

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

***BULK FİLL* KOMPOZİT REZİNLERİN MİKROSERTLİK DEĞERİ VE
DÖNÜŞÜM DERESESİNİN *İN VİTRO* OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Cansu SEVİK

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2018

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

***BULK FİLL* KOMPOZİT REZİNLERİN MİKROSERTLİK DEĞERİ VE
DÖNÜŞÜM DERESESİNİN *İN VİTRO* OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Cansu SEVİK

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Nuray ATTAR

ANKARA

2018

04.06.2018

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Cansu Sevik'in 04.06.2018 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında " Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Mikrosertlik Değeri ve Dönüşüm Derecesinin *In Vitro* Olarak Değerlendirilmesi " başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.


Jüri Başkanı : Prof. Dr. Filiz YALÇIN ÇAKIR



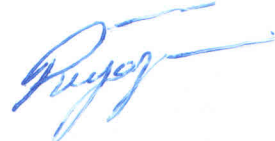
Tez Danışmanı : Prof. Dr. Nuray ATTAR



Üye : Prof. Dr. Neslihan ARHUN (Başkent Ün. Diş Hek. Fak.)



ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.



Prof. Dr. A. Rüya YAZICI
Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Fakültemiz tarafından onaylanan uzmanlık tezimin tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

o Tezimin tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

x Tezimin 01.06.2021 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

o Tezimin tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

07/06/2018

Cansu SEVİK

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca, bilgi ve deneyimleri ile bana her konuda yol gösteren, destekleyen çok sevgili ve saygıdeğer tez danışmanım sayın Prof. Dr. Nuray ATTAR'a,

Uzmanlık eğitimim süresince, herbirinden birçok şey öğrendiğim, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm öğretim üyelerine; bölüm başkanımız Prof.Dr.Filiz YALÇIN ÇAKIR'a; çok değerli hocalarım Prof.Dr.Sevil GÜRGAN'a, Prof.Dr.Şükran BOLAY'a, Prof.Dr.Gül ÖZGÜNALTAY'a, Prof.Dr.Jale GÖRÜCÜ'ye, Prof.Dr.Meserret BAŞEREN'e, Prof.Dr.Arlin KİREMİTÇİ'ye, sayın dekanımız Prof.Dr.Rüya YAZICI'ya,

Bilgeliği ve sabrı ile çok saygı duyduğum ve çok sevdiğim sayın Doç. Dr. Esra ERGİN'e,

Tez sürecimde ve sunumlarımda rehberliği ve yardımları için sayın Dr. F. Dilşad ÖZ'e,

Çalışmalarımda ve vakalarımda bana destek ve yardımlarını esirgemeyen sayın Dr. Öğr. Üyesi Zeynep Bilge KÜTÜK'e, Dr. Öğr. Üyesi Uzay KOÇ VURAL'a ve Dr. Cansu ATALAY'a,

Destek ve dostlukları için derin minnet duyduğum sayın Ece MERAL'e, Aybüke USLU'ya ve Meltem DURSUN'a,

Berber çalışmaktan büyük keyif duyduğum değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve bölümün tüm personeline,

Tezim süresince destekleriyle yanımda olan, her zaman bıraktığım yerden devam edebildiğim dostluklarıyla Cem YENİÇERİ'ye, Altay KOYAŞ'a ve Alican YAĞAN'a,

Fakültede bir aile tadı, kahvenin güzel kokusu, muhabbetin en güzeli için Aysun KILIÇ'a ve Engin GÜVEN'e,

Biricik ablam, dostum, ana gibi yarenim Hilal AKDENİZ'e, sevgi ve destekleri için minnet duyduğum Cem AKDENİZ'e, Deniz AKDENİZ'e,

Destek ve sevgilerini anlatmaya kelimelerin yetemeyeceği biricik aileme; bana her zaman 'Kızım nerde ne yapacağını çok iyi bilir' diyerek hem büyük güven hem büyük sorumluluk veren, yaptığım tüm hatalarımda arkamda olan, başarılarımı takdir eden canım babama; enerjimi her daim tazeleyen, gölgeler içinde yüzerken aydınlığa yürümemi sağlayan güzel anneme; en derinlerdeki tüm kişisel açıklarımı anlatabildiğim tek insan ablaların ablasına; varlığını fiziken çok hissedemesem de her zaman kanımda, canımda hissettiğim biricik erkek kardeşime

Derinden teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Sevik, C. Bulk fill kompozit rezinlerin mikrosertlik değeri ve dönüşüm derecesinin *in vitro* olarak değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2018. Bu *in vitro* çalışmanın amacı, bulk fill kompozit rezinlerin mikrosertlik değeri ve dönüşüm derecesinin değerlendirilmesidir. Çalışmada, 5 adet bulk fill kompozit rezin [Filtek Bulk Fill Posterior (FB), 3M ESPE; Tetric EvoCeram Bulk Fill (TBF), Ivoclar Vivadent; SonicFill 2 Bulk Fill (SF), Kerr Co.; SDR Bulk Fill (SDR), Dentsply ve Venus Bulk Fill (VB), Heraeus Kulzer] ile 1 adet geleneksel kompozit rezin [Filtek Ultimate (FU), 3M ESPE] kullanılmıştır. Mikrosertlik değeri ve dönüşüm derecesini belirlemek için 6 mm çapında 1, 2, 3, 4 ve 5 mm kalınlığında teflon kalıplar kullanılarak ve kompozit rezinler bu kalıplar içerisine yerleştirilerek her bir kompozit rezin materyal için 30 adet (n=6), toplamda 180 adet örnek hazırlanmıştır. Örneklerin alt ve üst yüzey mikrosertlik [Vickers sertlik (HV)] değerleri ölçülmüştür. Her bir materyalden elde edilen farklı kalınlıktaki örneklerin, alt yüzey sertlik değeri üst yüzey sertlik değerine bölünerek dönüşüm dereceleri (DC) hesaplanmıştır. DC ve HV değerleri, Kruskal Wallis testi ve Dunn Sidak düzeltmesi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir (p=0,05). Üst yüzeyde tüm kalınlıklarda en yüksek ortalama üst yüzey HV değeri (116,52± 1,32 N/mm²) SF grubunda 3 mm kalınlıkta, en düşük ortalama üst yüzey HV değeri (37,78±1,59 N/mm²) SDR grubunda 5 mm kalınlıkta gözlenmiştir. Alt yüzeyde en yüksek ortalama alt yüzey HV değeri (109,41±1,41 N/mm²) SF grubunda 1 mm kalınlıkta, en düşük ortalama alt yüzey HV değeri (33,47±1,26 N/mm²) SDR grubunda 5 mm kalınlıkta belirlenmiştir (p<0,05). DC % tüm materyallerde artan kalınlıkla düşmüş olup, ortalama DC %, en yüksek VB grubunda 1 mm kalınlıkta (% 97,07), en düşük FU grubunda 5 mm kalınlıkta (% 47,36) bulunmuştur (p<0,05). Bu çalışmada, tüm kompozit rezin gruplarında 1, 2, ve 3 mm kalınlıkta DC yüzdeleri eşik değer olan % 80'in üzerinde olduğu görülmüştür (p<0,05). Çalışmada, tüm gruplarda kompozit rezinin kalınlığı arttıkça alt yüzeydeki HV değerlerinin düştüğü ve kompozit rezin türünün HV ve DC değerlerini etkilediği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Kompozit rezin, bulk fill kompozit rezin, Vickers sertlik değeri, dönüşüm derecesi.

ABSTRACT

Sevik, C. *In vitro* assesment of *bulk-fill* composite resins in terms of conversion degree and microhardness, Hacettepe University, Department of Restorative Dentistry, Specialization thesis, Ankara, 2018. The aim of this *in vitro* study was to evaluate bulk fill composite resins in terms of microhardness and conversion degree. In the study, 5 bulk fill composite resins [Filtek Bulk Fill Posterior (FB), 3M ESPE; Tetric EvoCeram Bulk Fill (TBF), Ivoclar Vivadent; SonicFill 2 Bulk Fill (SF), Kerr Co.; SDR Bulk Fill (SDR), Dentsply and Venus Bulk Fill (VB), Heraeus Kulzer] and 1 conventional composite resin [Filtek Ultimate (FU), 3M ESPE] were used. Teflon molds with a diameter of 6 mm and 1, 2, 3, 4 or 5 mm in height were prepared and composite resins were placed in these molds to prepare 30 samples ($n = 6$) for each composite resin in total 180 samples. Then, the bottom and top surface microhardness [Vickers hardness (HV)] values were determined. The conversion degrees (DC) were calculated by dividing the top surface to the bottom surface hardness value of the samples. DC and HV values were statistically evaluated using the Kruskal Wallis test and Dunn Sidak correction ($p = 0.05$). The highest top surface HV value at all thicknesses was measured on the SF group at 3 mm ($116.52 \pm 1.32 \text{ N / mm}^2$), and the lowest bottom HV value was measured on the SDR group at 5 mm ($37.78 \pm 1.59 \text{ N / mm}^2$) ($p < 0.05$). The highest bottom surface HV value was measured on the SF group at 1 mm ($109.41 \pm 1.41 \text{ N/mm}^2$), and the lowest bottom HV value was measured on the SDR group at 5 mm ($33.47 \pm 1.26 \text{ N/mm}^2$) ($p < 0.05$). DC % decreased with increasing thickness in all materials and VB group showed the highest DC % (97.07 %) at 1 mm thickness, FU showed the lowest DC (47.36 %) at 5 mm thickness ($p < 0.05$). In this study, DC % were above the threshold value of 80 % in all the composite resin groups at 1, 2 and 3 mm thicknesses ($p < 0.05$). In all groups, as thickness of the composite increased, the bottom surface HV values decreased and it was found that composite resin type affected HV and DC values.

Key words: Resin composite, bulk fill resin composite, Vickers hardness value, degree of conversion.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	ii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xv
TABLolar	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kompozit Rezinler	3
2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı	3
2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	7
2.1.3. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması	7
2.1.4. Kompozit Rezinlerin Güncel Sınıflandırılması	8
2.1.5. Kompozit Rezinlerde Güncel Gelişmeler	10
2.1.6. Kompozit Rezinlerde Görülen Problemler	15
2.2. Polimerizasyon	16
2.2.1. Polimerizasyon Mekanizmaları	17
2.1.2. Kopolimerizasyon	18
2.1.3. Polimerizasyon Aşamaları (Başlangıç, İlerleme, Sonlanma)	18
2.1.4. Polimerizasyonda Kullanılan Işık Cihazları	21
2.3. Polimerizasyon Büzülmesi	25
2.4. Dönüşüm Derecesi (Degree of Conversion) (DC)	30
2.5. Polimerizasyon Derinliği (Depth of Cure) (DOC)	32
2.6. Bulk Fill Kompozit Rezinler	33
2.6.1. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Yapısı, İçeriği	35
2.6.2. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	38

2.7. Kompozit Resinlerin Fiziksel Özellikleri	40
2.7.1. Mekanik Özellikler	40
2.7.2. Mekanik Özelliklerle Alakalı Temel Kavramlar	40
2.7.3. Mikrosertlik (Microhardness)	40
2.7.4. Mikrosertlik Testleri	41
2.7.5. Vickers Sertlik Cihazı	42
2.7.6. Dönüşüm Derecesinin Alt ve Üst Yüzey Mikrosertlik Değerlerine Göre Belirlenmesi	44
3. GEREÇ VE YÖNTEM	46
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	48
3.1.1. Filtek Ultimate Kompozit Resin	48
3.1.2. Filtek Bulk Fill Posterior Restoratif Kompozit Resin	48
3.1.3. Tetric EvoCeram Bulk Fill Kompozit Resin	49
3.1.4. SonicFill 2 Bulk Fill Kompozit Resin	50
3.1.5. SDR Bulk Fill Kompozit Resin	51
3.1.6. Venus Bulk Fill Kompozit Resin	52
3.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar	53
3.2.1. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı	53
3.2.2. Vickers Sertlik Cihazı	54
3.3. Örneklerin Hazırlanması	54
3.4. Çalışma Grupları	56
3.5. Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması	57
3.6. Polimerizasyon Dönüşüm Derecelerinin Belirlenmesi	59
3.7. İstatistiksel Değerlendirme	59
4. BULGULAR	61
4.1. Yüzey Sertliği Bulguları	61
4.1.1. Filtek Ultimate İçin Yüzey Sertliği Bulguları	64
4.1.2. Filtek Bulk Fill Kompozit İçin Yüzey Sertliği Bulguları	65
4.1.3. Tetric EvoCeram Bulk Fill İçin Yüzey Sertliği Bulguları	66
4.1.4. SonicFill 2 Bulk Fill İçin Yüzey Sertliği Bulguları	67

4.1.5. SDR Bulk Fill İçin Yüzey Sertliği Bulguları	68
4.1.6. Venus Bulk Fill İçin Yüzey Sertliği Bulguları	69
4.1.7. Kompozit rezinlerin 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm ve 5 mm Kalınlıkta Alt Yüzey-Üst Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması	70
4.2. Dönüşüm Derecesi Bulguları	77
4.2.1. Kompozit rezinlerin 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm ve 5 mm Kalınlıkta Yüzey Sertlik Oranlarının (Dönüşüm Derecelerinin) Karşılaştırılması	78
5. TARTIşMA	84
6. SONUÇLAR	107
7. KAYNAKLAR	108

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°C	Santigrat derece
°	Derece
ADA	American Dental Association (Amerikan Diş Hekimleri Birliği)
Al	Aluminyum
Al₂O₃	Aluminyum Oksit
Ba	Baryum
BAP	Biaçilfosfin oksit
Bis-EMA	Etoksillenmiş Bisfenol A glisidilmetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol glisidilmetakrilat
c	Denklem sabiti
CİS	Cam İyonomer Siman
cm	Santimetre
cm²	Santimetrekare
CQ	Kamforokinon
DC	Dönüşüm derecesi
Dk	Dakika
DMAEMA	N,N-dimetilaminoetil metakrilat
F-Al-Si	Floro-alümina-silikat

FB	Filtek Bulk Fill Kompozit Rezin
FTIR	Fourier Transform Infrared Spektrometre
FU	Filtek Ultimate Kompozit Rezin
GPa	Giga Pascal
HEMA	Hidroksietil metakrilat
h_{max}	Maksimum batma derinliği
HV	Hardness Value (Vickers sertlik değeri)
ISO	Kalite Yönetim Sistemi (International Organization for Standardization)
J	Joule
LED	Light Emitting Diode
mm	Milimetre
mm/dk	millimetre/dakika
mm/sn	millimetre /saniye
mm²	Milimetrekare
MPa	Mega Pascal
N	Newton
N,N-Bis	Aromatik tersiyer amin
-NH-	İmino Grubu
nm	Nanometre
PA	Propionaldehit

PAC	Plazma Ark
pH	Power of Hydrogen (hidrojenin gücü)
P_{max}	Uygulanan maksimum kuvvet
PMMA	Polimetil metakrilat
PPD	1-fenil-1,2-fenilpropanodil
PPF	Prepolimerize Doldurucu
PSI	Inchkareye uygulanan kuvvet
QTH	Kuartz Tungsten Halojen
RMCİS	Rezin modifiye cam iyonomer siman
SD	Standart sapma değeri
SDR	Smart Dentin Replacement
SF	SonicFil Bulk Fill Kompozit Rezin
Si	Silisyum
SiO₂	Silika (silisyum oksit)
sn	Saniye
Sr	Stronsiyum
TBF	TetricEvoCeram Bulk Fill Kompozit Rezin
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TPO	Triaçilfosfin oksit
UDMA	Üretan Dimetakrilat

ABD	United States of America
UV	Ultraviyole
VB	Venus Bulk Fill Kompozit Rezin
Zn	Çinko
Zr	Zirkonyum
µm	Mikrometre

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Vickers sertlik cihazı ve elmas çentikleyici ucun şematik çizimi (181)	42
2.2. Elmas çentikleyici uç ve oluşturduğu çentiğin şematik çizimi	43
3.1. Filtek Ultimate Kompozit Rezin (3 M ESPE, St. Paul, MN, ABD)	48
3.2. Filtek Bulk Fill Posterior Restoratif Kompozit Rezin (3 M ESPE, Seefeld, Almanya)48	
3.3. Tetric EvoCeram Bulk Fill Kompozit Rezin (Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn)	49
3.4. SonicFill 2 Bulk Fill Kompozit Rezin (Kerr Corporation, CA, ABD)	50
3.5. SDR Bulk Fill Kompozit Rezin (Dentsply, ABD)	51
3.6. Venus Bulk Fill Kompozit Rezin (Heraeus Kulzer, ABD)	52
3.7. Rarii Plus LED ışık cihazı (SDI, Victoria, Avustralya)	53
3.8. Teflon kalıplar	54
3.9. Boş teflon kalıplar (soldan sağa 5 mm-4 mm-3 mm-2 mm-1 mm)	55
3.10. Kompozit rezinlerle doldurulmuş teflon kalıplar (soldan sağa 5 mm-4 mm-3 mm-2 mm-1 mm)	55
3.11. Vickers sertlik cihazı	57
3.12. Vickers sertlik cihazı ekranı	58
3.13. Vickers sertlik cihazı intendörü	58
4.1. FU'nun Farklı Kalınlıklarda Alt Yüzey Sertlik Analiz Sonuçları	65
4.2. FB'nin Farklı Kalınlıklarda Alt Yüzey Sertlik Analiz Sonuçları	66
4.3. TBF'nin Farklı Kalınlıklarda Alt Yüzey Sertlik Analiz Sonuçları	67
4.4. SF'nin Farklı Kalınlıklarda Alt Yüzey Sertlik Analiz Sonuçları	68
4.5. SDR'In Farklı Kalınlıklarda Alt Yüzey Sertlik Analiz Sonuçları	69
4.6. VB'nin Farklı Kalınlıklarda Alt Yüzey Sertlik Analiz Sonuçları	70
4.7. Tüm kompozit rezinlerin 1 mm kalınlıkta ortalama alt yüzey-üst yüzey sertlik değerleri dağılım grafiği	72
4.8. Tüm kompozit rezinlerin 2 mm kalınlıkta ortalama alt yüzey-üst yüzey sertlik değerleri dağılım grafiği	73

4.9. Tüm kompozit rezinlerin 3 mm kalınlıkta ortalama alt yüzey-üst yüzey sertlik değerleri	74
4.10. Tüm kompozit rezinlerin 4 mm kalınlıkta ortalama alt yüzey-üst yüzey sertlik değerleri dağılım grafiği	75
4.11. Tüm kompozit rezinlerin 5 mm kalınlıkta ortalama alt yüzey-üst yüzey sertlik değerleri dağılım grafiği	76

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	47
3.2. Çalışma Grupları	56
4.1. 1, 2, 3, 4, 5 mm kalınlıklarda polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst yüzeylerinin ortalama HV [N/mm ²] ve [min-max] değerleri	61
4. 2. 1, 2, 3, 4, 5 mm kalınlıklarda polimerize edilen kompozit rezin örneklerin alt yüzeylerinin ortalama HV [N/ mm ²]ve [min-max] değerleri	63
4.3. 1, 2, 3, 4, 5 mm kalınlıklardaki kalıplarda polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin alt/üst yüzey sertliği oranlarının ortalama ve min- max değerleri	77
4.4. 1 mm kalınlıkta farklı kompozit rezinlerin alt yüzey/üst yüzey sertliği oranlarının ortalama, standart sapma (SS), ortalama, minimum-maksimum değerleri	78
4.5. 2 mm kalınlıkta farklı kompozit rezinlerin alt yüzey/üst yüzey sertliği oranlarının ortalama, standart sapma (SS), ortalama, minimum-maksimum değerleri	79
4.6. 3 mm kalınlıkta farklı kompozit rezinlerin alt yüzey/üst yüzey sertliği oranlarının ortalama, standart sapma (SS), ortalama, minimum-maksimum değerleri	80
4.7. 4 mm kalınlıkta farklı kompozit rezinlerin alt yüzey/üst yüzey sertliği oranlarının ortalama, standart sapma (SS), ortalama, minimum-maksimum değerleri	81
4.8. 5 mm kalınlıkta farklı kompozit rezinlerin alt yüzey/üst yüzey sertliği oranlarının ortalama, standart sapma (SS), ortalama, minimum-maksimum değerleri	82
4.9. Ki kare testi- Materyallerin tüm kalınlıklarda dönüşüm derecesi yüzdeleri	83

1. GİRİŞ

Günümüzde kompozit rezinler estetik görünümleri, civa içermemeleri, biyouyumlu olmaları, diş dokularına bağlanabilmeleri, gereksiz madde kaybını önlemeleri, diş dokularını destekleyebilmeleri, düşük ısı iletkenlikleri ve tek seansta bitirilebilme gibi özellikleriyle tercih edilen restoratif materyaller olup; üzerinde pek çok araştırma yapılmaktadır. Kompozit rezinlerin niteliklerindeki ve performanslarındaki olumlu gelişmeler, bu materyallerin özellikle direkt posterior restorasyonlarda sıklıkla kullanılmalarını sağlamıştır (1)

Altın standart, kaviteletin ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerle restorasyonu sırasında, polimerizasyon büzülmesinin önüne geçilebilmesi için, uygulama ve polimerizasyonda tabakalama tekniğinin kullanılmasıdır. Bu teknikte maksimum tabaka kalınlığı genellikle 2 mm olarak belirtilmektedir. Bu teknik kontağın uygun bir şekilde oluşturulmasını ve polimerizasyondan önce çiğneme yüzeylerinin anatomik olarak şekillendirilmesini sağlamaktadır. Büzülmenin kontrol altına alınmasıyla uygulama sonrası oluşan hassasiyet oranı da azaltılabilmektedir(2).

Özellikle derin kaviteletin restorasyonunda 2 mm kalınlığındaki materyalin tabakalar halinde kaviteye uygulanması; fazla zaman gereksinimi, tabakalar arasında hava kabarcıklarının oluşumu ve kontaminasyon riski gibi bir takım olumsuzlukları da birlikte getirmektedir (3). Bununla ilgili olarak birçok üretici firma 'bulk fill' olarak isimlendirilen, 4-5 mm kalınlığında uygulanabilen yeni tip kompozit rezinleri geliştirmişlerdir (4).

Bulk fill materyaller çalışma süresini kısaltmakta ve hasta-hekim konforunu arttırmaktadır. Üretici firmalar mekanik olarak düşük polimerizasyon büzülme stresi, çiğneme kuvvetlerine karşı iyi bir direnç, iyi bir radyoopasite ve tatmin edici estetik vaad etmektedirler. Bu özellikleriyle bulk fill materyaller 'yeni trend' haline gelmiştir(4).

Kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri klinik başarılarını doğrudan etkilemektedir. Ağız içerisinde fiziksel ve kimyasal birçok etkiye maruz kalan kompozit rezinlerin dayanıklılıklarını koruyabilmelerinde sertlikleri önemli bir rol oynamaktadır. Daha yüksek sertlik değerlerinin daha yüksek monomer dönüşüm derecesi ve bunun için yeterli polimerizasyon ile mümkün olabildiği gösterilmiştir(5).

Kompozit rezinlerin dönüşüm dereceleri, materyalin fiziksel özelliklerinin sağlanmasında ve biyouyumlulukta en önemli parametrelerden biridir. Organik yapıyı oluşturan monomerlerin kimyasal veya ışık aktivasyonu yolu ile bir araya gelerek polimer zinciri oluşturmasıyla polimerizasyon gerçekleştirilmektedir. Eğer polimerizasyon yetersiz olursa, materyalin içerisinde yüksek miktarda reaksiyona girmemiş artık çift bağ ve artık monomer kalır. Bunlar da fiziksel özellikleri zayıflatır, su emilimi ve suda çözülme hızını artırarak materyalin renklenmesine sebep olur; kenar kırıklarının, mikrosızıntının ve sitotoksitenin artmasıyla sonuçlanır (6).

Işıklı polimerize olan kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi; materyalin kimyasal yapısı, doldurucu oranı, kullanılan ışık cihazı ve kompozit rezinin tek aşamada uygulandığı derinliğe bağlıdır. Tek aşamada daha kalın tabakalar halinde uygulanabilen bulk fill kompozit rezinlerin monomerlerinin polimere dönüşüm dereceleri hala tartışma konusudur (7).

Dolayısıyla bu *in vitro* çalışmanın amacı, farklı kalınlıklarda hazırlanan beş bulk fill kompozit rezin materyali, hem birbiri arasında hem de 1 adet geleneksel nanohibrit kompozit rezin ile mikrosertlik ve dönüşüm derecesi açısından karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit, tanım olarak iki veya daha fazla farklı yapı ve özelliğe sahip bileşenin bir araya gelmesiyle oluşan materyal anlamına gelmektedir. İlk kez Dr.Ray Bowen tarafından tanımlanmıştır (8). İçeriğinde, Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA), inorganik doldurucu parçacıklar ve bunları birbirine bağlayan bir ara faz ajanı olan silan bulunmaktadır. Modern kompozit materyal de ana başlık olarak Dr.Bowen'in kompozit materyaline benzer içeriğe sahip olmakla birlikte, zaman içerisinde önemli gelişmeler göstermiştir (8).

2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler organik rezin matriks, inorganik doldurucular ve bağlayıcı ajan olmak üzere 3 ana bileşenden oluşurlar.

Organik Rezin Matriks

Polimerizasyon sırasında kimyasal olarak aktive olan kısımdır ve reaksiyon sonucunda polimer haline dönüşmektedir. Organik matriks fazı içinde monomerler ve ko-monomerler, polimerizasyon hızlandırıcı ve başlatıcıları, inhibitörler ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri bulunmaktadır.

Organik rezin matriks, kompozit rezin materyalin en dayanıksız fazıdır. Su emebilir ve renklenebilir. Polimerizasyon büzülmesi bu fazdan kaynaklanır. Bu nedenle bu faz, kompozit rezin içinde, olabilecek en az miktarda bulunmalıdır.

Monomer ve ko-monomerler: Farklı monomerlerin kimyasal yapılarından yararlanmak amacı ile birden çok çeşit ve sayıda monomer yapıya eklenebilir. Eğer polimerizasyon farklı monomerlerin biraraya gelmesiyle oluşmakta ise bu yapı kopolimer, polimerizasyon ise kopolimerizasyon olarak adlandırılmaktadır (9).

En yaygın kullanılan monomer Bisfenol-A glisidil metakrilattır (Bis-GMA). Polimerizasyon büzülmesinin daha az olması ve çapraz bağlı rijit bir yapı oluşturması avantajlarını oluşturmaktadır. Ancak yüksek ağırlıkta olması vizkozitesini arttırmakta ve kompozit rezinin karıştırılmasını ve manüplasyon özelliklerini azaltmaktadır (10). retan dimetakrilat (UDMA), Bis-GMA'ya benzer molekül ağırlığına sahiptir ancak vizkozitesi daha azdır. Daha esnek ve dayanıklı bağlar oluşturur (11). Vizkozitesi yüksek monomerlerin seyreltilmesi için matriks yapıya düşük molekül ağırlığına sahip komonomer bileşenler eklenir. Bu amaçla da en çok trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve Bisfenol A glikol dimetakrilat (Bis-EMA) kullanılmaktadır(12).

Günümüzde firmalar farklı monomer yapıları geliştirmek için çalışmalarını sürdürmektedir. Oksiran bazlı rezinler gibi halka açılımlı sistemler üzerinde yapılan çalışmalarda, Weinmann ve ark. tarafından oksiran ve siloksandan oluşan siloran isimli yeni bir monomer sistemi sentezlenmiştir (13). Bu monomerin polimerizasyonu katyonik halka açılımı şeklinde olmaktadır, polimerizasyon derecesi artmakta ve polimerizasyon büzülmesi azalmaktadır (14).

Üretilen farklı monomerlerden biri de DX-511 monomeridir. Bu monomer, tüm kompozit rezin ve bağlayıcı sistemler ile uyumludur. Uzun, esnemeyen bir çekirdek ve reaksiyona giren esnek yapılardan oluşmaktadır (15).

Polimerizasyon başlatıcı (initiatr) ve aktivatörler: Kompozit rezinin sertleşmesi için polimerizasyon reaksiyonunun başlaması gerekmektedir. Polimerizasyonda başlangıç safhasını kontrol eden 2 adım vardır: aktivasyon ve başlatma. Polimerizasyonun başlaması için ortamda serbest radikal bulunmalıdır. Bu radikaller, radikal üreten moleküllerin aktive edilmesi ile oluşurlar. Radikal üreten bu moleküllere başlatıcı, onları aktive eden moleküllere ise aktivatör denir. Polimerizasyon kompozit rezinlerde kimyasal yolla veya ışıkla gerçekleşmektedir. Organik rezin matriksteki başlatıcı, aktive olduktan sonra serbest radikaller oluşur ve polimer zincirleri meydana gelir. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler 450-500 nm dalga boyundaki mavi ışıkla aktive olmaktadırlar. Kamforokinon ya da benzeri bir

foto başlatıcı % 0,2-% 1,0 arası oranlarda materyallerde bulunmaktadır. Kamforokinon dışında kullanılan diğer başlatıcılar, fenilpropanodin biazilfosfin oksit (BAP) ve triazilfosfin oksit (lucirin-TPO)tir (16, 17). Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde ise başlatıcı etki yapan benzol peroksit, hızlandırıcı etkili aromatik tersiyer amin (N,N-Bis) ile reaksiyona girerek polimerizasyonu sağlar (16).

Inhibitörler: Resinin ısı, ışık ve başka yollarla polimerizasyonunu önlemek, böylece raf ömrünü uzatmak ve uygun çalışma süresini sağlamak için organik matrikse katılan bileşiklerdir. Serbest radikallerle reaksiyona girme potansiyelleri monomere göre daha yüksektir. Genellikle fenol türevi olan 4-metoksifenol ve 2,4,6-tersiyerbütilfenol inhibitörleri kullanılır (16, 17).

Optik modifiye ediciler: Kompozit rezinlerin renk ve translusensi açısından mine ve dentini taklit edebilmesi için materyallere eklenen metal oksit pigmentlerdir. Bu amaçla genellikle titanyum oksit ve alüminyum oksit ağırlıkça % 0,001-% 0,007 arası oranlarda rezin yapısına katılırlar (16).

UV Stabilizatörleri: Oksidasyon reaksiyonu sonucu oluşabilecek renk değişimlerini engellemek için ilave edilebilen bileşiklerdir. Bu amaçla 2-hidroksi-4-metoksibenzofenon kullanılabilir (16).

Inorganik Doldurucular

Günümüzde kompozit rezinlerde bulunan tipik inorganik doldurucu parçaları çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, kuartz, alüminyumsilikat, lityumsilikat, borosilikat gibi partiküllere ilaveten aşınmaya dirençli radyopak görüntü oluşturan zirkonyum oksit, stronsiyum (Sr), baryum (Ba), çinko (Zn) ve silisyum (Si) gibi elementlerdir (18).

Organik rezin matriks fazından kaynaklı zayıf özellikleri kompanse edebilmek için inorganik matriks fazı kompozit rezinlere eklenmiştir. İnorganik doldurucular, materyalin

fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirir. Sertliğini ve aşınma direncini artırır. Monomer yüzdesini düşürerek polimerizasyon büzülmesini azaltır. Termal genişleme katsayısını, su emilimini ve renklenmeyi azaltır. Vizkozitenin artması ile materyalin manüplasyonu kolaylaşır ve radyoopasite artar (19).

İnorganik parçacıklar çeşitli içerikte, farklı boyutlarda, şekillerde ve dağılımlarda bulunabilmektedirler ve bu özellikleri kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir (19). Olabildiğince yüksek miktarda ve küçük boyutlarda inorganik doldurucular maksimum dayanıklılık ve estetik için gereklidir. Ayrıca nanoteknoloji de küçük parçacıkların yüksek ağırlıklarda kompozit materyal içerisine yüklenmesi amaçlı geliştirilmiştir (20).

Ara Bağlayıcı (Silanlar)

Başarılı bir kompozit rezinin oluşması için organik rezin matriks ile inorganik doldurucular arasında güçlü bir adeziv bağlantı şarttır. Bu bağ kimyasal yapının devamlılığını ve fiziksel özelliklerin iyileşmesini sağlar. Doldurucu yüzeyinin silanla muamele edilmesi doldurucu ve rezin matriks arası bağlantıyı güçlendirir, yüzey sertliğini, aşınma direncini ve polisajlanma özelliklerini artırır. Bu amaçla en sık kullanılan bağlayıcı madde bir organo-silan olan 3-metakriloksi propil trimetoksi silandır (21). İnorganik doldurucu yüzeyi silanla kaplanmamışsa, ışık alt tabakalara daha az ulaşır ve bunun nedeni polimerizasyon sırasında arada oluşan boşluklardır (22, 23).

