeyde bir kürlleme performansı sağlamak için genellikle çok daha uzun kürlleme süreleri gerektirir ve hedeflenenden daha az sıcaklık üretir. Birinci jenerasyon LED ışık cihazları, ortalama $150\text{-}400 \text{ mW/cm}^2$ ışıyım ve 1 W ışık gücüne sahiptir. ⁽²⁸⁾

İkinci jenerasyon LED ışık cihazları, büyük ölçüde artırılmış ışık gücü ile yalnızca bir renk aralığında ışık veren, çok daha yüksek yüzey alanına sahip tek bir LED birimi kullanır ve birinci jenerasyon benzerlerinden daha iyi performans gösterirler. Ayrıca, benzer kürlleme süreleri altında QTH ışık cihazları tarafından üretilenlere benzer polimerizasyon ve sertleştirme performansları sağlayabilir. İkinci jenerasyon LED ışık cihazları, 800 mW/cm^2 'ye kadar bir ışıyım ve 5 W'lık bir ışık gücüne sahiptir. ^(28, 57, 58)

Üçüncü jenerasyon LED ışık cihazları ise, daha geniş bir renk aralığında ışık üretmek için farklı LED birimlerinin bir kombinasyonunu kullanır. Bu ışıklar, ikinci jenerasyon ışık cihazlarından daha geniş bir resin yelpazesini polimerize edebilir. Üçüncü nesil LED ışık cihazlarının, ışıyımı

ve ışık gücü, sırasıyla 1100 mW/cm² ve 8 W'ı aşar.^(28, 57) Aynı zamanda bu yeni nesil LED ışık cihazlarının boyutu önemli ölçüde azaltılmış, daha hafif, ergonomik ve kullanımı daha kolay hale getirilmiştir. Ayrıca yüksek güçlü olduklarından daha başarılı kürlenme derinlikleri sağlar. LED ışık cihazları ile kürlenene kompozitlerin polimerizasyon derinliğinin, QTH ışık cihazları kullanılarak kürlenene göre daha yüksek olduğu belirtilmiştir.⁽³⁰⁾

Son zamanlarda, kamferokinonun sebep olduğu yoğun sarı rengi önlemek için alternatif foto başlatıcılar içeren, daha açık renk tonlarına ulaşmak amacıyla beyazlatılmış kompozitler geliştirilmiştir. Bu nedenle, fotobaşlatma verimliliğini artırmanın yanı sıra, fenilpropanedion (PPD), monoasilfosfin oksit (MAPO veya Lucirin TPO) ve bisasilfosfin oksit (BAPO veya Irgacure 819) gibi alternatif foto başlatıcılar kompozitlere dahil edilmiştir. Ancak bu moleküllerin absorpsiyon spektrumları, kamferokinon spektrumundan farklıdır. Bu sorunun üstesinden gelmek için, mavi ve mor olmak üzere iki farklı ışık pik noktasını birleştiren üçüncü jenerasyon LED ışık cihazları üretilmiştir.⁽⁵⁹⁾ Bu ışıklarla elde edilen sonuçlar, ikinci jenerasyon LED ışık cihazları ile elde edilenlere benzer veya onlardan daha başarılı olmalarıyla umut vericidir.^(28, 60)

2.7. Dönüşüm Derecesi

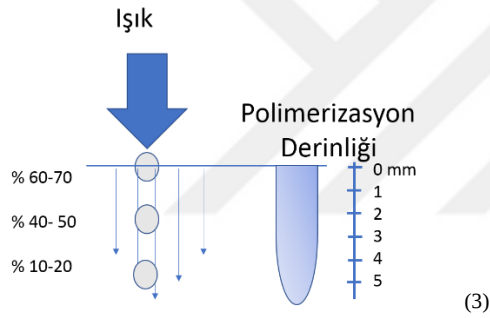
Dönüşüm derecesi, (*degree of conversion*, DC) polimerik bir rezin oluşturmak için tekli bağa dönüştürülen karbon-karbon çift bağlarının (C=C) yüzdesini ifade eder, kısaca monomerden polimere dönüşüm oranıdır.⁽⁶¹⁾ Işıkla polimerize olan bir kompozit rezini aktive etmek için daha yoğun ışık enerjisi kullanıldığında, aktive edilen ve uyarılmış duruma yükseltelen rezin içindeki foto başlatıcılara daha fazla foton ulaşabilir. Bu durumda foto başlatıcı, bir amin molekülü ile çarpışır ve bir serbest radikal oluşur. Daha sonra monomer molekülünün karbon çift bağını oluşturmak üzere, karbon ile reaksiyona girer ve böylece polimerizasyon başlatılır. Bu nedenle, daha fazla ışık enerjisi genellikle monomerlerin polimerlere daha yüksek derecede dönüştürülmesiyle sonuçlanacaktır.^(1, 16)

Dönüşüm derecesi, kompozit rezinlerin klinik performans ve nihai başarılarını belirleyen en önemli faktörlerden biridir. Yeterli polimerizasyon, başarılı kompozit rezin restorasyonların üretilmesi için temel bir gerekliliktir. Optimum fiziksel, mekanik ve biyolojik özellikler, ışıkla polimerize edilmiş bir kompozitte foto başlatıcıya sağlanan doğru dalga boyunda toplam ışık enerjisine bağlı olan, yüksek DC ile ilgilidir.^(7, 8, 62-64)

Yetersiz ışık enerjisi iletimi sonucunda kalan kürlenmemiş artık monomerler esas olarak asılı metakrilat grupları şeklinde kalır. ⁽⁷⁾ Bu monomerler, pulpa hücreleri için toksik etki gösterebilir. ^(14, 65) Tekrarlayan çürüklerin gelişmesine neden olup restorasyon sınırlarda destek eksikliği oluşturabilir. Bu durum yetersiz kırılma dayanımları, azalan bağlanma dayanımları ve artmış aşınma ve bozulma ile sonuçlanabilir. ⁽⁶⁶⁻⁶⁸⁾

Işıkla aktive olan tüm kompozitler için DC, ışığın restorasyonun tüm kısımlarına ulaşma ve polimerizasyonu başlatma yeteneğine bağlıdır. Işığın kompozite nüfuz etme derecesi sınırlıdır, dolayısıyla materyalin polimerizasyon derinliği de sınırlıdır. Bir dizi faktör polimerizasyon derinliğini etkiler: ^(3, 23)

- Işık kaynağı ve rezin materyal arasındaki mesafe ve açı: Mesafe arttıkça ışığın şiddeti azalır. Kavite derinse, daha derindeki tabakaların da kürlenmesi için yüksek ışık gücüne sahip ışık cihazları kullanılmalıdır.



Şekil 2.7.1.: Işık kaynağı-rezin kompozit mesafesinin, polimerizasyon derinliğine olası etkisinin gösterimi.

Derin proksimal kutu kavite preparasyonlarında da proksimal yüzeyden ek kütleme yapılarak polimerizasyon sağlanabilir. Materyal, yetersiz polimerizasyon tehlikesi olmaması için önerilen süreden daha az olmamak üzere ışıkla kürlenmelidir. Büyük restorasyonlar için, ışık cihazının ucu restorasyonun tamamını kaplayacak kadar büyük olmayabilir ve yüzeyin açıkta kalma riski söz konusudur. Geniş yüzeyler için bu alanlarda ek kürlemeler yapılmalıdır. Işık kaynağı rezin materyale 90° açılanmış olmalıdır. Açı 90°'den uzaklaştıkça ışığın şiddeti azalır. Cihazın ışık ucu restorasyonun yüzeyine mümkün olduğunca yakın yerleştirilmelidir, çünkü uç yüzeyden uzaklaştırıldığında polimerizasyon verimliliği önemli ölçüde düşer. ^(13, 17)

-Işık cihazının özellikleri ve gücü: 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanan bir kompozit rezin materyalin yeterli polimerizasyonu için gereken ışık enerjisi 21–24 J/cm²'dir. Optimum sonuçlar için ışık cihazı maksimum ışık çıkışını, maksimum kamferokinon absorpsiyon

katsayısının bulunduğu yaklaşık 460-480 nm'de üretecek şekilde tasarlanmalıdır. Bu nedenle, yalnızca yüksek bir ışık çıkışına sahip olmak yeterli değildir, aynı zamanda verilen ışık doğru dalga boyunda olmalıdır. Genellikle ışık cihazı eskidiğinde, ışık ucu kirlendiğinde, pille çalışıyorsa pil seviyesi azaldığında ışık yoğunluğu azalır. Bu sebeple verilen ışığın düzenli aralıklarla ışık ölçerler ile kontrol edilmesi önemlidir. ⁽¹⁰⁾

-Kompozit materyalin renk tonu ve doldurucu miktarı: Işık kompozite çarptığında yansıtılır, saçılır ve emilir ve bu, elde edilen penetrasyon miktarını sınırlar. Bu durum, kompozitin daha koyu tonlarında daha çok ortaya çıkar. Benzer şekilde doldurucu oranı daha fazla olan kompozit materyallerin polimerizasyonu için daha fazla kürlenmesi gerekir. ^(3, 23)

Uygulanan kompozit materyalin kalınlığı, doldurucu ve foto başlatıcı tipi, polimerizasyon süresi ve modu, ışık cihazının tasarımı, ucunun büyüklüğü, ortamın sıcaklığı vb. çok sayıda faktör de dönüşüm derecesini etkiler. ^(3, 23)

Kompozit rezin örneklerin monomerden polimere dönüşüm derecesini belirlemek amacıyla FTIR (Fourier Transform Infrared Spektrometre) spektroskopisi, Elektron Spin Rezonansı (ESR), Lazer Raman spektroskopisi, Kızılötesi Spektroskopisi (IR), Attenuated Total Reflection (ATR), Dinamik Mekanik Termal Analiz (DMTA) gibi çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Rezin kompozitlerin kürlenmesinden hemen önce ve sonra polimerizasyonda yer alan karbon-karbon çift bağlarının gerilme titreşimlerini tespit edebilen FTIR, Bunlar arasında monomer dönüşümünün derecesini belirlemek için en güvenilir yöntemdir. FTIR dönüşüm derecesini belirlemek için, alifatik ve aromatik çift bağlara karşılık gelen pik noktalarının yükseklik oranını kullanır. ⁽⁶¹⁾

Rezin kompozitlerinin uygulanabilecek maksimum tabaka kalınlığının belirlenmesi amacıyla Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) tarafından, ISO 4049'un ikinci baskısında bir yöntem tanıtılmıştır. Kazıma testi olarak da bilinen bu yöntemle göre kompozit örneğin hazırlanmasında derin bir teflon kalıp kullanılır. Örnekler ışıkla kürlendikten sonra kalıptan çıkarılır ve kürlenmemiş rezin plastik bir aletle kazınır. Uzunluk ölçülür ve ISO 4049 yöntemine göre 2'ye bölünerek kürlenme derinliği belirlenir. ^(48, 61)

Işıkla sertleşen rezin kompozitlerin kullanıldığı restorasyonlarda, yetersiz polimerizasyonu engellemek için kompozit materyal sınırlı kalınlıkta tabakalarla uygulanır ve kürlenir. Bu amaçla altın standart olarak kabul edilen maksimum tabaka kalınlığı genellikle 2 mm olarak tanımlanmıştır. Bununla birlikte, kaviteleri, özellikle derin olanları, 2 mm kalınlığında ayrı ayrı

kürlenmiş rezin kompozit tabakalarıyla restore etmek zaman alıcıdır ve tabakalar arasında hava kabarcıkları veya kontaminasyon oluşma riski vardır. Bu nedenle, çeşitli üreticiler son zamanlarda, maksimum 4 mm'lik bir kalınlığa kadar kürlenebildiği iddia edilen "bulk fill" materyaller olarak adlandırılan yeni rezin kompozitleri türlerini geliştirmiştir. ⁽⁶⁹⁾ Bununla birlikte, bulk fill kompozit rezin materyaller geliştirmeye devam etmektedir, bu sebepten ideal dönüşüm derecesi için gereken enerji yoğunluğu hakkında sınırlı veri mevcuttur.

2.8. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük

Kompozit rezinler, ışıkla kürlendikten sonra dahi kararsız kalabilir ve çevre ile etkileşime girebilir, bu da bu materyallerin oral ortamdaki sıvı ve kimyasalları emebileceğini ve salabileceğini gösterir. Bu fenomene su emilimi (sorpsiyon) ve suda çözünürlük denir. Bunlar genellikle fonksiyonel hasara neden olabilecek ve restorasyonun uzun dönem başarısını tehlikeye atabilecek, materyalin mekanik özellikleri üzerinde zararlı etkilere yol açan çeşitli fiziksel ve kimyasal süreçlerin habercisi olabilir. Bu zararlı etkiler, genleşme gibi hacimsel değişiklikleri, plastikleşme gibi fiziksel değişiklikleri ve oksidasyon ve hidroliz gibi kimyasal değişiklikleri içerebilir. ^(70, 71)

Bu bağlamda, adeziv restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi için materyalin oral ortamdaki zorluklara karşı dirençli olması gerekir. Bu materyallerin sorpsiyon ve çözünürlük hızı, materyalin doldurucu içeriğinden, matrisin hidrofilik karakterinden, dönüşüm derecesinden ve çözücüden etkilenebilir. ⁽⁷¹⁾ Ayrıca, araştırmalar ⁽⁷²⁾, emilim ve çözünürlüğün, suda (ya da çözücüde) bekletme süresine ve bekletilen sıvının pH'ına bağlı olduğunu bildirmiştir.

Su emilimi, materyallerde boyutsal değişikliklere sebep olan, marjinal konturlarda bozulma ve renklenmelere yol açar. Çözünürlük ise, restorasyonların biyolojik yapılarla uyumlarını olumsuz yönde etkiler ve bozulma oranlarını artırır. Sonuç olarak bu faktörler, kenar bütünlüğüne, yüzey özelliklerine ve estetik görünüme, dolayısıyla da restorasyonların klinik başarısına olumsuz etki eder. ⁽⁷³⁾

2.8.1. Su Emilimi

Daha önce de belirtildiği gibi kompozitler, silan kaplı inorganik doldurucular ile polimetil metakrilat (PMMA) bazlı rezin matris yapılarından oluşmaktadır. Dental amalgam ve seramiklerle karşılaştırılabilir mekanik özellikler, mükemmel estetik ve mine yüzeyine bağlanma yeteneği gibi birçok avantaja sahiptir. Ancak sulu ortamda suyu emerler ve

reaksiyona girmemiş monomerleri serbest bırakırlar. ⁽⁷⁴⁾ Rezin kompozitten reaksiyona girmemiş artık monomerlerin salınması, restorasyon çevresinde bakteri üremesine sebep olabilir ⁽⁷⁵⁾ ve bazı hastalarda alerjik reaksiyonları tetikleyebilir. ⁽⁷⁶⁾

Ayrıca oral ortamdaki dental kompozit restorasyonlara su girişi, zamanla, esas olarak silan ve doldurucu partiküller arasındaki bağın hidrolitik bozulmasına, doldurucu partiküller ile rezin matris bağlarının ayrılmasına veya hatta hidrolitik bozunması nedeniyle fiziksel/mekanik özelliklerin olumsuz etkilenmesine yol açabilir. ⁽⁷⁷⁾ Aynı zamanda, aşırı su emilimi renk stabilitesini de bozabilir. Kompozit suyu emebiliyorsa, ağız boşluğundan diğer sıvıları da emebilir ve bu da renginin bozulmasına neden olur. ⁽³¹⁾

Çalışmalar ^(78, 79), suyun ağırlıklı olarak matris rezin içinde emildiğini ve en çok bu organik fazın yapısından ve miktarından etkilendiğini göstermiştir. Cam doldurucular suyu doğrudan emmese de yüzeyinde tutabilir. Bu nedenle, su emme miktarı, kompozitin rezin matris içeriğine ve rezin ile doldurucu arasındaki bağın kalitesine bağlıdır. ⁽³¹⁾

Rezin matris içerisindeki önemli bir molekül olan PMMA, sulu bir ortama yerleştirildiğinde az miktarda suyu emer. Bu su, işlenmiş polimerin mekanik ve boyutsal özellikleri üzerinde önemli etkiler gösterir. Su emilimi, PMMA moleküllerinin polaritesi tarafından kolaylaştırılıyor olsa da suyun girişinden öncelikle bir difüzyon mekanizması sorumludur. Su molekülleri PMMA kütlesine nüfuz ederken, polimer zincirleri arasında yer alırlar. Sonuç olarak, etkilenen polimer zincirleri ayrılmaya zorlanır. Su moleküllerinin girişi iki önemli etki yaratır. İlk olarak, polimerize kütlenin hafif bir genleşmesine neden olur. İkinci olarak, su molekülleri polimer zincirlerinin dağılımına müdahale eder ve böylece plastikleştirici görevi görür. ⁽²⁵⁾

Su moleküllerinin polimer zincirlerinin dağılımına müdahalesi, polimerin fiziksel özelliklerini değiştirebilir. Bu gerçekleştiğinde, polimer zincirleri genellikle daha hareketli hale gelir. Bu, polimerizasyon sırasında ortaya çıkan gerilimlerin gevşemesine izin verir. Gerilmeler azaldıkça, polimerize rezinler şekil değişikliğine uğrayabilir. Neyse ki, bu değişiklikler nispeten küçüktür ve polimerik rezinlerin uyumu veya işlevi üzerinde önemli etkiler göstermez. ⁽²⁵⁾

Bir kompozit materyalin (mevcut doldurucu oranı göz önünde tutularak) sahip olduğu yüksek su emilim değeri pek çok nedenden kaynaklanıyor olabilir. Materyalin, çözünen ve içerisine suyun emilebileceği bir boşluk bırakan, yüksek bir çözünür fraksiyona sahip olması mümkündür. Bu büyük olasılıkla rezinin eksik kürlenmesinden kaynaklanır. Ek olarak rezin, karıştırma veya yerleştirme sırasında ortaya çıkabilecek hava boşlukları içerebilir. Diğer bir

olasılık da, doldurucular ile rezin matriks arasındaki bağın hidrolitik bozulmasının meydana gelmesi ve doldurucu partiküllerin, materyalin yüzeyinde su emilimine izin vermesidir. ⁽³¹⁾ Bunun iki önemli sonucu vardır:

İlk olarak, doldurucu partiküllerle rezin arasındaki bağ kaybolduğundan doldurucu, bir takviye maddesi olarak etkinliğini kaybedecek ve bu da restorasyonun hızlı bir şekilde bozulmasına neden olacaktır. İkincisi, doldurucu partiküller yüzey kohezyonlarını kaybedecek, bu da yüksek oranda aşınmaya neden olacaktır. Bu nedenle, bir kompozit için endişe verici bir özellik kombinasyonu, yüksek bir su emilimi değeri ile birlikte yüksek doldurucu oranı olacaktır. ⁽³¹⁾

Kompozitlerin su emilimini etkileyen faktörlerden bazıları şunlardır: ⁽³⁾

- Doldurucu içeriği ne kadar fazlaysa, su emilimi o kadar azdır.
- Daha düşük polimerizasyon derecesi, daha fazla su emilimine neden olur.
- Monomer ve çözücünün türü ve miktarı da su emilimini etkiler. Örneğin, UDMA bazlı kompozitler daha az su emilimi ve suda çözünürlük gösterirler.