Günümüzde kompozit rezinlerde inorganik silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlanma ajanlarıyla önceden kaplanmıştır, tek moleküllü ve çift fonksiyonlu bu katmanın bir ucu hidroksil grubu ile silikaya, diğer ucu metakrilat grubu ile organik matrikse bağlıdır (24). Bu silan bağlanma ajanları fiziksel ve mekanik özellikleri iyileştirmesine ek olarak rezin-inorganik partikül ara yüzünde suyu geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (25).

2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, bu doldurucu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve matrikse ekleniş şekillerine, polimerizasyon başlatma yöntemlerine ve vizkozitelerine göre sınıflandırılabilirler. Ayrıca yapılmış bir güncel sınıflama da mevcuttur.

2.1.3. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması

Lutz ve Phillips'in yaptığı sınıflama şu şekildedir (26):

- a. Megafiller (50-100 μm)
- b. Makrofiller (10-100 μm)
- c. Midifiller (1-10 μm)
- d. Minifiller (0,1-1 μm)
- e. Mikrofiller (0,01-0,1 μm)
- f. Hibritler (0,04-1 μm)
- g. Nanofiller (0,005-0,01 μm) (26).

Kompozit Rezinlerin Doldurucu Tipine Göre Sınıflandırılması

- a) Homojen dolduruculu
- b) Heterojen dolduruculu
- c) Hibrit

Şeklinde sınıflandırılmıştır (27).

Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Başlatma Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

- a) Kimyasal Yolla Polimerize Olanlar
- b) UV Işıkla Polimerize Olanlar
- c) Görünür Işıkla Polimerize Olanlar
- d) Lazer Işığı ile Polimerize Olanlar
- e) Hem Kimyasal Olarak Hem Işıkla Polimerize Olanlar (Dual Cure) (25, 28).

Kompozit Rezinlerin Vizkozitelerine Göre Sınıflandırılması

- a) Kondanse Olabilen
- b) Akışkan
- c) Geleneksel

Olarak sınıflandırılmıştır (25).

2.1.4. Kompozit Rezinlerin Güncel Sınıflandırılması

Güncel sınıflamaya göre ise kompozit rezinler inorganik doldurucu partiküllerin yüzdesi, büyüklüğü ve kompozisyonuna göre 3 temel gruba ayrılmıştır(27, 29):

1. Geleneksel Kompozit Rezinler
2. Mikrodolduruculu Kompozit Rezinler
3. Hibrit Kompozit Rezinler

1. Geleneksel Kompozit Rezinler

İnorganik doldurucu içeriği ortalama boyutu 1-50 µm boyutunda kuartz cam partiküller olan kompozit rezinlerdir. Hacimce ve ağırlıkça inorganik doldurucu yüzdesi, inorganik partiküllerin rezinlere göre çok daha yüksek yoğunlukta olmaları nedeniyle farklıdır. Hacim yüzdesi ağırlık yüzdesinden yaklaşık olarak % 10-15 daha düşüktür. Her iki yüzde değeri de materyalin inorganik doldurucu oranının belirtilmesinde kullanılmaktadır. Geleneksel kompozit rezinler genel olarak olarak ağırlıkça % 70-80 oranında inorganik doldurucu içerirler. Bu materyallerdeki inorganik doldurucu partiküllerin büyük hacmi ve aşırı sert olmaları pürüzlü yüzey yapısına sebebiyet vermektedir (30).

2. Mikrodolduruculu Kompozit Rezinler

İnorganik doldurucu içeriği ortalama boyutu 0,04 µm boyutunda koloidal silika partiküller olan kompozit rezinlerdir (30). Küçük boyutlu doldurucu partiküller restorasyonun çok düzgün bir yüzeye bitirilmesine olanak vermektedir. Bu düşük doldurucuların yüzey alanlarının ıslatılabilmesi için yüksek oranda rezine ihtiyaç duyulmaktadır. Doldurucu partikül oranı hacimce % 20-55, ağırlıkça % 35-60'tır (31). Bu artmış rezin içeriği, monomerde su emiliminin ve ısıl genleşme katsayısının artmasına, böylece dayanıklılığın azalmasına yol açmaktadır. Ancak, küçük partiküllerin ışığı kırma indeksi mineye yakın olduğu için estetik özellikler artmıştır(32).

3. Hibrit Kompozit Rezinler

Bu kompozit rezinler geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleriyle mikrofil dolduruculu kompozit rezinlerin yüksek estetik ve cilalanabilirlik özelliklerini bir araya getirebilmek amacı ile üretilmişlerdir. Bu amaçla, farklı büyüklükteki doldurucu partiküller karıştırılmıştır. Partikül büyüklükleri geleneksel kompozit rezinlerden daha küçük, partikül miktarı ise mikrodolduruculu kompozit

rezinden daha fazladır. Hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül ismi kullanılmaktadır. Küçük partiküller ikinci komponent olarak geçmektedirler. Hacimsel olarak doldurucu oranı % 87'ye kadar çıkarılmıştır. Rezin matriksin azalmış oranına bağlı olarak bu kompozit rezinler daha iyi kondanse edilebilirler, aşınma dirençleri yükselmiştir, polimerizasyon büzülmesi ve pulpa irritasyonları azalmıştır. Bu özellikleriyle hem ön hem de arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılmaktadır(33).

2.1.5. Kompozit Rezinlerde Güncel Gelişmeler

Polimerizasyon büzülmesi, büzülme stresi, materyal dayanıklılığı, mikrosızıntı gibi konularda kompozit rezinleri geliştirmek amaçlı monomerler ve doldurucular üzerinde uzun yıllardır çalışılmaktadır. Günümüzde monomer ve inorganik doldurucu açısından birçok yenilik mevcuttur.

Nanofill kompozit rezinler

Nanoteknoloji ve bu teknolojinin kullanımıyla üretilen nanokompozit rezinler doldurucu açısından görülen en büyük yeniliklerden biridir. Bu teknoloji ile daha küçük boyutlarda inorganik parçacıklar üretilmiş ve böylece üretici firmalar, daha yüksek doldurucu yüzdesine sahip kompozit rezinler üretebilmişlerdir (34).

Nanokompozit rezinler nanomer veya nano kümeler şeklinde doldurucular içeren nanodolduruculu restoratif materyallerin ya da geleneksel cam doldurucuların arasına nanopartiküllerin yerleştirilmesi ile elde edilebilirler. Nanomerler; 25-75 nm boyutunda tek tek partiküllerdir (20). Bu materyaller daha yüksek doldurucu oranı sayesinde mekanik olarak güçlü, yüksek aşınma dirençli (35), düşük polimerizasyon büzülmesine sahip (36); küçük boyutlardaki partikülleri sayesinde iyi cilalanabilirlik gösteren ve gelişmiş optik özelliklere sahip materyallerdir (20).

Günümüzde kompozit rezinlerin yapısını geliştirmek amaçlı polimer nanofiberler, cam fiberler ve titanyum nanoparçacıklar yapıya eklenmektedir (37).

Ormoserler

Geleneksel kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi kaynaklı ortaya çıkan problemleri çözebilmek amacıyla, 1998 yılında, organik modifikasyonlu seramikler geliştirilmiştir (38). Ormoser adı organik-modifiye-seramik kelimelerinin ilk hecelerinden gelmektedir (25).

Ormoserlerin avantajları, mine ve dentine adezyonlarının iyi olması, biyouyumlu olmaları, estetik özelliklerinin iyi olması ve uygulamalarının kolay olmasıdır. Ormoserler geleneksel kompozitlere göre daha iyi mekanik özelliklere, düşük aşınma hızına sahiptir ve basınca karşı daha dirençlidirler(39). Hibrit kompozitler ile kıyaslandığında ise ormoserler daha düşük doldurucu içeriğine sahip olmasına rağmen benzer oranda bzlme göstermektedirler (40).

Ormoserler temel olarak üç bileşenden oluşmaktadır, bunlar inorganik kısım, organik kısım ve polisiloksandır. Bu bileşenlerin materyalde bulunma oranı materyalin termal, optik ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Organik monomer kısmı, çapraz bağlanabilme, polarite, sertlik ve optik özellikleri etkiler. İnorganik doldurucudaki cam ve seramik kısım ise materyalin kimyasal stabilitesinden ve termal ekspansiyondan sorumludur. Polisiloksanın da işlenişı, materyalin elastisitesini, organik kısım-inorganik kısım arayüz özelliklerini etkilemektedir (41).

İyon Salabilen Kompozit Rezinler

Bu kompozit rezinler, kalsiyum, hidroksil ve florür gibi fonksiyonel iyonlar serbestleştirir, mikroorganizmaları ve asitleri etkileyerek diş sert dokularının demineralizasyondan korunmasını sağlar. Açığa çıkan iyonların miktarı, materyalin diş tabakasındaki pH değerine bağlı olarak değişir. Dental plak varlığında pH düşer ve bununla birlikte iyon salınımı artar, pH yükseldiğinde ise iyon salınımı yavaşlar(42).

Antibakteriyal Özellikli Kompozit Rezinler

Antibakteriyel özelliğe sahip olan kompozit rezinler iki şekilde elde edilebilmektedir (43). Rezin matrisin içine çözünebilir klorheksidin gibi antimikrobiyal ajanlar eklenir ve materyalden salınarak etkinliğini gösterir. Bir diğer yöntemde, antimikrobiyal ajanın, resin matris içinde sabit kalması sağlanır. Yeni geliştirilen bir monomer olan 12-metasiriloiloksidodesil piridinium bromid (MDPB) matris içinde sabit kalarak dışarı salınmadan, bakteri üremesi ve plak birikimine karşı engelleyici etki gösterir (44).

Siloran Esaslı Kompozit Rezinler

Siloran ismi, materyalin kimyasal yapısını oluşturan siloksan ve oksiran yapıtaşlarından gelmektedir. Siloran bazlı rezinler yeni kompozit materyallerin üretiminde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Siloran, hibrit bir monomer sistemidir, hem siloksan hem de oksiran halkaları içerir (25).

Siloranların polimerizasyon biçimi metakrilatlardan farklıdır, metakrilat rezinlerdeki radikal polimerizasyonun yerini katyonik halka açılmalı polimerizasyon almıştır. Siloranların açık halka kimyası halka sistemlerinin açılması ve bölünmesi ile başlar. Bu işlem, kimyasal bağlar meydana geldiğinde, bir önceki adımda kaybedilen hacmi önlemeye neden olmaktadır. Bu farklı polimerizasyon sistemi sayesinde polimerizasyon büzülmesinde ve büzülmeye bağlı streste belirgin azalma görülmüştür (45).

Siloran bazlı kompozitler rezinler, biyolojik sıvılar içerisinde çözünmez ve stabildirler (70). Siloksanın hidrofobik özellikleri sayesinde su emilimi ve dış kaynaklı renklenmeler de azalmaktadır (41). Oksiranlar, geleneksel Bis-GMA bazlı kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında artmış sertleşme derinliği, yüksek dayanıklılık, düşük polimerizasyon büzülmesi gibi avantajlara sahiptir (46). Literatüre bakıldığında; siloran bazlı sistemler metakrilat bazlı sistemlerle karşılaştırıldığında, kenar uyumu,

polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı açısından siloran bazlı kompozit rezinlerin daha iyi olduğu rapor edilmiştir (47, 48). Ancak siloranların klinik uygulaması, renk seçeneğinin az olması sebebiyle posterior dişlerle sınırlandırılmıştır. Ayrıca, bu materyallerin yüzey sertlik değerlerinin de metakrilat bazlı bir kompozit rezine göre daha düşük olduğu gösterilmiştir (49).

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Son zamanlarda kısa fiberle güçlendirilmiş dentin yerine kullanılabilen kompozit rezinler özellikle molar dişlerde yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan bölgelerde kullanılmak üzere üretilmiştir (50). Fiber doldurucuların güçlendirebilme etkisi, oluşan stresin polimer matriksten fiberlere aktarılabilmesinden ve fiberlerin çatlak oluşumuna dayanıklı yapısıyla güçlü bir destek altyapı oluşturmasından kaynaklanabilir (51).

Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, tek tabaka halinde yerleştirilebilen alt yapı materyali olarak da tasarlanmıştır. Buna en iyi örneklerden biri EverX Posterior Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezin (GC EUROPE Tokyo, Japan)'dir. Üzerine geleneksel kompozit rezin uygulamayı gerektirir. EverX posterior, Bis-GMA, TEGDMA, PMMA (Polimetil metakrilat) ve DMAEMA (N,N-dimetilaminoetil metakrilat) (fotobaşlatıcı içeren metakrilat rezin) içeren bir organik matriksten; E-cam fiber ve baryum cam içeren inorganik bir yapıdan ve ayrıca matriks içerisine yayılmış olan kısa fiberlerden oluşur. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin olan everX posterior 4 mm'lik tabakalar halinde kaide olarak uygulanmaktadır. Kırılma ihtimali olan güçsüz kalmış duvarlarda dişe direnç ve dayanıklılık kazandırmaktadır(52).

Giomerler

Rezin esaslı restorasyon materyallerine flor iyonu serbestleştirme özelliği kazandırabilmek için önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer (prereacted glass ionomer-PRG) doldurucu teknolojisi geliştirilmiştir. PRG doldurucular, su varlığında

polialkenoik asit ve florealuminasilikat cam arasında meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan bir hidrojel ile elde edilirler (53). Giomerde asit-baz reaksiyonunun çok daha uzun sürede gerçekleşmesi nedeniyle hidrojel tabakası çok kalın olmaktadır (54, 55). Oluşan bu ıslak siliköz hidrojel, kurutma ve dondurma işlemlerinden geçerek nemden arındırılır. Ardından öğütülüp silanize edilerek belirli büyüklüklerde PRG doldurucular elde edilir ve rezin içerisine eklenirler (56).

PRG dolduruculu restoratif materyallerde sürekli flor salınımı ve reşarj olabilme özelliği, önceden reaksiyona girmiş hidrojelde bulunan flor ve katyon iyonunun yer değiştirmesi ile gerçekleşmektedir (56). Giomerin içerisinde asit-baz reaksiyonunu dışarda tamamlayan bir doldurucu bulunmaktadır. Giomerde flor salınımı ve reşarj özelliği cam iyonomer hidrojel komponentten ve rezin matrikste yer alan cam doldurucu miktarından kaynaklanmaktadır (55).

Dental kompozit rezin teknolojisindeki son gelişmeler, 4 ila 6 mm'lik tek katmanlar halinde yerleştirilmek üzere özel olarak tasarlanmış bulk fill kompozit rezinlerin geliştirilmesini sağlamıştır (57). Üreticilerin verilerine göre, bulk fill kompozit rezinler, çeşitli mekanizmalara dayanarak 2 mm'yi aşan tabakalar halinde uygulamada, optimum sertleşme verimini ve mekanik özellikleri koruyabilmektedir. Bu mekanizmalar şunlardır:

1) Güçlendirici foto-başlatıcılar, benzoil Almanyaum türevleri, yüksek polimerleşme hızı ve polimerizasyon derecesi ile sonuçlanan daha yüksek bir fotopolimerizasyon aktivitesi (58),

2) Azaltılmış büzülme stresinden sorumlu olan yüksek molekül ağırlıklı, üretan bazlı, dimetakrilat monomerlerin polimerizasyon modülatörleri (59),

3) Daha iyi adaptasyon için artan akışkanlık,

4) Geleneksel kompozit rezinlere kıyasla (60), rezin matrisle uyumlu kırınma indeksli karışık oksit doldurucuların veya ışık penetrasyonunu destekleyen cam elyafların kullanımı yoluyla arttırılmış translusensi.

2.1.6. Kompozit Resinlerde Görülen Problemler

Birçok çalışmada (61-63) posterior dişlerin restorasyonu için kompozit resinlerin kalıcı bir alternatif olduğu belirtilmektedir. Ancak posterior dişlerde kullanılan resin bazlı kompozit resinlerde; dönüşüm derecesinin yetersiz olması, polimerizasyon büzülmesi, okluzal/proksimal aşınma, kenar sızıntısı, renklenme, postoperatif hassasiyet, uygulama zorluğu, teknik hassasiyet gereksinimi gibi henüz tam olarak çözümlenmemiş problemler bulunmaktadır (64).

“Dönüşüm derecesi” veya “konversiyon”, polimerizasyon süresince organik monomerlerin polimere dönüşüm derecesidir ve çift bağların tek bağlara dönüşüm miktarını yüzde oranıyla ifade eder. Polimerizasyon derecesi yüksek olduğunda artık monomer miktarı azalır doldurucu oranı artmakta ve böylece kompozit resinin fiziksel özellikleri iyileşmektedir. Bunun için ideal bir kompozit resin yüksek monomer polimer dönüşüm derecesine sahip olmalıdır ve uygulama sırasında monomerler maksimum derecede polimerize edilmelidir (65, 66)

Polimerizasyon büzülmesi bir diğer önemli problemdir. Büzülmeyi azaltabilmek ve yeterli polimerizasyon sağlayabilmek için direkt kompozit resin restorasyonlarda uygun standart prosedür tabakalama tekniğidir (67). Fakat bu tekniğinde bazı dezavantajları vardır (68).

Kompozit resin tabakaları arasında kontaminasyon oluşması riski, materyali yerleştirmede görülen zorluklar, kompozit resin tabakaları arasında bağlanma güçlükleri, tabakalar arasında boşluk kalması riski ve harcanan zamanın fazla oluşu bu dezavantajlardır (69).

Yeni organik monomer ilavesi, inorganik doldurucu teknolojisindeki yenilikler(52), translusensinin arttırılması ve farklı başlatıcı sistemler kullanılması (70, 71) ile bu dezavantajlar en aza indirilmeye çalışılmıştır.

Bu gelişmelerle birlikte, polimerizasyon derinliği arttırılmış ve büzülme oranları azaltılmış tek tabaka halinde tümüyle polimerize edilebilen “bulk fill kompozit rezinler” piyasada yerini almıştır (72).

2.2. Polimerizasyon

Monomerlerin aralarında kovalent bağlar kurarak birbirlerine eklenmesi ve zincir halinde moleküller oluşturması ile oluşan yapıya polimer, bu dönüşüm sürecine de polimerizasyon denilmektedir (73).

Kovalent bağ, monomerlerin karbon atomları arasında oluşur. Monomerlerin her birinde bulunan reaktif çift karbon bağı, polimer zincirine monomerin katılması sonucu tek bağa dönüşür. Monomerlerin oluşturduğu zincir, kısa olursa düşük dereceli polimerizasyonla sonuçlanıp rezini zayıflatırken, uzun zincirli oluşu da zayıflatıcı etki yapar. Eğer ortamda çapraz bağı zincirler varsa kompozit rezin daha dirençli olur (8). Polimer zincirlere reaktif yan zincirlere sahip monomerler ilave edilerek zincirlerin birbirine bağlanabilmesi sağlanır. Böylece üç boyutlu bir polimer yapısı oluşur. Çapraz bağı polimerler fiziksel olarak daha stabil ve dayanıklıdır, çözünürlükleri azdır ve daha az su emerler. Bu nedenle reaksiyondaki çapraz bağlayıcı ajanın konsantrasyonu ve kompozisyonu materyalin fiziksel özelliklerini etkiler (74).

Monomerdeki yan gruplar, C=C bağındaki karbon atomlarından birisine veya ikisine birden bağlanabilmektedir. Bu yan gruplar da oluşan polimerin kimyasal ve fiziksel özelliklerini belirlemektedirler (30).

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler belli bir kalınlığa kadar polimerize olabilirler. Bu görünür ışığın penetre olabildiği materyal miktarına bağlıdır (75).

Yetersiz polimerizasyonun fiziko mekanik ve biyolojik özelliklerde azalmaya neden olacağı gösterilmiştir (6, 76).

Yeterli polimerizasyonun sağlanabilmesi için, ışık kaynağındaki üç özellik çok önemlidir: uygun ışık çıkışı, uygun dalga boyu aralığı ve ışıklandırma süresi (77). Kompozit rezin tipi, rengi ve translusensisi, tabaka kalınlığı, ışık ucundan uzaklık, ışıklandırma sonrası periyot (78) ve doldurucu parçacıkların boyut ve dağılımı gibi diğer faktörler polimerizasyon derinliğini etkiler (79).

2.2.1. Polimerizasyon Mekanizmaları

Polimerizasyon birçok farklı mekanizma ile meydana gelmektedir. Ancak monomerler iki türlü reaksiyon ile polimerlere dönüşürler (73):

1. Kondensasyon Polimerizasyonu

İki veya daha fazla fonksiyonel grubu olan farklı monomerler kendiliğinden reaktif hale geçerek kimyasal benzer reaksiyonlarla basit bir molekül oluşturmak üzere bir araya gelirler. Primer bileşenlerin reaksiyonu sonucunda genellikle su, alkol, halojen asit ve amonyak gibi yan ürünler de ortaya çıkar. Bu reaksiyonlar bir dizi seri reaksiyon şeklinde devam eder ve sonunda yüksek molekül ağırlıklı bir polimer oluşur. Bu polimerizasyon türüne 'basamaklı polimerizasyon' da denir (80).

2. Katılma (İlave) Polimerizasyonu

Monomerlerin kimyasal bir değişiklik oluşturmadan defalarca tekrarlanması sonucu gerçekleşen polimerizasyondur. Bu reaksiyonlar daima çift bağlar içeren doymamış yapıdaki moleküllerle gerçekleşir. Bir monomerin aktivasyonu yapısındaki karbon çift bağlarının açılması ile olur. Bu şekilde aktive olan monomer reaksiyona girer ve başka bir monomere aktivitesini transfer eder. Sonra diğer bir monomerdeki çift bağ açılarak monomer aktive olur ve reaksiyon bu şekilde zincirleme bir reaksiyon olarak devam eder (74).

Katılma reaksiyonlarında kimyasal bir değişiklik oluşmadığı için yan ürün de oluşmaz. Bütün monomerler aynı molekül ağırlığına sahiptir. Sonuçta makromoleküller oluşur (74).

Kompozit rezinlerde gerçekleşen polimerizasyon tipi daha çok katılma polimerizasyonudur. Bu reaksiyon da monomer içindeki başlatıcıya bağlı olarak 3 şekilde gerçekleşir. Başlatıcılar katyonik, anyonik veya radikalik olabilir. Bu başlatıcılarla oluşan reaksiyonlar da katyonik, anyonik veya radikalik reaksiyon olarak isimlendirilir. Çoğu başlatıcı toksik olduğundan diş hekimliğinde en sık başvuru olan polimerizasyon şekli radikalik polimerizasyondur. Radikalik polimerizasyonda kullanılan başlatıcılar en başlarda ultraviyole dalga boylarına duyarlı iken günümüzde 400 nm'den daha büyük dalga boyundaki görünür ışığa duyarlı başlatıcılar kullanılmaktadır. Görünür ışığa duyarlı bir diketon olan kamforokinon gibi 400-480 nm dalga boyundaki ışığa duyarlı çeşitli aminler, N, N-dimetil amino etil metakrilat, hidroksietil tolüen ve hidrokinon gibi indirgeyici ajanlar kullanılır. Bu radikaller monomer molekülleri ile reaksiyona girerek monomeri aktif hale getirirler (73, 74).

2.1.2. Kopolimerizasyon

2.1.3. Polimerizasyon Aşamaları (Başlangıç, İlerleme, Sonlanma)

Polimerizasyon 3 aşamada gerçekleşmektedir (74):

1) Başlama Reaksiyonu (Initiation): Polimerizasyonun başlayabilmesi için kimyasal, ısı, görünür ışık, ultraviyole ışık ya da serbest radikal olarak bilinen başka bir bileşikten enerji transferine ihtiyaç vardır. Bu enerji transferi için diş hekimliğinde en sık kullanılanlar ısı ve ışıktır. Isı veya ışık ile enerjili hale gelen aktivatör moleküller, serbest radikallere bölünürler. Daha sonra radikaller, monomer molekülleriyle reaksiyona girerek zincir büyümesini başlatırlar. Bu periyot monomerin saflığından yüksek oranda etkilenir. Başlatıcı, monomerin serbest radikal oluşturan monomer molekülü - yani metil metakrilat - ile reaksiyona girerek karbondaki çift bağı açar ve

bu karbon atomuna bağlanarak, diğer monomer moleküllerinin eklenmesi için gereken enerjiyi verir. Böylece çift bağı açtığı karbon atomunu kararsız halde bırakıp, bağlantının kendisini serbest radikale dönüştürür (74).

Polimerizasyonda başlatıcı konsantrasyonun optimum bir seviyede olması önemlidir. Çünkü düşük başlatıcı oranı polimerizasyon hızını düşürürken, yüksek başlatıcı oranı polimerizasyon derecesinin düşük olmasına neden olur. Polimerizasyon derecesi düşük bir monomerin molekül kütlesi gibi polimer yoğunluğu, erime noktası, sertliği ve ısıya dayanımı da düşük olacaktır. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu hasta ağızında gerçekleştiği için, polimerizasyon hızının yüksek olması istenir (31).

2) İlerleme Reaksiyonu (Propagation): Oluşan serbest radikal-monomer kompleksi, başka bir monomere yaklaşırken yeni bir radikal merkezi gibi davranarak bu monomerin metil metakrilat grubundaki karbonun çift bağı açar. Bu işlemle zincir devamlı olarak büyür. Polimer zincirlerinin büyümeye devam etmesi, ortamda monomer molekülü bitene kadar devam eder. Bu zincir, serbest radikali olan herhangi bir materyal ile reaksiyona girerek sonlanabilir. Ayrıca prematür oksijen içerdikleri için hidrokinon ve ojenol gibi ajanlar da reaksiyonu sonlandırabileceği gibi, iki ayrı zincir de etkileşime girip kendi serbest radikallerini ortadan kaldırabilir (74).

3) Sonlanma Reaksiyonu (Termination): Polimer moleküllerinin aktivasyonunu kaybetmesi işlemidir, polimer zincirinin sonundaki serbest radikalın aktivasyonunun ortadan kalkmasıyla oluşur. Zincirlerin sonundaki bu serbest radikallerin direkt bağlanması ile veya büyüyen bir zincirden diğerine hidrojen atomu değişimi yolu ile reaksiyon sona ermektedir. Zincir sonlanması, zincir transferinin bir sonucu olarak da gerçekleşebilmektedir (74).

Başlatıcı molekül aktivatör ile aktive hale geldikten sonra, ortamda çok miktarda monomer molekülü bulunduğu için sonlanma reaksiyonu azdır. Zaman içinde zincirler büyüdükçe monomerler azalacağı için büyüme reaksiyonu yerini

sonlanma reaksiyonlarına bırakır. Ortamda monomer bittikten sonra serbest radikaller de havadaki oksijen, karbodikdioksit veya su gibi dış etkenlerle aktivitelerini kaybederler (31).

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin polimerizasyon süreleri, farklı vizkoziteye sahip olmaları nedeniyle ölçülemez (81). Ancak polimerizasyonun başlatılmasından sonra ilk 10 dakika içerisinde polimerizasyonun %75'inin gerçekleştiği ve polimerizasyonun 24 saat sonrasında da devam ettiği bildirilmiştir(81, 82).

Polimerizasyon reaksiyonlarını karmaşık hale getiren birçok faktör vardır. Bunlar mikrojeller ve mikro bölgeler gibi heterojen yapılar, reaksiyonun kendiliğinden hızlanması ve yavaşlaması, difüzyon hızından etkilenen sonlanma süreci ve sınırlayıcı fonksiyonel gruplarıdır. Polimerizasyon sürecinin başlangıcında monomerler bir araya gelerek zincirleri oluştururlar ve bu zincirler tamamlanmamış (pandantif) gruplar içerirler. Daha sonra zincir kendi içerisindeki tamamlanmamış grubun reaktif tarafı ile reaksiyona girer ve birinci dönüşüm alanları, ikincil dönüşüm alanları veya başka bir zincirin reaktif tarafı ile reaksiyona girerek çapraz bağları oluşturur (83, 84).

Zincirin tamamlanması için molekülün kendi yapısındaki tamamlanmamış grupla reaksiyona girmesi sonucu heterojen yapıdaki mikrojeller oluşur. Bu yapının oluşumu ile monomer polimer dönüşümü artar ancak, diğer zincirlerle çapraz bağlar oluşmadığı için tüm yapının mekanik ve fiziksel özellikleri kötü bir şekilde etkilenir, zayıf bir polimer yapı oluşur. Çünkü mikrojeller içerisindeki çift bağlar reaksiyona girmediği için tamamlanmadan kalmıştır (85).

Polimerizasyon derecesinde mikrojel aşamasında meydana gelen azalmalar, monomer miktarının azalmasına, monomer difüzyon zorluğuna, başlatıcıların katılan polimer ortamında etkin olmamasına bağlı olabilir. Daha sonra oluşan polimer dönüşüm seviyelerinde, çoğalma ve sonlanma reaksiyonları sonucunda oluşacak olan son dönüşüm derecesi, ortamdaki polimerize olmamış monomer veya

reaktif gruba bağılı olmaktan çok, ortamın difüzyon limitlerinden etkilenmektedir (85). Bu durumda polimerizasyon oldukça azalmış bir hızda devam eder (84).

2.1.4. Polimerizasyonda Kullanılan Işık Cihazları

1970'li yıllarda tanıtılan ilk kompozit rezinlerin polimerizasyonu için kullanılan ışık ultraviyole (UV) ışıktır. Zamanla UV ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerdeki polimerizasyon derinliğinin yetersiz oluşu (1-2mm), polimerleşmemiş monomerlerin restorasyon içerisinde kalmasına neden olmuş, mekanik özelliklerde zayıflama ve pulpada istenmeyen etkiler gözlenmiştir. Ayrıca ultraviyole ışığın göz ve deride oluşturabileceği fototoksik etkiler nedeniyle UV ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin kullanımı terk edilmiştir (20, 82).

Bir kompozit rezin restorasyon polimerize edilirken, kritik konu rezin tarafından alınan toplam enerjidir (J / cm^2) (82). Bir kompozit rezin yeterli ışık fotonu almazsa, materyalin polimerizasyonu yetersiz kalacaktır. Bu durum özellikle restorasyonların alt kısmında önem kazanmaktadır. Polimerizasyon sonuçlarını optimize etmek için uygun bir zaman periyodunda ve uygun bir konumdan doğru dalga boylarında yeterli ışık (mW/cm^2) (2) iletimi gereklidir. Bulk fill materyallerde 2 mm'den fazla tabaka kalınlığında, yeterli polimerizasyonun elde edilebilmesi için, bu ışık dağılımının restorasyonun en derin bölgelerinde gerçekleşmesi özellikle önemlidir (86).

Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonu için kuartz tungsten halojen (QTH), LED, lazer veya plazma ark (PAC) ışık cihazları kullanılmaktadır (87). Polimerizasyonun gerçekleşmesi için ışık cihazları doğru dalga boyunda ve yeterli güçte ışık üretebilmelidir (88).

1. Kuartz Tungsten Halojen (QTH) Işık Cihazları

Halojen ışık cihazları kliniklerde en yaygın kullanılan ışık cihazlarından biridir. Bu cihazların içerisinde ışık ampüllerinde olduğu gibi bir tungsten filament vardır. Bu filamentin elektrik akımıyla ısınıp akkor hale gelmesiyle elektromanyetik ışımaya gerçekleşir. Oluşan bu ışığın spektrumu çok geniştir ve yüksek ısı oluşturur (89).

Uygun dalga boyundaki ışığın elde edilmesi için filtreleme yapılmakta ve yükselen ısının düşürülmesi için ısıyı soğuran filtreler (fanlar) kullanılmaktadır (89). Filtreler özelliklerini kaybettiklerinde dış yüzeyine fazla enerji ulaşmakta ve filtre edilememiş kızılötesi gibi ışıklar pulpada ve yumuşak dokuda ısı oluşturmaktadır. Ayrıca bu cihazların ampül ömürleri düşüktür ve kullanım süreleri 6 ay kadardır (90).

Zaman içerisinde ampül, ışık filtresi ve reflektör bozulabilir. Oluşabilecek yüksek ısı hastaya zarar vereceği gibi cihazın verimini düşürüp etkinliğini de azaltabilir. Bu nedenle bu cihazların bütün aksamaları periyodik olarak kontrol edilmeli ve ışık gücünün radyometre ile ölçümleri yapılmalıdır (89).

QTH ışık cihazları $400-800 \text{ mW/cm}^2$ şiddetinde ve $380-520 \text{ nm}$ dalga boyunda ışık üretmektedirler. Aynı cihazda ışığın uygulanma süresi ve gücü ayarlanabilmektedir (91). Ayrıca 800 mW/cm^2 'den daha yüksek ışık şiddetinde olan QTH ışık cihazları da bulunmaktadır (92). Bu ışık cihazları dezavantajlarının yanında güvenilirlerdir ve diğer ışık cihazlarına göre maliyetleri daha düşüktür (93).

2. Işık Yayan Diyotlar (Light Emitting Diode, LED)

LED ışık cihazları kuantum mekaniği etkisiyle görülebilir mavi ışık yayan cihazlardır. Halojen ışık cihazlarına alternatif olarak üretilen bu ışık kaynağında halojen ampullerdeki sıcak filamentler yerine diyot adı verilen elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan iki ayrı yarı iletken bağlantı (p-n bağlantıları) taşırlar. Ortama elektrik verildiğinde oluşan akımla elektronlar ve boşluklar p-n bağlantısı

önünde birleşirler ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır (94, 95).

LED ışık cihazlarının temel özellikleri dar bir spektrumda ışık üretmeleri ve düşük enerji gereksinimleridir. 400-500 nm dalga boyu aralığında sadece görülebilir ışık üretirler (90). Kızılötesi ışınların üretilmemesi, filtre kullanımı ihtiyacını ve çalışırken nispeten çok daha az ısı oluşturması soğutucu fan gereksinimini ortadan kaldırır. Bu nedenle çalışabilmeleri için düşük güce ihtiyaçları vardır. Bu güç, şarj edilen bataryalar ile sağlanabilmektedir. Isı oluşumunun az olması dişeti ve pulpa irritasyonlarını riskini de azaltmaktadır (96). Ayrıca LED ışık cihazları geleneksel veya soft start gibi çeşitli polimerizasyon yöntemlerini sağlarlar ve spektral dağılımları ve ışık yoğunlukları programlanabilir (97).

Halojen lambaların ömrü 50-100 saat, plazma ark lambaların ömrü 500-5000 saat iken; LED ışık cihazlarının ömrü yaklaşık 10000 saattir bu da yaklaşık olarak 5 yıllık klinik kullanım süresine denk gelmektedir. Ayrıca filtre, reflektör içermedikleri ve zamana bağlı olarak bozulmadıklarından üretilen ışık sabit şiddettedir (96).

Birinci nesil LED ışık cihazlarının ışık şiddeti 400 mW/cm^2 'den daha düşük olduğu için, geleneksel halojen ışıkları kadar iyi polimerizasyon oluşturamamıştır. Sonrasında çıkan ikinci nesil LED ışıkları daha yüksek ışık gücü ve farklı spektral dağılımda ışık yayma özelliklerine sahiptir. Tek diyot (mavi diyot) kapsarlar ve ışık şiddetleri $1200-1500 \text{ mW/cm}^2$ aralığındadır (98, 99). Kısa polimerizasyon süresi ile kullanım kolaylığı sunmaktadır (100). Birinci nesil ve ikinci nesil ışık cihazlarının etkin spektrumları 450-490 nm dalga boyudur (90). Bu aralık, başlatıcı olarak kamforokinon içeren kompozit rezinlerin kullanımı için uygundur (95). Bazı üreticiler, 405-410 nm dalga boyu spektrumunda ışık üretebilen üçüncü ve en son nesil LED ışık cihazlarını geliştirmişlerdir (101). Bu ışık cihazları, ikinci nesil LED ışık cihazları gibi mavi diyot içerirler ancak bir veya daha fazla düşük güce sahip diyot bulundurlar. Böylece mor diyotu da oluştururlar. Hem mavi hem de mor diyot oluşturmaları sayesinde hem kamforokinonu hem de diğer başlatıcıları etkinleştirebilmektedirler (102).

Yüksek ışık şiddetindeki cihazların kullanımının avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Avantajları, uygulama süresini kısaltması ve daha derin bir polimerizasyon oluşturmasıdır. Dezavantajlarından biri, polimerizasyon çok hızlı gerçekleştiğinden kompozit materyalin dış yüzeyine akamaması ve buna bağlı olarak polimerizasyon büzülme streslerinin dış yapısına ve adeziv yüzeye transferidir. Diğer bir dezavantaj ise oluşan polimerin düşük kalitede olmasıdır. Polimerizasyon hızlı gerçekleştiğinde daha az çapraz bağ yapmış, düşük molekül ağırlıklı kısa zincirlere sahip polimerler oluşmaktadır (103).

3. Plazma Ark (PAC) Işık Cihazları

Plazma ark cihazları xenon gazını iyonize ederek bir plazma oluşturur. Işık bu plazmanın parlaması ile ortaya çıkmaktadır. Oluşan istenmeyen ve zararlı dalga boylarındaki ışıklar filtrelenir ve halojen lambalara göre daha fazla filtrasyon gereklidir. 2000 mW/cm²'den daha yüksek şiddette ışık üretirler ve halojen lambalara göre daha uzun ömürlüdürler (104).

Üretici tarafından materyalin fiziksel özelliklerini değiştirmeden minimum polimerizasyon süresinde polimerizasyon gerçekleştirilebildiği öne sürülmüştür. Açık renkteki bir tabaka kompozit rezinin polimerizasyonu için 3-5 sn'lik ışık uygulaması önerilmiştir (93). Ancak, üreticinin önerdiği bu kısa polimerizasyon süresinin uygun polimerizasyon için birçok kompozit rezinde yetersiz olduğu gösterilmiştir (104).

Plazma ark cihazlarının yüksek fiyatlarına ek olarak oluşan ışığın dalga boyu birçok kompozit rezinin başlatıcısı ile uyumlu değildir (105). Ayrıca bu ışık cihazlarının pulpada ısı artışı ve polimerizasyon büzülme stresini arttırma gibi dezavantajları da vardır (106).

4. Argon Lazer Işık Cihazları

Argon lazer ışık cihazları yaklaşık 490 nm dalga boyunda, tek dalga genişliğindeki dar bir spektrumda yüksek yoğunlukta ışık oluştururlar. 454-514 nm dalga boyunda ışık ile aktive olabilen kompozit rezinlerin ve adezivlerin polimerizasyonunda bu ışık cihazları kullanılabilir (107). Bu cihazların halojen lambalara kıyasla daha hızlı ve daha derin polimerizasyon ve daha yüksek bir dönüşüm derecesi sağladığı gösterilmiştir (108). Ayrıca, kızılötesi gibi gereksiz ışıkların yokluğu sayesinde pulpa ve ağız dokularında ısı artışına sebep olmaz. Bu ışık cihazları pahalı olmaları ve enerji dönüşümü sırasında enerji kaybının çok olması gibi sebeplerle klinisyenler tarafından pratik bulunmamaktadır (109).

2.3. Polimerizasyon Büzülmesi

Polimerizasyon büzülmesi, monomerin polimere dönüşümü sırasında hacimsel olarak %1,5-3 oranında materyal yapısında büzülme gerçekleşmesidir (110). Bu duruma kontraksiyon da denir. Kimyasal kompozit rezinlerde merkezden perifer doğru, ışıkla aktive edilenlerde periferden merkeze doğru polimerizasyon gerçekleşir. Büzülme mekanizması da polimerizasyon mekanizması ile aynı yönde gerçekleşmektedir (110). Resin materyallerin polimerizasyon büzülmesi pre-jel (jelasyon) ve post-jel (sertleşme) olarak iki safhaya ayrılabilir.

Yüksek bir monomer-polimer dönüşüm derecesi materyalin biyouyumluluğu ve iyi mekanik özelliklerin elde edilmesi (76, 111-114) için çok önemli olsa da, bu resin bazlı kompozit rezinlerde yüksek polimerizasyon büzülmesine yol açar (115). Kompozit resin restorasyonun çapsal değişimi ile klinik sonuçlar arasında kanıtlanmış bir ilişki yoktur (116). Ancak restorasyon başarısızlıklarının nedenlerinden biri olan polimerizasyon stresi, polimerizasyon büzülmesi ile yüksek oranda ilişkilidir (116). Büzülen materyalin kavite içerisine duvarlara bağlanarak hapsedilmesi sonucu oluşan bu polimerizasyon kaynaklı stresin birçok klinik komplikasyondan sorumlu olduğu düşünülmüştür (110).

Adezyon kuvvetlerinin bzlme streslerine karşı koymasıyla oluşan stres birikimi (110), rezinin elastik limitini aşarsa kompozit rezin-diş bağlantısında defektlerin oluşmasına (117) ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak kenar sızıntısı, post-operatif hassasiyet (18), renklenme ve sekonder çürük gelişimi (118), mine kırıkları (119) ve kaspal defleksiyon (120) gibi bir takım sorunlar ortaya çıkabilir.

Dental kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesine etki eden birçok faktör mevcuttur. Bu faktörler, materyal formülasyonuna bağlı faktörler ve polimerizasyona bağlı faktörler olmak üzere iki ana başlık altında toplanabilir (110).

A) Materyal formülasyonuna bağlı faktörler:

1. Kompozit rezin doldurucu içeriği: Doldurucu miktarı arttıkça, polimerizasyon büzülmesi rezin miktarının azalmasına bağlı olarak azalacaktır. Monomerler polimer haline geçerken birbirine yaklaştıkları için, yapı hacimce küçülür. İnorganik fazda herhangi bir değişim gerçekleşmez. Bu nedenle, kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik doldurucuların oranı arttırıldığında, rezin polimerizasyon bzlme miktarı da azalacaktır (121). Doldurucu oranının arttırılması, daha küçük doldurucu partiküllerin yapıya katılmasıyla mümkün olabilmektedir (121, 122) Rezin matriks oranını azaltmak amacıyla kullanılan bir başka teknik de restorasyon içerisine blok halinde yerleştirilen quartz insertlerdir. Bu yapılar, restorasyonun hacimce %50-75'ini kaplayarak organik matriks oranını düşürürler ve polimerizasyon bzlmesini azaltırlar (123, 124).

2. Monomerin kimyasal yapısı: Geleneksel monomerler olan Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerinin hacimsel bzlme oranı %5,2 ve % 12,5 olup doldurucuların eklenmesi ile bu oran %2 ve %6'ya düşmektedir (125). Bu değerler yeterli olmadığı için çift halkalı bileşen spiroortoester, spiroortokarbonat gibi doymamış diketal monomerler geliştirilmiş, ancak istenen sonuç alınamamıştır. Epoksi rezinler de polimerizasyon süresini arttırdıkları için klinik ihtiyaçları karşılayamamıştır. Oksibismetakrilatların kullanımı sonucu, kompozit rezinlerde

düşük polimerizasyon büzölmeleri elde edilmiştir. Daha sonra 1999'da ormoserler piyasaya sürölmüştür. Organik matrikste esas komponent olarak metakrilat polisiloksan kullanılması neticesinde dimetakrilat monomerleri azaltılmış, böylelikle düşük polimerizasyon büzölmesi, yüksek aşınma direnci olan biyouyumlu bir materyal elde edilmiştir. Weinmann ve ark (13), oksiran ve siloksan moleküllerinin reaksiyonu sonucu oluşan siloran isimli farklı bir monomer sistemini geliştirmişlerdir. Siloran %1 polimerizasyon büzölmesi göstermektedir bu da polimerizasyon stresini %80 oranında azaltmaktadır.

3. Elastisite modölü (young modölü): Materyalin stres altında elastikliğini ölçme ve çökme miktarını değerlendirme için kullanılan bir parametredir (126, 127). Bir materyalin elastisite modölü, elastiklik aralığındaki gerilimi göstermektedir (127). Yüksek elastisite modölü restorasyonun fiziksel özelliklerini geliştirmesi yönünden tercih edilen bir özelliktir. Ancak yüksek elastisite modölüne sahip materyaller polimerizasyon sırasında daha fazla büzölme stresine sebep olmaktadır (126).

B) Polimerizasyona bağı faktörler:

1. Kavite geometrisi: Konfigürasyon faktörü (C-faktör) restorasyonun bağılandığı yüzeylerin bağılanmayan serbest yüzeylere oranı olarak tanımlanmaktadır. C-faktör arttıkça büzölme stresleri artar. Konfigürasyon faktörü 1.0'ın altındaysa büzölme stresleri azalır, 3.0'ın üzerinde stres değerleri hızla artar. Kavitenin her yönde küçük olması büzölme değerini azaltır. Geniş madde kaybına sahip 5 bağılanma yüzeyine sahip Sınıf-1 preparasyonlarda C-faktörün maksimum düzeyde olacağı, Sınıf 4 preparasyonlarda minimum düzeyde olacağı bildirilmiştir. Kaide materyallerinin kullanımı, kompozit materyal yerleştirilecek hacmi küçölteceğinden polimerizasyon büzölmesini de azaltacaktır (108).

2. Kompozit materyal yerleştirme tekniğı: Bulk tekniğı, kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerin ve bulk fill özelliğıe sahip kompozit rezinlerin kaviteye tek tabaka halinde yerleştirilmesi esasına dayanır (68). Tabakalama tekniğı

(inkremental teknik) adı verilen teknik ise 2 mm kalınlığındaki kompozit rezin tabakaların ayrı ayrı polimerizasyonuna dayalı bir tekniktir ve polimerizasyon büzülmesini azaltmasının yanı sıra restorasyonun kenar uyumunu arttırma, polimerizasyon streslerine bağlı oluşan kasp hareketlerini azaltma ve monomer dönüşüm derecesini arttırma gibi olumlu özellikleri de beraberinde getirmektedir.

Bu teknik horizontal tabakalama yöntemi ve oblik tabakalama yöntemi olarak ikiye ayrılmıştır (123).

- Horizontal tabakalama yönteminde, tabakalar kaviteye paralel olarak yerleştirilir.

- Oblik tabakalama yöntemi, polimerizasyon sırasındaki büzülme nedeniyle karşı duvarlar arasında artan stresi elimine etmek için geliştirilmiştir. Kompozit rezin tabakası bir duvara yaslanır, karşı duvara değmeden kavite altında sonlandırılır. Üst kısmına da aynı şekilde rezin bu sefer karşı duvara yaslanacak şekilde oblik yerleştirilir (123).

3. Akışkan kompozit rezinler: Geleneksel kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla, akışkan kompozit rezinler geliştirilmiştir (128). Akışkan kompozit rezinlerin doldurucu miktarındaki %20-25 oranındaki azalma materyalin viskozitesini azaltarak kaide materyali olarak kullanımına izin vermiştir. Kondanse edilemezler fakat kullanımları kolaydır. Araştırmalar, akışkan kompozit rezinlerin düşük doldurucu içeriklerinden dolayı polimerizasyon büzülmesinin geleneksel kompozit rezinlere göre daha fazla olduğunu göstermiştir (129). Akışkan kompozit rezin tabakaları ve kavite taban maddeleri büzülme streslerine karşı elastik bir bariyer oluştururlar ve adeziv yüzeyinde oluşan stresleri de eşit miktarda dağıtırlar (130)

4. Işıklı polimerizasyon tekniği: Günümüzde üretilen ışık kaynakları yüksek güce sahip ışık kaynaklarıdır. Ancak bu yüksek ışık şiddetinde uygulama süresinin

kısalması ve derin polimerizasyon gibi avantajlara karşın, polimerizasyon çok hızlı olacağından büzülme değerlerinin artması ve büzülme streslerinin dış yapısına ve bağlanma yüzeylerine iletilmesi gibi problemler oluşabilmektedir. Bu problemleri azaltmak amacıyla farklı polimerizasyon teknikleri geliştirilmiştir. Işığın kompozit materyal yüzeyine ilk geldiği andaki enerji düzeyinin düşürülmesinin, restorasyonun polimerizasyon büzülmesi ve internal streslerini azalttığından bulgulanmasından sonra 'soft start' ve 'pulse delay' adı verilen teknikler geliştirilmiştir. 'soft start' polimerizasyon tekniğinde polimerizasyon düşük ışık yoğunluğunda başlar ve yavaş yavaş artarak en yüksek seviyesine ulaşır. 'pulse delay' tekniğinde ise önce kısa süreli, düşük yoğunluklu ışık uygulanır ve daha sonrasında ışık söner, yaklaşık 3 saniye sonra yüksek enerjili ışık daha uzun süre uygulanır (121). Uzun süre ışık uygulamanın büzülmeyi artırdığı saptanmıştır, fakat polimerizasyon süresini kısaltarak büzülmeyi önlemeye çalışmak da doğru değildir, bu durum artık toksik monomerlerin pulpa üzerindeki olumsuz etkilerine, restorasyon-dış bağlantısında defektlerin oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak da kenar sızıntısına, post operatif hassasiyete, renklenmeye, aşınmaya ve sekonder çürüğe yol açabilir (121).

Büzülme stresi ve uygulanan kavite kurallarının dışında, materyalin viskoelastik davranışını belirleyen ve 'elastik modülü ile akabilirlik kapasitesi' olarak adlandırılan faktör de polimerizasyon stresinin gelişiminde önemli bir belirleyicidir(113). Sertleşme başlamadan önce akışkan kıvam polimeri yeniden düzenleyerek polimerizasyon büzülmesinin çoğunu kompanse eder ve stres rahatlamasını sağlar. Böylece büzülme stresi, materyallerin elastik modülü ve büzülme gerilimine göre hesaplanmış olan beklenen teorik değerlerin bir hayli altına düşer (131, 132).

Polimerizasyon büzülmesi gelişiminin elastik modül ile temelde bağlantılı olması gibi, dönüşüm derecesi de büzülme stresinde önemli bir etkiye sahiptir (133-136). Polimerizasyon reaksiyonunun erken fazları sırasında, büzülme stresi dönüşümle birlikte yavaş yavaş neredeyse lineer biçimde yükselir (133). Sertleşme seviyesine yaklaşıldığında, çapraz bağlı polimer ağın yüksek sertliğine bağlı olarak

küçük tabakalarla polimerizasyon dönüşümü, ciddi stres artışına öncülük ederek, stresin katlanarak artmasına sebep olur (133). Polimerizasyon stresini araştıran çalışmalarda dönüşüm derecesinin de ölçülmesi gerekliliği vurgulanmıştır (133, 134).

2.4. Dönüşüm Derecesi (Degree of Conversion) (DC)

Monomer içerisindeki karbon-karbon çift bağlarının polimer oluşturmak üzere tek bağa dönüşme oranıdır. Monomerlerin polimerlere dönüşüm derecesi materyalin fiziksel özelliklerini ve biyoyumluluğunu etkilemektedir. Yüksek dönüşüm derecesi rezin materyalin, daha dirençli ve aşınmaya dayanıklı olmasını ve daha iyi performansa sahip olmasını sağlar. Düşük dönüşüm derecesi, polimerleşmemiş artık monomer miktarının yapıda daha fazla bulunmasına neden olmaktadır (137).

Dönüşüm derecesi (DC) birçok faktöre bağlıdır. Bunlar; rezin materyalin kompozisyonu, ışığı geçirebilirliği, kullanılan ışık cihazı, güç yoğunluğu, dalga boyu, ışıkla polimerizasyon süresi, ışık ucunun boyutu, foto-aktivasyon şekli, inorganik doldurucu miktar ve dağılımı, fotobaşlatıcı türü ve miktarı, materyalin rengi, aktivatör ve inhibitör konsantrasyonudur (138).

Bis-GMA içerikli bir kompozit rezinde dönüşüm derecesinin % 50-60 olması, yüksek derecede çapraz bağ oluşturur ve % 50-60 oranında metakrilat grubunun polimerize olduğunu gösterir. Ancak bu, % 40-50 oranında artık monomer kaldığını göstermez. Çünkü dimetakrilat molekülünün başında ve sonunda bulunan karbon çift bağlarından (C=C) bir tanesi zincire bağlanırken diğeri bağlanmadan (pendant) kalabilir (139).

Daha yüksek DC değerleri genellikle kompozit rezinlerin daha yüksek sertlik, elastik modül ve renk stabilitesi göstermesini sağlar. Ayrıca, rezin materyalin çözünürlüğü, su emme (140) ve biyoyumluluğu (141) da olumlu etkilenir. Uygun derecede polimerize olmamış kompozit rezinler azalmış fizikomekanik özelliklere,

azalmış kimyasal stabiliteye sahiptir; ayrıca pulpal dokulara potansiyel olarak toksik etkisi vardır (2, 142).

Dönüşüm derecesi artarken rezinde reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı azalmakta ve buna bağlı olarak restorasyonun fiziksel özellikleri gelişmektedir. Geleneksel kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini artırmak amacıyla kompozit rezin kaviteye tabakalar halinde uygulanmaktadır. Ancak "bulk fill" kompozit rezinler gelişmiş translüsent yapılarından dolayı geleneksel kompozit rezinlerden daha yüksek dönüşüm derecesine sahiptir. Kompozit rezinin dönüşüm derecesinin artması, kaviteye daha büyük kütleler halinde yerleştirilebilmesine olanak sağlamaktadır (143, 144).

Dönüşüm derecesini belirlemek için çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Dental kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi için ISO standardı 4049, polimerize edilmemiş ve polimerize edildikten hemen sonraki materyalden kazıma şeklindeki, 2 adımdan oluşan bir ölçümü desteklemektedir (145). Diğer tekniklerden biri örneklerin üst ve alt yüzeylerinin sertliklerinin (146) ölçülmesini ve oranlanmasını içerir (77). Optik mikroskop da polimerizasyon derinliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır, optik mikroskop ile polimerize olmuş ve olmamış materyalin görsel sınırı gözlemlenir (147).

Bulk fill kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi ve polimerizasyon derinliği birçok farklı yöntem kullanılarak araştırılmıştır. Bu yöntemler ISO 4049 kazıma testi(148), mikrosertlik testi, Fourier transform infrared (FTIR) ve Raman spektroskopiyi içerir.

Kompozit rezinlerin yüzey mikrosertliği indirekt olarak dönüşüm derecesini belirlemek için kullanılmaktadır (149, 150). Kompozit rezinin yerleştirilmesi sırasında, artan tabaka kalınlığıyla ışık geçişinin azalması, dönüşüm derecesini de azaltmaktadır(149). Bu çalışmada kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğinin değerlendirilmesinde yüzey sertlik değerleri kullanılmıştır. Bouschlicher ve ark., kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerinin mikrosertlik ölçüm metodu ile hesaplanabileceğini bildirmişlerdir (151). Bu yöntemde, farklı kalınlıklardaki kompozit rezin blokların üst ve alt yüzeylerinden mikrosertlik ölçümü yapılmaktadır. Kompozit rezinlerin alt yüzey sertlik

değerinin üst yüzey sertlik değerine bölünmesi ile elde edilen rakama “sertlik oranı” adı verilmektedir. Literatürde kompozit rezinin yeteri kadar polimerize olabilmesi için kabul edilebilir sertlik oranının 0,80-0,90 arasında olması gerektiği bildirilmiştir (144, 152).

2.5. Polimerizasyon Derinliği (Depth of Cure) (DOC)

Bir kompozit rezinin, monomerden polimere dönüşebilmiş kalınlığı, polimerizasyon derinliğidir ve polimerizasyonun derecesini belirlemektedir. Polimerizasyon derinliği (DOC), ışığın materyalden geçişi sırasında absorbe olması ve materyalden saçılması nedeniyle azalmaktadır.

Işık absorpsiyon ve saçılımına etki eden faktörler ise; kompozit rezinin doldurucu tipi, miktarı ve şekli, kompozit materyalin fotobaşlatıcı tipi ve konsantrasyonu, kompozit rezinin rengi ve kaviteye yerleştirilen kalınlığı, organik matriks ile inorganik doldurucu arasındaki kırınma katsayısı uyumsuzluğu, ışık cihazı ve ışık uygulanma süresidir (153, 154). Geleneksel kompozit rezinlerin polimerizasyon derecelerinin 2-3 mm’den daha büyük derinliklerde kabul edilemeyecek seviyelere düştüğü rapor edildiği bildirilmiştir (155).

Üretici firmaların talimatlarına uyulmasına rağmen yeterli polimerizasyon elde edilemeyebilmektedir. Bu nedenle başarılı ve uygun polimerizasyon elde etmek için klinisyenlerin, muayenehanelerinde kazıma testi uygulayarak polimerizasyon derinliğini tayin etmeleri ve kullandıkları kompozit rezin materyalin hangi kalınlıkta ve ne kadar süre ışık uygulaması sonucu yeterli polimerizasyon derinliği elde edebildiklerini kendilerinin belirlemeleri önerilmektedir (153, 156).

Günümüzde üretici firmalar bulk fill kompozit rezinleri 4-6 mm’lik derinliklere kadar uygulamada kabul edilebilir dönüşüm derecesi oluşturduğu iddiası ile piyasaya sürmüşlerdir.

2.6. Bulk Fill Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerin okluzal / proksimal aşınma, kenar sızıntısı, renklenme, postoperatif hassasiyet gibi dezavantajlarının önüne geçebilmek için çeşitli teknikler uygulanmış ve birçok hekim tarafından tabakalama tekniği kullanılmaya başlanmıştır. Bu teknikle polimerizasyon büzülmesi azaltılmış, dönüşüm derecesi arttırılmış ve daha dayanıklı bir polimer yapı elde edilebilmiştir.

Kompozit rezinler kaviteye “tabakalama” (inkremental teknik) ve “bulk” (kütlesel yerleştirme tekniği) teknikleriyle yerleştirilebilmektedir. İnkremental tekniğin avantajı; kompozit rezinin 2 mm’lik tabakalarla kaviteye uygulanmasıyla, polimerizasyon ve post-polimerizasyon için yeterli miktarda ışık penetrasyonunun sağlanmasıdır. Yeterli polimerizasyon ile restorasyonun fiziksel özellikleri iyileşmekte ve marjinal adaptasyon artmaktadır, ayrıca pulpaya sitotoksik etkide de azalma olmaktadır (157).

Ancak tabakalama tekniğinin çeşitli dezavantajları da bulunmaktadır. Bunlar:

- Aşama aşama yerleştirilen kompozit rezin tabakaları arasında kontaminasyon oluşması riski,
- Konservatif kavitelere sınırlı ulaşım nedeniyle materyali yerleştirmede görülen zorluklar,
- Kompozit rezin tabakaları arasında bağlanma olmaması riski,
- Tabakalar arasında boşluk kalması riski,
- Her bir tabaka için ihtiyaç duyulan fazla zaman

olarak sıralanabilir (69, 158).

Bunların yanı sıra adeziv ajanın uygulanması ve kompozit rezinin yerleştirilmesi sırasında izolasyonun çok iyi bir şekilde sağlanması başarılı bir

restorasyon için en önemli koşuldur. Ancak her bir kompozit rezin tabakası yerleştirilirken tükürük salgılandığında ya da dil hareketleri nedeniyle, kontaminasyon riski oluşmakta ve restorasyonun başarısızlık riski artmaktadır (144).

Tabakalama ve bulk tekniğinin; polimerizasyon büzülmesi, kaspal defleksiyon ve deformasyon oranına etkileri konusunda farklı sonuçlar içeren çalışmalar mevcuttur. Klasik görüş, tabakalama yönteminin kompozit rezinin polimerize olması sırasındaki büzülme miktarını azaltarak kaspal deformasyon ve mikrosızıntıyı da azaltacağı yönündedir. Bunun nedeni, tabakaların kalınlığının sınırlı olmasının ışığın rezine penetrasyonunu kolaylaştırmasıdır (68, 159). Lee ve ark. (160)'nın yaptığı bir çalışmada, tabakalama tekniğinde, bulk tekniğine göre kaspal defleksiyon oranının kayda değer bir azalma gösterdiği görülmüştür. Aynı şekilde, Park ve ark. (161) da bulk tekniğinde horizontal ve oblik tabakalama ile hazırlanan restorasyonlara göre kaspal defleksiyonun arttığını tespit etmişlerdir.

Diğer yandan bu görüşe zıt olarak Versluis ve ark. (162), tabakalama yöntemiyle yapılmış restorasyonlarda deformasyon oranı ve dış-dolgu arası stresin arttığını bildirmişlerdir. Kuijs ve ark. (163)'nin çalışmalarında da benzer sonuçlar elde edilmiş olup tabakalama yönteminde polimerizasyon dönüşüm derecesinin daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. Abbas ve ark. (158), premolar dişler üzerinde yaptıkları kaspal defleksiyon ölçümlerinde, tabakalama yönteminde bulk yöntemine göre kaspal hareket miktarının daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Ayrıca iki yerleştirme tekniğinin benzer etkiler gösterdiğini savunan çalışmalar da söz konusudur. İdriss ve ark. (164), *in vitro* olarak yaptıkları sınıf 2 kompozit rezin restorasyonlardaki marjinal bütünlüğü araştırdıkları çalışmalarında, bulk tekniği ve tabakalama tekniği arasında anlamlı bir fark bulunmadığını göstermişlerdir. Sarret ve ark.(69), Campodonico ve ark. (165)'na benzer şekilde, kompozit rezin restorasyonlarında tabaka sayısının azaltılmasında hatta kompozit rezinin bulk halinde uygulanmasında bile başarılı sonuçlar elde edilebileceğini bildirmişlerdir. Sınıf 1 olgularda yapılan başka bir çalışmada da, arayüz stresleri değerlendirilmiş ve

tabakalama yönteminin bulk tekniğine göre belirgin herhangi bir avantajı olmadığı bildirilmiştir (166).

Bulk fill materyallerdeki 4 mm'ye hatta bazı materyallerde 5-6 mm'lere varan uygulama kalınlığı hem klinisyenler hem de hastalar için tercih sebebi olmuştur. Bu materyaller adını uygulandığı teknikten alır. Yeni nesil hibrit kompozit rezin çeşididirler.

2.6.1. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Yapısı, İçeriği

Kompozit materyalin adı aynı zamanda tekniğin adını oluşturmaktadır. Tek tabakalı olarak uygulanmasıyla klinik çalışma süresini azalttığı ve hasta-hekim konforunu arttırdığı bilinmektedir (68, 159). 4 mm uygulanabilen bu kompozit rezinin inorganik yapısında bulunan bazı partiküller materyalin radyoopasitesini artırır ve ışık cihazının etkisinin derinlere ulaşabilmesini sağlar. Ayrıca kompozit rezine mineye benzer bir şeffaflık vererek estetik üstünlük sağlar (25, 68, 159).

Üretici firmaları tarafından, pürüzsüz ve krem kıvamındaki yapısıyla bulk fill kompozit rezinlerin akışkan kaide materyali kullanmadan kavite altında ve duvarlarında yüksek marjinal adaptasyon sağladığı iddia edilmektedir (167). Büzülme stresi hafifletici teknolojiyle marjinal bütünlüğü artırıp, polimerizasyon büzülmesini düşük bir büzülme stresi değeri olan 1,13 MPa'ya ve düşük bir büzülme hacmi olan % 1.9'a indirebileceği belirtilmiştir. Yeterli marjinal bütünlüğü ve düşük polimerizasyon büzülmesiyle dişin deformasyon, postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı ve sekonder çürük olasılığını azaltabileceği bildirilmiştir (167).

Bulk fill kompozit rezin materyallerin, rezin matriks yapısına hidroksil serbest Bis-GMA, alifatik ürean dimetakrilat, parsiyel aromatik ürean dimetakrilat veya yüksek dallı metakrilat eklenmiştir. Organik matriks ve monomer yapısındaki bu değişim, materyalin polimerizasyon büzülmesini %70'e kadar azaltmakta ve kompozit rezinin translusent yapısını geliştirerek polimerizasyon için gerekli ışığın kompozit

materyal kütlesi boyunca daha iyi yayılmasını ve polimerizasyon derinliğinin artışı sağlamaktadır (168).

Bulk fill kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerin monomer kimyasında yapılan değişiklikler sonucu elde edilmiştir (169). Üreticiler Bowen monomeri (Bis-GMA: 2,2-Bis [4- (2-hydroxy-3-methacryloxypropoxy) phenyl] propane) olarak adlandırılan bir monomerin kimyasını değiştirerek düşük viskoziteli yeni bir monomer elde etmişlerdir (170). Bulk fill kompozit rezinlerin geliştirilmiş translusent yapısı ve metakrilat rezin içerisine yerleştirilen fotoaktif gruplar, bu kompozit rezinlerin polimerizasyon kinetiğinin daha iyi kontrol edilmesine ve kompozit rezinin “bulk” tekniği ile 4 mm derinliğe kadar polimerize edilebilmesine izin vermektedir (171).