2.8.2. Suda Çözünürlük

Çözünürlük, kompozit rezin materyallerin ağız sıvıları karşısındaki ayrışma ve dağılmasını ifade eder. Kompozit materyal içerisindeki hava boşlukları, inhibisyon öğelerinin oluşumuna yol açmakta ve materyalin çözünürlüğünü arttırmaktadır. ⁽⁷³⁾

Dental materyallerin çözünürlük davranışı, saklama ortamının türünden ve bekletme süresinden etkilenir. Bu faktörler standart olduğunda, çözünürlük davranışı aynı zamanda kullanılan materyalin doldurucu tipi, partikül büyüklüğü ve oranından, özel silan işleminden, monomer yapısındaki farklılıklardan ve çapraz bağlanma derecesinden etkilenecektir. ⁽⁸⁰⁾

Artık monomerler, doldurucular, bozunma ürünleri veya polimerizasyon inhibitörleri ve aktivatörleri kürlenmiş rezin bazlı materyallerden çözünebilir. Sonuç olarak, su emilimi ve çözünürlük değerleri restoratif materyalin klinik başarısı üzerinde önemli bir etkiye sahiptir, estetik görünüm, bütünlük ve yüzey özelliklerini etkiler. ⁽⁸¹⁾

Çözünebilir artık monomerlerin miktarı, büyük ölçüde dönüşüm derecesine bağlıdır. Daha yüksek bir dönüşüm derecesi, daha az sayıda reaksiyona girmemiş monomer ve daha düşük bir çözünürlük değeri sağlar. ⁽⁷⁴⁾ Daha küçük moleküller daha hızlı çözüneceğinden, monomerin

moleküler boyutu, artık monomerlerin çözünmesinde bir başka önemli faktördür. Düşük ağırlıklı monomerler, yüksek ağırlıklı monomerlerden daha büyük miktarlarda çözünebilir.⁽⁸²⁾ TEGDMA, yüksek hareketlilik gösteren ve Bis-GMA gibi daha büyük moleküllerden daha hızlı çözünen düşük moleküler ağırlıklı bir monomerdur.⁽⁸³⁾

2.8.3. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Değerlendirme Yöntemleri

Kompozit rezin mateyalin gösterdiği su emilimi ve çözünürlük değerleri, yapılan restorasyonun marjinal uyumunu, çevre dokularla biyolojik uyumunu, renk stabilitesi ve aşınma direncini ve dolayısıyla uzun dönem başarısını etkiler.^(70, 71, 74)

Kompozit rezinlerin su emilimi ve suda çözünürlük ölçümleri ISO 4049'a göre standardize edilir. Buna göre, hazırlanan örnekler silika jel içeren bir desikatörde 22 saat $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 'de, ardından 2 saat $23 \pm 1^\circ\text{C}$ 'de bekletilir. Bekletilen örnekler, stabil bir başlangıç kütlesi elde etmek için 0.0001 gr hassasiyetinde ölçüm yapabilen bir hassas terazide tartılır. Her bir örneğin kütlesinin 0,1 mg'dan fazla değişmediği görülene kadar, 24 saatlik periyotlarla ölçümler tekrarlanır. Ağırlığın sabitlenip başlangıç kütlesinin μg cinsinden, M_1 kütlesi olarak kaydedilmesinin ardından; her bir örneğin kalınlığı ve çapı bir dijital kumpas kullanılarak ölçülür, örneklerin ortalama hacmi, mm^3 cinsinden hesaplanır ve kaydedilir. Hacmi belirlenen örnekler, ölçüm yapılacak gün sayısı kadar $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 'de distile suda bir etüv içerisinde bekletilir. Bu süre sonunda örnekler preselle çıkarılır, emici kağıt havlu ile kurutulup tekrar tartılarak M_2 kütlesi elde edilir. Bu prosedürden sonra örnekler tekrar silika jel bulunan bir desikatörde, sabit bir M_3 kütlesi elde edilene kadar bekletilir. Bu sabit kütleyi elde etmek için 24 saatlik döngülerde kütle ölçümü açıklanan aynı metodoloji kullanılarak yapılır. Her örneğin ortalama su emilimi ve çözünürlük değerleri aşağıdaki denklemlere göre mg/mm^3 cinsinden hesaplanır: Su Emilimi = $(M_2 - M_3) / V$; Suda Çözünürlük = $(M_1 - M_3) / V$

Burada M_1 örneğin ilk kurutmadan sonraki kütlesi (ug); M_2 suda bekletme süresinden sonraki kütlesi (ug) ve M_3 kurutmadan sonraki son kütlesidir (ug). V ise, mm^3 cinsinden hesaplanan hacimdir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışma, Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Akdeniz Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği laboratuvarlarında yapılmıştır. Araştırmamız, Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından TDH-2022-5420 proje numarasıyla desteklenmiştir.

Çalışmamızın laboratuvar işlemleri iki aşamada yürütülmüştür.

-Dönüşüm derecesinin ölçülmesi

- Su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin ölçülmesi

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda Filtek Bulk Fill (3M ESPE, Seefeld, Almanya) kompozit rezin, tüm örnekler kapsül formunda ve A2 renk tonunda kullanılmıştır (Şekil 3.1.1.). Bu kompozit, posterior dişlerin hızlı ve basit şekilde restore edilebilmesi için geliştirilmiş, görünür ışıqla aktive olan bir restoratif kompozit materyaldir. Üretici tarafından verilen bilgilere göre, ⁽⁸⁴⁾ 5 mm'ye kadar tek bir tabaka halinde yerleştirilebilir ve ilave son tabaka gerektirmez. Doldurucu partiküller büzülmeyi en aza indirerek, mukavemeti, aşınma direncini ve radyoopaklığı artırmak üzere tasarlanmıştır. İnorganik doldurucu olarak 100 nm Ytterbium triflorür (YbF₃) partiküllerinin eklenmesiyle daha yüksek radyopasite sağlanır. Kalan inorganik yapı 20nm silika doldurucu, 4-11 nm'lik zirkonyum doldurucu içermektedir. Toplam inorganik yapının ağırlıkça yaklaşık %76,5'ini ve hacimce %58,4'ünü oluşturmaktadır.



Şekil 3.1.1.: Çalışmada kullanılan rezin kompozit ve kompozit tabancası.

Çalışmamızda Ultradent firması tarafından üretilen kablosuz LED ışık cihazı (VALO Ultradent, South Jordan, UT, USA) ve Woodpecker firması tarafından üretilen iLED ışık cihazı (Woodpecker, Guangxi, Çin) kullanılmıştır (Şekil 3.1.2.).



Şekil 3.1.2.: Çalışmada kullanılan ışık cihazları.

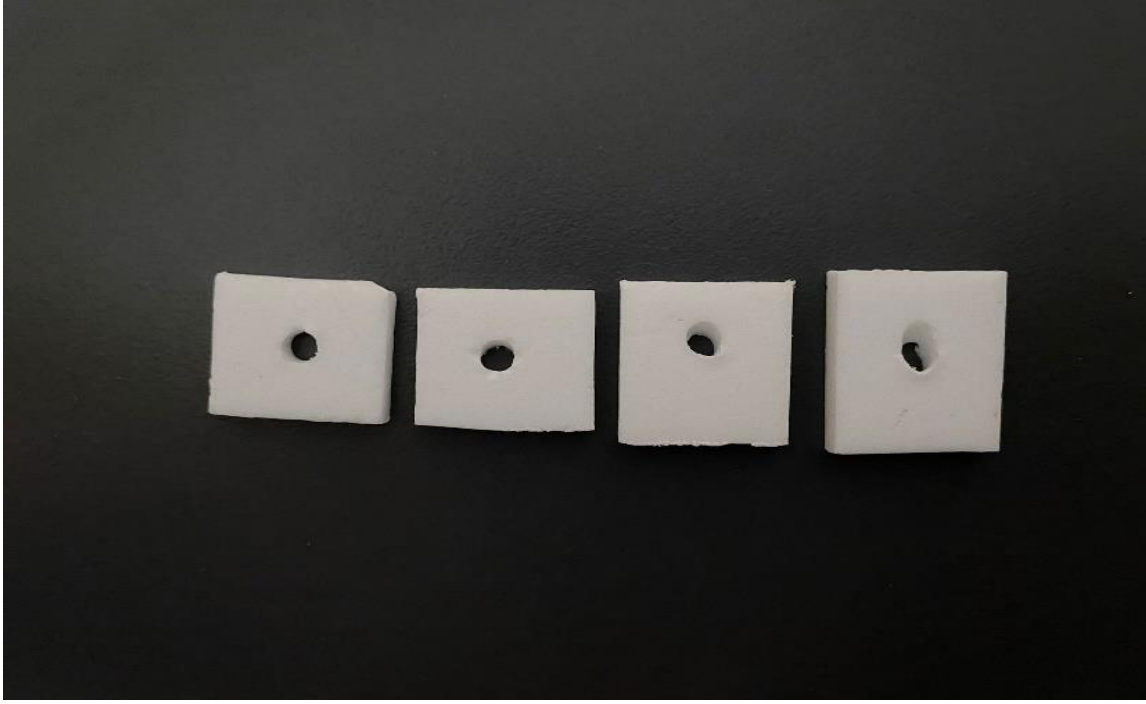
Valo ışık cihazı, sahip olduğu geniş spektrum ile ISO 10650'ye göre 385-515 nm dalga boyu aralığındaki tüm ışıkla sertleşen ürünleri polimerize etmek için tasarlanmıştır. Üç farklı ışık şiddetine sahip kullanım modu bulunmaktadır: standart güç modu (1000 mW/cm^2), yüksek güç modu (1400 mW/cm^2) ve extra güç modu (3200 mW/cm^2).⁽⁸⁵⁾

iLED cihazının emisyon dalga boyu aralığı ise, esas olarak 385-420 nm ek dalga bandı ile 385-515 nm'dir. Ek dalga bandı, TPO gibi yeni tip fotointatörler içeren rezin materyalleri daha iyi polimerize edebilir. Aynı zamanda, rezin kompozitin kırılma ve yetersiz polimerizasyon riskini de azaltabilir. İki farklı ışık şiddetinde kullanım modu bulunmaktadır: normal mod (1000 mW/cm^2 - 1200 mW/cm^2), turbo modu (2300 mW/cm^2 - 2500 mW/cm^2).⁽⁸⁶⁾

3.2. Dönüşüm Derecesinin Ölçümü

3.2.1. Örneklerin Hazırlanması

Örneklerin hazırlanması için 4 mm çapında, 4 mm derinliğinde, 4 farklı açılanmaya (90° , 75° , 60° ve 45°) sahip teflon kalıplar kullanıldı (Şekil 3.21).

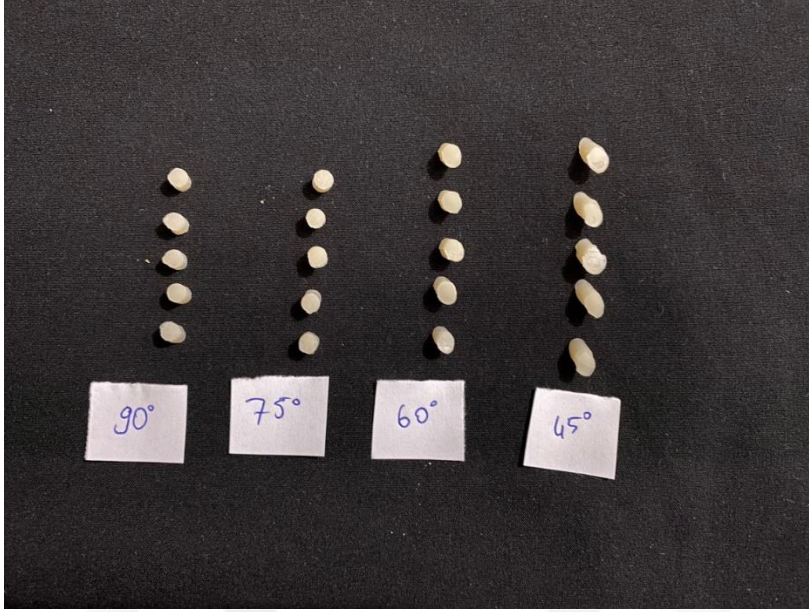


Şekil 3.2.1.: Çalışmada kullanılan, sırasıyla 90° , 75° , 60° ve 45° eğim açlarına sahip teflon kalıplar.

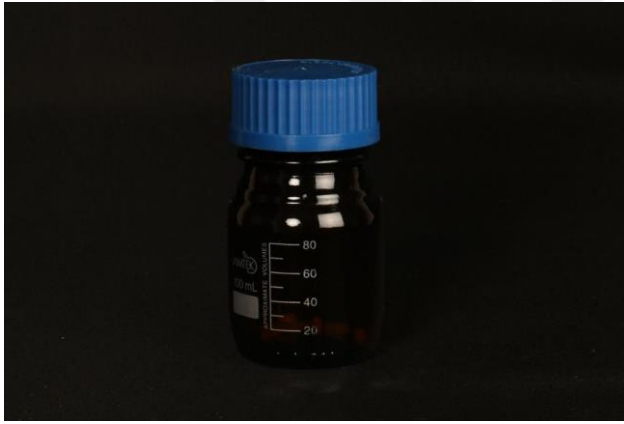
Teflon kalıbın alt yüzeyine şeffaf bant yerleştirildikten sonra bulk fill kompozit rezinler, kalıba siman fulvarı yardımıyla iyice kondense edilerek yerleştirildi ve yüzeyi düzeltildi. Örnekler teflon kalıbın üst yüzeyinden ışık cihazları kullanılarak ışıklandı.

Polimerizasyon için Valo ışık cihazı standart güç modunda (1000 mW/cm^2 -20 sn), iLed ışık cihazı normal modda ($1000\text{-}1200 \text{ mW/cm}^2$ -20 sn) kullanıldı. Polimerizasyon işlemi örneklerle 0 mm, 2 mm ve 4 mm olmak üzere 3 farklı mesafeden uygulandı. Mesafelerin standardizasyonu için bu kalınlıklardaki cam lamellerden faydalanıldı.

Dönüşüm derecesi değerlerinin ölçüleceği kompozit rezinler, her grup için 5 örnek olmak üzere, toplam 120 adet hazırlandı (Şekil 3.2.2.). Örnekler amber renkli şişelerde (Şekil 3.2.3.) oda sıcaklığında bekletildi. Deney gruplarına ilişkin bilgiler Tablo 3.2.1 verilmiştir.