İlk üretilen bulk fill akışkan kompozit rezin materyal olan Surefil SDR flow (Dentsply, ABD), yapısında, modifiye üretan dimetakrilat rezin içerisinde bir fotoaktif grup içermektedir (172). Bu yapı polimerizasyon için gerekli ışığın kompozit rezinin daha derin tabakalarına ulaşmasına imkan vererek, restorasyonun “bulk” tekniği ile 4 mm kalınlığında uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır (172).

Bulk fill kompozit rezinler alternatif rezinler ve başlatıcılar (70, 71, 86) ve farklı doldurucu teknolojileri (52) olan daha translusent formülasyonlar temelinde geliştirilmiştir.

Piyasaya ilk sunulan bulk fill kompozit rezinlerde; mekanik özelliklerin iyi olmaması sebebiyle, en üst tabakanın geleneksel kompozit rezinlerle tamamlanması gerektiği belirtilmiştir (Surefil SDR flow, Dentsply, ABD). Böylece uzun dönemde oluşabilecek bozunmaların önüne geçilmeye çalışılmıştır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu; organik matriksin kimyasal içeriği ve inorganik doldurucu konsantrasyonuna, ışık kaynağının gücü, pozisyonu, ışıklandırma süresi ve ışık ucu ile kompozit materyal yüzeyi arasındaki uzaklığa, kompozit rezinlerin

renk ve tabaka kalınlığına bağlıdır (30). Tek bir tabakada yeterli polimerizasyon sağlayabilmek için bulk fill kompozit rezinlere farklı inorganik doldurucular eklenmiş, organik yapıda kimyasal değişiklikler yapılmıştır.

Organik yapının kimyasal içeriğine bakıldığında; geleneksel kompozit rezinlerden farklı olarak organik yapıda yüksek molekül ağırlığında monomer (Surefil SDR flow, Dentsply, ABD) ve farklı başlatıcı sistemler (Ivocerin, Tetric Evo Ceram, Ivoclar Vivadent, AG, Lihtenştayn) gibi yenilikler görülmektedir. Bulk fill kompozit rezinlerin organik yapısındaki modifiye edilmiş metakrilat rezinleri sayesinde polimerizasyonun geciktirildiği ve işlenebilirlik süresinin uzatıldığı rapor edilmiştir(173).

Geleneksel kompozit rezinlere göre inorganik içeriklerinde de bir takım değişiklikler bulunmaktadır. Üretici firmalarına göre fark göstermekle birlikte daha çok; ytterbium triflorid (Filtek Bulk Fill, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) (Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, AG, Lihtenştayn), proakrilat, zirkonyum/silika (Filtek Bulk Fill, 3M ESPE, Seefeld, Almanya), baryum camı, karmaoksit (Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, AG, Lihtenştayn) partikülleri içerirler. Bu partiküller, radyoopasiteyi artırır ve ışık etkisinin derinlere ulaşmasını ve polimerizasyon derinliğinin artmasını sağlar. Translusensiyi arttırarak estetik özellikleri geliştirir. İnorganik doldurucu oranı da üretici firmalara göre fark göstermektedir (68, 159).

Bazı bulk fill kompozit rezinlerin, modifiye edilmiş metakrilat rezinleri sayesinde polimerizasyonunun daha yavaş gerçekleştirdiği rapor edilmiştir (173).

X-tra fil (Voco, AG, Lihtenştayn ve X-tra base (Voco, AG, Lihtenştayn) gibi bazı bulk fill kompozit rezinlerde inorganik doldurucu oranı azaltılıp partikül büyüklüğü arttırılarak daha yüksek ışık geçirgenliği elde etmek amaçlanmıştır; fakat partikül büyüklüğü artışına bağlı olarak düşük mekanik özellikler, kötü estetik ile aşınmalar ve yüzey pürüzlülüğünde artış gözlenmiştir (60).

Işık kaynakları ve ışıklandırma süresiyle ilgili; üretici firmalar, bu materyallerin, gücü artırılmış bir ışık kaynağına veya daha uzun bir sertleştirme süresine gerek duyulmaksızın kavitelere 4-6 mm tabaka kalınlıklarında uygulanabileceğini belirtmişlerdir.

Kompozit rezinlerin renk ve tabaka kalınlığıyla ilgili; kompozit materyalin renk tonu koyulaştıkça ve chroması yani yoğunluğu arttıkça ışık penetrasyonu artmakta ve ışığın konulan kompozit rezin tabakasının üst yüzeyinden altına geçişi zorlaşmaktadır. Benzer şekilde kompozit materyalin tabaka kalınlığı arttıkça ışık penetrasyonu tabakanın üst kısımlarıyla sınırlı kalmakta ve ışık alt kısımlara ulaşmamaktadır. Bununla ilgili olarak, bulk fill kompozit rezinlerde inorganik yapıya eklenen baryum ve yiterbiyum partikülleri radyoopasite ve translüsensiyi artırıp ışığın alt tabakalara geçişini arttırmaya çalışmışlardır. Böylece 4-6 mmlik kalın tabakalarda da ışığın tabakanın altına kadar ulaşmasını ve estetiğin gelişmesini sağlamışlardır.

2.6.2. Bulk Fill Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Bulk fill materyaller, mekanik özellikleri ve doldurucu içeriğinin özelliklerine göre farklar göstermektedir.

Bu yüzden bu materyaller;

- Düşük viskoziteli (akışkan) ve
- Yüksek viskoziteli (kondanse edilebilir) olarak iki sınıfa ayrılırlar.

Akışkan Bulk Fill Kompozit Resinler

Akışkan bulk fill kompozit rezinler düşük viskozitelerinden dolayı birçok avantaja sahiptir. Bu materyaller yüksek akışkanlıkları sayesinde ulaşımı zor kavitelere çalışma kolaylığı sağlamaktadır. Yüksek fleksibiliteleri ve yeni nesil fotoaktif grup içeren metakrilat gruplarıyla büzülme stresini azaltmaktadırlar. Bu

düşük polimerizasyon büzülme stresi özellikle düşük doldurucu içeriğinin varlığında gösterilmiştir (174). Farklı metakrilat grupları, polimerizasyonu yavaşlatarak çalışma süresini uzatmakta ve fotoaktif grup ile radikal polimerizasyon sürecini etkilemektedirler. Sınıf I ve sınıf II kavitelere liner olarak kullanılabilen (175) ve stres kırıcı görev görmektedirler (144).

Diş hekimlerinin kullanımına sunulan ilk bulk fill kompozit rezin materyal olan SureFil SDR (Dentsply, ABD)' dan sonra, bir çok farklı kompozisyon ve özelliklerde bulk fill kompozit rezin piyasaya sunulmuştur. Üretilen ilk bulk fill kompozit materyal SureFil SDR (Dentsply, ABD) ve Venus bulk fill kompozit rezinlerdir. Bu materyaller akışkan olmaları sayesinde saklanması ve uygulaması kolay, hasta başı süresi kısa olan kompozit rezinlerdir. Ancak inorganik doldurucu hacminin düşük olması sebebiyle bu kompozit rezinlerin mekanik özellikleri kötüdür ve geleneksel kompozit rezinlerle yapılmış ek bir kompozit rezin tabakası gerektirirler. Bu yolla geleneksel kompozit rezinlere denk bir dayanıklılık ve estetiğe sahip olurlar (173).

SureFil SDR (Dentsply, ABD) gibi akışkan bulk fill kompozit rezinlerin, post simantasyonu ve kor yapımında da kullanılabileceği belirtilmektedir (50).

Kondanse Edilebilir Bulk Fill Kompozit Reziner

Akışkan bulk fill kompozit rezinlerin ardından, yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezinler de kullanıma sunulmuştur. Bu kompozit rezinlerde, ek bir geleneksel kompozit rezin üst tabakaya gereksinim duyulmamaktadır.

Son üretilen bulk fill kompozit rezinlerden olan SonicFill 2 bulkfill kompozit rezinlerde, akışkan kompozit rezinlerin pratikliği ile yüksek viskoziteli kompozit rezinlerin dayanıklılığı birleştirilmiştir. Markanın kendi SonicFill 2 özel el aleti (Kerr Co., CA, ABD) ile uygulanan bu kompozit materyal, konturlama yapmaya izin veren kıvamı ile rahatça işlenebilen bir yapıya ve daha pratik bir uygulamaya sahiptir. Arka grup dişlerde çürüklü veya çürüksüz tüm kavite tiplerinde, direkt yöntemle kullanım

endikasyonu olan bir bulk fill kompozit rezin çeşididir. % 83,5 lik doldurucu hacmi ile geleneksel kompozit rezin üst tabaka uygulaması gerektirmez ve 5 mm'ye kadar kalın tabakalar halinde uygulanabilir.

2.7. Kompozit Resinlerin Fiziksel Özellikleri

Bir materyalin fiziksel özellikleri, çevresindeki değişkenlere verdiği cevaplardır. Restoratif materyallerin fiziksel özellikleri, materyalin restorasyon başarısını etkilemektedir. Fiziksel özellikler; mekanik, elektriksel ve elektrokimyasal ve termal olmak üzere 3 başlık altında incelenebilir.

2.7.1. Mekanik Özellikler

Materyalin niteliğini, mekanik özellikler belirlemektedir. Materyalin klinik olarak başarısı laboratuvar çalışmaları ile doğrulanmalıdır. Bu amaçla farklı testler ve aletler geliştirilmiştir. Ancak, laboratuvar şartları altında test etme yöntemleri ağız içindeki kuvvetleri taklit edemeyebilir. Bu nedenle laboratuvarda uygulanan bazı testlerin uygulanması ve anlamlılığı tartışmalıdır. Doğru sonuçlar elde edebilmek için testin uygulanış yöntemi kadar, örneklerin hazırlanması da önem taşımaktadır (176).

2.7.2. Mekanik Özelliklerle Alakalı Temel Kavramlar

2.7.3. Mikrosertlik (Microhardness)

Bir cismin, çizilme veya batma şeklindeki kuvvetlere karşı gösterdiği dirence 'sertlik' denir. Bir materyalin sürekli bir kuvvet uygulamasına karşı direnç gösterebilme yeteneği veya penetrasyon direnci olarak da tanımlanabilmektedir (177). Ayrıca, materyalin plastik deformasyona karşı gösterdiği direnci de belirtmektedir. Bir maddenin sertliğini etkileyen özellikler arasında dövülebilirlik, dayanıklılık, orantı sınırı, çekilebilirlik, aşınma ve kesilmeye karşı olan direnç sayılabilir. Materyallerin mekanik özelliklerinin tespit edilmesinde, yaygın olarak sertlik yöntemleri kullanılmaktadır. Kompozit rezin materyaller, çeşitli sertlik değerlerine sahiptirler.

Ancak genel olarak akrilik rezinlerden 4 kat daha sert, dentine yakın sertliktedirler(178).

Sertlik, cismin birim yüzey başına uygulanan belli bir miktar kuvvetin yüzeyde oluşturduğu deformasyon alanına oranlanmasıyla hesaplanır (155). Sertlik birçok kimyasal faktörden etkilenebilmektedir (179).

Sertlik, restoratif materyallerin mekanik özellikleriyle yakından ilişkilidir. Aşınma ve çizilme kuvvetlerine direnci arttırmakta ve materyalin kuvvetler altında deformasyonunu önlemektedir. Ayrıca çekme ve basma dayanıklılığı ve aşınma direnci gibi özelliklerle de ilişkili olup materyalin klinik başarı ve sürekliliğini etkilemektedir (179).

2.7.4. Mikrosertlik Testleri

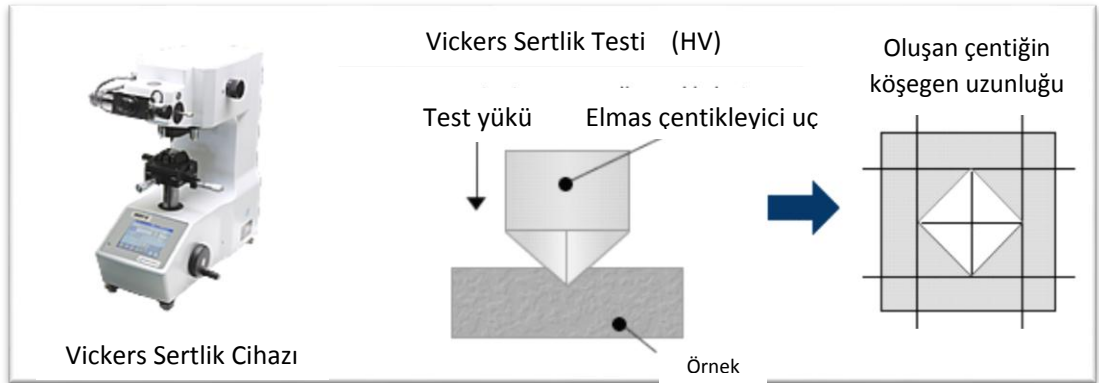
Restoratif materyallerin sertliğinin test edilmesinde en çok kullanılan yöntemler Vickers, Brinell, Knopp, Rockwell, Shore ve Barcol sertlik testleridir. Bu testler birbirinden minör farklarla ayrılır ve her birinin belli avantaj ve dezavantajları vardır. Tüm yöntemlerde çentik açıcı bir uç vardır ve test edilen materyalin üzerine belli bir kuvvet uygulayarak bir çentik oluştururlar. Çentik açıcı cisim şekil, geometri ve yüklenen kuvvet açısından her bir teknikte farklıdır; metalden, tungsten karbitten veya elmadan yapılabilir ve şekli küre, koni, piramit veya iğne şeklinde olabilir. Bu testlerden hangisinin seçileceği test edilecek materyale bağlıdır (31, 155). Rockwell ve Brinell testleri kırılğan materyaller için uygun olmayıp, elastik malzemeler için modifiye edilmiştir (155).

Sertlik testlerinin genel prosedürü, belirlenen kuvvetin cisme çentik açıcı uç ile uygulanması sonucu oluşan deformasyon alanının mikroskop altında ölçülmesi ve kuvvetin elde edilen değere bölünmesiyle (yük/alan) sertlik değerinin belirlenmesidir. Mikrosertlik değeri oluşan deformasyon alanının büyüklüğüyle ters orantılıdır (155).

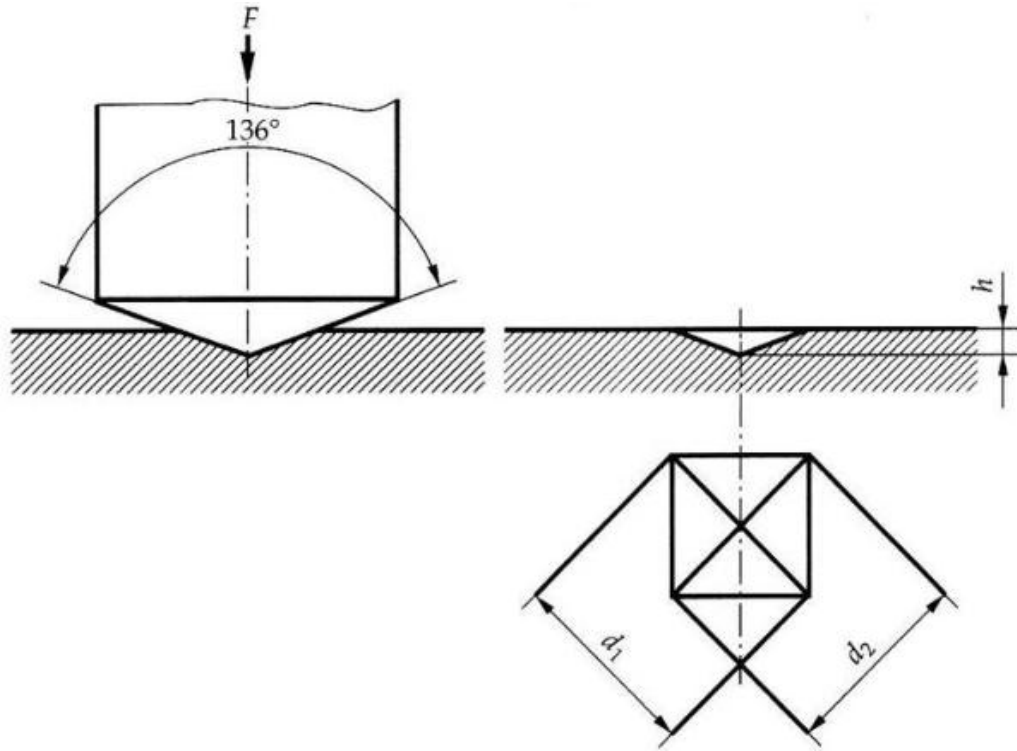
Bir cisme kuvvetin belirli bir süre uygulanması ile ölçülen sertlik değerine 'statik sertlik değeri' denir. Farklı büyüklükteki kuvvetlerin ayrı ayrı uygulandığı ve kuvvetin belli miktarlarda arttırılması ve sonlandırılması ile ölçülen sertlik değerine 'dinamik sertlik değeri' denir (155).

2.7.5. Vickers Sertlik Cihazı

Vickers testi özellikle küçük alanların veya çok sert ve kırılğan materyaller ile diş dokularının sertliğinin ölçülmesinde kullanılır. Elastik materyallerde sertlik ölçümü için uygun değildir (155). Kompozit rezin örneklerdeki ölçümlerde en sık kullanılan cihazdır (180). Bu cihazın çentik açıcı cismi kare altlı, dört yüzlü eşkenar üçgen geometrili piramit şeklinde elmas bir uçtur ve elmas piramidin yüzeyleri arasında 136° lik açı mevcuttur. Bu cismin oluşturduğu iz kare şekillidir. N/mm^2 şeklinde ifade edilir.



Şekil 2. 1. Vickers sertlik cihazı ve elmas çentikleyici ucun şematik çizimi (181)



Şekil 2. 2. Elmas çentikleyici uç ve oluşturduğu çentiğin şematik çizimi

Vickers Sertlik Değeri (HV) aşağıdaki formül ile hesaplanır.

$$P_{\max} = c \cdot h_{\max} + c \cdot h_{\max}^2 \quad HV = 2 \cdot P_{\max} / \alpha^2$$

P_{\max} = Uygulanan maksimum kuvvet

h_{\max} = Maksimum batma derinliği

c = Denklemin sabiti

α = Elmas ucun köşegenleri arasındaki açının yarısı ($\alpha=68^\circ$)dır(182).

Elmas ucun uyguladığı basınca materyalin gösterdiği direnç ölçülür. Oluşan izin alanı ne kadar küçük ise, materyal o kadar sert demektir ve Vickers sertliği de o kadar büyük olur (155).

Vickers sertlik cihazı ile sertlik ölçümü yapılacak örnekler yük etkisiyle kayma oluşmasını engellemek için düz bir yüzeye sahip olmalıdır ve elmas ucun örneğin diğer tarafında çıkıntı oluşturmasına izin vermeyecek kalınlıkta olmalıdır.

Bu cihazlarda elmas uç uzun zaman bozulmamaktadır ve örneklerin alt, üst ve orta yüzeylerinde sertlik ölçümü yapılabilmektedir (183).

Kompozit rezinlerin Vickers sertlik değerleri, minenin (408 kg/mm²) ve dentinin (60 kg/mm²) Vickers sertlik değerleri ile kıyaslanabilir olmalıdır (178). Hidroksiapatit kristallerinin çentik sertliği 3.39 GPa'dır. Bu değer, kompozit rezinin dolgu parçacıkları için maksimum kabul edilebilir standardı olarak kullanılır. Doldurucu sertliği hidroksiapatitten az veya ona eşit olmalıdır. Baryum camı ve çinko camı gibi birçok cam 3 GPa ve 4 GPa arasında değişen sertlik değerlerine sahiptir. Posterior kompozit rezinlerin daha yeni jenerasyonlarında daha küçük ve daha yumuşak cam parçacıkları kullanılır. Böylelikle daha az aşındırıcı ve daha az yıpratıcı olurlar.

Yapılan bazı deneylerde kompozit rezinler üzerinde aşındırılma yapıldığında dolgunun sertlik derecesinin arttığı görülmüştür. Bunun nedeni, kompozit rezinin yapısında bulunan CH, HO, C, O gibi moleküllerin arasındaki kimyasal bağların sürtünme ile sahip olduğu bağ enerjisinin açığa çıkmasıdır. Bu sayede molekülün yapısındaki bağlar kopar ve kısmen değişik özelliklere sahip yeni bir polimer meydana gelir. Yani bu durum, polimerize edilmiş kompozit rezin yüzeyindeki oksijen inhibisyon tabakasının polisajlama ile uzaklaştırılması sonucu daha iyi bir yüzey sertliğinin oluşturulması anlamına gelir. Dayanıksız olan bu oksijen inhibisyon tabakasının uzaklaştırılması için mutlaka kompozit rezin yüzeyleri polisajlanmalıdır. Bu çalışmada oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu önlemek için kompozit rezinlerin yüzeyi şeffaf bandlarla kapatılıp ışıkla polimerizasyon başlatılmıştır (178).

2.7.6. Dönüşüm Derecesinin Alt ve Üst Yüzey Mikrosertlik Değerlerine Göre Belirlenmesi

Dönüşüm derecesi, mikrosertlik testleri, Fourier Transform Kızılötesi Spektrometre (FTIR), mikroskopi ve kazıma teknikleri ile ölçülebilir. Mikrosertlik ölçümlerinin temeli 'deformasyona karşı direnç' fikrine bağlıdır (184). Deformasyon

genellikle piramidal elmas şekilli bir indentör (iz açıcı) ile yapılır ve girinti derinliği mikroskop ile ölçülür. Uygulanan kuvvetin oluşan girintinin alanına bölünmesiyle sertlik değeri hesaplanır. Yüzey sertliği ölçümlerinde örnek yüzeyinden çok sayıda ölçüm yapılarak ortalama hesaplanır. Sonrasında, alt yüzey / üst yüzey sertlik oranının değerlendirilmesi, geleneksel olarak, polimerizasyon derinliğini veya ışıkla polimerizasyon etkinliğini değerlendirmek için kullanılır. Bu, günümüzde ışıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonunun etkinliğini değerlendirmek için kullanılan en yaygın yöntemlerden biridir. Dönüşüm derecesinin alt yüzey / üst yüzey sertliği oranına göre belirlenen $0,8 (x100 = \% 80)$ 'lik eşik değeri, ışıkla polimerize edilmiş kompozit rezinlerde yeterli polimerizasyon için bir kriter olarak kullanılmıştır (151, 153).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışma, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür. Mikrosertlik değerlerinin ölçümleri Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında, Vickers sertlik cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma, Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje Kodu: THD-2016-8001, ID: 8001).

Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyaller Tablo-3.1.'de gösterilmiştir. Bu çalışmada 5 farklı bulk fill kompozit rezin [Filtek Bulk Fill Posterior, 3M ESPE, Seefeld, Almanya (FB), Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, AG, Lihtenştayn (TBF), SonicFill 2 Bulk Fill, Kerr Co., CA, ABD (SF), SDR Bulk Fill, Dentsply, ABD (SDR), ve Venus Bulk Fill, Heraeus Kulzer, ABD (VB)] ve 1 adet nanohibrit kompozit rezin [Filtek Ultimate, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD (FU)], 5 farklı kalınlıkta (1, 2, 3, 4 ve 5 mm), tek tip ışık cihazı (Radii Plus Led, SDI) kullanılarak 20 sn ışıkla polimerize edilmiştir. Vickers mikrosertlik cihazı ile alt ve üst yüzey sertlikleri (HV) incelenmiştir; sonrasında **alt yüzey/üst yüzey** formülüne göre dönüşüm dereceleri (DC) hesaplanmıştır.

Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyaller	Üretici Firma	Bileşimi (Rezin Sistemi)	Doldurucu Tipi ve İçeriği	Uygulama kalınlığı	Seri No
Filtek Ultimate (FU) Nanofill Geleneksel Kompozit Rezin	3 M ESPE, St. Paul, MN, ABD	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA ve PEGDMA	Farklı nanofill boyutlarda silika ve zirkonyum doldurucular Ağırlıkça % 78.5 Hacimce % 63.3	2 mm	N641866
Filtek Bulk Fill Posterior (FB) Bulk Fill Kompozit Rezin	3 M ESPE, Seefeld, Almanya	AUDMA, AFM, UDMA ve 1, 12 dodekan-DMA (DDDMA)	Farklı nanofill boyutlarda silika ve zirkonyum doldurucular YbF3 Ağırlıkça % 76.5 Hacimce % 58.4	5 mm	N682702
Tetric EvoCeram Bulk Fill (TBF) Bulk Fill Kompozit Rezin	Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, CQ, ivoserin TPO, kimyasal katkı malzemeleri katalistler, stabilizatörler, pigmentler	iki farklı boyutta baryum alüminyum silikat cam, YbF3, karışık oksitleyiciler, Prepolimer, Isofillers Ağırlıkça %81 Hacimce % 60-61	4 mm	T39247
SonicFill 2 (SF) Bulk Fill Kompozit Rezin	Kerr Corporation, CA, ABD	Etoksillenmiş Bisfenol A dimetakrilat, Bisfenol-A-dimetakrilat ve Trietilenglikol dimetakrilat	Silikon dioksit, baryum cam, zirkonyum bileşikleri, oksitler, kimyasallar ve YbF3 Ağırlıkça %81,3	5 mm	5790868
SDR (SDR) Akışkan Bulk Fill Kompozit Rezin	Dentsply, ABD	UDMA, EBPADMA, TEGDMA kamforokinon, BHT, UV stabilize edici ve demir oksit pigmentleri	Baryum-alumino-floro-borosilikat cam Stronsiyum alumino-floro-silikat cam Ağırlıkça % 68 Hacimce %45	4 mm	120723
Venus Bulk Fill (VB) Akışkan Bulk Fill Kompozit Rezin	Heraeus Kulzer, ABD	Multifonksiyonel metakrilat monomerleri (UDMA, EBADMA)	Baryum- alümino-florosilikat cam, YbF3, silisyum oksit Ağırlıkça %65 Hacimce %38	4 mm	010109

(Bis-GMA= Bisfenol A diglisidil eter metakrilat, DMA= Dimetakrilat, UDMA= Üretan dimetakrilat, TEGDMA= Trietilen glikol dimetakrilat, AFM= Fragmente edici ek monomer, AUDMA= Yüksek moleküler ağırlıklı aromatik dimetakrilat, Bis-EMA= Bisfenol A etoksi dimetakrilat, YbF3= Yterbiyum Triflorür, CQ= kamforokinon), TPO= Trimetilbenzoil difenilfosfinoksit, PEGDMA= Polietilen glikol dimetakrilat, EBPADMA= Etoksillenmiş Bisfenol A dimetakrilat, BHT= Bütillenmiş hidroksil tolüen)

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

3.1.1. Filtek Ultimate Kompozit Rezin

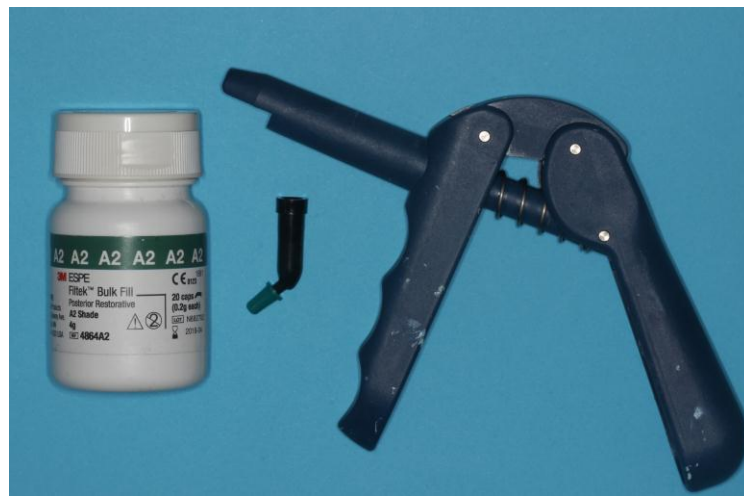


Şekil 3. 1. Filtek Ultimate Kompozit Rezin (3 M ESPE, St. Paul, MN, ABD)

Filtek Ultimate nanofill kompozit rezin (FU), anterior ve posterior restorasyonlarda kullanılabilen geleneksel bir nanofill esaslı kompozit rezindir. Üretici firma tarafından, body tonunda 2 mm tabaka kalınlığı için 20 sn polimerizasyon süresi önerilmiştir. Bu çalışmada, body A2 tonu kullanılmıştır (185).

FU, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve Bis-EMA rezinleri içerir. TEGDMA rezine ilave olarak PEGDMA (Polietilen Glikol Dimetakrilat) rezini eklenmiştir (185).

3.1.2. Filtek Bulk Fill Posterior Restoratif Kompozit Rezin



Şekil 3.2. Filtek Bulk Fill Posterior Restoratif Kompozit Rezin (3 M ESPE, Seefeld, Almanya)

Filtek Bulk Fill Posterior kompozit rezin (FB), posterior dişlerin direkt restorasyonları için kullanılan bir restoratif kompozit rezindir. 5 mm derinliğe kadar tek tabakada uygulanabileceği belirtilmiştir. Tek aşamalı uygulanabilir ve ilave üst son tabaka gerektirmez (186). Bu çalışmada A2 tonu kullanılmıştır.

FB, AUDMA, AFM, UDMA ve 1, 12 dodekan-DMA rezinleri içerir (186).

3.1.3. Tetric EvoCeram Bulk Fill Kompozit Rezin



Şekil 3.3. Tetric EvoCeram Bulk Fill Kompozit Rezin (Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn)

Tetric EvoCeram Bulk Fill kompozit rezin (TBF), posterior dişlerdeki direkt restorasyonlar için kullanılan nanohibrit bir kompozit rezindir. Üretici firma tarafından 4 mm'lik tabakalar halinde tek aşamada uygulanabileceği ve ilave üst son tabaka gerektirmediği belirtilmiştir (187). Bu çalışmada IVA tonu kullanılmıştır.

TBF, nanohibrit doldurucu, pre-polimer ışıkla polimerizasyon başlatıcı/güçlendirici ivocerin ve bir ışık hassasiyeti filtresi içerir (187).

TBF, kompozit rezinde kamforokinon (CQ) haricinde diğer foto-başlatıcılar bulunur; yaklaşık 410 nm'de ışığı emer (24). TBF, yeni bir fotobaşlatıcı sistemi (İvoserin - bir dibenzoil Almanyaum bileşiği) içerir. Bu, 370 ila 460 nm arasındaki geniş dalga boyu aralığında görünür ışığı emer (187). Polimerizasyonu başlatmak için CQ

yalnız bir radikal üretirken, Almanyaum bazlı ivoserin 2 bağımsız radikal üretir (4). Ayrıca materyalin %15 oranındaki saydamlığı da daha fazla ışık penetrasyonu sağlayarak daha yüksek polimerizasyon derinliği sağlanmasına katkıda bulunur (4).

3.1.4. SonicFill 2 Bulk Fill Kompozit Rezin



Şekil 3.4. SonicFill 2 Bulk Fill Kompozit Rezin (Kerr Corporation, CA, ABD)

SonicFill 2 Bulk Fill Kompozit Rezin (SF), posterior restorasyonlar için geleneksel kompozit rezin ile ek bir tabaka gerektirmediği ileri sürülen bir sonik aktif, bulk fill kompozit rezin sistemidir (188). Bu çalışmada A2 tonu kullanılmıştır.

SF, bir Kavo Sonic Fill el aleti (hand piece) ve tek kullanımlık uçlarında bulk fill kompozit materyal içeren bir sistemdir. Sonik aktivasyonun, kolay yerleştirme ve iyi uyum için boşluğa hızlı bir kompozit materyal akışı sağladığı öne sürülmüştür (188). Üretici firma, 5 mm derinliğe kadar olan kavitelerde 3 dakikadan az bir süre içinde, polisajlı restorasyon yapılabileceğini belirtmektedir.

3.1.5. SDR Bulk Fill Kompozit Rezin



Şekil 3.5. SDR Bulk Fill Kompozit Rezin (Dentsply, ABD)

SDR Posterior Akışkan Bulk Fill kompozit rezin (SDR), tek komponentli florür içeren tipik "akışkan" bir kompozit rezin özelliklerine sahip bir materyaldir. 4 mm'lik tabakalar halinde uygulanabileceği belirtilmiştir. Üretici firma tarafından, oklüzal teması olmayan preparasyonlarda tek başına bir restoratif materyal olarak kullanımının uygun olacağı belirtilmiştir. SDR tek bir evrensel renkte bulunur. Bir baz/astar olarak kullanıldığında, 2 mm'lik oklüzal yüzeyin bir metakrilat esaslı geleneksel posterior kompozit rezin ile kaplanması gerekmektedir (189).

inorganik matriksinde, baryum-alumino-floro-borosilikat cam, stronsiyum alumino-floro-silikat cam içeriğine sahiptir ve inorganik doldurucu ağırlıkça % 68, hacimce %45 oranındadır.

3.1.6. Venus Bulk Fill Kompozit Rezin



Şekil 3.6. Venus Bulk Fill Kompozit Rezin (Heraeus Kulzer, ABD)

Venus Akışkan Bulk Fill kompozit rezin (VB), bulk tekniği ile posterior restorasyonlar oluşturmak için üretilmiş akışkan bir kompozit rezindir. Florür içerir. VB, tek bir evrensel renkte bulunur. Üretici firma tarafından, VB'nin, 4 mm kalınlığa kadar uygulanabileceği, ancak üst son tabakanın 2 mm kalınlığında metakrilat esaslı bir kompozit rezin olması gerektiği belirtilmiştir (190).

Sınıf I ve II direkt restorasyonlarda (4 mm'ye kadar) bir baz materyali olarak veya sınıf I ve II restorasyonlarda doğrudan restoratif materyaller altında bir kavite astar materyali olarak kullanım için ideal olduğu belirtilmiştir (190).

3.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

3.2.1. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı



Şekil 3.7. Radium Plus LED ışık cihazı (SDI, Victoria, Avustralya)

Radium Plus, SDI firması tarafından üretilen bir LED ışıkla polimerizasyon cihazıdır (191).

Radium Plus, fotobaşlatıcı olarak CQ içeren kompozit rezin materyallerin polimerizasyonu için kullanılan, kablosuz, 1500 mW/cm² lik maksimum güce sahip bir LED ışık cihazıdır.

Bu çalışmada, bu ışık cihazı ışık ucu kompozit materyal üzerine konulan şeffaf band üzerine temas ettirilerek dik açı ile her bir materyal için normal moda uygulanmıştır. Kullanılan ışığın dalga boyu 440-480 nm olup, yoğunluğu 1014,7 mW/cm²'dir (191).

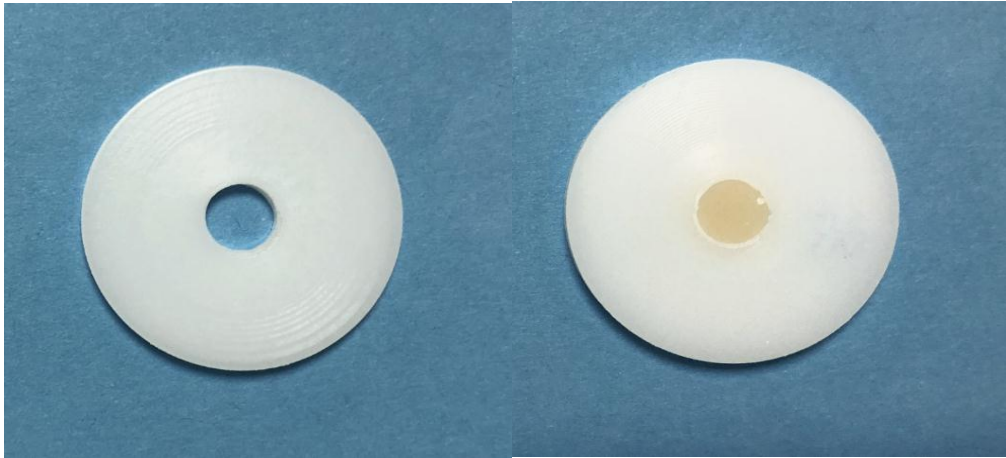
Radii Plus'ın dahili radyometresi, ünitenin işlevselliğini kontrol etmek her 5 örnekten sonra kullanılmıştır. Uygun ışık şiddetinin oluştuğundan, göstergede 4 veya 5 ışık yandığında emin olunmuştur.

3.2.2. Vickers Sertlik Cihazı

Örneklerin alt ve üst yüzey sertlik değerlerinin değerlendirilmesinde, kuvvet miktarı ve uygulama zamanının kontrol edilebildiği bir mikrosertlik cihazı (HVS 1000 Microhardness Tester, Bulut makine, İstanbul, Türkiye) kullanılmıştır (192).

3.3. Örneklerin Hazırlanması

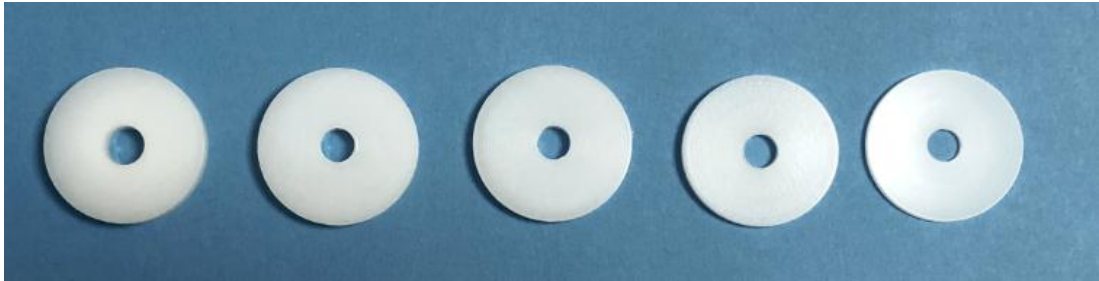
Mikrosertlik değeri ve dönüşüm derecesini değerlendirmek için, 6 mm çapında, 1, 2, 3, 4 ve 5 mm kalınlığında teflon kalıplar hazırlanmıştır (Şekil 3.8).



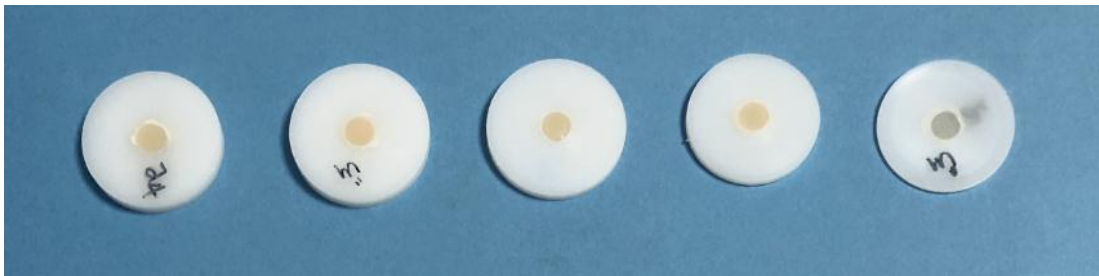
Şekil 3.8. Teflon kalıplar

Siman camı üzerine şeffaf selüloid bant ve bunun üzerine konulan teflon kalıp içerisine kompozit rezinler (Filtek Ultimate Body A2, Filtek Bulk Fill Posterior A2, Tetric EvoCeram Bulk Fill ^{IV}A, SonicFill 2 Bulk Fill A2, SDR evrensel renk tonu, Venus Bulk Fill evrensel renk tonu) paslanmaz çelik ağız spatülü yardımı ile uygulanmıştır. SF bulk fill kompozit rezin, kendi özel özel el aleti ile uygulanmıştır. Özel el aleti, bir dental ünit üzerinde uygun orta basınçtaki çıkışa bağlanarak, kilitlenene kadar sıkıca bastırılmıştır. Hava basıncının 40 ila 70 PSI (276 kPa - 483 kPa) arasında olduğundan

emin olunmuştur, sonra tek kullanımlık uç, özel el aleti üzerine yerleştirilmiştir. Daha sonra kırmızı koruyucu kapaklar tek kullanımlık uçtan bükmeden düz bir şekilde çekilmiştir. SonicFill 2 özel el aleti saat yönünde döndürülerek, kompozit rezin örnekler içerisine uygulanmıştır. Üst yüzey üzerine tekrar şeffaf selüloid bant yerleştirilmiş ve basınç uygulamak amaçlı bandın da üstüne 1 mm kalınlığında cam lamel kapatılarak bastırılmıştır. Tüm örneklerde basınçla kalıptan taşan fazla materyaller spatül aracılığı ile uzaklaştırılmış, arada boşluk oluşumuna izin vermeyecek şekilde adapte edilmiştir Farklı kalınlıklardaki teflon kalıplara 6 çeşit kompozit rezin materyali yerleştirildikten sonra, her bir örnek, kullanılan materyallerin üretici firmalarının önerdikleri 20 sn boyunca, LED ışık cihazı (Radii Plus Led, SDI Victoria, Avustralya) ile 1014,7 mW /cm² güçte, örnek üzerindeki şeffaf selüloid bandla ışık cihazının ucu temasta tutularak polimerizasyon sağlanmıştır. Şeffaf selüloid band kullanımının amacı kompozit rezin yüzeyinde sertlik değeri düşük oksijen inhibisyon tabakası oluşumunu önlemektir. Belirtilen şekilde her bir kompozit rezin materyal için 30 adet (n=6), toplamda 180 adet örnek hazırlanmıştır.



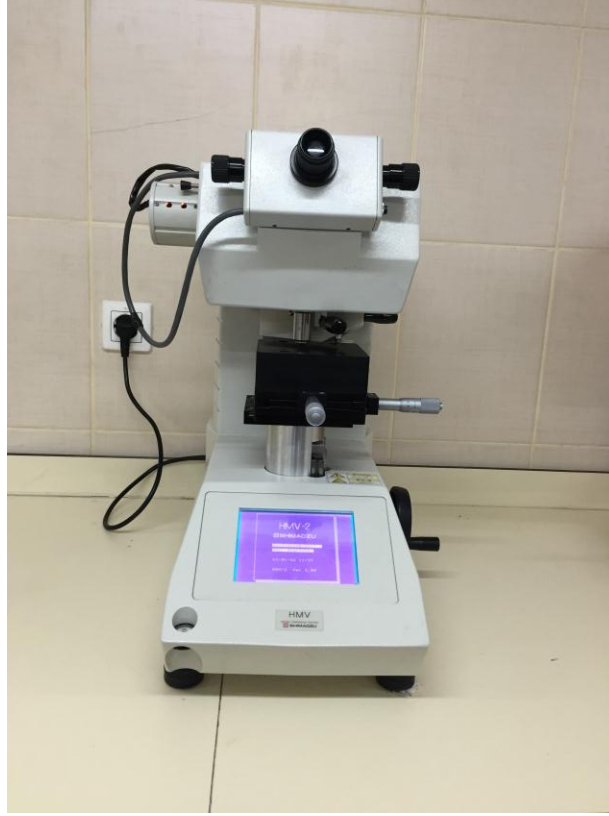
Şekil 3.9. Boş teflon kalıplar (soldan sağa 5 mm-4 mm-3 mm-2 mm-1 mm)



Şekil 3.10. Kompozit rezinlerle doldurulmuş teflon kalıplar (soldan sağa 5 mm-4 mm-3 mm-2 mm-1 mm)

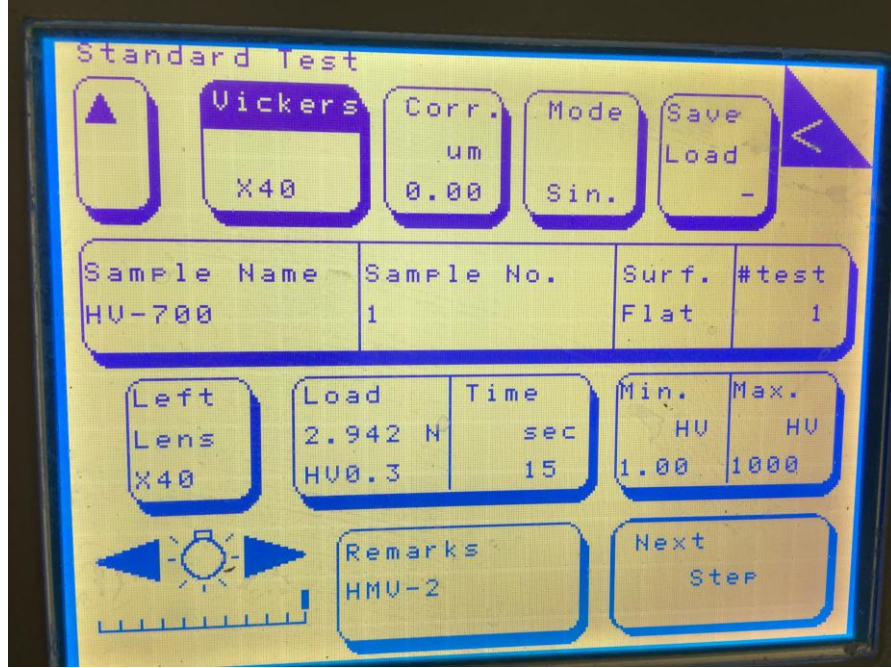
3.5. Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması

Ölçümler ISO 14577 (2015) kurallarına uygun olarak yapılmıştır.



Şekil 3.11. Vickers sertlik cihazı

Mikrosertlik ölçümleri yapılacak polimerize edilmiş ve 24 saat distile suda bekletilmiş örnekler deforme olmasını önlemek amacıyla teflon kalıptan çıkarılmadan, mikrosertlik cihazının (HVS 1000 Microhardness Tester, Bulut Makine, Türkiye) Vickers çentik açıcı ucu altına yerleştirilmiştir. Örnekler 300 gr (2,942 N) yük 15 s boyunca uygulanarak, her örneğin alt ve üst yüzeylerinden 10'ar adet ölçüm yapılmıştır. Örneklerin sertlik ölçümü, polimerizasyonun tam olarak tamamlanmış olması için 24 saat sonra yapılmıştır.



Şekil 3.12. Vickers sertlik cihazı ekranı

Örneklerin yüzeylerine dik konumlandırılmış Vickers çentik açıcı uç ile dörtgen şekilli çentikler açılmıştır. Çentik açıldıktan sonra mikrosertlik cihazının x40 büyütmeli merceği altına yerleştirilen örneklerde oluşan dörtgen şeklindeki çentiklerin köşegen uzunluklarının, sertlik cihazının x-y-z düzleminde hareket eden kolları yardımıyla manuel olarak belirlenmesi sonrası, cihaz tarafından otomatik olarak Vickers sertlik (HV)) değeri hesaplanmıştır



Şekil 3.13. Vickers sertlik cihazı intendörü

Bu ölçümler her bir örneğin alt ve üst yüzeyinde 10 farklı noktadan yapılmıştır. Her bir yüzeyden yapılan 10 ölçümün ortalaması örneğin o yüzeyinin sertlik değeri olarak belirlenmiştir.

3.6. Polimerizasyon Dönüşüm Derecelerinin Belirlenmesi

Yapılan 10 ölçümün ortalaması alınarak her örneğin üst ve alt yüzey sertlikleri belirlenmiştir. Dönüşüm derecelerinin karşılaştırılması için, her materyalden elde edilmiş, farklı kalınlıktaki örneklerin alt yüzey sertliği değeri, üst yüzey sertliği değerine bölünerek dönüşüm derecesi hesaplanmıştır.

$$\% \text{ DC} = \text{HV alt} / \text{HV üst}$$

Dönüşüm dereceleri (DC) ve mikrosertlik değerleri (HV) istatistiksel analizler ile değerlendirilmiştir.

DC genellikle mikrosertlik testleri ile dolaylı olarak değerlendirilmektedir(193). Vickers mikrosertlik cihazı, kompozit rezinlerin sertliğinin değerlendirilmesinde en uygun cihazlardan biri olup, restoratif rezinlerin DC'si ile de iyi ilişkilidir (194). Bu nedenle çalışmamızda DC'nin Vickers mikrosertliği ile değerlendirilmesi yapılmıştır.

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Alt ve üst yüzey sertliklerinin tanımlayıcı istatistikleri için ortanca ve minimum - maksimum değerleri, dönüşüm dereceleri için ise ayrıca ortalama ve standart sapma değerleri verilmiştir. Çoklu grup karşılaştırmaları için Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Gruplar arası fark bulunduğu durumda, ikili karşılaştırmalar yapılarak Dunn Sidak düzeltmesi ile farklılığın hangi grup veya gruplardan kaynaklandığı belirtilmiştir. Ayrıca her bir kompozit rezin için alt yüzey sertlik değerleri dağılımı kutu çizgi grafikleri ile, her kalınlık değerinde alt yüzey-üst yüzey ortalama sertlik değerlerinin dağılımı çubuk grafikleri yardımı ile görsel olarak sunulmuştur.

Bu çalışmada elde edilen bulguların istatistiksel değerlendirilmesi Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakóltesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

Tüm istatistiksel analizler, SPSS yazılım programı (SPSS 21.0 for Windows/SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Yüzey Sertliği Bulguları

Üst Yüzey Sertlik Değerlendirmesi

Bu çalışmada 1, 2, 3, 4 ve 5 mm kalınlıklarda polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst yüzeylerinden elde edilen ortalama Vickers mikrosertlik (HV) ve minimum-maksimum değerleri [min-max] Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. 1, 2, 3, 4, 5 mm kalınlıklarda polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst yüzeylerinin ortalama HV [N/mm²] ve [min-max] değerleri

Gruplar	Üst Yüzey ortalama HV [N/mm ²] ve [min-max] değerleri					p
	1 mm kalınlık	2 mm kalınlık	3 mm kalınlık	4 mm kalınlık	5 mm kalınlık	
FU (Filtek Ultimate)	91,09 [75,46-105,16] [N/ mm ²]	89,39 [81,35-94,39] [N/ mm ²]	82,51 [79,86-86,58] [N/ mm ²]	83,75 [76,78-93,69] [N/ mm ²]	84,39 [78,98-88,21] [N/ mm ²]	0,105
FB (Filtek Bulk Fill Posterior)	66,09 [63,65-69,58] [N/ mm ²]	64,4 [60,09-69,15] [N/ mm ²]	65,56 [64,15-66,65] [N/ mm ²]	63,26 [61,48-67,13] [N/ mm ²]	63,51 [61,36-65,43] [N/ mm ²]	0,09
TBF (Tetric EvoCeram Bulk Fill)	79,92 [76,68- 83,62] [N/ mm ²]	78,28 [74,59-79,77] [N/ mm ²]	78,91 [77,05-82,1] [N/ mm ²]	77,02 [74,32-80,89] [N/ mm ²]	75,7 [73,23-79,93] [N/ mm ²]	0,123
SF (SonicFill 2 Bulk Fill)	114,72 [112,59-116,29] [N/ mm ²]	115,84 [112,02-119,21] [N/ mm ²]	116,25 [114,83-118,31] [N/ mm ²]	114,97 [112,39-118,09] [N/ mm ²]	109,57 [108,88-110,93] [N/ mm ²]	0,03*
SDR (SDR Bulk Fill)	39,63 [36,71-43,52] [N/ mm ²]	37,74 [36,69-43,64] [N/ mm ²]	39,3 [35,99-42,59] [N/ mm ²]	38,28 [34,72-41,01] [N/ mm ²]	37,35 [36,23-40,13] [N/ mm ²]	0,463
VB (Venus Bulk Fill)	51,57 [50,02-52,68] [N/ mm ²]	50,15 [48,31-52,03] [N/ mm ²]	50,09 [48,69-51,19] [N/ mm ²]	49,22 [47,51-51,02] [N/ mm ²]	49,15 [47,55-49,67] [N/ mm ²]	0,018*
p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	

Kruskal Wallis testi bulgularına göre 1, 2, 3, 4 ve 5 mm kalınlıklarda üst yüzey sertliklerinde fark yaratan grupların p değeri * ile işaretlenmiştir (p<0,05).

Tüm kalınlıklarda en yüksek HV değeri SF (Sonic Fill 2 Bulk Fill) grubunda ölçülmüştür. Bu değeri FU (Filtek Ultimate) grubu takip etmiştir. En düşük üst yüzey HV değeri SDR (SDR Bulk Fill) grubunda gözlenmiştir (p<0,05).

Kruskal Wallis analizinde, bazı materyallerin üst yüzeylerinin ortanca HV değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur.

Tüm kalınlıklarda SDR yüzey sertlik değeri SF, FU ve TBF (Tetric EvoCeram Bulk Fill) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur ($p<0,05$).

İkili karşılaştırmalarda SF ve FB (Filtek Bulk Fill) ile SF ve VB (Venus Bulk Fill) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$). Ayrıca FU grubu ile VB arasındaki yüzey sertlik değeri farkı da 1 ve 2 mm kalınlıklarda istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Kullanılan bağımsız gruplarda test bulgularına göre; 1, 2, 3, 4 ve 5 mm kalınlıklarda polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst yüzeylerinden elde edilen mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılmasında, SF ve VB grupları haricindeki tüm materyallerde kendi içinde fark göstermediği görülmüştür ($p>0,05$).

Alt Yüzey Sertlik Değerlendirmesi

Çalışmamızda 1, 2, 3, 4, ve 5 mm kalınlıklarda polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin alt yüzeylerinden elde edilen ortanca Vickers mikrosertlik (HV) ve minimum-maksimum değerleri [min-max] Tablo 4.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 4. 2. 1, 2, 3, 4, 5 mm kalınlıklarda polimerize edilen kompozit rezin örneklerin alt yüzeylerinin ortanca HV [N/ mm²]ve [min-max] değerleri

Gruplar	Alt Yüzey ortanca HV [N/mm ²] ve [min-max] değerleri					p
	1 mm kalınlık	2 mm kalınlık	3 mm kalınlık	4 mm kalınlık	5 mm kalınlık	
FU (Filtek Ultimate)	80,03 [70,13-84,84] [N/ mm ²] ^{a,AC}	77,67 [72,91-83,76] [N/ mm ²] ^{a,AC}	67,4 [64,73-70,15] [N/ mm ²] ^{ab,AC}	47,72 [41,25-52,74] [N/ mm ²] ^{b,ABC}	39,28 [36,53-43,75] [N/ mm ²] ^{b,BC}	<0,001*
FB (Filtek Bulk Fill Posterior)	60,95 [56,34-62,77] [N/ mm ²] ^{a,CB}	55,1 [52,68-59,96] [N/ mm ²] ^{a,CB}	55,03 [47,33-62,83] [N/ mm ²] ^{a,CB}	51,34 [48,59-56,86] [N/ mm ²] ^{b,ABC}	49,06 [45,77-50,89] [N/ mm ²] ^{b,AC}	0,002*
TBF (Tetric EvoCeram Bulk Fill)	76,07 [75,06-77,76] [N/ mm ²] ^{a,AC}	71,79 [68,71-73,86] [N/ mm ²] ^{ac,AC}	66,06 [63,23-67,76] [N/ mm ²] ^{ab,AC}	56,05 [54,82-60,77] [N/ mm ²] ^{bc,AC}	48,91 [46,81-52,57] [N/ mm ²] ^{b,AC}	<0,001*
SF (SonicFill 2 Bulk Fill)	109,25 [107,6-111,42] [N/ mm ²] ^{a,A}	101,04 [99,69-102,25] [N/ mm ²] ^{ac,A}	93,53 [92,4-95,22] [N/ mm ²] ^{abc,A}	85,85 [81,15-89,01] [N/ mm ²] ^{bc,A}	69,34 [68,63-69,92] [N/ mm ²] ^{b,A}	<0,001*
SDR (SDR Bulk Fill)	35,88 [34,81-36,86] [N/ mm ²] ^{a,BC}	34,99 [33,14-36,95] [N/ mm ²] ^{ab,BC}	34,6 [33,56-35,73] [N/ mm ²] ^{ab,BC}	34,37 [32,65-36,35] [N/ mm ²] ^{ab,BC}	33,63 [31,61-34,81] [N/ mm ²] ^{b,BC}	0,035*
VB (Venus Bulk Fill)	49,96 [48,65-50,98] [N/ mm ²] ^{a,BC}	47,66 [46,32-49,89] [N/ mm ²] ^{ac,BC}	44,81 [43,11-46,21] [N/ mm ²] ^{abc,BC}	40,17 [39,16-41,32] [N/ mm ²] ^{bc,BC}	36,25 [34,11-38,45] [N/ mm ²] ^{b,BC}	<0,001*
p	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	

Kruskal Wallis testi bulgularına göre fark yaratan grupların p değeri * ile işaretlenmiştir.

Dunn Sidak düzeltmesi bulgularına göre her bir materyal için değişen kalınlıklarla farklılık yaratan gruplar(satırlarda) küçük harflerle; materyallerin birbiri arasında gösterdiği farklılıklar (sütunlarda);büyük harflerle gösterilmiştir (p<0,05).

Tüm kalınlıklarda en yüksek alt yüzey sertlik değeri gösteren grup, SF grubu olmuştur (p<0,05).Materyaller arasında en düşük alt yüzey sertlik değeri gösteren grup, SDR grubu olmuştur (p<0,05).

Kruskal Wallis analizinde, bazı materyallerin alt yüzeylerinin ortanca HV değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur.

Gruplar arasında 1 ve 2 mm kalınlıklarda polimerize edilen kompozit rezinlerin alt yüzeylerinden elde edilen sertlik değerleri kendi içlerinde karşılaştırıldığında istatistiksel bir fark gözlenmemiştir (p>0,05). SDR ile SF, FU ve TBF grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (p<0,05). SF grubu ile VB ve FB grupları arasında önemli fark gözlenmiştir (p<0,05).

3 mm kalınlıkta alt yüzey sertlik değerlerinde yine SDR grubu ile SF, FU ve TBF grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı görülmüştür ($p<0,05$). Bu kalınlıkta yine SF ile VB ve FB grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

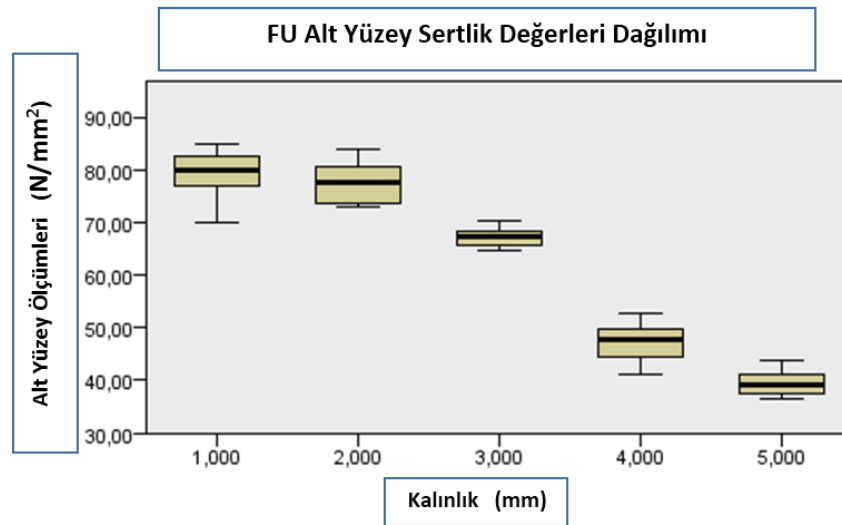
4 mm alt yüzey sertlik değerlerinde yine SDR grubu ile SF ve TBF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$). Bu kalınlıkta SF grubu ile VB grubu arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

5 mm kalınlıkta FU alt yüzey sertlik değeri önemli bir düşüş göstermiş olup SDR sertlik değeriyle anlamlı fark göstermemiştir ($p>0,05$). SDR alt yüzey sertlik değeri SF, TBF ve FB gruplarıyla anlamlı fark göstermiştir ($p<0,05$). Bu kalınlıkta alt yüzeyde SF grubu ile VB ve FU grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir ($p<0,05$).

4.1.1. Filtek Ultimate İçin Yüzey Sertliği Bulguları

Bu materyalin tüm kalınlıklarda üst yüzey sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

Alt yüzey sertlik değerleri farklı kalınlıklarda aşağıdaki grafikte görüldüğü gibi dağılım göstermiştir.



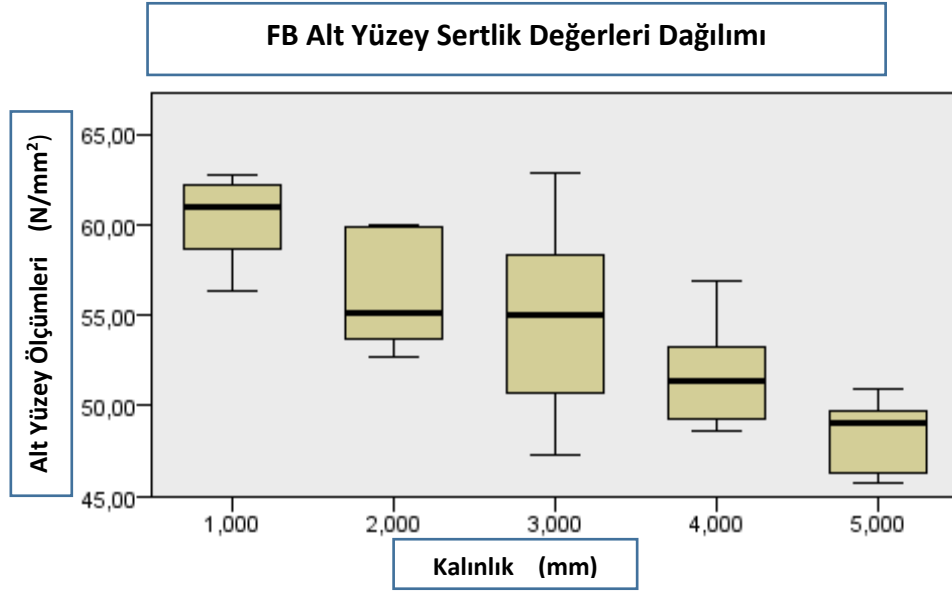
Şekil 4.1. FU'nun Farklı Kalınlıklarda Alt Yüzey Sertlik Analiz Sonuçları

Filtek Ultimate geleneksel kompozit rezinde, 5 mm ile 1 ve 2 mm kalınlıktaki alt yüz yüzey sertlik değerleri arasında anlamlı fark gözlenmiştir ($p < 0,05$). 5 mm'de alt yüzey sertlik değeri anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p < 0,05$). Ayrıca 4 mm'deki sertlik değerleri ile 1 ve 2 mm'deki sertlik değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p < 0,05$).

4.1.2. Filtek Bulk Fill Kompozit İçin Yüzey Sertliği Bulguları

Bu materyalin, tüm kalınlıklarda üst yüzey sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p > 0,05$).

Alt yüzey sertlik değerleri farklı kalınlıklarda grafikte görüldüğü gibi dağılım göstermiştir.



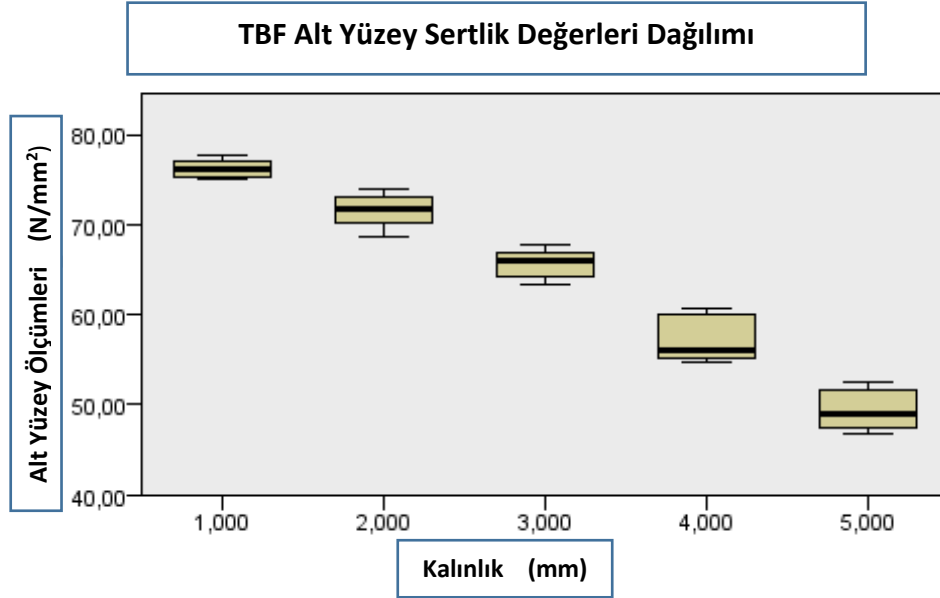
Şekil 4.2. FB'nin Farklı Kalınlıklarda Alt Yüzey Sertlik Analiz Sonuçları

Filtek Bulk Fill kompozit rezin için 5 mm ve 1mm'lik tabakalarda alt yüzey sertlikleri arasında önemli fark görülmüştür ($p<0,05$). 4 mm ve 1 mm'lik tabakalar arasında alt yüzey sertlik değerleri arasında da anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$).