Şekil 3.2.2.: Çalışmada kullanılan kompozit rezin örnekler.



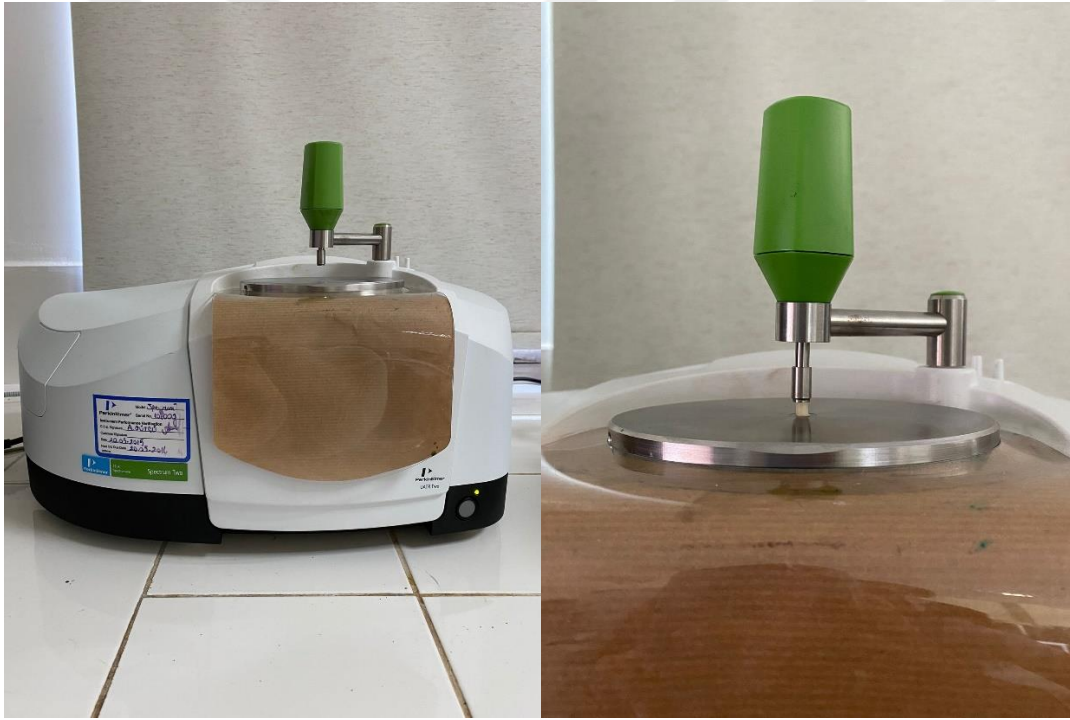
Şekil 3.2.3.: Çalışmada kullanılan amber renkli şişe.

DENEY GRUPLARI					
VALO			İLED		
0 mm	2 mm	4 mm	0 mm	2 mm	4 mm
90° (n=5) 1.Grup	90° (n=5) 9.Grup	90°(n=5) 17.Grup	90° (n=5) 5.Grup	90°(n=5) 13.Grup	90° (n=5) 21.Grup
75° (n=5) 2.Grup	75° (n=5) 10.Grup	75°(n=5) 18.Grup	75°(n=5) 6.Grup	75°(n=5) 14.Grup	75° (n=5) 22.Grup
60° (n=5) 3.Grup	60° (n=5) 11.Grup	60°(n=5) 19.Grup	60°(n=5) 7.Grup	60°(n=5) 15.Grup	60° (n=5) 23.Grup
45° (n=5) 4.Grup	45° (n=5) 12.Grup	45°(n=5) 20.Grup	45°(n=5) 8.Grup	45°(n=5) 16.Grup	45° (n=5) 24.Grup

Tablo 3.2.1: Dönüşüm derecesi ölçümü yapılan örneklerin deney grupları.

3.2.2. Dönüşüm Derecesinin Ölçülmesi

Bulk fill kompozit rezin örneklerin dönüşüm derecelerinin ölçülmesi için Akdeniz Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü'nde bulunan katı ve sıvı materyallerin analizinde kullanılabilen, basınç kolu kullanımıyla yüksek kaliteli spektrumlar üreterek numunenin ATR elmas kristaliyle iyi bir şekilde temas etmesini sağlayan, 4000-400 cm^{-1} aralığında ölçüm yapan FTIR spektrometre (Perkin-Elmer, Waltham, ABD) kullanılmıştır. ⁽⁸⁷⁾ Ölçüm yapılmak istenen her bir örneğin alt yüzeyi ATR kristali ile temas edecek şekilde yerleştirilmiş, cihazın sıkıştırma kolu kapatılmış ve her bir örneğin spektral ölçümleri yapılmıştır (Şekil 3.2.4.). Örnekler analiz öncesi ışık geçirmeyen kalıplarda saklanmıştır. Öncelikle kürlenmemiş bulk fill kompozit materyalin spektral ölçümleri yapılmıştır.

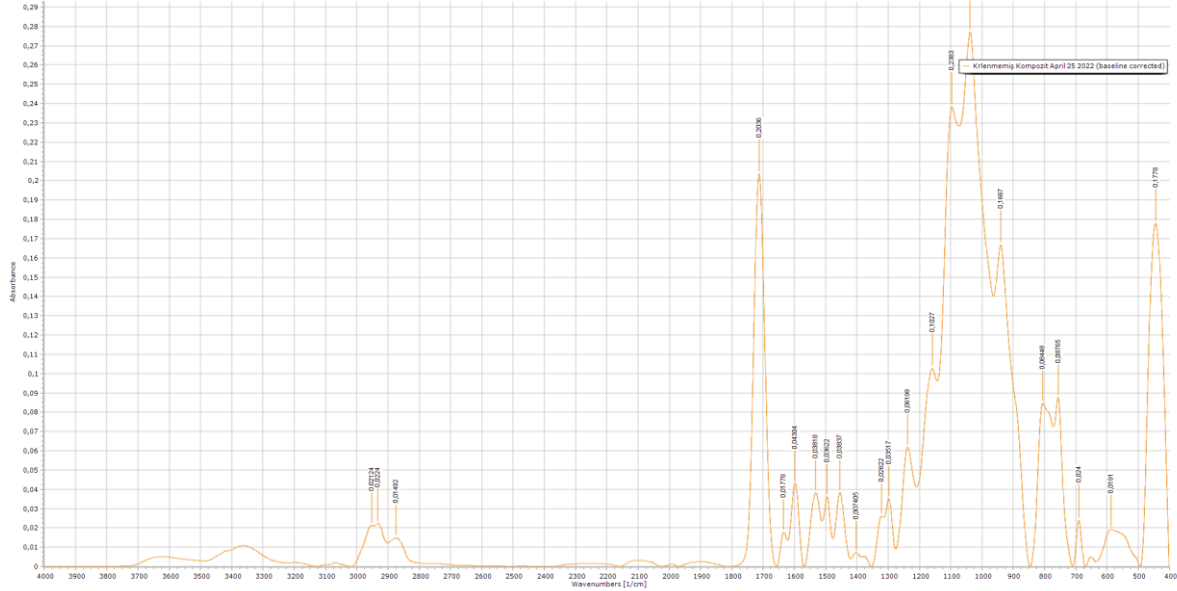


Şekil 3.2.4.: Çalışmada kullanılan FTIR cihazı.

Dönüşüm derecesi, kürlenmiş ve kürlenmemiş durumlarda alifatik C=C'nin aromatik C-C'ye absorpsiyon yoğunluk oranlarındaki değişiklikler kullanılarak, aşağıdaki denkleme göre belirlenmiştir.

$$DC(\%) = \left(1 - \frac{\left(\frac{A_{\text{alifatik}}}{A_{\text{aromatik}}} \right)_{\text{kürlenmiş}}}{\left(\frac{A_{\text{alifatik}}}{A_{\text{aromatik}}} \right)_{\text{kürlenmemiş}}} \right) \times 100$$

Denklemdaki verilerin analizinde Spectragryph Version 1.2.15 (Spectragryph, Oberstdorf, Almanya) programı kullanılmış ve verilerin tespiti için C=C bağlarının pik değeri 1716 cm^{-1} bandında, C-C bağlarının pik değeri ise 1635 cm^{-1} bandındaki değerler alınarak standart belirlenmiştir (Şekil: 3.2.5.). DC ölçümünde kullanılan cihaz koşulları dikkate alınarak bu spektrumlar çalışmaya alınmıştır.



Şekil 3.2.5.: Test edilen bulk fill kompozit rezin materyal örneklerden birinin ATR-FTIR yöntemiyle yapılan spektral analizinin grafiksel görünümü.

3.3.Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Değerlerinin Ölçümü

3.3.1 Örneklerin Hazırlanması

Örneklerin hazırlanması için 4 mm çapında, 4 mm derinliğinde, 4 farklı açılanmaya (90° , 75° , 60° ve 45°) sahip teflon kalıplar kullanıldı. Teflon kalıbın alt yüzeyine şeffaf bant yerleştirildikten sonra bulk fill kompozit rezinler, kalıba siman fulvarı yardımıyla iyice kondense edilerek yerleştirildi ve yüzeyi düzeltildi. Örnekler teflon kalıbın üst yüzeyinden ışık cihazları kullanılarak ışıklandı.

Polimerizasyon için Valo ışık cihazı standart güç modunda (1000 mW/cm^2 -20 sn), iLed ışık cihazı normal modda ($1000\text{-}1200\text{ mW/cm}^2$ -20 sn) kullanıldı. Polimerizasyon işlemi örnekler 0 mm, 2 mm ve 4 mm olmak üzere 3 farklı mesafeden uygulandı.

Su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin ölçüleceği kompozit rezinler, dönüşüm derecesi ölçümlerinde olduğu gibi, her grup için 5 örnek olmak üzere, toplam 120 adet hazırlandı (Şekil

3.2.2.). Örnekler amber renkli şişelerde oda sıcaklığında bekletildi. Deney gruplarına ilişkin bilgiler Tablo 3.3.1.'de verilmiştir.

DENEY GRUPLARI					
VALO			İLED		
0 mm	2 mm	4 mm	0 mm	2 mm	4 mm
90° (n=5) 1.Grup	90° (n=5) 9.Grup	90°(n=5) 17.Grup	90°(n=5) 5.Grup	90°(n=5) 13.Grup	90° (n=5) 21.Grup
75° (n=5) 2.Grup	75° (n=5) 10.Grup	75°(n=5) 18.Grup	75°(n=5) 6.Grup	75°(n=5) 14.Grup	75° (n=5) 22.Grup
60° (n=5) 3.Grup	60° (n=5) 11.Grup	60°(n=5) 19.Grup	60°(n=5) 7.Grup	60°(n=5) 15.Grup	60° (n=5) 23.Grup
45° (n=5) 4.Grup	45° (n=5) 12.Grup	45°(n=5) 20.Grup	45°(n=5) 8.Grup	45°(n=5) 16.Grup	45° (n=5) 24.Grup

Tablo 3.3.1: Su emilimi ve suda çözünürlük ölçümü yapılan örneklerin deney grupları.

3.3.2. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Testleri

Örneklerin su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin ölçülmesi için, ISO 4049:2009 spesifikasyonu bulk fill örnekler için modifiye edilerek, standartta bildirilen formüllerden yararlanıldı.

Örnekler karışmamaları için numaralandırılarak silika jel içeren desikatöre yerleştirildi. Desikatörün kapağı sıkıca kapatıldı ve 22 saat süreyle $37\pm1^{\circ}\text{C}$ 'de, devamında 2 saat süreyle $23\pm1^{\circ}\text{C}$ 'de bekletildi. Ardından örneklerin bu kuru ağırlıkları 0,0001 gr hassasiyetinde ölçüm yapabilen hassas terazide tartıldı. ⁽⁸⁸⁾ Bu sabit kütle, M_0 olarak belirlendi, başlangıç kütlesi olarak alındı ve mikrogram (μg) cinsinden kaydedildi.



Şekil 3.3.1.: Çalışmada kullanılan desikatör ve hassas terazi.

Örnekler 24 saatte bir periyodik olarak, ağırlığının 0,1 mg'dan daha fazla değişmediği görülene kadar kütle ölçümleri tekrarlandı. Ağırlık sabitlendiğinde her bir örneğin kütlesi mikrogram cinsinden M_1 olarak kaydedildi. Örneklerin kütle ölçümleri kaydedilirken kalınlıkları, 3 farklı noktadan elektronik kumpasla (Piranha, Çin) ölçüldü (Şekil 3.3.2.). Ortalama kalınlık ve çapları kullanılarak hacimleri (V) mm^3 cinsinden hesaplandı ve kaydedildi.



Şekil 3.3.2.: Çalışmada kullanılan elektronik kumpas.

Örnekler aralarından 3 mm mesafe bırakılarak 21 gün süreyle etüv içerisinde (Şekil 3.3.3.) $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 'lik distile suda bekletildi. Kullanılan su hacmi, her bir örnek için 5 ml olacak şekilde

hazırlandı. 21 günün sonunda örnekler sudan çıkarıldı. Önce bir kağıt havlu ile ardından 10 saniye havada sallanarak üzerinde su kalmayacak şekilde kurulandı. Sudan çıkarılmasından 1 dakika sonra, aynı terazi ile aynı hassasiyette tartıldı. Ölçülen bu ağırlık M_2 olarak kaydedildi.



Şekil 3.3.3.: Çalışmada kullanılan etüv.

Daha sonra sabit kütle ağırlıklarını tekrar kazanmaları amacıyla testin başındaki işlem tekrarlandı. İçerisinde silika jel bulunan desikatörde bekletilen örnekler, 24 saatte bir periyodik olarak ölçüldü. Örneğin ağırlığı sabitlendiğinde elde edilen değerler M_3 olarak kaydedildi.

3.3.3. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Değerlerinin Hesaplanması

Kompozit örneklerin 21 gün sonundaki su emilimi ve suda çözünürlük değerleri milimetreküpte mikrogram cinsinden şu şekilde hesaplandı;

$$\text{Su Emilimi: } W_{sp} (\mu\text{g}/\text{mm}^3) = (M_2 - M_3)/V$$

$$\text{Çözünürlük: } W_{sl} (\mu\text{g}/\text{mm}^3) = (M_1 - M_3)/V$$

M₁, M₂, M₃ değerleri bu şekilde formüle edilerek, çalışmada kullanılan materyallerin su emilim ve suda çözünürlük değerleri belirlendi.

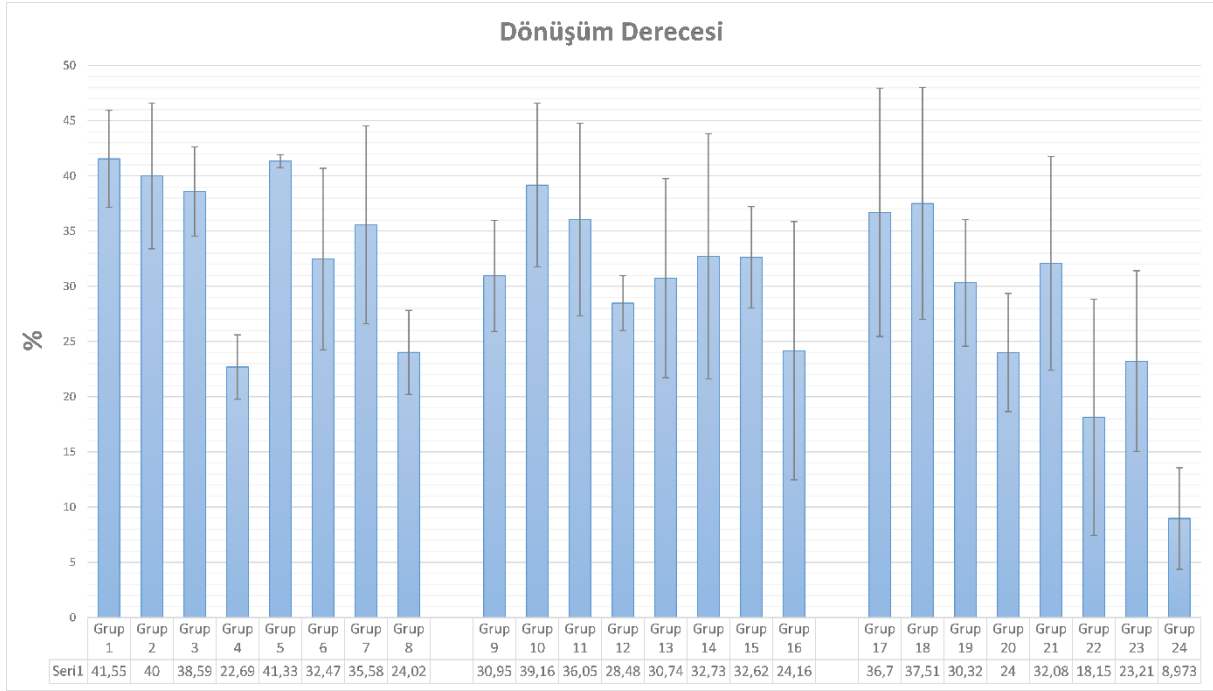
3.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda tüm istatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, ABD) programı kullanılarak yapıldı. Dönüşüm derecesi verileri Spectragryph Version 1.2.15 (Spectragryph, Oberstdorf, Almanya) programı ile analiz edildi. Shapiro-Wilk testi ile sonuçların normal dağılım gösterdiği tespit edildi. Gruplar arası karşılaştırmalar, üç yönlü varyans analizi ile yapıldı. Gruplar arası farklılıklar ise Duncan oklu karşılaştırma testi ile belirlendi. Su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin normal dağılım göstermemesi sebebiyle, elde edilen sonuçlar Kruskal-Wallis testi kullanılarak değerlendirildi. Tüm sonuçlar için anlamlılık düzeyi $p=0.05$ olarak belirlendi.

4. BULGULAR

4.1. Bulk fill kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi ölçümlerinin bulguları

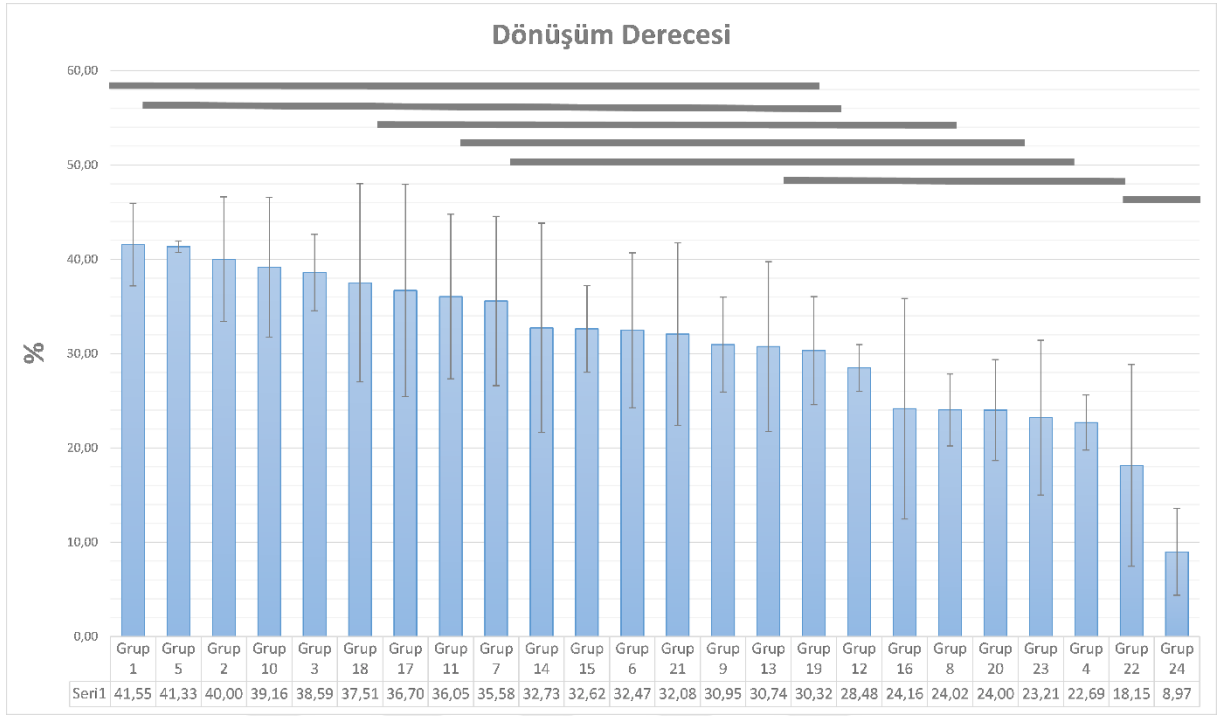
Çalışmamızdaki tüm gruplara ait, toplam 120 örneğin alt yüzeylerinden ölçülerek elde edilen dönüşüm derecesi değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları Şekil 4.1.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1.1.: Test edilen örneklerin ortalama dönüşüm derecesi değerlerinin grafiksel görünümü.

Tüm örnekler arasında en düşük ortalama DC değeri ($8,97 \pm 4,59$), polimerizasyon işleminin 45° 'lik açılanma ile hazırlanan örneklerle iLED ışık cihazının 4 mm mesafeden uygulandığı polimerizasyon koşullarında elde edilmiştir. Yine tüm örnekler arasında, en yüksek ortalama DC değeri ($41,55 \pm 4,38$) polimerizasyon işleminin 90° 'lik açılanma ile hazırlanan örneklerle VALO ışık cihazının en yakın mesafeden (0 mm) uygulandığı polimerizasyon koşullarında elde edilmiştir.

Three way ANOVA testi sonucunda ışık cihazının uygulanma mesafesinin, dönüşüm derecesi üzerinde istatistiksel olarak belirgin bir etkisi ($p=0,002$) olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.1.2.).

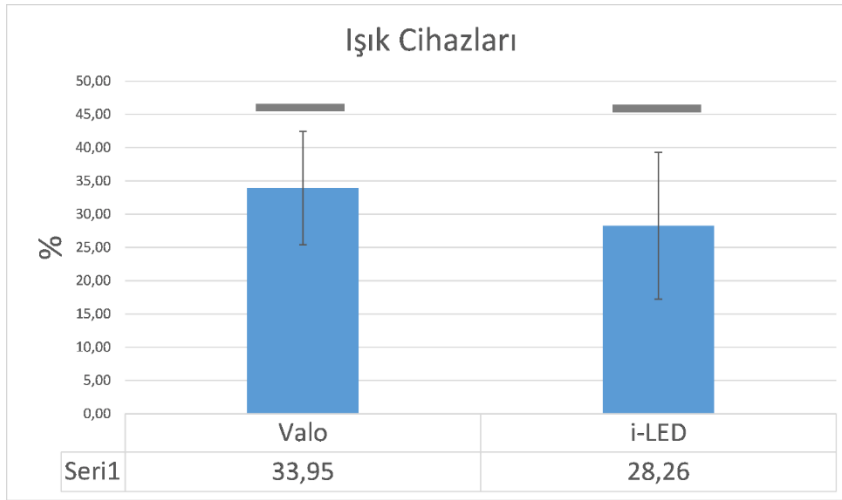


Şekil 4.1.2.: Test edilen tüm örneklerin ortalama dönüşüm derecesi değerlerinin grafiksel görünümü

Örneklerin hazırlanmasında kullanılan tüm açılanmalar ve ışık cihazları birlikte incelendiğinde, ışık cihazının 4 mm mesafeden uygulanmasının DC değerlerini belirgin şekilde azalttığı ($\%24,30 \pm 11,25$) görülmüştür. Polimerizasyon işleminin ışık cihazının örneklerin yüzeyinden (0 mm mesafeden) yapılması daha yüksek DC değerleri ($\%34,90 \pm 8,66$) sağlasa da cihazın 2 mm mesafeden uygulanmasının DC değerleri ($\%32,82 \pm 8,02$) üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmamıştır.

Örneklerin tasarımındaki açısal değişimlerin dönüşüm derecesi üzerine etkileri incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p < 0,001$) (Şekil 4.1.2.). Tüm polimerizasyon ışık ve mesafeleri birlikte incelendiğinde, en iyi DC sonuçlarının ($\%35,89 \pm 7,76$) 90° açılanma ile hazırlanan örneklerde alındığı görülmüştür. Bununla birlikte 90° , 75° ($\%34,46 \pm 10,82$) ve 60° 'lik ($\%33,15 \pm 7,99$) açılanmalar ile hazırlanan örneklerin DC sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir. En düşük ortalama DC değerleri ($\%21,65 \pm 7,70$), 45° 'lik açılanma ile hazırlanan örneklerde tespit edilmiştir.

Şekil 4.1.3.'te tüm polimerizasyon mesafeleri ve örneklerin açılanmaları bir arada değerlendirilerek hesaplanan farklı ışık cihazları ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri gözlenmektedir.



Şekil 4.1.3.: Farklı ışık cihazları ile polimerize edilen örneklerin ortalama dönüşüm derecesi değerlerinin grafiksel görünümü

Tüm gruplar bir arada değerlendirildiğinde VALO ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin ortalama DC değerleri ($\%33,95 \pm 8,51$), iLED ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin ortalama DC değerlerinden ($\%28,26 \pm 11,02$) daha yüksek bulunmuştur ($p=0,003$).

Polimerizasyonda kullanılan ışık cihazları ile örneklerin tasarımındaki açılanmalar arasındaki ilişkiler incelendiğinde, açılanma seviyesine bağlı olarak ışık cihazının sağladığı DC değerinin değişiklik gösterdiği anlaşılmaktadır ($p<0,034$).

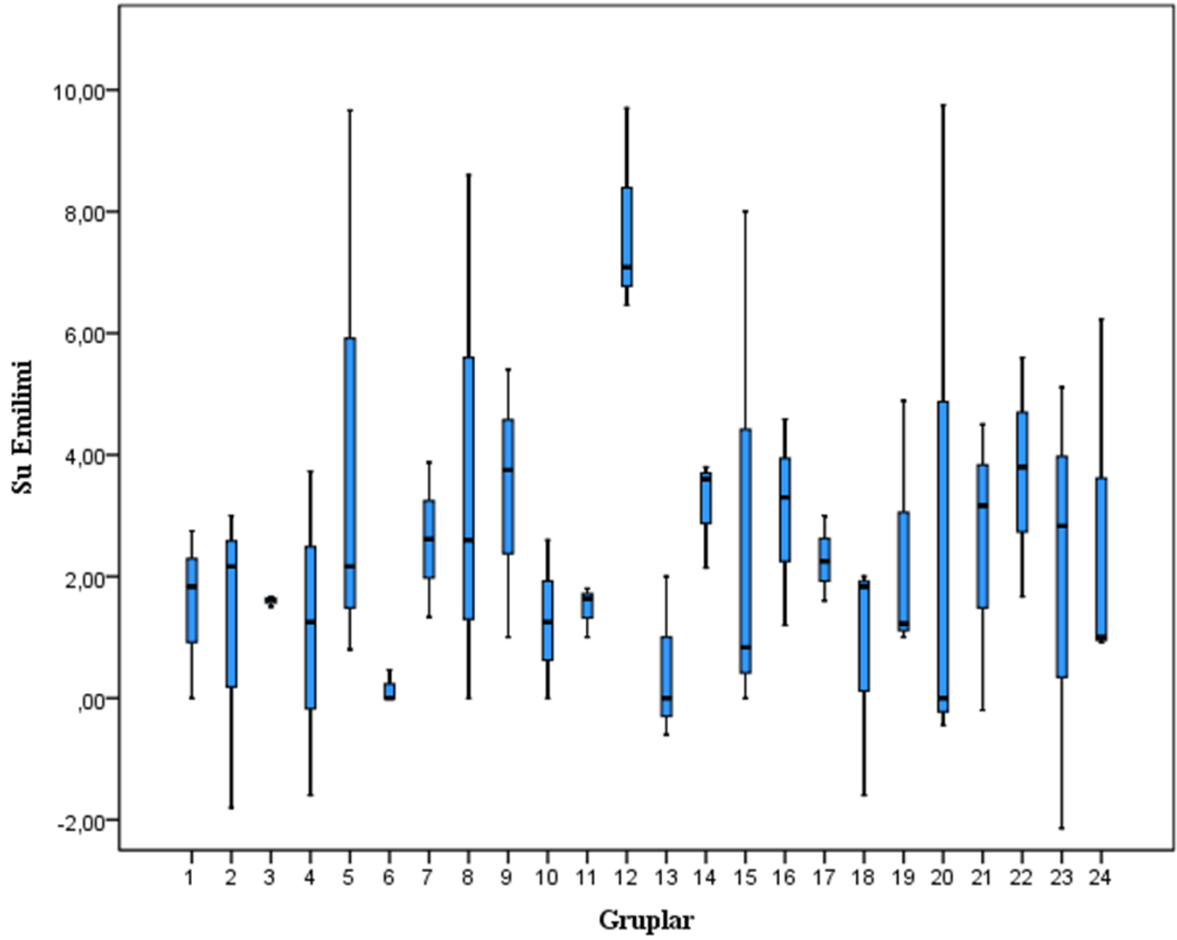
Polimerizasyonda kullanılan ışık cihazları ile mesafeleri arasındaki ilişkiler incelendiğinde, istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanılmamıştır ($p=0,289$).

Hazırlanan örneklerin tasarımındaki açılanmalar ile kullanılan ışık cihazının polimerizasyon mesafeleri arasındaki ilişkilerin DC değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmamıştır ($p=0,153$).

Polimerizasyonda kullanılan ışık cihazları, uygulanma mesafeleri ve örneklerin tasarımlarındaki açılanmalar arasındaki ilişkiler incelendiğinde, istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p=0,410$).

4.2. Bulk fill kompozit rezinlerin su Emilimi ölçümlerinin bulguları

Çalışmamızda tüm gruplara ait hazırlanan toplam 120 örneğin 21 gün süreyle distile suda bekletilmesi sonucunda elde edilen su emilimi değerleri Şekil 4.2.1’de gösterilmiştir.

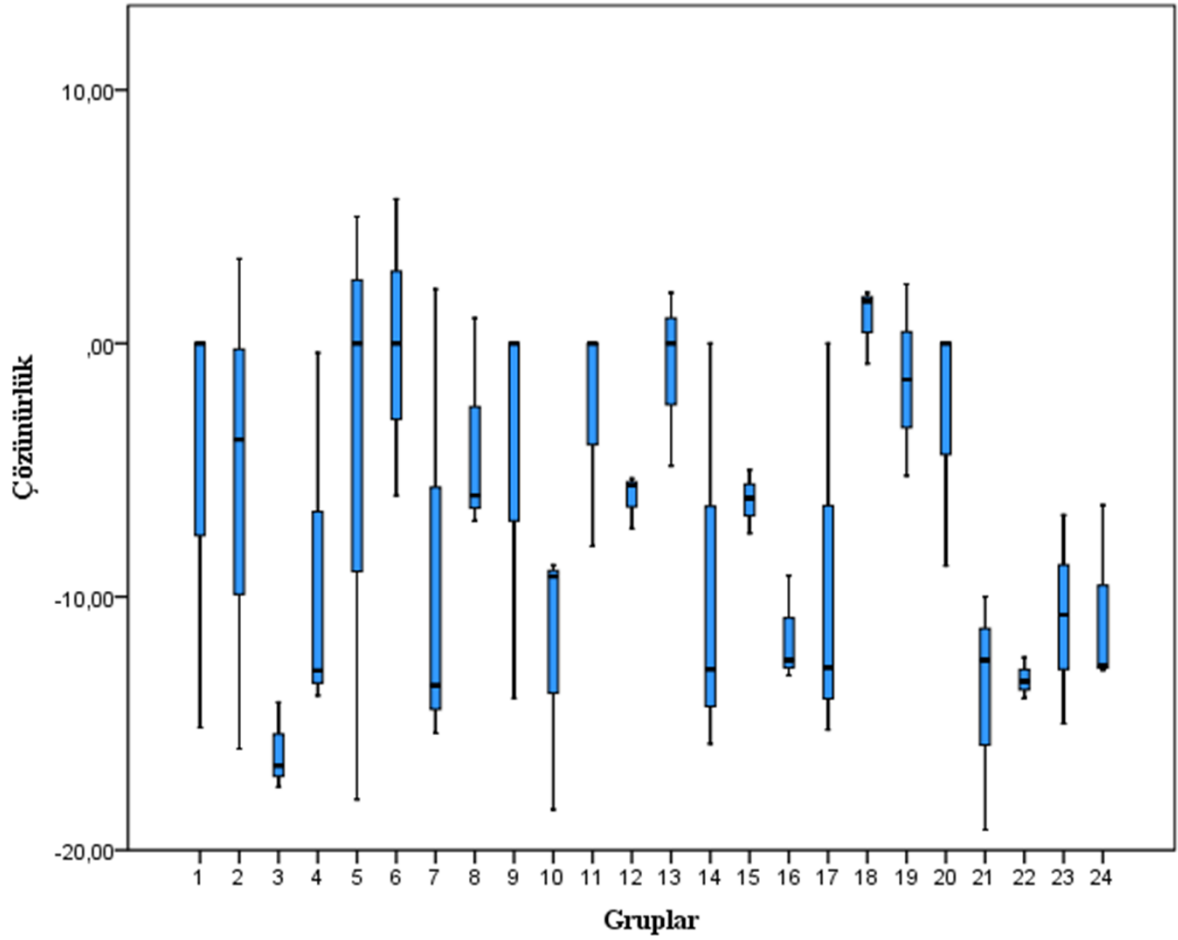


Şekil 4.2.1.: Distile suda 21 gün süreyle bekletme sonrası test edilen örneklerin ortalama su emilimi değerlerinin grafiksel görünümü. Üst whisker çizgileri maksimum su emilimi değerlerini, kutunun üst çizgisi üçüncü dördte birlik Q3 su emilimi değerini, kalın yatay çizgi median değerini, kutunun alt çizgisi birinci dördte birlik Q1 su emilimi değerini, alt whisker çizgileri ölçülen minimum su emilimi değerlerini göstermektedir.