4.1.3. Tetric EvoCeram Bulk Fill İçin Yüzey Sertliği Bulguları

Bu materyalin, tüm kalınlıklarda üst yüzey sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

Alt yüzey sertlik değerleri farklı kalınlıklarda grafikte görüldüğü gibi dağılım göstermiştir.



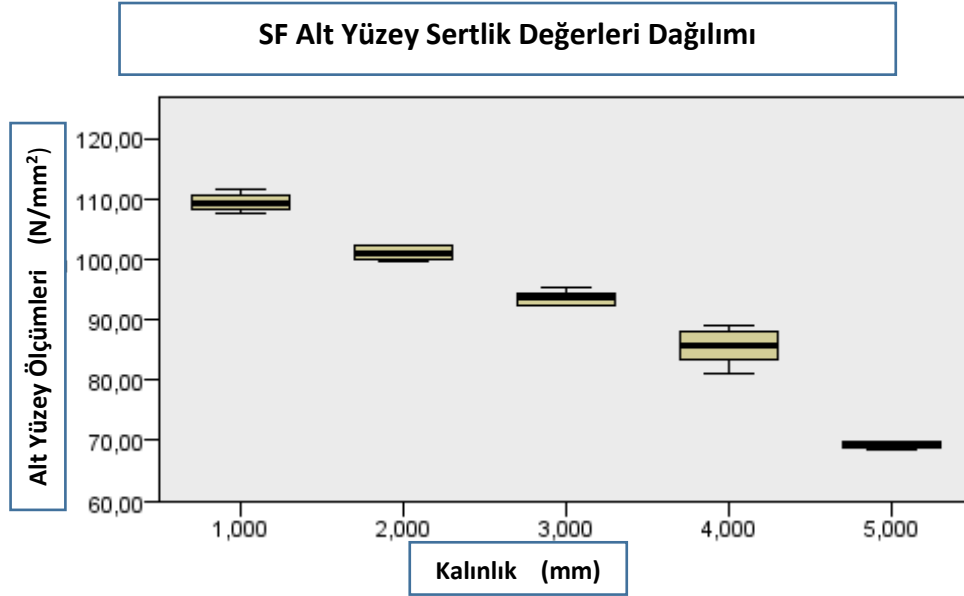
Şekil 4.3. TBF'nin Farklı Kalınlıklarda Alt Yüzey Sertlik Analiz Sonuçları

Tetric EvoCeram Bulk Fill'de 5 mm'de 1 ve 2 mm'lik kalınlıklara kıyasla alt yüzey sertlik değeri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük görülmüştür ($p < 0,05$). 4 mm'lik tabaka kalınlığında da 1 mm'lik tabaka kalınlığına kıyasla alt yüzey sertlik değeri istatistiksel anlamda önemli ölçüde düşük bulunmuştur ($p < 0,05$).

4.1.4. SonicFill 2 Bulk Fill İçin Yüzey Sertliği Bulguları

Bu materyalin, tüm kalınlıklarda üst yüzey sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p > 0,05$).

Alt yüzey sertlik değerleri farklı kalınlıklarda grafikte görüldüğü gibi dağılım göstermiştir.



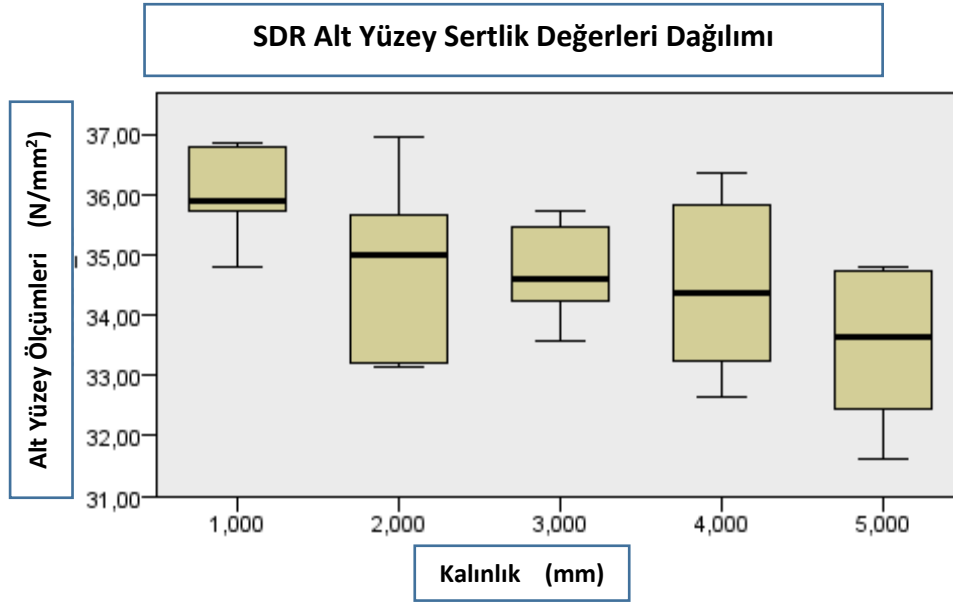
Şekil 4.4. SF'nin Farklı Kalınlıklarda Alt Yüzey Sertlik Analiz Sonuçları

SonicFill 2 Bulk Fill'de 5 mm'de 1 ve 2 mm'lik kalınlıklara kıyasla alt yüzey sertlik değeri anlamlı ölçüde düşük bulunmuştur ($p < 0,05$). 4 mm'lik tabaka kalınlığında da alt yüzey sertlik değeri 1 mm'lik tabaka kalınlığındaki alt yüzey sertliklerine kıyasla anlamlı ölçüde düşük ölçülmüştür ($p < 0,05$).

4.1.5. SDR Bulk Fill İçin Yüzey Sertliği Bulguları

Bu materyalin, tüm kalınlıklarda üst yüzey sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p > 0,05$).

Alt yüzey sertlik değerleri farklı kalınlıklarda grafikte görüldüğü gibi dağılım göstermiştir.



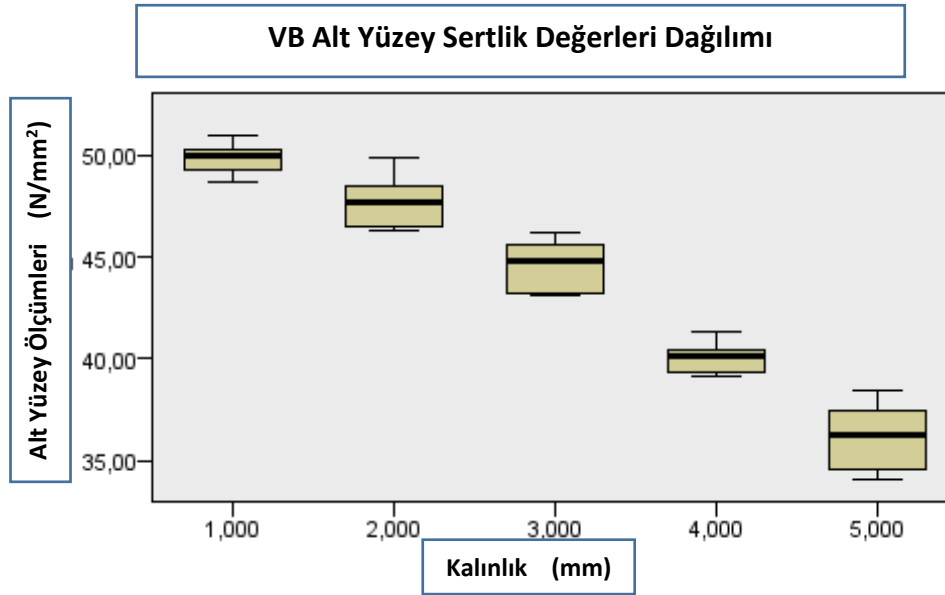
Şekil 4.5. SDR'ın Farklı Kalınlıklarda Alt Yüzey Sertlik Analiz Sonuçları

SDR Bulk Fill'de ölçülen alt yüzey sertliği değerinde tek anlamlı fark 5 mm ve 1 mm'lik tabaka kalınlıkları arasında bulunmuştur ($p < 0,05$).

4.1.6. Venus Bulk Fill İçin Yüzey Sertliği Bulguları

Bu materyalin, tüm kalınlıklarda üst yüzey sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p > 0,05$).

Alt yüzey sertlik değerleri farklı kalınlıklarda grafikte görüldüğü gibi dağılım göstermiştir.



Şekil 4.6. VB'nin Farklı Kalınlıklarda Alt Yüzey Sertlik Analiz Sonuçları

Venus Bulk Fill'de 5 mm'deki alt yüzey sertlik değeri 1 ve 2 mm'lik tabaka kalınlığındaki değerlerden önemli ölçüde düşük bulunmuştur ($p<0,05$). 4 mm'deki alt yüzey sertlik ölçümü de 1 mm kalınlıktaki alt yüzey sertlik değerlerinden önemli derecede düşük ölçülmüştür ($p<0,05$).

4.1.7. Kompozit rezinlerin 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm ve 5 mm Kalınlıkta Alt Yüzey-Üst Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması

Üst Yüzey Sertlik Değerleri Karşılaştırması

Tüm kalınlıklarda üst yüzey sertlik değerlerinin sıralaması SF>FU>TBF>FB>VB>SDR şeklindedir.

Tüm gruplarda en yüksek üst yüzey HV değeri SF grubunda ölçülmüştür. Bu değeri FU (Filtek Ultimate) grubu takip etmiştir.

Tüm ikili karşılaştırmalarda, SF ve FB ile SF ve VB grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Ayrıca FU grubu ile VB arasındaki yüzey sertlik değerleri arasındaki fark da 1 ve 2 mm kalınlıklarda istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

En düşük üst yüzey sertlik değeri SDR (SDR Bulk Fill) grubunda gözlenmiştir ($p<0,05$). SDR yüzey sertlik değeri SF, FU ve TBF (Tetric Bulk Fill) gruplarından farklı bulunmuştur ($p<0,05$).

SDR ve VB grupları arasında üst yüzey sertlik değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

Alt Yüzey Sertlik Değerleri Karşılaştırması

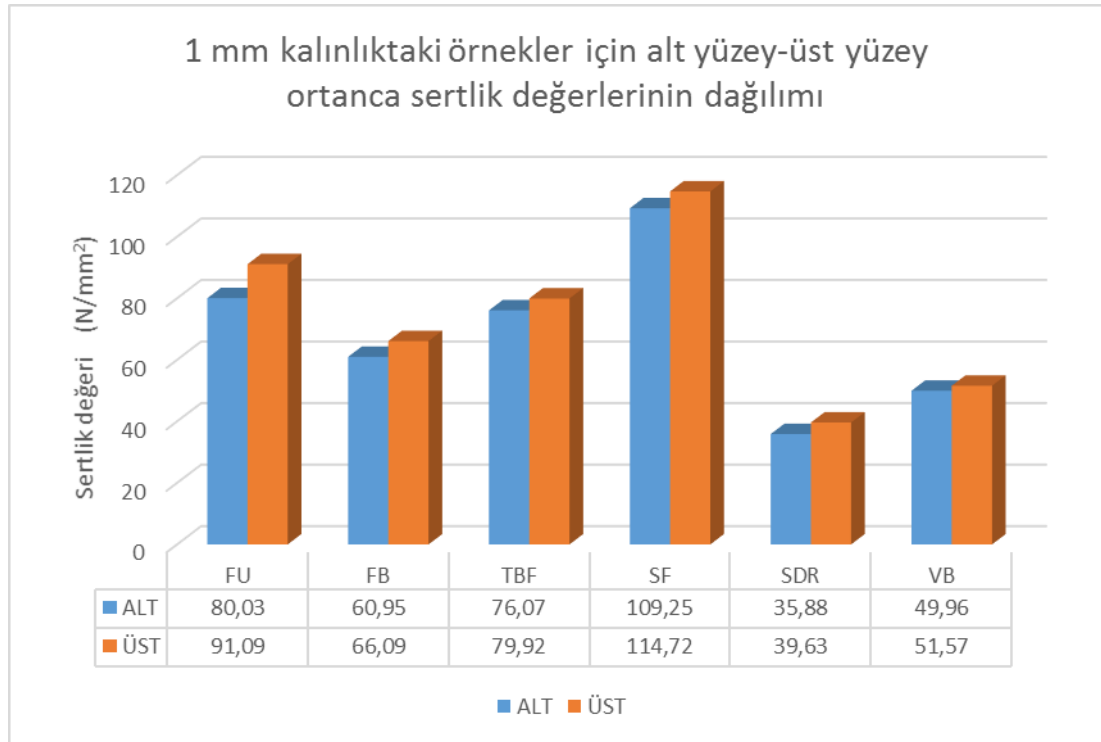
Alt yüzey sertlik değerlerinde tüm kalınlıklarda en yüksek sertlik değerlerini SF gösterirken, SDR en düşük alt yüzey sertlik değerlerini göstermektedir.

1, 2 ve 3 mm kalınlıkta ölçülen alt yüzey sertlik sıralaması SF>FU>TBF>FB>VB>SDR şeklindedir.

4 ve 5 mm kalınlıkta ölçülen alt yüzey sertlik sıralaması SF>TBF>FB>FU>VB>SDR şeklindedir.

4 ve 5 mm kalınlıklarda ölçülen FU alt yüzey sertlik değerleri önemli bir düşüş göstermiştir ($p<0,05$).

1 mm kalınlıktaki örnekler için alt yüzey-üst yüzey ortanca sertlik değerlerinin dağılım grafiği Şekil 4.7.'de görülmektedir.



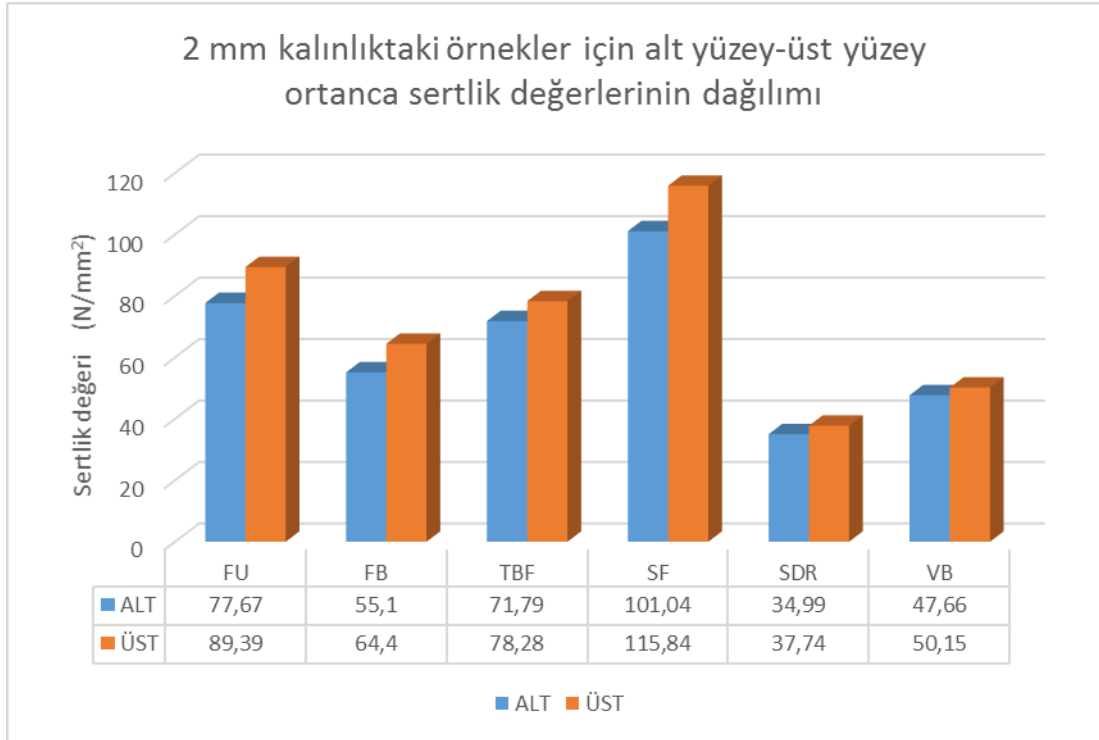
Şekil 4.7. Tüm kompozit rezinlerin 1 mm kalınlıkta ortalama alt yüzey-üst yüzey sertlik değerleri dağılım grafiği

Örneklerin hem alt yüzeyinde hem de üst yüzeyinde sertlik değerlerinin sıralaması şu şekildedir:

SF>FU>TBF>FB>VB>SDR

2 mm kalınlıktaki örnekler için alt yüzey-üst yüzey sertliklerinin dağılım grafiği

Şekil 4.8.'de görülmektedir.

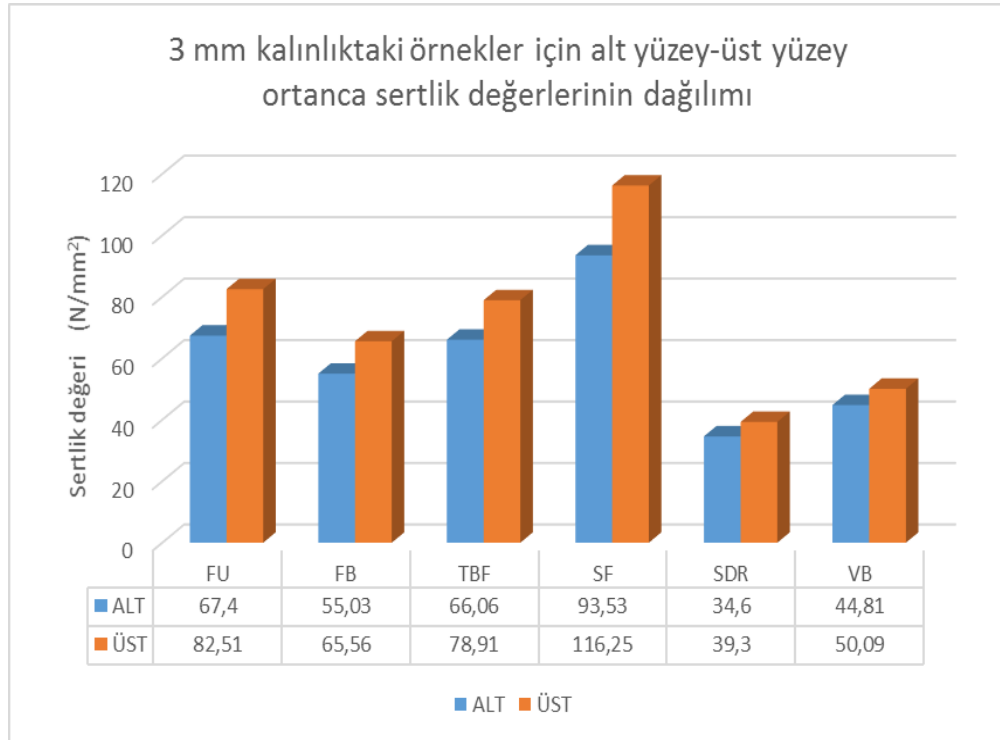


Şekil 4.8. Tüm kompozit rezinlerin 2 mm kalınlıkta ortalama alt yüzey-üst yüzey sertlik değerleri dağılım grafiği

Örneklerin hem alt yüzeyinde hem de üst yüzeyinde sertlik değerlerinin sıralaması şu şekildedir:

SF>FU>TBF>FB>VB>SDR

3 mm kalınlıktaki örnekler için alt yüzey-üst yüzey sertliklerinin dağılım grafiği
Şekil 4.9.'da görülmektedir.

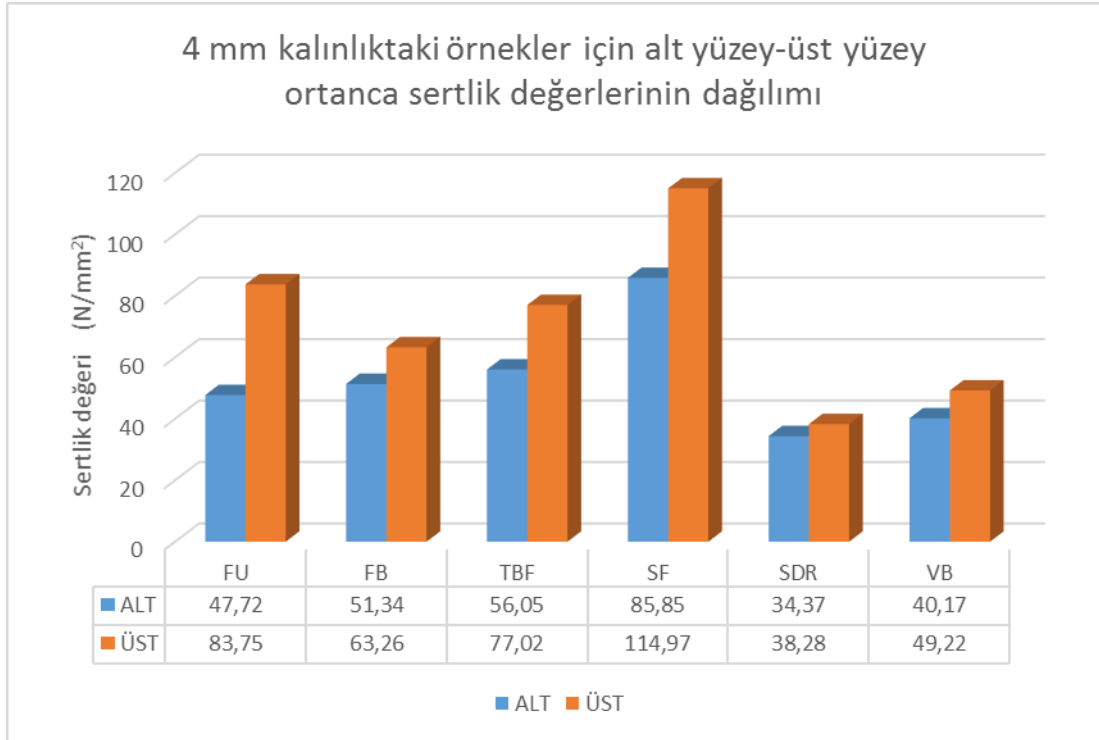


Şekil 4.9. Tüm kompozit rezinlerin 3 mm kalınlıkta ortalama alt yüzey-üst yüzey sertlik değerleri

Örneklerin hem alt yüzeyinde hem de üst yüzeyinde sertlik değerlerinin sıralaması şu şekildedir:

SF>FU>TBF>FB>VB>SDR

4 mm kalınlıktaki örnekler için alt yüzey-üst yüzey sertliklerinin dağılım grafiği
Şekil 4.10.'da görülmektedir.



Şekil 4.10. Tüm kompozit rezinlerin 4 mm kalınlıkta ortalama alt yüzey-üst yüzey sertlik değerleri dağılım grafiği

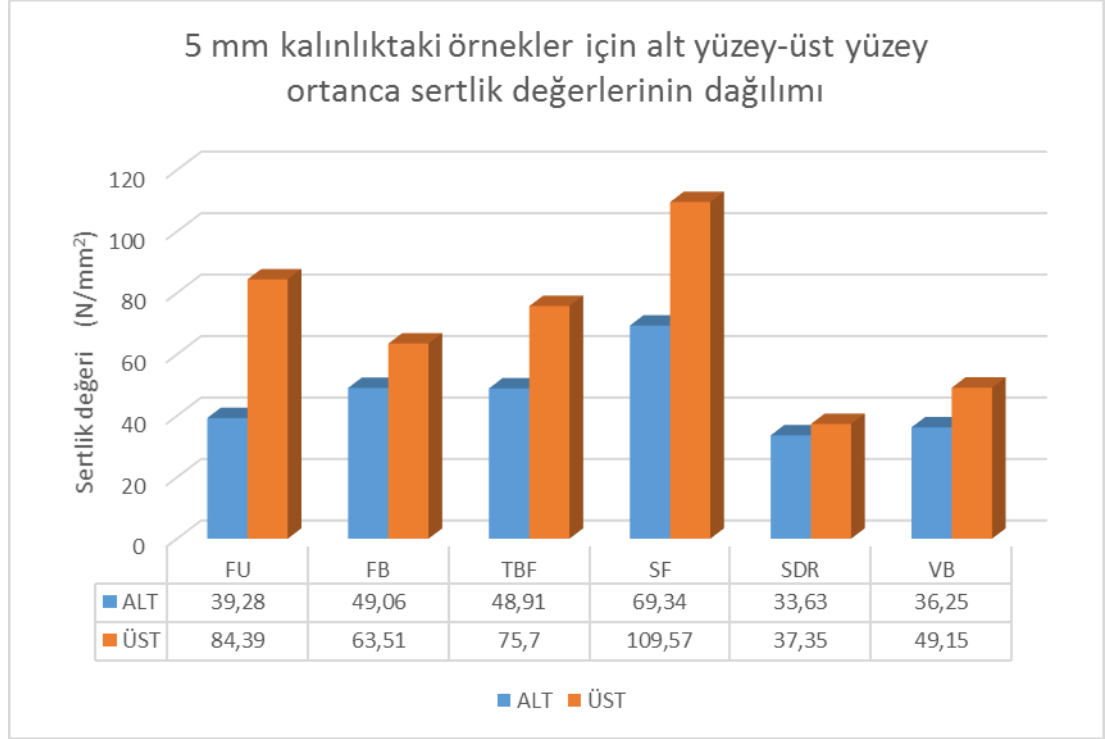
Örneklerin üst yüzeyinde sertlik değerlerinin sıralaması

SF>FU>TBF>FB>VB>SDR

Örneklerin alt yüzeyinde sertlik değerlerinin sıralaması

SF>TBF>FB>FU>VB>SDR şeklindedir.

5 mm kalınlıktaki örnekler için alt yüzey-üst yüzey sertliklerinin dağılım grafiği
Şekil 4.11.'de görülmektedir.



Şekil 4.11. Tüm kompozit rezinlerin 5 mm kalınlıkta ortalama alt yüzey-üst yüzey sertlik değerleri dağılım grafiği

Örneklerin üst yüzeyinde sertlik değerlerinin sıralaması

SF>FU>TBF>FB>VB>SDR

Örneklerin alt yüzeyinde sertlik değerlerinin sıralaması

SF>TBF>FB>FU>VB>SDR şeklindedir.

4.2. Dönüşüm Derecesi Bulguları

Çalışmamızda 1, 2, 3, 4 ve 5 mm kalınlıklardaki kalıplarda polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin % DC (HValt/HVüst oranları) Tablo 4.3.'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. 1, 2, 3, 4, 5 mm kalınlıklardaki kalıplarda polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin DC % ortanca ve min- max değerleri

Gruplar	DC (%)					<i>p</i> <0,05
	1 mm kalınlık	2 mm kalınlık	3 mm kalınlık	4 mm kalınlık	5 mm kalınlık	
FU (Filtek Ultimate)	89,69 [77,44-96,52]	85,75 [80,73-97,09]	80,79 [75,9-87,84]	55,05 [53,08-60,83]	47,77 [43,75-49,68]	<0,001
FB (Filtek Bulk Fill)	90,72 [84,53-96,90]	87,11 [79,82-94,85]	84,24 [71,43-97,94]	81,51 [73,38-92,48]	75,68 [70,07-81,75]	0,009
TBF (Tetric EvoCeram Bulk Fill)	95,06 [91,03-101,4]	92,3 [88,37-97,64]	84,25 [77,01-86,72]	72,4 [69,71-81,76]	65,05 [59,87 70,32]	<0,001
SF (SonicFill 2 Bulk Fill)	95,41 [93,48-97,54]	87,3 [85,14-89,67]	80,38 [78,45-82,19]	74,31 [70,54-77,64]	63,02 [62,74-63,85]	<0,001
SDR (SDR Bulk Fill)	91,77 [82,23-94,82]	90,54 [80,70-97,16]	90,31 [78,79-95,1]	89,78 [79,61-103,22]	87,81 [84,1-95,73]	0,885*
VB (Venus Bulk Fill)	96,58 [95,24-99,48]	94,73 [90,27-103,27]	88,82 [86,9-93,29]	80,73 [78,43-86,97]	74,16 [69,41-78,19]	<0,001

Kruskal Wallis testi bulgularına göre fark yaratan grupların *p* değeri * ile işaretlenmiştir.

Elde edilen bulgulara göre, SDR grubu, diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek dönüşüm derecesi göstermiştir ($p < 0,05$). 3, 4 ve 5 mm kalınlıkta en yüksek dönüşüm derecesi gösteren grup SDR'dir ($p < 0,05$). 1, 2 ve 3 mm'lik kalınlıklarda tüm materyaller eşik değer olan % 80'in üstünde dönüşüm derecesi göstermiştir ($p < 0,05$).

4.2.1. Kompozit rezinlerin 1, 2, 3, 4 ve 5 mm Kalınlıkta Alt / Üst Yüzey Sertlik Oranlarının (Dönüşüm Derecelerinin) Karşılaştırılması

1 mm kalınlıkta hazırlanan örnekler için DC % ve istatistiksel değerlendirmesi

Tablo 4.4.'te gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin 1 mm kalınlıkta DC % ortalama, standart sapma (SS), ortanca, minimum-maksimum değerleri

Gruplar	1 mm kalınlıkta DC %						p
	N	Ortalama	Ortanca	Minimum	Maksimum	SS	
FU (Filtek Ultimate)	6	% 88,17 ^a	% 89,69	% 77,44	% 96,52	±7,09	0,005*
FB (Filtek Bulk Fill)	6	% 90,81 ^{ab}	% 90,72	% 84,53	% 96,9	±4,13	
TBF (Tetric EvoCeram Bulk Fill)	6	% 95,42 ^{ab}	% 95,06	% 91,03	% 101,4	±3,55	
SF (SonicFill 2 Bulk Fill)	6	% 95,42 ^{ab}	% 95,41	% 93,48	% 97,54	±1,65	
SDR (SDR Bulk Fill)	6	% 90,34 ^{ab}	% 91,77	% 82,23	% 94,82	±4,56	
VB (Venus Bulk Fill)	6	% 97,07 ^b	% 96,58	% 95,24	% 99,48	±1,91	

Kruskal Wallis testi bulgularına göre fark yaratan kalınlıklarda p değeri * ile işaretlenmiştir.

Dunn Sidak düzeltmesi bulgularına göre materyaller arasında farklılık yaratan gruplar harflerle gösterilmiştir (p<0,05).

1 mm kalınlıkta FU ve VB arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir (p<0,05). Diğer materyallerde, kompozit rezin örneklerin DC %'leri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p>0,05).

2 mm kalınlıkta hazırlanan örnekler için DC % ve istatistiksel değerlendirmesi

Tablo 4.5.'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin 2 mm kalınlıkta DC % ortalama, standart sapma (SS), ortanca, minimum-maksimum değerleri

Gruplar	2 mm kalınlıkta DC %						p
	N	Ortalama	Ortanca	Minimum	Maksimum	SS	
FU (Filtek Ultimate)	6	% 87,74 ^{ab}	% 85,75	% 80,73	% 97,09	±7,6	0,038*
FB (Filtek Bulk Fill)	6	% 86,68 ^a	% 87,11	% 79,82	% 94,85	±5,03	
TBF (Tetric EvoCeram Bulk Fill)	6	% 92,03 ^{ab}	% 92,3	% 88,37	% 97,64	±3,29	
SF (SonicFill 2 Bulk Fill)	6	% 87,27 ^{ab}	% 87,3	% 85,14	% 89,67	±1,9	
SDR (SDR Bulk Fill)	6	% 90,27 ^{ab}	% 90,54	% 80,70	% 97,16	±6,02	
VB (Venus Bulk Fill)	6	% 95,36 ^b	% 94,73	% 90,27	% 103,27	±4,96	

Dunn Sidak düzeltmesi bulgularına göre materyaller arasında farklılık yaratan gruplar harflerle gösterilmiştir ($p < 0,05$).

2 mm kalınlıkta FB ve VB arasında anlamlı fark gözlenmiştir ($p < 0,05$). Diğer materyallerde kompozit rezin örneklerin DC %'leri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunamamıştır ($p > 0,05$).