Tüm örneklerden ölçülen su emilimi değerleri Kruskal-Wallis testi ile değerlendirilmiştir. Test sonucunda, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptanmıştır ($p=0,585$). Elde edilen değerlerin tümü, ISO standardına uygun şekilde, $40 \mu\text{g}/\text{cm}^3$ değerinin altındadır.

4.3.Bulk fill kompozit rezinlerin suda çözünürlük ölçümlerinin bulguları

Çalışmamızda tüm gruplara ait hazırlanan toplam 120 örneğin 21 gün süreyle distile suda bekletilmesi ile elde edilen suda çözünürlük değerleri Şekil 4.3.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.3.1.: Distile suda 21 gün süreyle bekletme sonrası test edilen kompozitlerin ortalama suda çözünürlük değerlerinin grafiksel görünümü. Üst whisker çizgileri maksimum suda çözünürlük değerlerini, kutunun üst çizgisi üçüncü dörtte birlik Q3 suda çözünürlük değerini, kalın yatay çizgi median değerini, kutunun alt çizgisi birinci dörtte birlik Q1 suda çözünürlük değerini, alt whisker çizgileri ölçülen minimum suda çözünürlük değerlerini göstermektedir.

Tüm örneklerden ölçülen suda çözünürlük değerleri Kruskal-Wallis testi ile değerlendirilmiştir. Test sonucunda, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptanmıştır ($p=0,654$). Elde edilen değerlerin tümü, ISO standardına uygun şekilde, $7,5 \mu\text{g}/\text{cm}^3$ değerinin altındadır.

5. TARTIŞMA

Bu çalışma ile 4 mm derinlikte, 4 farklı açılanmaya (90°, 75°, 60°, 45°) sahip silindir teflon kalıplarda hazırlanan bulk fill kompozit rezin örneklerin, 2 farklı ışık cihazı ile (VALO Cordless, iLED Curing Light) 3 farklı mesafeden (0 mm, 2 mm, 4 mm) polimerize edilmesinin, kompozit rezin örneklerin dönüşüm dereceleri, su emilimi ve suda çözünürlük değerleri üzerine etkisi incelenmiştir.

Hem hastalar hem de klinisyenler için başarı kriterlerini yerine getirme potansiyeline sahip olan kompozit rezin materyaller, diş hekimleri arasında geniş bir popülerlik kazanmış ve giderek artan oranda direkt tekniklerde kullanılmıştır. ⁽⁸⁹⁾ Posterior bölgede kompozit rezin restorasyonların polimerizasyonu ve marjinal adaptasyonunu optimize etmek için, 2 mm kalınlığında eğik veya yatay tipte tabakalama tekniklerinin kullanımı önerilmiştir. Bu prosedürlerin, materyalin hacimsel büzülmesini ve dolayısıyla internal boşlukların oluşumunu en aza indirdiği düşünülmektedir. Bununla birlikte, klinik olarak tabakalama teknikleri karmaşıktır ve restorasyonun uygulanmasında hasta başında önemli bir süre gerektirir. ⁽⁹⁰⁾ Dental RBC restoratif materyallerdeki güncel gelişmeler, yeni kompozit materyallerin üretimi ile sonuçlanmıştır. Bulk fill kompozitler de bu gelişmelerin sonucunda, tabakalama ihtiyacını ortadan kaldırarak klinik kullanımda zaman tasarrufu ve kullanım kolaylığı sağlamak, tabakalama tekniğinden kaynaklanan olumsuzluk ve riskleri en aza indirmek için geliştirilmiştir. ⁽⁹¹⁾

Geleneksel kompozit rezinlerde, materyalin yüzeyinden ışık yansımaları, ışığın doldurucu partiküllerden saçılması ve foto başlatıcılar tarafından absorpsiyonu nedeniyle ışık zayıflaması, polimerizasyon derinliğini yaklaşık 2 mm ile sınırlandırır. Bulk fill kompozit rezinler ise ışık geçişine izin veren modifiye monomer ve doldurucular içerir. Güncel materyallerdeki doldurucu partikül boyutunu küçültme ve nanokompozit üretme eğiliminin aksine, bulk fill kompozitlerdeki doldurucular, materyalin yarı saydamlığını ve polimerizasyon derinliğini artırmak için makro doldurucu partikül aralığındadır. Makro doldurucu partiküller daha düşük doldurucu yüzey alanı ve dolayısıyla ışık saçılımının çoğundan sorumlu olan daha küçük rezin-doldurucu ara yüzüne sahiptir. Bu sayede bulk fill RBC'ler, standart 2 mm kalınlık yerine 4-5 mm'lik tabaka kalınlıklarında kompozit rezinlerin uygulanmasına olanak sağlar. ^(92, 93) Önceki çalışmalar ayrıca, yaygın olarak kullanılan akıcı ve geleneksel RBC'ler ile karşılaştırıldığında bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesinin daha düşük olduğunu belirtir. ⁽⁹⁴⁾

Böylece bu materyaller bakteri kolonizasyonuna bağlı sekonder çürüklere neden olan boşluk oluşumu ^(95, 96) pulpa tahrişi, çiğneme sırasında postoperatif hassasiyet ⁽⁹⁷⁾ gibi polimerizasyon büzülmesi ile ilgili problemleri en aza indirilebilir. ⁽⁹⁴⁾

Rosatto ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmaya göre ⁽⁹⁸⁾, bulk fill kompozitlerin kullanılması konvansiyonel kompozitlere kıyasla, daha düşük kaspal gerilim, büzülme stresi ve daha yüksek kırılma direnci ile sonuçlanmıştır. Lins ve arkadaşlarının, biri bizim de çalışmamızda kullandığımız Filtek Bulk Fill olan iki farklı bulk fill ve iki farklı geleneksel kompozit kullanarak yaptıkları bir çalışma ⁽⁹⁹⁾, bulk fill kompozitlerin, sınıf II RBC restorasyonlarda ışıqla polimerizasyon işlemi sırasında ve sonrasında geleneksel mikrohürit kompozitlerden daha az polimerizasyon büzülme stresi gösterdiğini desteklemiştir.

Teorik olarak polimerizasyon reaksiyonu sırasında tüm monomer molekülleri polimere dönüştürölür. Bununla birlikte, dimetakrilat monomerleri, son üründe bir miktar artık (C=C) bağı sergiler ⁽¹⁰⁰⁾. Bir restorasyonun başarılı fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikler göstermesi ve uzun ömürlü olabilmesi için dönüşüm derecesinin yani monomerden polimere dönüşüm oranının yüksek olması beklenir. Alshali ve arkadaşları ⁽¹⁰¹⁾, dönüşüm derecesinin RBC materyallerin optimal klinik performansını belirlemek için önemli bir parametre olduğunu ve mukavemet, sertlik, çözünürlük, renk değışiklikleri ve biyouyumluluk gibi fiziksel ve mekanik özellikleri ile doğrudan ilişkili olduğunu belirtmiştir. Ek olarak, polimerizasyon sırasında DC değışikliklerinin değeriendirilmesi, farklı RBC materyaller ve kürlleme teknikleri kullanılarak polimerizasyon kinetiğini karakterize etme ve anlamada yararlı bir araç olarak kabul edilir. Kompozitlerin hacimsel büzölmesi de dönüşüm derecesi ile orantılıdır. Dewaele ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmaya göre, ⁽¹⁰²⁾ ideal bir kompozit rezin materyal optimal bir dönüşüm derecesi ile minimum polimerizasyon büzölmesi sergilemektedir.

Dental kompozitlerin DC'sini belirlemek için çeşitli yöntemler mevcuttur. Bunların arasında, bizim çalışmamızda kullandığımız Fourier transform kızılötesi spektroskopisi (FTIR), ekipmanın mevcudiyeti ve çok sayıda örnekleme tekniğı nedeniyle güvenilir bir yöntem olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Bu yöntem, materyallerin kürlenmesinden hemen önce ve sonra 1638 cm⁻¹ dalga sayısı civarında merkezlenen (C=C) gerilme titreşimlerini tespit eder. ⁽¹⁰⁰⁾ Çalışmamızda ATR-FTIR test yöntemi kullanılmıştır. Bolanos-Carmona ve arkadaşlarının 3 farklı spektroskopik yöntem (ATR-FTIR, FTIR ve FT-Raman) kullanarak 5 farklı bulk fill kompozit materyalin 2 farklı kalınlıkta (0 mm ve 4 mm) dönüşüm derecelerini değeriendirdikleri bir çalışmanın sonucunda, çoğı durumda spektroskopik teknikler arasında

ATR-FTIR spektroskopisinin daha doğru değerler gösterdiği bildirilmiştir.⁽¹⁰³⁾ Diğer FTIR test yöntemleri birtakım dezavantajlara sahiptir. Örneklerin toz hale getirilip öğütölme prensibine bağlı ölçüm yönteminde oluşan ısı, DC değerinde %20'lere ulaşan farklara neden olabilir. Bu yöntemin bir başka dezavantajı ölçüm yapılan örneğin yalnızca bir kısmının test edilmesidir. Bu kısımda orantısız şekilde gerçekleşmiş olabilecek polimerizasyon, sonuçların yanıltıcı olmasına neden olabilir.^(104, 105)

Çalışmamızda, örneklerin alt yüzeylerinden ölçülen DC değerleri %8,97 ile %41,75 aralığındadır. Yeterli ve başarılı bir klinik performans için gereken DC değeri henüz net bir şekilde belirtilmemiştir. Yine Silikas ve arkadaşlarına göre,⁽⁸⁾ en azından oklüzal restoratif tabakalar için %55'in altındaki DC değerleri önerilmemektedir. Batmaz ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir çalışmaya göre, 4 mm kalınlıklarda hazırlanan Filtek Bulk Fill kompozit örneklerin hemen yüzeylerinden VALO ışık cihazının standart güçte kullanılarak polimerize edilmesi ile örneklerin tabanından ölçülen ortalama DC değeri %37,94'tür.⁽⁹³⁾ Leprince ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada,⁽¹⁰⁶⁾ Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar-Vivadent), Venus Bulk Fill (Heraeus-Kulzer), SDR (Dentsply), X-tra Fil (VOCO), X-tra Base (VOCO), Sonic Fill (Kerr), Filtek Bulk Fill Flowable (3M-Espe), Xenius (GC) bulk fill kompozit örneklerin 2 mm kalınlıklarda dönüşüm dereceleri Raman spektroskopisi ile ölçülmüş ve %43,6 ile %76,5 aralığında değerler kaydedilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına kıyasla daha yüksek DC değerleri elde edilmesinin nedeni, örneklerin 2 mm kalınlıkta hazırlanması ve DC ölçüm tekniğinin farklı olması olabilir.

Sevik ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir başka çalışmada,⁽¹⁰⁷⁾ farklı kalınlıklarda hazırlanan farklı kompozit örneklerin alt yüzey sertliği değeri, üst yüzey sertliği değerine bölünerek dönüşüm dereceleri hesaplanmış ve 4 mm kalınlıktaki Filtek Bulk Fill kompozit örneklerin ortalama DC değeri %81,51 olarak ölçülmüştür.

Benzer şekilde, Hataysal ve arkadaşları 4 mm kalınlıkta hazırladıkları bir geleneksel ve sekiz bulk fill kompozitin dönüşüm derecelerini araştırmışlardır.⁽¹⁰⁸⁾ VALO ışık cihazı ile polimerize edilmiş Filtek Bulk Fill kompozit örneklerin ortalama DC değerleri %74,41 olarak ölçülmüştür. Burada bizim çalışmamızdan yüksek ortalama DC değeri elde edilmesinin nedeni öğütme prensibine dayalı FTIR ölçümü yapılmış olması olabilir. Çalışmamızda DC değerleri ATR-FTIR yöntemi ile ve örneklerin alt yüzeylerinden ölçüm yapılarak elde edilmiştir.

Materyalin organik matris kimyası, doldurucu tipi, miktarı, boyut ve dağılımı, kullanılan fotobaşlatıcılar, kompozit rezin materyalin rengi, kürleme süresi, ışık yoğunluğu, kürleme modu, ışık ucu boyutu vb. pek çok faktör dönüşüm derecesini etkiler. ^(54, 101, 109) Üreticiler, yüksek ışınlımlarda kısa kürleme sürelerinde (5 saniye veya daha az) yeterli bir polimerizasyona ulaşılabilceği iddiasını koruyarak, ışık yoğunluğu, zaman ve kürleme modundaki değişikliklerle rezin bazlı kompozitlerin kürleme verimliliğini artırmaya odaklanmışlardır. Bununla birlikte, dikkate alınması gereken bir diğer önemli parametre, ışık cihazı tarafından verilen toplam enerjidir, yani J/cm² cinsinden ölçülen enerji yoğunluğudur. ^(7, 54) Emami ve ark. ⁽⁵⁴⁾ ışıkla sertleşen dental kompozitlerin klinik özelliklerini optimize etmeye çalışırken göz önünde bulundurulması gereken temel faktörün yüksek ışık yoğunluğu yerine sabit miktarda verilen mavi ışık enerjisi olduğunu belirtmişlerdir. Kullanılan ışık cihazlarının teknik özellikleri, tasarımı ve üretilen ışığın kalitesi, restoratif materyallerin polimerizasyonunu doğrudan etkiler ve ışıının yoğunluğuna veya gücüne büyük ölçüde bağlıdır. ^(57, 110)

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar neticesinde farklı ışık cihazları ile farklı koşullarda polimerizasyon işleminin örneklerin dönüşüm dereceleri üzerinde etkili olduğu tespit edilmiştir (p=0,003) (Şekil 4.1.3.). Bu nedenle H01 hipotezimizde yer alan ‘farklı ışık cihazlarının kullanılmasının dönüşüm derecesi değerleri üzerinde herhangi bir etkisi yoktur’ ifadesi reddedilmiştir. Tüm koşullar birlikte değerlendirildiğinde VALO ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin ortalama DC değerleri, iLED ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin ortalama DC değerlerinden daha yüksek olarak ölçülmüştür. Bu durum test ettiğimiz cihazların ışık kaynaklarının farklı teknik özelliklerinden, tasarım şekillerinden ve bunun sonucunda ışık kalitesindeki farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir.

Piyasada bulunan nispeten düşük ışımalara sahip ışık cihazları, yetersiz kürlenmiş kompozitlere ve dolayısıyla restorasyonların daha düşük mekanik özelliklerine neden olabilir. Mills ve arkadaşlarının ⁽⁶⁶⁾ 4 farklı ışık cihazı kullanarak yaptıkları bir çalışmanın sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı, farklı ışıının seviyeleri ile farklı kür derinlikleri elde edilmiştir. Lohbauer ve arkadaşlarının bir rezin kompozitin polimerizasyonu için dört farklı ışık cihazı kullanarak yaptıkları çalışmada, ⁽⁷⁾ en yüksek DC değerleri yüksek ışık enerjisine sahip ışık cihazlarında ve uzun kürleme sürelerinde gözlemlenmiştir. Yıldız ve arkadaşlarının üç farklı ışık cihazını farklı geleneksel ve bulk fill kompozitlerin ışıkla polimerizasyonunda kullandıkları bir çalışmanın sonuçlarına göre, çalışmamıza benzer şekilde, farklı ışık cihazlarının aynı koşullarda oluşturdukları ortalama dönüşüm dereceleri VALO> Elipar Deepcure-S (3M-Espe)> Elipar S10 (3M-Espe) olarak bulunmuştur. ⁽¹¹¹⁾ Soares ve arkadaşlarının yirmi iki farklı ışık

cihazının ışık çıkış performanslarını araştırdıkları bir başka çalışmada, ⁽¹¹²⁾ ışık cihazlarının verdikleri ışınım değerleri arasında önemli farklar mevcuttur. Yine, AlShaafi ve arkadaşları altı farklı LED ışık cihazının gösterdiği ışık gücü, ışık şiddeti ve spektral emisyon değerleri ile ışık profilini araştırmışlardır. Buna göre cihazların performansları arasında önemli farklar mevcuttur. Yaptıkları çalışmanın ⁽¹¹³⁾ sınırlamaları dahilinde, test edilen üç uygun bütçeli ışık cihazının performansının yüksek standart olarak kabul edilebilecek ışık cihazlarından daha düşük olduğu sonucuna varılabilir. Bu durum klinik kullanımda, farklı ışık cihazlarının etkinliklerinin farklı olabileceğini gösterir. Benzer şekilde çeşitli araştırmalar ⁽¹¹⁴⁻¹¹⁶⁾ diş hekimliği uygulamalarındaki tüm ışık cihazlarının yeterli bir ışık yoğunluğu üretemeyebileceğini göstermiştir.

Kompozit materyalin yeterli oranda dönüşümü ve başarılı bir klinik performans göstermesinde ışık cihazının sağladığı ışık enerjisinin beraberinde, bu enerjinin materyale ne kadar ulaştığı da önemlidir. Işık cihazı ile kompozit materyal arasındaki mesafe arttıkça, materyale ulaşan ışığın şiddeti azalır. Çalışmamızın sonuçları neticesinde, ışık cihazının kompozit materyale olan mesafesinin artması, dönüşüm derecesinde belirgin azalmaya neden olmuştur ($p=0,002$) (Şekil 4.1.2.). Bu nedenle H02 hipotezimizde yer alan ‘ışık cihazlarının kompozit örnekler farklı mesafelerden uygulanmasının örneklerin dönüşüm derecesi değerleri üzerinde herhangi bir etkisi yoktur’ ifadesi reddedilmiştir. Çalışmamızda en yüksek ortalama DC değeri ışık cihazının örnekler en yakın olduğu senaryoda alınmıştır. 2 mm mesafeden uygulanan ışık cihazının sağladığı ortalama DC değeri daha düşük olsa da istatistiksel olarak anlamlı bir değişim olmamıştır. Bununla birlikte, ışık cihazının 4 mm mesafeden uygulanmasının ortalama DC değerini belirgin şekilde azalttığı görülmüştür.

Catelan ve ark. yaptıkları bir çalışmada, ⁽¹¹⁷⁾ ışık cihazı ile materyal yüzeyi arasındaki mesafenin, bir kompozit rezinin dönüşüm derecesi üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Çalışmalarında 2 mm kalınlıkta hazırlanan örnekler 0, 2 ve 4 mm mesafelerden ışıqla sertleştirilmiş ve dönüşüm derecesi bir Fourier-dönüşümlü Raman spektrometresi kullanılarak ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre mesafenin artışıyla örneklerin hem alt hem üst yüzeylerinden ölçülen ortalama DC değerleri azalmış ancak değerler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bizim çalışmamızda 4 mm mesafe ile kürlenene gruptaki örneklerin anlamlı şekilde düşük ortalama DC değeri göstermesinin nedeni, hazırladığımız örneklerin 4 mm kalınlıkta ve bulk fill kompozit materyaller olması olabilir.

Coutinho ve arkadaşlarının üç farklı ışık cihazı ve iki farklı kürleme mesafesi (0 ve 5 mm) ile polimerize ettikleri bir kompozit rezinin dönüşüm derecelerini araştırdıkları bir çalışmada,⁽¹¹⁸⁾ DC değerleri FTIR-ATR tekniği ile ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçları neticesinde, kürleme mesafesinin kompozit materyale ulaşan ışımayı değiştirerek ortalama DC değerini azalttığı gözlenmiştir.

Price ve ark. yaptıkları bir çalışmada⁽¹¹⁹⁾ ışık cihazlarının mesafesini 0 mm'den 6 mm'ye çıkardıklarında ışık yoğunluğunda %50 oranında bir azalma olduğunu bildirdiler. Aynı çalışmada, aynı ışık cihazını turbo ışık modunda kullandıklarında, aynı mesafede (0-6 mm) ışımadaki azalma oranı %77 olmuştur.

Sakaguchi ve arkadaşları⁽¹²⁰⁾ ışık cihazının ucu ile materyalin yüzeyi arasındaki mesafenin arttıkça, ışık yoğunluğunun oransal olarak çok daha fazla azaldığını göstermiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre ışık yoğunluğu 2 mm'lik bir mesafede %7 azalma gösterirken, 4mm'lik bir mesafede bu kayıp %25'e ve 6 mm'lik bir mesafede %41'e kadar varmaktadır.

Price ve arkadaşlarının yapmış oldukları başka bir çalışmada,⁽¹²¹⁾ farklı ışık cihazları ile 2 ve 9 mm'lik mesafelerden 1,6 mm kalınlıktaki beş farklı resin kompozitin polimerizasyonundan elde edilen sertlik verilerine dayanarak kürleme mesafesinin polimerizasyon sürecinde önemli etkisinin olduğu tespit edilmiştir.

Pires ve ark. 0 mm, 2 mm, 6 mm ve 12 mm'lik mesafelerle polimerize ettikleri kompozit resin materyallerin mikrosertlik değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçları, örneklerin özellikle alt yüzey sertliklerinin ışık cihazının mesafesinden önemli ölçüde etkilendiğini ve mesafe arttıkça materyalin mikrosertlik değerinin azaldığını göstermiştir.⁽¹²²⁾

Kompozit materyale, özellikle materyalin alt yüzeyine, ulaşan ışık enerjisini etkileyebilecek faktörlerden bir diğeri ise açılanma seviyesidir. Çalışılan ağız ortamında mevcut zorlu koşullarda, polimerizasyon ışığı materyale dik açıyla ulaşamayabilir. Özellikle çocuk hastalar ya da ağız açıklığı çeşitli nedenlerle (Temporomandibular eklem (TME) disk deplasmanı, TME osteoartriti, trismus veya kronik kas ağrısı gibi belirli patolojik durumlar gibi)⁽¹²³⁾ kısıtlı olan hastalarda, özellikle arka bölgedeki⁽¹²⁴⁾ dişlerin distal kutu kavite preparasyonlarında bölgeye ulaşmak zor olabilir. Benzer şekilde, madde kaybını en aza indirmek amacıyla geleneksel yaklaşımdan farklı tasarımda hazırlanan 'konservatif', 'ninja' ya da 'kafes' tipi endodontik kavite formları da derin ve açılı tarzda hazırlanır.^(19, 125) Bu da ışık enerjisinin kavite tabanına ulaşmasını engelleyebilir. Bu nedenle, bir restorasyona ideal laboratuvar koşullarında iletilen

ışık enerjisi ile zorlu klinik koşullarda iletilen ışık enerjisinin oldukça farklı olabileceği varsayılabilir.

Mevcut preparasyonun eğimli olması nedeniyle yerleştirilen materyal farklı açılanmalara sahip olabilir veya ışık cihazı materyale eğimli şekilde uygulanıyor olabilir. Önceki çalışmalarda sıklıkla ışık cihazının uygulanmasındaki açılanmaların etkileri araştırılmıştır. ⁽¹²⁶⁻¹²⁹⁾ Çalışmamızda ise 90°, 75°, 60° ve 45°'lik açılanmalarla hazırlanan bulk fill kompozit örneklerin dönüşüm dereceleri test edilmiş ve örneklerin farklı derecelerde açıldırılmış tasarımlarda hazırlanmasının dönüşüm derecelerini etkilediği saptanmıştır ($p<0,001$). Çalışmamız bu yönü ile literatürde benzer örnekleri olamayan özgün bir çalışmadır. Hazırlanan restorasyonun eğimi arttıkça materyalin alt yüzeyindeki polimerizasyon reaksiyonu olumsuz etkilenmiş ve dönüşüm derecesi azalmıştır (Şekil 4.1.2.). Bu nedenle H03 hipotezimizin dönüşüm derecesi ile ilgili kısımları reddedilmiştir. Çalışmamızda en yüksek ortalama DC değerleri, örneklerin dik silindir formunda (90° eğimle) hazırlandığı kontrol grubunda ve en düşük ortalama DC değeri, örneklerin 45°'lik açılanma ile hazırlandığı gruplarda tespit edilmiştir. Bununla birlikte 90°, 75° ve 60°'lik açılanmaların, örneklerin DC sonuçlarına istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmamıştır.

Literatürde, ışık kaynaklarının farklı eğim açılarında materyale uygulandığı çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Moreira ve ark. ⁽¹²⁶⁾ yaptıkları bir çalışmada biri VALO, diğeri Raddi-Cal ışık cihazı (SDI; Bayswater, Victoria, Avustralya) olan farklı ergonomik tasarıma (VALO-düz, Raddi-Cal-açılı gövde tasarımı) sahip 2 ışık cihazını, biri Filtek Bulk Fill olan 2 farklı bulk fill kompozit materyalin polimerizasyonunda kullanmışlardır. Çalışmalarında kompozit materyal, 25 mm ve 45 mm ağız açıklıklarını simüle eden bir klinik modelin alt ikinci molar diş bölgesine mesio oklüzal distal (MOD) restorasyon şeklinde yerleştirilmiştir. Restorasyonlar 4 mm oklüzal derinliğe sahip olacak şekilde hazırlanmış ve 25 mm ile 45 mm ağız açıklıklarında polimerize edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre 25 mm ağız açıklığı ile zorlu klinik koşulların simüle edildiği durumda açılı gövde tasarımına sahip Raddi-Cal ışık cihazı ile polimerize edilen bulk fill kompozitlerin ortalama DC değerleri anlamlı derecede düşük sonuçlar göstermiştir.

Ilie ve ark. ⁽¹²⁸⁾ yaptıkları bir çalışmada ışık cihazının farklı açılanmalarla ve farklı mesafelerden kullanılmasının ışıınım değerlerine olası etkilerini araştırmışlardır. Çalışmalarında polimerizasyon mesafeleri 0 mm ve 5mm, açılanmalar ise 0°, 20° ve 30° olarak belirlenmiş, ideal veya zorlu klinik kurlama koşulları simüle edilerek ölçülmüştür. Buna göre kurlama mesafesi ve açılanması ile bunların ikili kombinasyonu ışıınım üzerinde önemli farklar

gösterirken, açılanmanın etkisi daha yüksek kürleme mesafelerinde daha güçlü olmuştur. İdeal polimerizasyon koşulları ile ilgili olarak, incelenen en elverişsiz koşulda (kürleme mesafesi=5 mm, açılma=30°) ışık enerjisi %63,5 oranına kadar azalmıştır. Işık cihazının 5 mm'lik bir polimerizasyon mesafesinden dikey olarak uygulanması ile 0 mm'lik mesafeden 30°'lik açılma ile uygulanması ışık enerjisi değerlerinde istatistiksel olarak benzer sonuçlar oluşturmuştur.

Konerding ve ark. farklı ışık cihazlarının, farklı uygulama mesafeleri ve açılanmalarının ışıkla polimerizasyon yapılan bölgede oluşan ışık enerjisine etkilerini araştırdıkları bir başka çalışmada, bir hasta simülatörüne yerleştirilmiş ışık sensörü ile yaptıkları ölçümlerde anlamlı sonuçlar elde etmiştir. ⁽¹²⁷⁾ Çalışmada üç farklı ışık cihazı, beş farklı açılma ile (0°, 5°, 10°, 15°, 20°) ve 1 mm'lik farklarla 1 ila 9 mm arasında değişen dokuz farklı mesafeden uygulanmıştır. Sonuçlara göre eğim açıları ve uygulama mesafelerinin artışı ile ışık enerjisinde önemli bir azalma gözlenmiştir ancak, mesafeler ve açılanmalar arasındaki ışık şiddetlerinde kullanılan ışık cihazına bağlı farklılıklar söz konusudur.

Butterhof ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir çalışmada ise, ⁽¹²⁹⁾ kron formundaki CAD/CAM RBC restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan ışık cihazının farklı koşullardaki ışıması ölçülmüş ve cihazın kürleme modu, açılma, uygulama mesafesi ve yönündeki değişikliklerin etkileri incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre restorasyondan iletilen ışıma, uygulama mesafesi ve açılma arttıkça azalır. 10°'den büyük eğim açıları için iletilen ışımlar önemli ölçüde azalmıştır. Işımadaki azalma, 20° için %11, 30° için %23'e varan değerlerdedir.

Çalışmamızda test edilen koşullarda, kullanılan polimerizasyon ışığı ve uygulanma mesafesi arasındaki etkileşim incelendiğinde anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Catelan ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada dört farklı ışık cihazını iki farklı mesafeden (0 mm, 8 mm) 2 mm kalınlıktaki geleneksel kompozit materyallerin polimerizasyonunda kullanarak DC değerlerindeki olası farklılıkları test etmişlerdir. ⁽¹³⁰⁾ DC ölçümleri materyallerin alt ve üst yüzeylerinden FTIR-ATR yöntemiyle ölçülmüştür. Materyallerin farklı ışık cihazlarına göre gösterdiği DC değeri sıralamaları, farklı mesafelerde değişiklik göstermiştir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda kullanılan ışık cihazı ile uygulama mesafesi arasında anlamlı bir ilişki görülmemiştir.

Çalışmamızda test edilen koşullarda, hazırlanan örneklerin tasarımlarındaki açısall farklılıklarla kullanılan ışık cihazı arasındaki etkileşim incelendiğinde, açılanmaya bağılı olarak ışık cihazının sağladığı ortalama DC değeriinin anlamlı farklılık gösterdiği görülmüştür ($p=0,034$).

Literatürde benzer bir çalışmaya rastlanılmamış olsa da, Soares ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir çalışmada ⁽¹¹²⁾ kullanmış oldukları yirmi iki farklı ışık cihazından beşinin arka bölgede kullanımı ile ön bölgede kullanımı arasında ışıınım değeriileri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuş olmasıyla çalışmamıza referans olmuşlardır.

Ağız ortamı sürekli olarak pH değışiklikleri ve ısısal değışimlerin meydana geldiğı dinamik bir ortamdır. ⁽¹³¹⁾ Dolayısıyla ağız içerisinde bulunan restorasyonlar, devamlı şekilde bu değışikliklere ve kompleks bir bakteriyel flora ile çeşitli organik ve inorganik maddeler içeren tükürüğe, alınan gıda, içecek ve ilaçlarda bulunan kimyasal ajanlara maruz kalırlar. ⁽¹³²⁾ Dental RBC restorasyonların dayanıklılığı ve uzun dönem başarısını ağız ortamında gerçekleşen bu ısısal değışimler ve diğeri maddelerle olan etkileşim olumsuz yönde etki eder. ⁽¹³³⁾ Farklı çalışmalar ^(75, 134) restorasyonda kalan reaksiyona girmemiş monomerlerin salınımının restorasyon çevresinde bakteri üremesini uyarabileceğini ve bazı hastalarda alerjik reaksiyonları destekleyebileceğini göstermiştir. Artık monomerler ayrıca, plastikleştirici görevi görebilir, rezinin kararsız kalmasına ve çevre ile etkileşime girmesine, ağız ortamındaki su ve kimyasalların emilimi ve salınmasına neden olabilir. ⁽¹³⁵⁾ Su emilimi ve suda çözünürlük olarak bilinen bu özellikler, kompozit rezinlerin fonksiyonel hasarına yol açarak mekanik özellikleri üzerinde zararlı etkilere sebep olan çeşitli fiziksel ve kimyasal süreçlerin öncüsü olabilir. Su emilimi ve suda çözünürlük değeriileri, dönüşüm derecesinden, materyalin doldurucu içeriğinden, matrisin kimyasından, çözücünden, bekletme süresinden ve bekletilen sıvının pH'ından etkilenebilir. ⁽⁷¹⁾

RBC materyallerin su emilimi ve suda çözünürlük değeriilerinin incelendiğı çalışmalarda örneklerin bekletilme süreleri ve bekletildikleri ortamlar çok çeşitlilik göstermektedir. Distile su, ⁽¹³⁶⁻¹³⁸⁾ yapay tükürük, ⁽¹³⁹⁻¹⁴¹⁾ çeşitli gargaralar, ⁽¹³⁹⁾ asidik içecekler, ⁽¹⁴²⁾ farklı konsantrasyonlardaki etanol solüsyonları ⁽¹⁴³⁾ gibi farklı bekletme ortamlarının etkilerini araştıran çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Bununla birlikte literatürde kompozit örneklerin 7 gün, ^(70, 141) 28-30 gün, ^(136, 137) 40 gün ⁽¹⁴²⁾ gibi kısa dönem bekletmelerinin yapıldığı çalışmalarla birlikte; kısa ve uzun dönem bekletmenin etkilerini karşılaştıran uzun dönem takipli çalışmalar ^(80, 138, 140, 144) da vardır. ISO spesifikasyonunda ise RBC materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük değeriilerinin belirlenmesinde çözücü olarak distile su kullanılması ve 7 günlük

bekletme süresi önerilmektedir. ⁽¹⁴⁵⁾ Çalışmamıza su Emilimi ve suda çözünürlük testleri için hazırladığımız örnekler nemli ağız ortamını taklit edilmesi amacıyla, 21 gün süreyle distile su içerisinde 37°C'lik etüvde bekletilmiştir.