3 mm kalınlıkta hazırlanan örnekler için DC % ve istatistiksel değerlendirmesi

Tablo 4.6.'da gösterilmiştir.

Tablo 4.6. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin 3 mm kalınlıkta DC % ortalama, standart sapma (SS), ortanca, minimum-maksimum değerleri

Gruplar	3 mm kalınlıkta DC %						p
	N	Ortalama	Ortanca	Minimum	Maksimum	SS	
FU (Filtek Ultimate)	6	% 81,52 ^{ab}	% 80,79	% 75,9	% 87,84	±3,97	0,012*
FB (Filtek Bulk Fill)	6	% 83,88 ^{ab}	% 84,24	% 71,43	% 97,94	±8,98	
TBF (Tetric EvoCeram Bulk Fill)	6	% 83,11 ^{ab}	% 84,25	% 77,01	% 86,72	±3,58	
SF (SonicFill 2 Bulk Fill)	6	% 80,33 ^a	% 80,38	% 78,45	% 82,19	±1,39	
SDR (SDR Bulk Fill)	6	% 88,71 ^{ab}	% 90,31	% 78,79	% 95,1	±5,78	
VB (Venus Bulk Fill)	6	% 89,23 ^b	% 88,82	% 86,9	% 93,29	±2,3	

Kruskal Wallis testi bulgularına göre fark yaratan kalınlıklarda p değeri * ile işaretlenmiştir.

Dunn Sidak düzeltmesi bulgularına göre materyaller arasında farklılık yaratan gruplar harflerle gösterilmiştir (p<0,05).

3 mm kalınlıkta tüm kompozit rezin örneklerin alt/üst yüzey oranları eşik değeri olan 0,8'in üzerinde değerler almıştır.

En yüksek dönüşüm derecesi SDR grubunda görülürken, en düşük dönüşüm derecesi SF grubunda görülmüştür (p<0,05). Bu kalınlıkta alt/üst yüzey oranları SF ile VB arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0,05).

4 mm kalınlıkta hazırlanan örnekler için DC % ve istatistiksel değerlendirmesi

Tablo 4.7.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.7. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin 4 mm kalınlıkta DC % ortalama, standart sapma (SS), ortanca, minimum-maksimum değerleri

Gruplar	4 mm kalınlıkta DC %						p
	N	Ortalama	Ortanca	Minimum	Maksimum	SS	
FU (Filtek Ultimate)	6	% 56,3 ^a	% 55,05	% 53,08	% 60,83	±3,45	<0,001*
FB (Filtek Bulk Fill)	6	% 81,55 ^{cd}	% 81,51	% 73,38	% 92,48	±6,63	
TBF (Tetric EvoCeram Bulk Fill)	6	% 73,94 ^{ad}	% 72,4	% 69,71	% 81,76	±4,34	
SF (SonicFill 2 Bulk Fill)	6	% 74,35 ^{abcd}	% 74,31	% 70,54	% 77,64	±2,73	
SDR (SDR Bulk Fill)	6	% 90,6 ^{bc}	% 89,78	% 76,61	% 103,22	±8,89	
VB (Venus Bulk Fill)	6	% 81,35 ^{cd}	% 80,73	% 78,43	% 86,97	±3,22	

Kruskal Wallis testi bulgularına göre fark yaratan kalınlıklarda p değeri * ile işaretlenmiştir.

Dunn Sidak düzeltmesi bulgularına göre materyaller arasında farklılık yaratan gruplar harflerle gösterilmiştir (p<0,05).

4 mm kalınlıkta FU, TBF ve SF örneklerinin alt/üst yüzey oranları eşik değeri olan 0,8'in altında değerler almıştır.

En yüksek dönüşüm derecesi SDR grubunda görülürken, en düşük dönüşüm derecesi FU grubunda görülmüştür (p<0,05). İkili karşılaştırmalarda FU ile FB, VB ve SDR grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0,05). Ayrıca SDR ile TBF grupları arasında da önemli fark belirlenmiştir (p<0,05).

Bu kalınlıkta alt/üst yüzey oranları SF ile VB ve SDR arasında anlamlı bir fark göstermektedir (p<0,05).

5 mm kalınlıkta hazırlanan örnekler için DC % ve istatistiksel değerlendirmesi

Tablo 4.8.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.8. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin 5 mm kalınlıkta DC % ortalama, standart sapma (SS), ortanca, minimum-maksimum değerleri

Gruplar	5 mm kalınlıkta DC %						p
	N	Ortalama	Ortanca	Minimum	Maksimum	SS	
FU (Filtek Ultimate)	6	% 47,36 ^a	% 47,77	% 43,75	% 49,68	±2,31	<0,001*
FB (Filtek Bulk Fill)	6	% 76,3 ^{bc}	% 75,68	% 70,07	% 81,75	±4,3	
TBF (Tetric EvoCeram Bulk Fill)	6	% 64,88 ^{ac}	% 65,05	% 59,87	% 70,32	±3,97	
SF (SonicFill 2 Bulk Fill)	6	% 63,14 ^{ac}	% 63,02	% 62,74	% 63,85	±0,37	
SDR (SDR Bulk Fill)	6	% 88,66 ^b	% 87,81	% 84,1	% 95,73	±3,87	
VB (Venus Bulk Fill)	6	% 73,96 ^{bc}	% 74,16	% 69,41	% 78,19	±3,16	

Kruskal Wallis testi bulgularına göre fark yaratan kalınlıklarda p değeri * ile işaretlenmiştir.

Dunn Sidak düzeltmesi bulgularına göre materyaller arasında farklılık yaratan gruplar harflerle gösterilmiştir (p<0,05).

5 mm kalınlıkta sadece SDR örneklerinin DC %'leri eşik değeri olan 0,8'in üstünde değerler almıştır.

En yüksek dönüşüm derecesi SDR grubunda görülürken, en düşük dönüşüm derecesi FU grubunda görülmüştür (p<0,05). FU ile FB, VB ve SDR grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0,05). Bu kalınlıkta SF değerleri de anlamlı ölçüde düşmüş ve SDR ile anlamlı fark gözlenmiştir (p<0,05). Ayrıca SDR ve TBF grupları arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür (p<0,05).

Materyallerin tüm kalınlıklardaki dönüşüm derecelerini karşılaştırmak amaçlı ki kare testi kullanılmıştır. Tablo 4.9.'da ki kare testinin bulguları gösterilmiştir.

Tablo 4.9. Ki kare testi- Materyallerin tüm kalınlıklarda % 80'in altında kalan ve % 80'in üstüne çıkan DC % ve örnek sayıları

Ki Kare Testi-Materyal Karşılaştırması			Materyal						
			FU	FB	TBF	SF	SDR	VB	Toplam
Alt Yüzey Sertlik	<80	Örnek sayısı	14 ^a	9 ^{a, b}	12 ^a	15 ^a	2 ^b	9 ^{a, b}	61
		Yüzde	%46,7	%30,0	%40,0	%50,0	%6,7	%30,0	%33,9
Üst Yüzey Sertlik	≥80	Örnek sayısı	16 ^a	21 ^{a, b}	18 ^a	15 ^a	28 ^b	21 ^{a, b}	119
		Yüzde	%53,3	%70,0	%60,0	%50,0	%93,3	%70,0	%66,1
Toplam		Örnek sayısı	30	30	30	30	30	30	180
		Yüzde	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0

Ki kare testi bulgularına göre materyaller arasında farklılık yaratan gruplar harflerle gösterilmiştir ($p < 0,05$).

Yukarıdaki tabloda, tüm kalınlıklarda % 80'in altında kalan ve % 80'in üstüne çıkan dönüşüm derecesi % ve örnek sayıları, her materyal için gözlenmektedir. SDR tüm materyaller içinde en yüksek dönüşüm derecesi gösteren materyal olmuştur ($p < 0,05$). VB ve FB grupları, tüm kalınlıklarda % 70 oranında 0,8'in üzerinde değerler olarak SDR'dan sonra en yüksek dönüşüm derecesi gösteren materyaller olmuştur.

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde, uygulamaların klinik başarısını artırabilmek ve toplumun estetik beklentilerini karşılayabilmek amacıyla restoratif materyaller sürekli geliştirilmektedir. Yapılan çalışmalarda doldurucu teknolojisi ve dağılımında modifikasyonlar denenerek, farklı rezin monomerler kullanarak daha üstün özellikli kompozit rezinler elde etmek amaçlanmaktadır (25).

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin kontrollü çalışma süresi ve uygulama kolaylığı yanında, polimerizasyon büzülmesi ve preparasyon derinliği ile ilgili problemler, restorasyonlar için olumsuz sonuçlar doğurabilmektedir (70). Işık emilimi ve saçılımı nedeniyle, kompozit rezinler sınırlı kalınlıkta polimerize edilebilmektedir. Kompozit rezinleri yerleştirmek için 'tabakalama' ve 'bulk' teknikleri uygulanabilmektedir (25).

Yapılan birçok çalışmada, yeterli rezin polimerizasyonu için maksimum kalınlığın 2 mm olması gerektiği bildirilmiştir (70, 157, 174, 195, 196). Ceballos ve ark. (197), kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliği ile ilgili çalışmalarında, farklı tipteki kompozit rezinlerin halojen ve LED ışıklar kullanarak polimerizasyon etkinliğini değerlendirmiş ve kompozit rezin tabaka kalınlığının 2,5 mm'yi aşmaması gerektiğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte bu prosedür, klinik olarak zaman almaktadır; ayrıca kontaminasyon olasılığı, kompozit rezin tabakaları arasındaki bağlanmada başarısızlık ve boşluk oluşumu gibi bazı dezavantajlara sahiptir (158). Bu problemlerin üstesinden gelmek için, 4, 5 ve 6 mm'ye kadar artan tabakalar halinde polimerizasyon imkanı sunan yeni kompozit rezin materyalleri 'bulk fill kompozit rezinler' olarak piyasaya sunulmuştur. Bu yeni materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri konusunda hala şüpheler mevcuttur (70).

İdeal bir restoratif materyal optik ve mekanik özellikler bakımından doğal diş yapısına yakın özelliklere sahip olmalıdır (198). Akışkan ve kondanse edilebilir bulk fill kompozit rezinlerle geleneksel nanohibrit kompozit rezinleri fizikomekanik özellikleri

açısından değerlendiren bir çalışmada, bulk fill kompozit rezinlerin, zamandan tasarruf edilmesini ve işlemin daha kolay gerçekleşmesini sağlasa da, mekanik özellikler bakımından bazı limitasyonları olduğu belirtilmiştir (199). Farklı nanohibrit bulk fill kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin araştırıldığı başka bir çalışmada ise SonicFill 2 bulk fill kompozit rezinin test edilen materyaller arasında mekanik özellikler bakımından en yüksek değerlere sahip olduğu ve posterior dişlerin restorasyonunda geleneksel kompozit rezinlere bir alternatif olarak kullanılabileceği belirtilmiştir (200). Bulk fill kompozit rezinlerle yapılan başka bir çalışmada, bulk fill kompozit rezinlerin, oblik tabakalama yöntemi ile yerleştirilen geleneksel kompozit rezine göre daha düşük kaspal defleksiyona sahip olduğu gösterilmiştir (173). Ayrıca, marjinal bütünlüğün değerlendirildiği bir çalışmada bulk fill kompozit rezinlerin iyi performans gösterdiği bildirilmiştir (201).

Bizim çalışmamızda, 5 adet “bulk fill” kompozit rezin ile bir adet geleneksel kompozit rezin kullanılmış, bulk tekniği uygulanarak 1, 2, 3, 4, 5 mm kalınlıklarda firma önerilerine uygun şekilde hazırlanan örneklerin, alt ve üst yüzey sertlik değerleri Vickers sertlik ölçüm cihazıyla ölçülmüş ve sertlik oranları hesaplanarak dönüşüm derecesi (DC) belirlenmiştir.

Materyalin sertliği, deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanmaktadır (202). Bu nedenle iyi bir kompozit rezin materyalin yüksek yüzey sertlik değerine sahip olması beklenir. Mikrosertlik test metodu materyalin mekanik dayanıklılığını, katılığını ve DC’ni belirlemede etkili bir yöntemdir (203). Bu amaçla en sık kullanılan cihazlardan biri Vickers sertlik ölçüm cihazıdır (203). Bu cihaz, önceden ayarlanmış bir kuvveti materyalin yüzeyine uygulayarak materyal yüzeyinde iz bırakan iki farklı köşegen şeklinde elmas uca sahiptir. Bu uçlar sertlik ölçümünde kullanılan diğer cihazların sahip olduğu uçlara göre 1/3 oranında daha kısadır. Vickers sertlik ölçüm cihazının bu uç yapısı, sertlik ölçümü sırasında materyalin yüzey özelliklerinden daha az etkilenmesine ve daha hassas ölçüm yapabilmesine izin vermektedir (203). Bu nedenle, bu çalışmada sertlik ölçümleri Vickers sertlik ölçüm cihazıyla yapılmıştır. Kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin değerlendirildiği diğer çalışmalara benzer

şekilde ISO 4049/2009 standartlarına göre FU, FB, SF A2 renginde, TBF^{IV}A renginde, SDR ve VB evrensel renkte kompozit rezinler kullanılmıştır (165, 204, 205).

Kompozit rezin restorasyonların fiziksel, mekanik ve biyolojik özellikleri organik rezin matrislerinin ne kadarının polimere dönüştüğüne bağlıdır (206). Kompozit rezinler plastik fazdadırlar ve sertleşmeleri görünür ışık aktivasyonu ile başlayan çapraz bağlarla rezin monomerinin üç boyutta bir polimer ağına dönüşmesiyle son bulmaktadır (207). İdeal olan, rezin matristeki tüm monomerlerin polimerizasyon süreci sonucunda polimere dönüşmesidir (208). Ancak monomerlerin tam olarak polimerlere dönüşümü hiçbir zaman gerçekleşmemektedir. Bu dönüşüm ancak % 75 oranlarına ulaşabilmektedir (18). İyi polimerize olamamış kompozit rezin restorasyonların içinde kalan dönüşmemiş artık metakrilat monomerleri, çözünebilir olmaları nedeniyle yapıda boşluklar oluşturarak sekonder çürüklere, biyolojik olarak da sitotoksik ve genotoksik zararlara neden olabilmektedirler (209). Bu fiziksel ve biyolojik riskler, mikrosızıntı, renklenme, aşınmanın artması, kırılmaya direncin azalması, su emiliminin artması, restorasyon tutuculuğunun azalması, restorasyonun kaybı ve pulpal reaksiyonlar gibi problemlere yol açabilmektedir (210).

Bazı çalışmalarda, yeterli polimerizasyonun sağlanabilmesi için ışık cihazının 280 mW/cm²'den daha yüksek ışık şiddetine sahip olması ve ışık uygulama mesafesinin materyal yüzeyine 6 mm'den daha uzak olmaması gerektiği gösterilmiştir (211, 212). Bu çalışmada 1014,7 mW/cm² ışık gücüne sahip bir LED ışık cihazı kullanılarak örnek yüzeyine yerleştirilen şeffaf banda bitişik olacak şekilde 20 sn süreyle örnekler polimerize edilmiştir.

Yetersiz polimerizasyona bağlı materyalde kalan artık monomerler dentin tübülleri kanalıyla pulpaya ulaşarak pulpada geri dönüşümsüz hasarlara neden olabilmektedir, bu nedenle polimerizasyon için önemli bir kriter olan polimerizasyon cihazının kalitesi dental materyallerin biyolojik özellikleri üzerinde büyük etkiye sahiptir (213, 214). *In vivo* çalışmalarda hastaya verilebilecek geri dönüşümsüz zararlar nedeniyle DC'nin test edildiği çalışmalar *in vitro* olarak yapılmaktadır (207).

Polimerizasyonun kalitesi, materyal kompozisyonu, kalınlığı ve kullanılan ışık cihazının özelliklerinden etkilenmektedir (215). Bu nedenle bu çalışmada materyallerin polimerizasyonu tek tip ışık kaynağı ve gücü kullanılarak, tüm kompozit rezinlerde aynı sürede (20 sn) yapılmıştır.

Bu bilgiler ışığında, iyi bir kompozit rezin materyalinden okluzalden uygulanan ışık altında, restorasyon derinliğiyle fotopolimerizasyonun azalmaması beklenir. Monomer DC, restorasyonun fiziksel ve mekanik özelliklerini önemli derecede etkilemektedir. Polimerizasyon DC'sini ölçmenin direkt ve indirekt olmak üzere iki yöntemi vardır (216). İnfrared spektroskopisi (FTIR) ve Raman spektroskopisi direkt ölçüm yöntemleri iken, kazıma (ISO 4049 Scraping) yöntemi ve mikrosertlik yöntemi indirekt yöntemlerdir. Chung ve ark.'larının yaptığı bir çalışmada, indirekt yöntemlerin farklı monomer, doldurucu kompozisyonu, yapısı ve yüzdesi içeren değişik kompozit rezinlerin karşılaştırılmasında uygun olmadığını belirtmiştir (205). Başka bir çalışmada da, sertlik değeri ölçümünün kompozit rezindeki karbon bağlarının değişimini göstermekte yeterli bir öge olduğu kabul edilmiştir (105).

Tüm bu metodların kullanımı monomer dönüşümü hakkında fikir verse de polimerizasyon derecesinin tespitinde yetersiz kalmaktadır (4, 138, 217, 218). DC'nin hangi miktarının yeterli polimerizasyona karşılık geldiğini belirlemek çok zordur. Çünkü DC monomerlerin oluşturduğu çapraz bağın derecesi veya oluşan polimer ağıyla ilgili herhangi bir bilgi sağlamamaktadır (219). Dimetakrilat bazlı polimerlerin yüksek çapraz bağlı yapısı doğrusal olmayan bir polimerizasyon süreci sonucunda oluşmaktadır. Bu durum fiziksel hallerindeki iki makroskobik değişimden kaynaklanmaktadır; birinci fiziksel hal, visköz bir sıvının elastik bir jele dönüştüğü jel noktası, ikinci fiziksel hal ise lastiğimsi materyalin camsı yapıya dönüşümü olan camlaşma aşamasıdır. Camsal yapıya dönüşüm sırasında elastik modül artmakta, materyal bu aşamada büzülmetedir (219).

DC ve çapraz bağ miktarı, polimer ağın ne zaman sıvı halden jel forma ve ne zaman lastiğimsi yapıdan camsı yapıya geçtiğini belirler. Bu geçişler 2 mm'den ince

örnekler üzerinde DC değerlendirildiğinde iyi bir şekilde belirlenebilmektedir (220). Ancak derinlik arttıkça DC azalırken çapraz bağların sayısı da azalmaktadır (217).

Direkt yöntemlerden FTIR ve Raman spektroskopisi önceleri dental rezinlerdeki su absorpsiyonu çalışmalarında kullanılırken, sonradan metakrilat polimerizasyonunda DC'nin ölçülmesinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir (221, 222). Fourier Transform İnfrared Spektroskopisi (FTIR) çalışma prensibi, materyali oluşturan atomlar arasındaki kimyasal bağların doğal titreşimleriyle elektromanyetik ışının arasındaki etkileşime dayanmaktadır. FTIR DC hesaplaması, polimerize kompozit rezin içerisindeki kalmış C=C çift bağ konsantrasyonunun, polimerize edilmemiş materyal içindeki C=C total çift bağ konsantrasyonuna bölünmesiyle hesaplanır. Eşik çift bağ dönüşüm oranı %55 olarak belirtilmiştir (223). FTIR analizi, kompozit rezinlerin monomer dönüşümünü tayin etmek için sıklıkla başvurulan yöntemlerden biridir (147). Bir çalışmada, artık reaksiyona girmemiş karbon çift bağlarının FTIR ile doğrudan ölçülmesinin, polimerizasyonda küçük değişikliklerin saptanmasında mikrosertlik değerlendirmelerinden daha az hassas olduğu bulunmuştur (224).

Bis-GMA ve UDMA bazlı kompozit rezinlerin FTIR cihazı ile belirlenen monomer dönüşüm derecelerinin % 43 ila % 85 aralığında olduğu, kalan miktarın ise polimerize olmamış monomerden oluştuğu, TEGDMA gibi monomerlerin C=C bağlarının kendi içinde C=C bağları ile birleşip, diğer monomerlerin tepkimeye girmemiş olabileceği bildirilmiştir (225).

Yapılan başka bir çalışmada, FTIR analiziyle, kompozit rezinlerin kimyasal bağları ile alakalı bilgi sahibi olunabileceği ve dönüşüm dereceleri ile ilgili nicel veriler ortaya koyulabileceği rapor edilmiştir (226).

Başka bir çalışmada ise FTIR test yöntemlerinde, örneklerin hazırlanması sırasında öğütülmesine dayanan yöntemlerde, öğütme işlemi sırasında oluşacak ısının DC'de % 20'ye varan değerlerde fark oluşturabileceği belirtilmiştir (227).

Imazato ve ark. (228) ve Tonetto ve ark. (218) FTIR yöntemi ile kompozit rezinlerin analizinde, örneklerin toz hale getirilip ölçülmesi yönteminin, örneğin sadece bir kısmını test ettiğini ve bu kısımda eğer polimerizasyon orantısız gerçekleştiyse sonuçların yanıltıcı olabileceğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte, polimer ağ çapraz bağlandığında, FTIR yönteminin, DC'de küçük değişikliklerin saptanmasında sertlik değerlendirmesinden daha düşük hassasiyete sahip olduğu bildirilmiştir (224). Ayrıca analiz edilen örneklerin opasiteleri nedeniyle, homojen gelen infrared ışınlarına karşı her noktada eşit geçirgenliğin olmayışı da spektrumlardaki geçirgenliklerin şiddetini değiştirerek sonuçları çelişkili hale getirir. Tüm bunlar FTIR yönteminin kantitatif tayinde kullanımını sınırlamaktadır (218).

Poskus ve ark. (229), mikrosertlik testlerinin kompozit rezinlerin DC'sini indirekt yoldan hesaplayan en basit yöntemlerden biri olduğunu belirtmişlerdir. Birçok çalışmada, uygun bir polimerizasyon için alt/üst yüzey sertlik oranının 0,8'den yüksek olması gerektiği bildirilmiştir, yani uygun eşik değer 0,8 olarak belirtilmiştir (129, 144, 149, 151-153, 230, 231).

Başka bir çalışmada kompozit materyallerin dönüşüm dereceleri farklı ışık cihazları kullanarak karşılaştırılmış ve yöntem olarak mikrosertlik yöntemi kullanılmıştır. Dönüşüm değerleri hesaplanırken, farklı derinliklerdeki alt yüzey sertlik değerlerinin üst yüzey sertlik değerlerine oranları bulunarak, elde edilen yüzdesel değerler ve derinlik artışına bağlı olarak alt yüzeyde oluşan sertlik azalmaları karşılaştırılmıştır (232). Bizim çalışmamızda da aynı oransal değer üzerinden DC hesaplanmış ve materyallerin farklı kalınlıklarda kendi içinde ve birbirleri arasında karşılaştırmaları yapılmıştır.

Leprince ve ark. (217) mikrosertlik ve polimerizasyon DC arasında pozitif doğrusal ilişki olduğunu bildirmişlerdir. Musanje ve Darvel (233) ise bu ilişkiyi genel bir kural olarak kabul etmemişler ve DC haricinde çapraz bağların derecesi gibi faktörlerin de mikrosertliği etkilediğini bildirmişlerdir. Mikrosertlik testleri,

monomerlerin dönüşümü ile ilgili nicel bilgi verememektedir ancak, günümüzde çapraz bağların derecesini direkt olarak ölçebilen bir yöntem bulunmamaktadır (234).

Price ve ark. (100) mikrosertlik testi ile DC'yi test ettikleri çalışmalarında, alt yüzeyden elde edilen sertlik değerinin üst yüzeydeki değere oranlarının hesaplanması sonrası, farklı örneklerle karşılaştırma yaparken üst tabakaların sertlik değerlerinden kaynaklanabilecek oransal sapmalara dikkat edilmesi gerektiğini vurgulamışlardır (100). Bu çalışmada bu sapmanın önüne geçebilmek için her örneğin (n=6) ile her bir yüzeyinden 10'ar ölçüm yapılmıştır.

DC'yi ölçen diğer direkt teknikler, elektron paramanyetik rezonans, nükleer manyetik rezonans, diferansiyel tarama kalorimetresi ve diferansiyel termal analizidir (DTA-TG) (228, 235-237). Diferansiyel termal analiz yöntemi ile Bis-GMA içerikli kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesinin belirlenebileceği iddia edilmiştir (228). Temelde DTA ve TG, Bis-GMA içerikli kompozit rezinlerin inorganik doldurucu oranının belirlenmesinde, kütle değişiminin ve ısıya karşı olan davranış biçimlerinin belirlenmesinde kullanılmaktadır (238-240). Ancak Bis-GMA bazlı kompozit rezinlerin polimerizasyon esnasında yüksek ısı yaymaması nedeniyle, bu yöntem güvenilir bulunmamaktadır (241). Siloran bazlı kompozit rezinlerde ise siloran monomerinin polimerizasyon sırasında yüksek ısı vermesi nedeniyle bu yöntem siloran bazlı kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerinin araştırılmasında anlamlı olabilir (241). Uygulama kolaylığı ve düşük maliyetinden dolayı DC'yi ölçmede en sık kullanılan yöntemlerden biri mikrosertlik ölçümü yöntemidir (128, 144).

Optik mikroskopi ve kazıma yöntemleri polimerizasyon derinliği belirlenmesinde standart ve en çok kullanılan tekniktir, ancak kısmen polimerize olmuş bazı materyalleri içerdikleri için sertlik ve dönüşüm yöntemleri ile karşılaştırıldığında sertleşme derinliğini fazla gösterebilir (87, 147, 150, 153, 168). Resin kompozit rezinlerinin DC indirekt yoldan, Vickers veya Knoop cihazları kullanılarak yüzey sertliği ölçümleri ile değerlendirilir (193). Bazı çalışmalarda resin kompozit rezinlerinin polimerizasyonunun, sertleştikten sonra yavaş bir hızda devam

ettiği ve sonlanma noktasının yaklaşık 24 saat sürdüğü belirtilirken (178, 242), diğer çalışmalar (149, 168) ise yüzey sertliğinin 1 ay süreye kadar yükseldiğini göstermektedir. Bu çalışmada Vickers sertlik değerleri, tedaviden 24 saat sonra DC'yi belirlemek için kullanılmıştır.

Mikrosertlikle ilgili yapılan çalışmalarda doldurucu miktarları göz önüne alınması gereken önemli bir faktördür. Artmış doldurucu miktarı polimerizasyon için resin matriksinin hacmini azaltmakta ve sertliği esas olarak arttırmaktadır (243). Chung ve ark. (205), geleneksel kompozit resinlerle yaptıkları araştırma sonucu doldurucu miktarı azaldıkça kompozit resin materyalin yüzey sertliğinin de azaldığını saptamışlardır. Braem ve ark. (244) da yüksek doldurucu içeriği olan materyallerde yüksek yüzey sertlik değerlerinin ölçüldüğünü gözlemlemişlerdir. Bu çalışmada da yüksek inorganik içeriğe sahip kompozit resinlerin daha yüksek mikrosertlik değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Bu çalışmada SF, FU ve TBF kompozit resinlerinin üst yüzey sertlik değerlerinin, diğer kompozit resinlere oranla daha yüksek olduğu bulunmuştur. Bu bulgular, kompozit resinlerin daha yüksek nanopartiküllü inorganik doldurucuya sahip olmalarına bağlanabilir (243, 244). SDR ve VB kompozit resinlerinde ise daha düşük yüzey sertlik değerleri kaydedilmiştir. Akışkan bulk fill kompozit resinlerdeki bu sonuçlar da bu materyallerin daha düşük inorganik doldurucu içermesi nedeniyle olabilir (243, 244).

Hosseinalipaur ve ark. (245), nanofill kompozit resinlerde, doldurucu yüzeylerinin organik matriksle kontaktlarının geleneksel kompozit resinlerdeki mikropartiküllere göre daha fazla olduğunu ve bu nedenle yüzey sertlik değerlerinin daha yüksek olduğunu vurgulamışlardır. Daha önce yapılan çalışmalarda, nanohibrid kompozit resinlerin yüksek yarı saydamlığa sahip olduğu, çünkü partiküllerin ışık dalga boyundan daha küçük olduğu ve fotonların minimum veya sıfır saçılmasına neden olduğu belirtilmiştir (20, 246). Fujita ve ark. (247) da, doldurucu partikül, mavi ışığın dalga boyundan daha küçük olan nano boyutlu partiküller olduğunda bu partiküllerin ışık saçılımına olanak vermediğini ve bu nedenle nano dolduruculu materyallerde alta

ışık iletiminin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Doldurucu partikül boyutu arttıkça ışık iletiminin azalacağını altını çizmişlerdir (247).

Beun ve ark. (239) da nanohibrit kompozit rezinlerin mikrohibritlere göre daha yüksek yüzey sertlik değerleri gösterdiklerini bildirmişlerdir. Çünkü nanohibrit kompozit rezinlerin inorganik doldurucularının ağırlıkça yüzdesi daha fazladır. Bizim çalışmamızda da nanopartiküllü inorganik doldurucuya sahip SF, FU, TBF grupları daha yüksek üst yüzey sertlik değerleri göstermiştir.

Pereira ve ark. (248), Bis-GMA bazlı kompozit rezinlerin; doldurucu oranı, dilüent miktarı ve tipinin materyallerin yüzey sertliği üzerine etkisini incelemişler ve dilüent olarak TEGDMA kullanılan kompozit rezinlerin mikrosertlik değerlerinin daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada SDR bulk fill kompozit rezinde düşük yüzey sertlik değerleri kaydedilmesi dilüent olarak TEGDMA içermesine bağlanabilir.

Hübbezoğlu ve ark. (249), nanohibrit bir kompozit rezinle mikrohibrit bir kompozit rezinin yüzey özelliklerini karşılaştırmışlardır ve nanohibrit kompozit rezinin daha yüksek yüzey sertlik değerlerine ulaştığını göstermişlerdir. Ayrıca nanohibritlerin alt/üst yüzey sertlik oranları (DC %) da daha yüksek bildirilmiştir (249). Bizim çalışmamızda tabaka kalınlığı arttıkça DC % bulk fill nanohibrit kompozit rezinlerde (SF, TBF ve FB) daha fazla düşüş gösterdiği görülmüştür. Flury ve ark. (196)'nın yaptıkları çalışmada, maksimum yüzey sertliği ve doldurucu miktarı arasında pozitif bir lineer regresyon gözlemlenmiştir. Alrallah ve ark. (70)'nin yaptığı çalışmada da yüzey sertliği ile inorganik doldurucu miktarı arasında pozitif ilişki tespit edilmiştir. Bu çalışmada, test edilen tüm materyallerde, 1, 2, 3, 4 ve 5 mm kalınlıkta da örneklerin üst yüzey sertlikleri kendi içinde önemli farklar göstermemiştir. Bu sonuç, Aguiar ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmayla da uyumludur (250), sonuçların benzer çıkması ışık ucunun tüm örneklerin üst yüzeyine temasta olmasından kaynaklanabilir.

Alrallah ve ark. (70)'nin yaptığı çeşitli bulk fill kompozit rezinlerin mikrosertliklerinin ve dönüşüm derecelerinin incelendiği çalışmada da, Sonic Fill bulk

fill kompozit rezin en yüksek yüzey sertlik değerini göstermiştir. Aynı çalışmanın sonuçlarına göre bir akışkan bulk fill kompozit rezin olan Venus bulk fill kompozit rezin en düşük yüzey sertlik değerini gösteren materyal olmuştur. Bizim çalışmamızın bulgularına göre, Sonic Fill 2 bulk fill (SF) kompozit rezin, çalışmada kullanılan diğer kompozit rezinlere göre tüm kalınlıklarda, hem alt hem üst yüzeyde en yüksek yüzey sertlik değerleri göstermiştir. SF grubunu, geleneksel kompozit rezin olan Filtek Ultimate kompozit rezin (FU) takip etmiş ve bunu da Tetric EvoCeram bulk fill (TBF) ve Venus bulk fill kompozit rezin (VB) takip etmiştir. En düşük yüzey sertlik değerleri SDR bulk fill kompozit rezinde (SDR) görülmüştür. SDR grubu, SF, FU ve TBF'den istatistiksel olarak önemli derecede düşük üst yüzey sertlik değeri göstermiştir. SF de Filtek bulk fill kompozit rezinden (FB) ve VB'den anlamlı ölçüde farklı bulunmuştur. SF, TBF ve FU (ağırlıkça sırasıyla %83,5, %81 ve %78,5)'nun doldurucu miktarı, SDR ve VB (ağırlıkça sırasıyla %68, %65)'den daha yüksektir. Bu doldurucu miktarları göz önüne alındığında gruplar arasındaki üst yüzey sertlik değerleri beklenen şekilde varyasyon göstermiştir ve yüzey sertlik değerleri, diğer çalışmalarla benzer şekilde, doldurucu oranı azaldıkça azalma göstermiştir (196, 239, 249).