Çalışmamızda H01 hipotezimiz doğrultusunda örneklerin polimerizasyonunda farklı ışık cihazlarının kullanılmasının, su Emilimi ($p=0,585$) ve suda çözünürlük ($p=0,654$) değerlerini etkileyip etkilemeyeceği test edilmiş ve sonuçlar arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır. Dolayısıyla H01 hipotezimizin hem su Emilimi hem de suda çözünürlük ile ilgili kısımları kabul edilmiştir.

Rueggeberg ve ark. yaptıkları bir çalışmada, ⁽¹⁴⁶⁾ Fourier transform kızılötesi spektroskopisi, Knoop sertliği, su Emilimi ve suda çözünürlük testlerinin, farklı kalınlıklarda hazırlanıp kürlenmiş kompozit numuneler arasındaki farkları gösterebilmeleri açısından karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre farklılıklara duyarlılığın, FTIR spektroskopisi ve Knoop sertliği ölçümleri için en büyük ve birbirine eşit düzeyde, suda çözünürlük testleri için orta düzeyde olduğu ve su Emiliminde hiç olmadığı gösterilmiştir. Bu parametrelerin FTIR spektroskopisi ile ölçüldüğü şekilde monomer dönüşümünü gösterme başarısı şu şekildedir: Knoop sertliği dönüşüm derecesini en iyi şekilde yansıtmış, suda çözünürlük sonuçları bunu takip etmiş ve su Emilimi sonuçları örneklerin dönüşümündeki değişiklikleri yansıtmamıştır.

Silva ve arkadaşları ise dönüşüm derecesi, çözünürlük ve tükürük Emilimi arasındaki ilişkiyi incelemiş ve ışık aktivasyon modunun bu özellikler üzerindeki etkisini değerlendirilmişlerdir. ⁽¹⁴¹⁾ Çalışmada dönüşüm derecesi, FT Raman spektroskopisi ile değerlendirilmiş; çözünürlük ve tükürük Emilimi ise, örneklerin 7 gün boyunca yapay tükürük içinde bekletilmesinden sonra ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre dönüşüm derecesi ile çözünürlük arasında ve ayrıca çözünürlük ile tükürük Emilimi arasında korelasyon bulunmuştur.

Kompozit rezin materyallerin su Emilimi ve suda çözünürlük değerlerini belirlemek amacıyla kullanılan güvenilir bir standart olan ISO 4049 (2009a) standartlarına göre, test edilen materyallerin ortalama su Emilimi değerinin $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az; ortalama suda çözünürlük değerinin $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az olması gerektiği bildirilmiştir. ⁽¹⁴⁵⁾ Çalışmamızda standartta bildirilen formüller kullanılarak su Emilimi ve suda çözünürlük değerleri hesaplanmış ve tüm örnekler için ISO standartlarında bildirilen değerlerden düşük olduğu tespit edilmiştir. Suda çözünürlük testlerinden büyük oranda elde ettiğimiz negatif

değerler, emilim sırasında sıvının hapsolması ve materyalin polimerik yapısının bir parçası haline gelmesi ile açıklanabilir. ⁽¹⁴⁷⁾

Cardoso ve ark. yaptıkları bir çalışmada beş farklı ışık cihazını üç farklı pil seviyesinde, 2 mm kalınlıkta hazırlanan bir kompozit materyalin polimerizasyonunda kullanmış ve örneklerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerine olası etkilerini araştırmışlardır. ⁽⁷⁰⁾ Su emilimi ve suda çözünürlük testleri için örnekler distile suda 7 gün boyunca bekletilmiştir. Çalışmanın sonuçları doğrultusunda, cihazlar arasındaki karşılaştırmada önemli ölçüde farklı su emilimi değerleri elde edilmiştir. Suda çözünürlük değerlerinde ise, yüksek ve orta pil gücünde cihazlar arasında anlamlı farklılıklar bulunamamıştır. Ancak pil seviyesi düşük (%10) olan gruplarda ışık cihazları arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Çalışmamızdan farklı olarak ışık cihazları ile su emilimi ve suda çözünürlük değerleri arasında etkileşim bulunmasının sebebi, kullanılan kompozit materyal tipinin farklı olması ve örneklerin farklı boyutlarda hazırlanması olabilir.

Moreira ve ark. üç farklı ışık cihazının bir adeziv materyalin su emilimi, suda çözünürlük ve artık monomer miktarı üzerindeki olası etkilerini araştırmak için yaptıkları bir çalışmada, ⁽¹⁴⁸⁾ cihazların polimerizasyon kabiliyetini incelemişlerdir. Çalışmalarında örnekler iki farklı saklama ortamı (distile su ve %75 etanol) ve süresinde (G1, 7 gün; G2, 30 gün) bekletilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre ışık cihazının türü, kürleme yöntemi ve saklama ortamı incelenen adezivin sorpsiyonunu, çözünürlüğünü ve artık monomerlerinin miktarını etkilemektedir.

Çalışmamızda polimerizasyon ışıklarının örneklerle farklı mesafelerden uygulanmasının, su emilimi ($p=0,585$) ve suda çözünürlük ($p=0,654$) değerlerini etkileyip etkilemeyeceği test edilmiş ve sonuçlar arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır. Bu sebepten H02 hipotezimizin hem su emilimi hem de suda çözünürlük ile ilgili kısımları kabul edilmiştir.

de Azevedo Miranda ve ark. bir nanofill kompozit (Filtek™ Z350) materyali üç farklı mesafede (0 mm, 3 mm ve 6 mm) ışıkla polimerize etmiş ve su emilimi ve suda çözünürlük özelliklerini değerlendirmişlerdir. ⁽¹³⁹⁾ Çalışmada kompozit örnekler, kontrol grubu yapay tükrük solüsyonunda olmak üzere üç farklı ağız çalkalama solüsyonunda (Plax Fresh Mint, Plax Alcohol Free, Plax Whitening) 30 gün süreyle bekletilmiştir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda, sadece 6 mm'lik polimerizasyon mesafesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmiştir. Çözünürlük verileri normal olmayan bir veri dağılımı göstermiştir. Değerler negatiftir, yani gerçek çözünürlüğü maskeleyen bir kütle kazancı mevcuttur. Çalışmada

kullanılan kompozit materyallerin farklı olması, polimerizasyon mesafesinin değişiklik göstermesi ve bekletme ortamlarının ve süresinin farklı olması su emilimi ve suda çözünürlük sonuçları üzerinde değişkenliklere sebep olmuş olabilir.

Lopes ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışma farklı polimerizasyon ışıklarının (QTH veya LED), bunların kompozit örneklerle farklı mesafelerden (0 mm ve 2 mm) uygulanmasının ve farklı bekletme koşullarının (distile su ve %75 etanol; 7 gün ve 60 gün) bir rezin kompozit materyalin su emilimi, suda çözünürlük ve eğilme mukavemeti özelliklerine etkilerini değerlendirmiştir. Elde edilen sonuçlara göre neredeyse tüm gruplar için test edilen rezin kompozit materyalin ışıkla polimerizasyonunda farklı koşulların, örneklerin su emilimi, suda çözünürlük ve eğilme mukavemeti özelliklerine anlamlı bir etkisi olmamıştır.⁽¹⁴⁹⁾

Çalışmamızda örneklerin eğim açılı tasarımlarda hazırlanmasının, örneklerin su emilimi ve suda çözünürlük değerlerini etkileyip etkilemeyeceği test edilmiş ve sonuçlar arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır. Bu nedenle H03 hipotezimizin hem su emilimi hem de suda çözünürlük ile ilgili kısımları kabul edilmiştir. Literatürde açılı formda hazırlanan kompozit örneklerin su emilimi ve suda çözünürlük özelliklerine ve bunların farklı koşullarda incelenmesine ilişkin bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu anlamda yaptığımız çalışmada elde edilen sonuçlar test edilen bulk fill kompozit rezinin çeşitli fiziksel ve kimyasal özelliklerine ilişkin bir ön bilgi vermektedir. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlarla ilgili farklı materyallerle farklı koşullarda yeni *in vitro* testlerin yapılması ve *in vivo* araştırmalarla da sonuçların desteklenmesi faydalı olacaktır.

SONUÇLAR

Çalışmamızda öne çıkan sonuçlar ve araştırmamızın koşul ve kısıtlamaları göz önüne alındığında yapılan değerlendirmeler aşağıdaki gibidir:

1. Bulk fill kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerinin kullanılan ışık cihazı tipinden (VALO Cordless, iLed Curing Light), cihazın kullanım mesafesinden (0 mm, 2 mm, 4 mm) ve hazırlanan örneklerin açılı tasarımından (90°, 75°, 60°, 45°) etkilendiği tespit edilmiştir.
2. Test edilen iki ışık cihazının farklı polimerizasyon mesafelerinden kullanılmasının, bulk fill kompozitlerin dönüşüm derecelerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmamıştır.
3. Test edilen açılal tasarımların ve polimerizasyon mesafelerinin birbirleriyle olan etkileşimlerinin bulk fill kompozitlerin dönüşüm dereceleri üzerinde doğrudan bir etkisi olmadığı saptanmıştır.
4. VALO ışık cihazının, farklı eğim açlarına sahip bulk fill kompozit örneklerin dönüşüm dereceleri üzerinde daha başarılı sonuçlar gösterdiği tespit edilmiştir.
5. Işık cihazları, uygulama mesafeleri ve açılı tasarım faktörleri bir arada değerlendirildiğinde bulk fill kompozitlerin dönüşüm dereceleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı belirlenmiştir.
6. Test edilen örnekler arasında en düşük ortalama dönüşüm derecesi değeri (%8,97±4,59), 45°'lik eğim açısına sahip örneklerin iLed ışık cihazı ile 4 mm mesafeden polimerize edildiği test grubunda ölçülmüştür.
7. Test edilen örnekler arasında en yüksek ortalama dönüşüm derecesi değeri (%41,55±4,38), 90°'lik açılanmaya sahip örneklerin VALO ışık cihazı ile 0 mm mesafeden polimerize edildiği test grubunda ölçülmüştür.
8. Farklı koşullarda polimerize edilen bulk fill kompozit rezin örneklerin su emilimi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.
9. Test edilen bulk fill kompozitlerin tümünün su emilimi değerleri, ISO standardına uygun şekilde, 40 µg/mm³ değerinin altındadır.
10. Farklı koşullarda polimerize edilen bulk fill kompozit rezin örneklerin suda çözünürlük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.
11. Test edilen bulk fill kompozitlerin tümünün suda çözünürlük değerleri, ISO standardına uygun şekilde, 7,5 µg/mm³ değerinin altındadır.

12. Bulk fill kompozitlerin fiziksel, kimyasal ve mekanik olarak başarılı klinik sonuçlar gösterebilmesi için, özellikle açılı ve derin kavitelerde kullanımında ışıkla polimerizasyon seviyesinin yüksek olabilmesi amacıyla ışık cihazının materyale mümkün olduğunca yakından uygulanmalıdır.



KAYNAKLAR

1. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of inhomogeneity of light from light curing units on the surface hardness of composite resin.. *Dental materials journal*, 27(1), 21–28. 2008.
2. Konerding KL HM, Kranz S, Guellmar A, Voelpel A, Watts DC, Jandt KD, Sigusch BW. Study of energy transfer by different light curing units into a class III restoration as a function of tilt angle and distance, using a MARC Patient Simulator (PS). *Dent Mater*. 2016 May;32(5):676-86.. Epub 2016 Mar 24. PMID: 27017156.
3. Garg N, Garg A. *Textbook Of Operative Dentistry*. 2nd Edition ed; 2013.
4. Tjan AH BB, Lidner C. Effect of various incremental techniques , restorations. *otmaoCIcr*, 1992;67:62-66. JPD.
5. Van Ende A DMJ, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *J Adhes Dent*. 2017;19(2):95-109.
6. Yap AU, Pandya, M., & Toh, W. S. (2016). Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. *Dental materials journal*, 35(3), 503–510.
7. Lohbauer U, Rahiotis C, Krämer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dental Materials* 2005;21(7):608-15.
8. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dental Materials* 2000;16(4):292-96.
9. Shortall A E-MW, Stewardson D, Addison O, Palin W. Initial fracture resistance and curing temperature rise of ten contemporary resin-based composites with increasing radiant exposure. *J Dent* 2013;41(5):455–63.
10. Brokos I TS, Santini A. . The effect of disposable infection control sleeves on the total energy delivered by dental LCUs. *Prim Dent J* 2012;1(1):11–6. 2012.
11. Price RB FC, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials* 2004;25(18):4465–77.
12. Price RB, & Felix, C. A. (2009). Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 25(7), 899–908.
13. Butterhof M, and Nicoleta Ilie. "Predicting transmitted irradiance through CAD/CAM resin composite crowns in a simulated clinical model.". *Dental Materials* 37.6 (2021): 998-1008. 2021.
14. Sigusch BW, Volpel A, Braun I, Uhl A, KD. J. Influence of different light curing units on the cytotoxicity of various dental composites. *Dent Mater* 2007;23(11): 1342–8.
15. Calheiros FC KY, Stansbury JW, Braga RR. Influence of radiant exposure on contraction stress: degree of conversion and mechanical properties of resin composites. *Dent Mater* 2006;22(9):799–803.
16. Pereira AG, et al. "Influence of battery level of a cordless LED unit on the properties of a nanofilled composite resin." *Operative dentistry* 41.4 (2016): 409-416.
17. Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, FC. E. Curinglight intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc*. 2002;133:429-34.
18. Price RB, McLeod ME, Felix CM. Quantifying light energy delivered to a Class I restoration. *Journal of the Canadian Dental Association* 2010;76(2).

19. Plotino G, Grande NM, Isufi A, et al. Fracture strength of endodontically treated teeth with different access cavity designs. *Journal of endodontics* 2017;43(6):995-1000.
20. Shortall A, El-Mahy W, Stewardson D, Addison O, Palin W. Initial fracture resistance and curing temperature rise of ten contemporary resin-based composites with increasing radiant exposure. *Journal of Dentistry* 2013;41(5):455-63.
21. Contreras SCM, Jurema ALB, Claudino ES, Bresciani E, Caneppele TMF. Monowave and polywave light-curing of bulk-fill resin composites: degree of conversion and marginal adaptation following thermomechanical aging. *Biomater Investig Dent* 2021;8(1):72-78.
22. Hayashi J, Tagami J, Chan D, Sadr A. New bulk-fill composite system with high irradiance light polymerization: Integrity and degree of conversion. *Dent Mater* 2020;36(12):1615-23.
23. Noort RV. *Introduction to Dental Materials*. 4th Edition ed; 2013.
24. Kwon TY, Bagheri R, Kim YK, Kim KH, Burrow MF. Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *Journal of investigative and clinical dentistry* 2012;3(1):3-16.
25. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
26. Alvim HH, Alecio AC, Vasconcellos WA, et al. Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. *Dental Materials* 2007;23(10):1245-49.
27. Oliveira DC, Souza-Junior EJ, Dobson A, et al. Evaluation of phenyl-propanedione on yellowing and chemical-mechanical properties of experimental dental resin-based materials. *J Appl Oral Sci* 2016;24(6):555-60.
28. Mahant RH, Chokshi S, Vaidya R, et al. Comparison of the Amount of Temperature Rise in the Pulp Chamber of Teeth Treated With QTH, Second and Third Generation LED Light Curing Units: An In Vitro Study. *J Lasers Med Sci* 2016;7(3):184-91.
29. Klapdohr S, Moszner N. New inorganic components for dental filling composites. *Monatshefte für Chemie/Chemical Monthly* 2005;136(1):21-45.
30. Sakaguchi R, Ferracane J, Powers. *J. Craig's Restorative Dental Materials*; 2018.
31. Van Noort R, Barbour M. *Introduction to Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2014.
32. Staehle HJ, Sekundo C. The Origins of Acrylates and Adhesive Technologies in Dentistry. *J Adhes Dent* 2021;23(5):397-406.
33. Ritter AV. *Sturdevant's art & science of operative dentistry-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2017.
34. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: a systematic review and clinical considerations. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* 2015;9(6):ZE18.
35. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials* 2000;16(1):33-40.
36. Lynch CD, Wilson NH. Managing the phase-down of amalgam: Part I. Educational and training issues. *Br Dent J* 2013;215(3):109-13.
37. Pallesen U, van Dijken JW. A randomized controlled 30 years follow up of three conventional resin composites in Class II restorations. *Dent Mater* 2015;31(10):1232-44.
38. Lynch CD, Frazier KB, McConnell RJ, Blum IR, Wilson NH. State-of-the-art techniques in operative dentistry: contemporary teaching of posterior composites in UK and Irish dental schools. *Br Dent J* 2010;209(3):129-36.
39. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 2001;3(1):45-64.

40. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater* 2012;28(1):87-101.
41. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal* 2017;222(5):337-44.
42. Sakaguchi R, Ferracane J, Powers J. *Craig's Restorative Dental Materials*. 14th Edition ed; 2018.
43. Moreira RJ, de Deus RA, Ribeiro MTH, et al. Effect of Light-curing Unit Design and Mouth Opening on the Polymerization of Bulk-fill Resin-based Composite Restorations in Molars. *J Adhes Dent* 2021;23(2):121-31.
44. Zaruba M, Wegehaupt FJ, Attin T. Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite. *J Adhes Dent* 2013;15(2):115-21.
45. Aydın N, Karaoğlu S, Oktay EA, Topçu FT, Demir F. Diş hekimliğinde bulk fill kompozit rezinler. *Selcuk Dental Journal* 2019;6(2):229-38.
46. Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in dentistry: a review. *Primary dental journal* 2013;2(4):30-33.
47. Dedeoğlu YH. Farklı kalınlıkların ve farklı polimerizasyon sürelerinin bulk fill kompozitlerin mikrosertliğine etkisinin değerlendirilmesi. 2019.
48. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-fill composites: a review of the current literature. *J Adhes Dent* 2017;19(2):95-109.
49. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2012.
50. Bektaş Ö, Siso ŞH, D. E. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EU Dis Hek Fak Derg*. 2006. 27:117-124.
51. Akgün B. LED ışık kaynakları. *Dentalife* 2003;9:14-16.
52. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compendium of continuing education in dentistry*.(Jamesburg, NJ: 1995). Supplement 1999(25):S4-15; quiz S73.
53. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dental Materials* 2002;18(6):463-69.
54. Emami N, Söderholm K-JM, Berglund LA. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *Journal of Dentistry* 2003;31(3):189-96.
55. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *European journal of oral sciences* 2005;113(5):417-21.
56. Fornaini C, Fekrazad R, Rocca JP, Zhang S, Merigo E. Use of Blue and Blue-Violet Lasers in Dentistry: A Narrative Review. *J Lasers Med Sci* 2021;12:e31.
57. Wahbi MA, Aalam F, Fatiny F, et al. Characterization of heat emission of light-curing units. *The Saudi Dental Journal* 2012;24(2):91-98.
58. Asmussen E, Peutzfeldt A. Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *European Journal of Oral Sciences* 2005;113(1):96-98.
59. Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Operative Dentistry* 2010;35(2):220-30.
60. Flury S, Lussi A, Hickel R, Ilie N. Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clinical oral investigations* 2013;17(9):2127-37.
61. Yokesha CA, Hemalatha P, Muthalagu M, Justin MR. Comparative Evaluation of the Depth of Cure and Degree of Conversion of Two Bulk Fill Flowable Composites. *J Clin Diagn Res* 2017;11(8):Zc86-zc89.

62. Vaidyanathan J, Vaidyanathan T. Interactive effects of resin composition and ambient temperature of light curing on the percentage conversion, molar heat of cure and hardness of dental composite resins. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 1992;3(1):19-27.
63. Sobrinho LC, De Goes M, Consani S, Sinhoreti M, Knowles J. Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of composite resin. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2000;11(6):361-64.
64. Obici AC, Sinhoreti MAC, Frollini E, Sobrinho LC, Consani S. Degree of conversion and knoop hardness of Z250 composite using different photo-activation methods. *Polymer testing* 2005;24(7):814-18.
65. Sigusch BW, Pflaum T, Volpel A, Schinkel M, KD. J. The influence of various light curing units on the cytotoxicity of dental adhesives. . *Dent Mater* 2009;25(11):1446–52.
66. Mills R, Uhl A, Jandt K. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *British dental journal* 2002;193(8):459-63.
67. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials* 2002;23(14):2955-63.
68. Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2002;63(6):729-38.
69. 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? *Dental materials* 2012;28(5):521-28.
70. Cardoso I, Machado A, Teixeira D, et al. Influence of different cordless light-emitting-diode units and battery levels on chemical, mechanical, and physical properties of composite resin. *Operative Dentistry* 2020;45(4):377-86.
71. Leal JP, da Silva JD, Leal RFM, et al. Effect of mouthwashes on solubility and sorption of restorative composites. *International journal of dentistry* 2017;2017.
72. Örtengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *Journal of Dentistry* 2001;29(1):35-41.
73. H. Ş. Saklama ortamı ve zamanının kompozit materyallerinin su emilimi ve çözünürlük özellikleri üzerine etkisinin değerlendirilmesi Ankara Üniversitesi; 2013.
74. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003;24(4):655-65.
75. Hansel C, Leyhausen G, Mai U, Geurtsen W. Effects of various resin composite (co) monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. *Journal of dental research* 1998;77(1):60-67.
76. Spahl W. Extractable residual monomers from various resin materials-a qualitative study. *J Dent Res* 1994;73:295.
77. Söderholm K-J, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *Journal of Dental Research* 1984;63(10):1248-54.
78. Santos C, Clarke R, Braden M, Guitian F, Davy K. Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. *Biomaterials* 2002;23(8):1897-904.

79. Fan P, Edahl A, Leung R, Stanford J. Alternative interpretations of water sorption values of composite resins. *Journal of Dental Research* 1985;64(1):78-80.
80. Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter I. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *Journal of oral rehabilitation* 2001;28(12):1106-15.
81. Misilli T, Gönüloğlu N. Water sorption and solubility of bulk-fill composites polymerized with a third generation LED LCU. *Brazilian oral research* 2017;31.
82. Ferracane J. Elution of leachable components from composites. *Journal of oral rehabilitation* 1994;21(4):441-52.
83. Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *Journal of oral rehabilitation* 1991;18(4):353-62.
84. 3m-filtek-one-bulk-fill-tr-sell-sheet.pdf.
https://multimedia.3m.com/mws/media/1870059O/3m-filtek-one-bulk-fill-tr-sell-sheet.pdf&fn=3M%E2%84%A2%20Filtek%E2%84%A2%20One%20Bulk%20Fill-%20%20Sayfa%20Bro%C5%9F%C3%BCr_R1.pdf.
85. VALO™-Cordless-LED-Polimerizasyon-Cihazı.
<https://downloads.ctfassets.net/wfptrcbtkd0/673R5hNkPykuUK6t268lb8/ed7521c4fcd6ba52504d41b3885467b0/VALO-Cordless-Curing-Light-IFU-88920AR15.pdf>.
86. Woodpecker-iLED-Polimerizasyon-Cihazı. <https://zmngw.oss-cn-shenzhen.aliyuncs.com/uploads/20211025/2a37e15f1dc3ba45c97d73d4ae24db93.pdf>.
87. perkin-elmer-Infrared-Spectroscopy-(FT-IR).
<https://www.perkinelmer.com/category/infrared-spectroscopy-ft-ir>.
88. Ohaus-precision-balance. [https://mea-en.ohaus.com/en-MEA/Products/Balances-Scales/Precision-Balances/Pioneer-Precision-\(1\)/Electronic-Balance-PX323-\(1\)](https://mea-en.ohaus.com/en-MEA/Products/Balances-Scales/Precision-Balances/Pioneer-Precision-(1)/Electronic-Balance-PX323-(1)).
89. Karadaş M, Demirbuğa S. Evaluation of color stability and surface roughness of bulk-fill resin composites and nanocomposites. *Meandros Medical and Dental Journal* 2017;18(3):199.
90. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dental materials* 2015;31(12):1542-51.
91. Modena RA, Sinhoreti MAC, Palin W, Cavalcante LM, Schneider LF. Light and viscosity effects on the curing potential of bulk-fill composites placed in deep cavities. *Odontology* 2021;109(4):874-83.
92. Kelić K, Matić S, Marović D, Klarić E, Tarle Z. Microhardness of bulk-fill composite materials. *Acta Clinica Croatica* 2016;55(4.):607-13.
93. Batmaz SG. Bulk fill kompozit rezinlerin farklı tabaka kalınlıklarında ve farklı ışık güçlerinde polimerize edilmesinin kompozitin dönüşüm derecesi, mikro sertliği ve sitotoksitesine etkisi [2020].
94. 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.
95. Davidson C, De Gee A, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of dental research* 1984;63(12):1396-99.
96. Leinfelder KF. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. *The Journal of the American Dental Association* 1995;126(5):663-76.
97. Carvalho RMd, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Operative dentistry* 1996;21(1):17-24.

98. Rosatto CM, Bicalho AA, Veríssimo C, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent* 2015;43(12):1519-28.
99. Lins RBE, Aristilde S, Osório JH, et al. Biomechanical behaviour of bulk-fill resin composites in class II restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019;98:255-61.
100. Stansbury J, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dental Materials* 2001;17(1):71-79.
101. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials* 2013;29(9):e213-e17.
102. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials* 2006;22(4):359-65.
103. Bolaños-Carmona V, Benavides-Reyes C, González-López S, González-Rodríguez P, Alvarez-Lloret P. Influence of Spectroscopic Techniques on the Estimation of the Degree of Conversion of Bulk-fill Composites. *Operative Dentistry* 2020;45(1):92-103.
104. Tonetto MR, Pinto SCS, Rastelli AdNS, et al. Degree of conversion of polymer-matrix composite assessed by FTIR analysis. *Journal of Contemporary Dental Practice* 2013;76-79.
105. Vankerckhoven H, Lambrechts P, Van Beylen M, Davidson C, Vanherle G. Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *Journal of Dental Research* 1982;61(6):791-96.
106. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, et al. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 2014;42(8):993-1000.
107. Sevik C. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Mikrosertlik Değeri ve Dönüşüm Derecesinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. 2018.
108. Hayatsal AE. Yeni Üretilen Kompozit Rezin Materyalin Dönüşüm Derecesi Ve Bükülme Dayanımlarının Karşılaştırılması Selçuk University; 2018.
109. Abed Y, Sabry H, Alrobeigy N. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal* 2015;12(2):71-80.
110. Price RB, Felix CA, Andreou P. Third-generation vs a second-generation LED curing light: effect on Knoop microhardness. *Compendium-Newtown-* 2006;27(9):490.
111. Yıldız A. Farklı ışık kaynaklarının kütleli yerleştirilebilen kompozit rezinlerin konversiyon derecelerine etkileri. 2017.
112. Soares CJ, Rodrigues MdP, Oliveira LRS, et al. An evaluation of the light output from 22 contemporary light curing units. *Brazilian dental journal* 2017;28:362-71.
113. AlShaafi M, Harlow J, Price H, et al. Emission characteristics and effect of battery drain in “budget” curing lights. *Operative dentistry* 2016;41(4):397-408.
114. Al Shaafi M, Maawadh A, Al Qahtani M. Evaluation of light intensity output of QTH and LED curing devices in various governmental health institutions. *Operative dentistry* 2011;36(4):356-61.
115. Martin F. A survey of the efficiency of visible light curing units. *Journal of dentistry* 1998;26(3):239-43.
116. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash H. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *Journal of dentistry* 1999;27(3):235-41.
117. Catelan A, de Araújo LSN, da Silveira BCM, et al. Impact of the distance of light curing on the degree of conversion and microhardness of a composite resin. *Acta Odontologica Scandinavica* 2015;73(4):298-301.

118. Coutinho M, Trevizam NC, Takayassu RN, Leme AA, Soares GP. Distance and protective barrier effects on the composite resin degree of conversion. *Contemporary Clinical Dentistry* 2013;4(2):152.
119. Price RB, Derand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2000;12(6):320-27.
120. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MCRB. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of Dentistry* 1992;20(3):183-88.
121. Price RBT, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials* 2004;25(18):4465-77.
122. Pires JAF, Cvitko E, Denehy GE, Swift Jr EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence international* 1993;24(7).
123. Levorová J, Machoň V, Guha A, Foltán R. Osteoarthritis of temporomandibular joint related to the defects of posterior dentition: a retrospective study. *Prague medical report* 2016;117(4):176-84.
124. Samaha S, Bhatt S, Finkelman M, et al. Effect of instruction, light curing unit, and location in the mouth on the energy delivered to simulated restorations. *American Journal of Dentistry* 2017;30(6):343-49.
125. Santosh SS, Ballal S, Natanasabapathy V. Influence of minimally invasive access cavity designs on the fracture resistance of endodontically treated mandibular molars subjected to thermocycling and dynamic loading. *Journal of Endodontics* 2021;47(9):1496-500.
126. Moreira RJ, de Deus RA, Ribeiro MTH, et al. Effect of Light-curing Unit Design and Mouth Opening on the Polymerization of Bulk-fill Resin-based Composite Restorations in Molars. *J Adhes Dent* 2021;23:121-31.
127. Konerding KL, Heyder M, Kranz S, et al. Study of energy transfer by different light curing units into a class III restoration as a function of tilt angle and distance, using a MARC Patient Simulator (PS). *Dental Materials* 2016;32(5):676-86.
128. Ilie N, Watts DC. Outcomes of ultra-fast (3 s) photo-cure in a RAFT-modified resin-composite. *Dental Materials* 2020;36(4):570-79.
129. Butterhof M, Ilie N. Predicting transmitted irradiance through CAD/CAM resin composite crowns in a simulated clinical model. *Dental Materials* 2021;37(6):998-1008.
130. Catelan A, Mainardi Mdo C, Soares GP, et al. Effect of light curing protocol on degree of conversion of composites. *Acta Odontol Scand* 2014;72(8):898-902.
131. Gökçe K. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2005;2005(3):52-60.
132. Mortier E, Gerdolle DA, Jacquot B, Panighi MM. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent--resin-based filling material. *Oper Dent* 2004;29(6):669-76.
133. Yap A, Soh M. Post-gel polymerization contraction of " low shrinkage" composite restoratives. *Operative Dentistry-* 2004;29(2):182-87.
134. Carmichael A, Gibson J, Walls A. Allergic contact dermatitis to bisphenol-A-glycidyl dimethacrylate (BIS-GMA) dental resin associated with sensitivity to epoxy resin. *British dental journal* 1997;183(8):297-98.
135. Lovell LG, Stansbury JW, Syrpes DC, Bowman CN. Effects of composition and reactivity on the reaction kinetics of dimethacrylate/dimethacrylate copolymerizations. *Macromolecules* 1999;32(12):3913-21.
136. Albuquerque PPA, Moreira AD, Moraes RR, Cavalcante LM, Schneider LFJ. Color stability, conversion, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems. *Journal of dentistry* 2013;41:e67-e72.

137. Boaro LC, Gonçalves F, Guimarães TC, et al. Sorption, solubility, shrinkage and mechanical properties of “low-shrinkage” commercial resin composites. *Dental Materials* 2013;29(4):398-404.
138. Muniz GRL, Souza EM, Raposo CC, Santana IL. Influence of heat treatment on the sorption and solubility of direct composite resins. *Indian Journal of Dental Research* 2013;24(6):708.
139. de Azevedo Miranda D, dos Santos Bertoldo CE, Ambrosano GMB, et al. Effect of curing light distance and different mouthwashes on the sorption and solubility of a nanofilled composite. *The European Journal of Esthetic Dentistry* 2013;8(1):88-102.
140. Gusmão GMdAS, De Queiroz TVV, Pompeu GF, Menezes Filho PF, da Silva CHV. The influence of storage time and pH variation on water sorption by different composite resins. *Indian Journal of Dental Research* 2013;24(1):60.
141. Silva Emd, Almeida GS, Poskus LT, Guimarães JGA. Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite. *Journal of Applied Oral Science* 2008;16:161-66.
142. Rahim TNAT, Mohamad D, Akil HM, Ab Rahman I. Water sorption characteristics of restorative dental composites immersed in acidic drinks. *Dental Materials* 2012;28(6):e63-e70.
143. López J, Mutjé P, Carvalho AJFd, Curvelo AAdS, Gironès J. Newspaper fiber-reinforced thermoplastic starch biocomposites obtained by melt processing: Evaluation of the mechanical, thermal and water sorption properties. *Industrial Crops and Products* 2013;44:300-05.
144. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva. *Journal of dentistry* 2015;43(12):1511-18.
145. Heintze SD, Zimmerli B. Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials, a review in 3 parts. Part 1: Approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia* 2011;121(9):804-16.
146. Rueggeberg F, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *Journal of dental research* 1988;67(6):932-37.
147. Giannini M, Di Francescantonio M, Pacheco RR, Cidreira Boaro LC, Braga RR. Characterization of water sorption, solubility, and roughness of silorane- and methacrylate-based composite resins. *Oper Dent* 2014;39(3):264-72.
148. Moreira Fdo C, Antoniosi Filho NR, Souza JB, Lopes LG. Sorption, solubility and residual monomers of a dental adhesive cured by different light-curing units. *Braz Dent J* 2010;21(5):432-8.
149. Lopes LG, Moraes BR, Souza RMP, et al. How light sources and distance of the light tip influence water sorption, solubility, and biaxial flexural strength of a composite resin. *General dentistry* 2010;58(4):e162-7.