Önceki çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmada da akışkan bulk fill kompozit rezinler kondanse edilebilir bulk fill kompozit rezinlere göre daha düşük mikrosertlik değerleri göstermiştir (60, 196). Bulk fill kompozit rezinlerin yüzey sertliğinin ve sertlik oranlarına dayanarak DC'nin incelendiği başka bir çalışmada Venus bulk fill kompozit rezin en düşük yüzey sertlik değerini göstermiştir (168). Bunun nedeni muhtemelen akışkan bulk fill kompozit rezinlerin kondanse edilebilir bulk fill kompozit rezinlere göre doldurucu miktarının daha düşük olmasıdır ve bu da esneme modulünü azaltabilmektedir (251).

Filtek, X-tra Fill ve SonicFill bulk fill kompozit rezinlerin mikrosertlik ve eğilme direncinin karşılaştırıldığı bir çalışmada her iki parametrede de SonicFill bulk fill kompozit rezin en yüksek değerleri göstermiştir. FB ise en düşük üst yüzey sertlik değeri ve eğilme direncini gösteren bulk fill materyal olmuştur (252).

Daha önce yapılan diğerk bir çalışmada kondanse edilebilir TBF, SF ve akışkan bulk fill kompozit rezinler olan X-tra Base (XB), VB, FB kompozit rezinlerin yzey sertlikleri ve sertlik oranlarına dayanarak dönüşüm dereceleri incelenmiştir. Çalışmada en yüksek üst yzey sertlik değeri SF için kaydedilmiş, bunu TBF, XB, FB ve VB izlemiştir (70). Bu çalışmada da bizim çalışmamızın bulgularına benzer şekilde doldurucu miktarı ile orantılı bir sertlik profili izlenmiştir.

Geleneksel bir kompozit rezin ile iki akışkan bulk fill kompozit rezinin (SDR ve Filtek Bulk Fill akışkan kompozit rezin) ve iki kondanse edilebilir bulk fill kompozit rezinin (X-tra fil ve TBF) mikrosertlik açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada, kondanse edilebilir bulk fill kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezin materyale benzer şekilde yüksek yzey sertlik değelerine sahip olduğu görülmüştür. Akışkan bulk fill kompozit rezinlerde ise istatistiksel olarak önemli derecede düşük yzey sertlik değeleri kaydedilmiştir (196).

Geleneksel bir kompozit rezin, akışkan bir kompozit rezin, geleneksel bulk fill materyal olan TBF ve akışkan bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon özellikleri ve mikrosertliklerinin incelendiği bir çalışmada en yüksek yzey sertlik değeri 3M'in geleneksel kompozit rezini Z250 almış, bunu TBF izlemiştir. X-tra Base, TBF'den sonraki en yüksek sertlik değeri gösterirken akışkan materyaller de ardından sıralanmıştır. Akışkan bulk fill materyaller üst yzey sertliği anlamında geleneksel akışkan kompozit rezinden daha düşük sertlik değeleri göstermiştir (253).

El Safty ve ark. (254)'nin yaptığı nanosertlik ve elastik modülüs değelerinin incelendiği başka bir çalışmada da, bulk fill kompozit rezinler geleneksel kompozit rezinlere göre daha düşük nanosertlik değeleri göstermişlerdir. Bizim alışmamızda da SF hariç tüm bulk fill kompozit rezinler geleneksel kompozit rezinden daha düşük üst yzey sertlik değeleri göstermiştir.

Bulk fill materyallerle yapılan bazı çalışmalarda, artan kalınlıkla alt mikrosertliğinde önemli değişimler bulunmadığı ve bu materyallerin üreticilerin

önerdiği tabaka kalınlıklarında uygulanabileceği rapor edilmiştir (60, 70, 144, 170, 196, 255-257). Bu avantajı, bulk fill materyallerini daha az viskoz ve daha şeffaf hale getiren monomer ve doldurucu bileşenlerin modifikasyonları ve polimerizasyon modülatörleri veya başlatma yükselticiler olarak adlandırılan eklemelere bağlamışlardır (60, 170, 186, 258). Ancak bu materyallerin, uygulanan tabaka kalınlığında alt yüzeydeki mekanik özellikler ve DC ile ilgili şüpheler hala devam etmektedir.

Piyasaya ilk sürülen bulk fill materyal olan SDR ile üç adet geleneksel akışkan kompozit rezinin karşılaştırıldığı bir çalışmada Karataş ve ark. (259), 2 mm kalınlığındaki örneklerde tüm kompozit rezinler için alt yüzeyde yeterli sertlik oranı gözlemlenmişlerdir. 4 mm kalınlığında ise alt yüzeyde yalnızca bulk fill kompozit rezin olan SDR örneklerinde yeterli sertlik değerleri tespit etmişlerdir. Garcia ve ark. (144) da bu çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde, SDR bulk fill kompozit rezin materyalle hazırlanan 4 mm kalınlığında örneklerin alt yüzeyinde yeterli sertlik değerine sahip olduğunu saptamışlardır. Bizim çalışmamızda, SDR ve VB gruplarında, 1, 2, 3, 4, 5 mm kalınlıkta, hem üst hem alt yüzeyde, sertlik değerleri istatistiksel olarak düşük bulunmuştur. SDR bulk fill kompozit rezin, en düşük mikrosertlik değerlerini göstermiştir ancak, artan tabaka kalınlığıyla alt yüzey mikrosertliğini diğer materyallere göre daha iyi korumuş ve daha yüksek bir DC göstermiştir. Yüksek dönüşüm dereceleri gösteren SDR ve VB akışkan bulk fill kompozit rezinlerin düşük mekanik özellikleri nedeniyle üretici firmaları tarafından, bu materyallerin üstüne geleneksel bir kompozit rezin kullanılarak restorasyonların tamamlanması önerilmektedir.

Geleneksel ve bulk fill kompozit rezinlerde mikrosertlik değerlerinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada, ışıklanan yüzeye uzaklık arttıkça yüzey mikrosertlik değerinin önemli ölçüde düştüğü gözlemlenmiştir (168). Bu düşüş, kompozit rezinin tipine bağlı olarak farklı markalarda çeşitlilik göstermiştir(168). Mikrosertlik ölçümünün indirekt polimer ağ dönüşüm oranının tespitinde uygun bir metod olacağı gösterildiğinden beri (5, 151, 260), ışıklama yüzeyinden uzaklık arttıkça

kompozit rezinin DC'nin de azalan alt yüzey mikrosertliği profiline uygun şekilde azalacağı düşünülmektedir. Bizim çalışmamızda da tüm materyallerde artan tabaka kalınlığı ve dolayısıyla artan ışığa uzaklık ile alt yüzey mikrosertlik değerinde azalmalar gözlenmiştir. Geleneksel kompozit rezin olan FU grubunda, SF'den sonra en yüksek üst yüzey sertlik değerleri saptanmıştır, alt yüzey sertlik değerlerinde ise FU grubu 4, 5 mm kalınlıkta istatistiksel olarak anlamlı düşüş göstermiştir. FU geleneksel kompozit rezin ve SF bulk fill kompozit rezinin, artan tabaka kalınlığından en fazla etkilenen materyaller olduğu görülmüştür. Bu materyallerde, ki Kare testi bulgularına göre tüm kalınlıklarda % 80'in üstüne çıkan DC değerleri FU için % 53,3 oranında, SF için % 50 oranında görülürken, TBF için % 60 oranında, FB ve VB için % 70 oranında, SDR için % 93,3 oranında görülmüştür.

Ilie ve Stark (261), radyometre kullanarak farklı doldurucu içeriğe sahip kondanse edilebilir bulk fill kompozit rezinlerin alt yüzeyine ulaşan ışık şiddetini karşılaştırmışlardır. Çalışmaya TBF, X-tra Fil ve SF dahil edilmiştir ve 6 mm kalınlığındaki örneklerde tüm materyallerde ışık şiddetinin büyük bir azalma gösterdiğini görmüşlerdir. En yüksek inorganik doldurucu içeriğe sahip SF grubunda, alt yüzeye ışığın ulaşmadığını ve enerji yoğunluğunun 0 J/cm^2 olduğunu bildirmişlerdir (261). Bizim çalışmamızda da bulk fill materyallerden SF, TBF ve FB'de, alt yüzeyde 5 mm kalınlıkta, yüzey sertlik değerleri anlamlı olarak düşük bulunmuştur. Bu sonuçlar yüksek inorganik doldurucu oranına ve ışık yoğunluğunun düşmesine bağlı olabilir.

Karaçolak ve ark.(86)'nın yaptığı bir çalışmada, bulk fill kompozit rezinlerin mikrosertlik, indirekt yoldan DC ve artan tabaka kalınlığıyla iletilen ışık gücündeki düşüş açısından geleneksel bir kompozit rezinle karşılaştırması yapılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, SDR hariç bulk fill kompozit rezinlerin hepsi, 4 mm'lik örneklerin altında 2 mm'lik örneklere kıyasla azalmış yüzey sertlik değerleri göstermiştir. Bununla birlikte, tüm diğer kompozit rezinlerin alt yüzey sertlik değerleri 4 mm'de 2 mm'ye göre bir azalma gösterse de, bu kompozit rezinler 4 mm'de SDR kadar veya daha yüksek yüzey sertlik değerleri göstermiştir (86). Benzer

şekilde bu çalışmada da tüm kompozit rezinlerin, tüm kalınlıklarda, hem alt hem üst yüzeylerde yüzey sertlik değeri SDR'den yüksek bulunmuştur.

Bununla birlikte başka bir çalışmada da (36), geleneksel bir kompozit rezin ve bulk fill kompozit rezinde (TBF) uygulama kalınlığı arttıkça örneklerin alt yüzey sertlik değerlerinin belirgin bir azalma gösterdiği ancak bazı bulk fill materyallerin (SDR, FB) alt yüzey sertlik değerlerinin aynı kaldığı gösterilmiştir. Bu çalışmada da SDR için benzer bulgular elde edilmiştir. Akışkan bulk fill materyallerinden SDR'da 4 mm kalınlığa kadar örneklerin alt yüzey sertlik değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır; ancak 1 mm ve 5 mm'lik örneklerin alt yüzey sertlik değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmuşsa da ($p<0,05$) DC 5 mm'de % 80'den büyük, ortanca değeri % 87,81 olarak belirlenmiştir. Diğer gruplar için artan kalınlık artışı alt yüzeydeki mikrosertliği önemli derecede azaltmıştır. Flury ve ark. (196)'nın yaptığı çalışmaya göre yüzey sertlik değerlerinin TBF haricindeki bulk fill materyallerde tabaka kalınlığından etkilenmediği tespit edilmişse de, daha önceki bir çalışmada (168) aynı yazarlar, incelenen bulk fill materyallerinin, üretici firmalar tarafından ileri sürülen 4 mm'den daha düşük dönüşüm derecelerine sahip olduklarını bildirmişlerdir.

Kompozit rezinlerin optik özellikleri, estetik için olduğu kadar fotopolimerizasyon için de hayati öneme sahiptir (262). Polimerizasyon derinliği, monomerlerin kimyasal yapısı, doldurucu içeriği, polimerizasyon süresi ve ışık şiddeti (263) gibi birçok faktörden etkilenirken, bu çalışmada, üretici talimatlarına uygun şekilde ve aynı polimerizasyon süresinde, aynı ışık şiddeti kullanılarak polimerizasyon yapılmış ve her grubun kimyasal yapı ve doldurucu kompozisyonları da sabit parametreler olarak değerlendirilmiştir.

Kompozit rezin tabakalarının altlarına doğru ışığın emilmesi ve saçılması sebebiyle alta düşük şiddetli ışık ulaşmakta ve alt yüzeyde polimerizasyon tam gerçekleşmeyebilmektedir (264-266). Bu çalışmada, tüm gruplarda artan kalınlık artışı örneklerin alt seviyesine aktarılan enerjiyi azaltmıştır. Böylece, örneklerin altına

ulaşan enerjinin azalmasına rağmen, bazı materyaller üretici firmalar tarafından iddia edilen derinliklerde uygun DC göstermiştir (SDR, VB, FU gruplarında).

Çalışmamızda gözlemlenen bulk fill kompozit rezinlerin arasındaki DC'deki değişiklikler, başlangıçta partikül ara yüzlerindeki (233) ışık dağılımına ve fotobaşlatıcılar ile kullanılan pigmentler (267) tarafından gerçekleşen ışık absorpsiyonuna bağlanabilir. Bu faktörlerin her ikisi de ışık penetrasyonunu ve dolayısıyla matriks monomerlerinin derin tabakalardaki ışık saçılımı ile belirlenen DC'sini azaltmaktadır. Işık iletimini güçlendirmek ve DC'yi arttırmak için materyalin opasitesinin yüksek olmasının dezavantaj oluşturduğu Yoshikawa ve ark. (268) tarafından gösterilmiştir. Bucuta ve Ilie (60) de, polimerizasyon derinliğini iyileştirmek için en iyi yöntemin kırınma indeksi birbiriyle uyumlu doldurucular ve organik rezin matriks kullanarak materyalin translusensisini arttırmak olduğunu belirtmişlerdir.

DC, mekanik özelliklerle, biyouyumluluk ve renk kararlılığı değerleriyle önemli ölçüde bağlantılıdır. Bu nedenle, restorasyonun klinik başarısıyla bir ilişkisi olabilir (233). Daha geniş polimerizasyon ve çapraz bağlanma meydana geldiğinde, daha fazla sertlik oluşur (242). Genel olarak, bulk fill kompozit rezinlerin tavsiye edilen derinliği boyunca yeterli bir polimerizasyon sağlanması restorasyonların uzun vadeli stabilitesi için önemlidir (70). Birçok çalışmada, etkili bir polimerizasyon işlemi için, alt tabakadaki sertlik değerinin üst tabakadaki sertlik değeri oranına dayanarak DC'nin belirlendiği çalışmalarda, bu oran için önerilen minimum değer % 80'dir (129, 144, 149, 151-153, 230, 231). Bu çalışmada, kullanılan tüm materyaller 3 mm kalınlığa kadar eşik değer olan % 80'i aşarak yeterli DC göstermiştir. Ancak 4 mm kalınlıkta, sadece FB ve akışkan bulk fill materyalleri (SDR, VB) bu eşik değeri aşabilmiştir. Bu durum, muhtemelen, bu spesifik kompozit rezinlerde daha yüksek ışık geçirgenliğinden kaynaklanmaktadır. Bununla birlikte, FB (5 mm'de: % 75,68) 5 mm derinlikte; SF (4 mm'de: % 74,31; 5 mm'de: % 63,02) ve TBF (4 mm'de: % 72,4; 5 mm'de: % 65,05) hem 5 hem de 4 mm'lik kalınlıkta yeterli polimerizasyonu sağlayamamış, eşik değerinin altında kalmıştır. Karaçolak ve ark. (86)'nın yaptığı, bulk fill kompozit rezinlerin indirekt yoldan dönüşüm derecelerini karşılaştırdıkları

çalışmanın sonuçlarına göre, SF ve TBF hem 4 hem de 5 mm'lik tabaka kalınlıklarında, FB ise 5 mm'lik tabaka kalınlığında DC için kabul edilebilir %80'lik eşik değerinin altında kalmıştır (86). DC sonuçları da bu çalışmanın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir.

Alrallah ve ark. (70)'nin yaptığı çeşitli bulk fill kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerinin incelendiği bir çalışmada, bu çalışma sonuçlarının aksine Sonic Fill ve Tetric EvoCeram bulk fill en yüksek DC'yi gösteren bulk fill kompozit rezinler olmuşlardır. Kullanılan bulk fill kompozit rezinlerin (SonicFill 2, Tetriv EvoCeram, Venus ve Filtek) üreticinin söylediği kalınlıklarda uygulanabileceği belirtilirken, bu çalışmada SF 4 ve 5 mm'de, TBF 4 ve 5 mm'de, FB 5 mm'de %80'lik DC eşığının altında bulunmuştur. Çalışma sonucundaki bu fark çalışma metodolojilerindeki farktan kaynaklanmış olabilir. Alrallah ve ark. (70), maksimum kabul ettikleri üst yüzey sertliklerinin % 80'inin görüldüğü tabaka kalınlığını dönüşümün azami oranda gerçekleştiği kalınlık olarak belirlemişlerdir.

Bir başka çalışmada ise Vickers sertlik değeri 50 N/mm^2 'yi geçen tüm kompozit rezinlerin ideal bir sertlik derecesi ortaya koydukları savunulmaktadır (104). Bizim çalışmamızda, SDR tüm kalınlıklarda alt ve üst yüzeyde 50 N/mm^2 'nin altında sertlik değerleri gösterirken, SF tüm kalınlıklarda alt ve üst yüzeyde 50 N/mm^2 'nin üstünde değerler göstermiştir. Alt yüzey sertlik değerleri bakımından FU 4 mm ($39,62 \text{ N/mm}^2$) ve 5 mm'de ($39,28 \text{ N/mm}^2$), FB 5 mm'de ($49,06 \text{ N/mm}^2$), TBF 5 mm'de ($48,91 \text{ N/mm}^2$) 50 N/mm^2 'nin altında yüzey sertlik değerleri göstermiştir.

SF kompozit rezin, preparasyon boşluğuna yerleştirilirken özel el aleti ile uygulanan sonik enerji yardımıyla aktive edilerek bir akışkan kompozit materyal gibi davranabilmesinin yanı sıra, polimerize edildikten sonra bir hibrit kompozit rezinin özelliklerine sahiptir (144). Bizim çalışmamızda da, SF diğer materyallerle kıyaslandığında en yüksek doldurucu içeriğe sahip olan materyaldir. İyi polimerizasyon değerlerine sahip olması, doldurucu ve rezin arayüzüne uygun bir kırılma indeksine bağlı olarak ışık yayılımının gelişmesi olabilir. Doldurucu ve rezin

arasındaki kırınma indeksindeki uyum, DC'yi daha iyi hale getirmekte (269), kompozit rezinin renk tonunun uyuşmasının yanısıra polimerizasyon derinliğini arttırmaktadır (154). Bu çalışmaların aksine bizim çalışmamızda SF'nin dönüşüm derecesi 4 ve 5 mm kalınlıklarda yetersiz bulunmuştur. Bu sonuç, materyalin sahip olduğu yüksek inorganik doldurucu yüzdesine bağlanabilir. Ancak doldurucu-rezin arasındaki kırınma indeksi uyumu açısından da araştırılmalıdır.

Kamforokinon ışığı 450-490 nm dalga boylarında absorbe ederek aktive olan ve yaygın olarak kullanılan bir fotobaşlatıcıdır. Bazı kompozit rezinler kamforokinondan başka fotobaşlatıcılar da içerir, TBF "ivoserin" adında ışığı 410 nm'de absorbe edebilen (24) ekstra bir fotobaşlatıcı içerir. Bu bir dibenzoil germanyum bileşiğidir. Bu başlatıcı görünür ışığı 370 nm'den 460 nm'ye kadar geniş bir aralıkta absorbe edebilir. Uygun formülasyonlarla, reaktivite geliştirilip çok daha iyi polimerizasyon derinliklerine bu yolla ulaşılabilir (187). Bizim çalışmamızda, TBF 4 ve 5 mm'lik tabakalarda eşik değerinin altında DC göstermiştir. Yapılan önceki bir çalışmada yüksek bulunan TBF'nin DC (70), çalışmalarda kullanılan ışık cihazlarına ve kullanılan ışığın dalga boyu aralığına bağlı olarak yüksek bulunmuş olabilir. Çalışmamızın mikrosertlik sonuçlarına bakarsak, 4 ve 5 mm tabakalarda düşen DC değerlerine rağmen TBF'nin üst yüzey sertlik değerleri yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlar, inorganik doldurucu içeriğinde mevcut olan prepolimer doldurucu içeriğin homojenliği azaltmasına rağmen polimer içindeki çift bağ sayısını azaltarak daha iyi mekanik özellikler ve daha yüksek mikrosertlik, daha düşük polimerizasyon büzülmesi sağlanmasına bağlı olabilir (187).

El-Damanhoury ve ark. (230)'nin çalışmasında, geleneksel akışkan kompozit rezinlerle ve bulk fill kompozit rezinlerden hazırlanan 4 mm kalınlıkta örneklerin yüzey sertlik değerleri ve dönüşüm dereceleri hesaplanmış, SDR örneklerinde sertlik oranı 0,8'in üzerinde bulunmuştur (230). Yine aynı çalışmada, kullanılan tüm bulk fill kompozit rezinler 4 mm derinlikte yeterli polimerizasyon gösterirken, Karataş ve ark.'nın (259) yaptığı çalışmayla benzer şekilde geleneksel kompozit rezinlerin 4 mm derinlikte sertlik oranları 0,80'in altında kalmıştır. Benzer şekilde, Jang ve ark. (231)

da çalışmalarında 4 mm derinlikte metakrilat bazlı kompozit rezinlerin yeterli DC göstermediğini, SDR örneklerinde ise ortalama sertlik oranının 0,94 olduğunu bulmuşlardır. Flury ve ark. (168) da araştırmalarının sonucunda bulk fill kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezinlere oranla daha fazla monomer-polimer dönüşüm oranına sahip olduğunu tespit etmişlerdir. Bu çalışmalara göre bizim çalışmamızda kullanılan kompozit rezinlerde, tüm kalınlıklarda SDR örneklerin % 93,3'ünde; VB ve FB örneklerin % 70'inde; TBF örneklerin % 60'ında; FU örneklerin % 53,3'ünde ve SF örneklerin % 50'sinde yeterli monomer-polimer dönüşümü gösterdiği söylenebilir.

Önceki çalışmalarda olduğu gibi (4, 270) bu çalışmada da SDR, en yüksek DC'yi gösteren bulk fill kompozit rezin olmuştur. Bu yüksek DC, UDMA bazlı rezin matrisine ve büyük doldurucu partiküllere bağlanabilir (270). Sideridou ve ark. (271), ışıkla polimerize olan dimetakrilat bazlı dental rezinlerin DC üzerine kimyasal yapının etkilerini araştırdıkları çalışmalarında DC'nin şu sırayla arttığını bulmuşlardır: Bis-GMA<Bis-EMA<UDMA<TEGDMA. UDMA Bis-GMA'ya göre daha düşük vizkozite ve daha yüksek moleküler fleksibilitelere sahiptir. Bu, polimerizasyonun devamı için zincir transfer reaksiyonlarında farklı bir yol oluşturan bir imino (-NH-) grubu içerir (4). Büyük doldurucu parçaların (ortalama 4,2 µm) da doldurucu-matris arayüzlerini azaltacağı, böylece ışık dağılımı ve saçılımının azalması, translusensi, ışık penetrasyonu ve polimerizasyonun artabileceği düşünülmüştür (23).

SDR akışkan bulk fill kompozit rezinin, üreticisi tarafından altı çizilen kendine has özelliği kompozit rezin matrisidir. Matrisi yüksek moleküler ağırlıklı üretilen dimetakrilat içerisine katılmış "polimerizasyon modülatörü" içerir (59). Bu modülatörün monomer fleksibilitesini arttırdığı ve böylece, polimer matrisinde rahatlatma (59) sağladığı varsayılmaktadır. SDR'in geleneksel kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında polimerizasyon işleminin daha düşük bir hızda gerçekleştiği tespit edilmiştir (59, 230). Polimerizasyon hızının azalması, akışkan kıvamının artmasıyla polimer zincirin sertleşme öncesi sınırlanan mobilitesindeki rahatlatma ile büzülme stresi oluşumunun azalması bakımından yararlı olabileceği gösterilmiştir (135, 272).

Diğer taraftan, DC'de uzama ile elde edilen stres azalması, klinik olarak istenen bir durum değildir, çünkü düşük DC, restorasyonun hem mekanik hem de biyolojik özelliklerini tehlikeye atmaktadır (76, 111-114). Bu çalışmada SDR bulk fill kompozit rezinin tüm kalınlıklarda yeterli monomer DC'sine ulaştığı görülmüştür. Ölçümler ışıkla polimerizasyondan 24 saat sonra yapıldığı için polimerizasyonun bu süre içerisinde tamamlandığı düşünülmüştür.

Işıkla alakalı olabilecek değişimler standardize edildiğinde DC'nin kullanılan materyal ve uygulandığı derinliğe bağlı olduğu bilinmektedir. Artan tabaka kalınlığıyla DC'deki azalma yüzdesi kompozit rezine bağlıdır. DC'nin FTIR ile ölçüldüğü daha önceki bir çalışmada da bulk fill kompozit resin materyallerin geleneksel kompozit resinlerle karşılaştırıldığında daha iyi DC'ye sahip olduğu gösterilmiştir (4).

Işıkla polimerize olan kompozit resin restorasyonların klinik performanslarının ışık cihazının kalitesinden yüksek oranda etkilendiği bildirilmiştir (265). Bazı araştırmalarda, kompozit resinlerin alt yüzey sertlik değerlerinin üst yüzey sertlik değerlerine göre daha düşük olmasının ışık şiddetine bağlı olduğu belirtilmiştir (273). Rueggeberg ve ark. (212), yaptıkları çalışmada 2 mm kalınlığındaki kompozit rezinin alt yüzey sertlik değerinin daha düşük olmasını, ışık şiddetinin mesafe artışı ile azalmasına bağlamışlardır. Kompozit resinlerin polimerizasyon derecesinin maruz kaldıkları ışık miktarı ile orantılı olduğunu bildirmişlerdir (212).

2 mm kalınlığındaki kompozit resin tabakalarının polimerizasyonu için uygulanması gereken minimum enerji miktarının 24 J/cm² olduğu ileri sürülmüştür (274, 275). Bir çalışmada, enerji yoğunluğunun aşırı artırılmasının kompozit rezinin sertliğini artırmayacağı aksine, fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkileyebileceği rapor edilmiştir (276). Bir başka çalışmada da, ışık şiddetinin artırılarak uygulama süresinin kısaltılabileceği ve böylece gereken enerji miktarına ulaşılabileceği düşünülmüş, ancak yüksek şiddette ışık kullanılarak kısa sürede yeterli toplam enerjinin elde edilmesinin her zaman polimerizasyon için uygun olmayacağı sonucuna varılmıştır (277).

Artan tabaka kalınlığıyla DC'nin azalmasının geleneksel kompozit rezinlerde bağlanma direncini de negatif olarak etkileyeceği gösterilmiştir (278, 279). Benzer bir çalışmada, geleneksel bir kompozit rezin ile 4 farklı bulk fill kompozit rezinin mikrosertlik ve bağlanma direnci karşılaştırılmış (196), bağlanma direncinin artan tabaka kalınlığıyla bulk fill kompozit rezinlerde önemli ölçüde değişmediği, sadece geleneksel kompozit rezinde azaldığı gösterilmiştir. Sonuç olarak kompozit rezinin tüm tabakalarında yeterli polimerizasyonun sağlanması, restorasyonun bağlanma direncini de önemli bir şekilde etkilemektedir (196).

Oluşturabileceği negatif etkilerden kaçınmak için geliştirilen, bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi profilleri de restorasyon başarısı için çok önemli bir parametredir. Farklı teknikler kullanarak büzülme stresini ölçen çalışmalar bulk fill materyallerin genel olarak daha düşük büzülme gösterdiğini rapor etmişlerdir (144, 280, 281). Büzülme stresinde görülen farkların doldurucu hacim kısmı ve rezin bazlı kompozit rezinlerin DC'sine bağlanabileceği belirtilmiştir (134). Ayrıca DC ile polimerizasyon büzülmesi arasında orta derecede pozitif bir ilişki saptanmıştır (4). SDR, bu çalışmada (4) ve Garcia ve ark. (144)'nin yaptığı başka bir çalışmada yüksek DC gösterirken en yüksek büzülme de göstermektedir (4, 144). Alrahlah ve ark. (56), yaptıkları bir çalışmada, SF'nin de iyi bir DC'ye sahip olduğunu göstermişlerdir. DC'nin yüksekliği, rezin ve doldurucu arasındaki kırınma indeksi eşleşmesinden olabilir, bu da ışık iletimini artırır (56). Resin ve dolgu maddesi arasındaki kırınma indeks farklarındaki azalma, DC'yi (174), polimerizasyon derinliğini ve renk uyumunu iyileştirmiştir (175).

Başka bir çalışmada, düşük vizkoziteli bulk fill kompozit rezinler ile geleneksel bir akışkan kompozit rezinin monomer dönüşümü ve polimerizasyon büzülmesi incelenmiştir (280). Bu çalışmadaki sonuçlar diğer çalışmaların (4, 144) aksi yönündedir ve genel olarak tüm bulk fill kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezine göre daha düşük büzülme stresi oluşturduğu belirtilmiştir (280). Polimerizasyon büzülmesi, en yüksek geleneksel akışkan kompozit resin grubunda görülürken, en düşük SDR grubunda görülmüştür. Bu durum kısmen 1,5 mm'de

DC'nin en düşük olmasına bağlanmıştır(280). DC hacimsel büzülme üzerine olan etkileri yoluyla polimerizasyon stresi gelişimini etkileyen önemli bir faktördür (282).

Aynı çalışmada (280), DC ile ilgili farklı kalınlıklarda farklı sonuçlar elde edilmiştir. 0,1 mm, 1,5 mm ve 4 mm'lik tabakaların DC'nin FTIR ile incelendiği çalışmada SDR 1,5 mm'de en düşük polimerizasyon büzülmesini gösterirken 4 mm'de Venus Bulk Fill'den sonra en yüksek DC'yi göstermiştir. Venus Bulk fill 0,1 ve 4 mm'de en yüksek DC'yi göstermiştir. 1,5 mm'de en yüksek DC gösteren grup ise geleneksel akışkan kompozit rezin grubu olmuştur. Bu düşük DC değerlerinin nedeni teknik farkı olabilir, bu çalışmada polimerizasyondan 20 dk sonra FTIR cihazı ile ölçümler yapılmıştır, ancak bilinmektedir ki polimerizasyonun tamamlanması 24 saati bulmaktadır. Ayrıca SDR belirtildiği gibi daha yavaş bir polimerizasyon hızına sahiptir. Bu nedenle polimerizasyon henüz tam olarak tamamlanmamış olduğu için büzülme periyodu henüz tamamlanmamış olabilir. Bizim çalışmamızda da görülen artmış tabaka kalınlığında Venus Bulk Fill ve SDR Bulk Fill ile elde edilen yüksek dönüşüm dereceleri, Venus Bulk Fill'de düşük doldurucu içeriğe ve SDR Bulk Fill'de artmış doldurucu boyutlarına bağlanabilir. Işık yayılımının, ışık saçılımının azalmasıyla birlikte azalmış doldurucu-matriks arayüzüne bağlı olarak, daha iyi olduğu belirtilmiştir (280).

Yüksek DC'ye sahip olan yüksek vizkoziteli materyallerde, stres rahatlatan akışkan kıvamın sınırlanması ve yüksek derecede çapraz bağlanmış polimer ağdaki azalmış moleküler mobiliteye bağlı olarak stres artmıştır (282, 283). SDR'ın içerdiği polimerizasyon modülatörünün monomer fleksibilitesini arttırdığı ve böylece, polimer matrikste rahatlama (59) sağladığı varsayılmaktadır. Bazı çalışmalarda büzülme kuvvetinin düşük oluşu materyalin bu özelliğine bağlanmıştır (284). Ayrıca, monomerin yüksek moleküler ağırlığı da, SDR'ın düşük polimerizasyon büzülmesinden sorumlu tutulmuştur (284). Ilie ve Hickel'in yaptıkları çalışmada(59), SDR'nin polimerizasyon işleminin geleneksel kompozit rezinlere göre daha düşük bir hıza sahip olduğu gösterilmiştir, böylece jelasyon gecikmekte, bu da materyalin adezivlenmiş yüzeylere daha iyi akmasına izin vererek polimerizasyon kaynaklı büzülme kuvvetlerini azaltmaktadır. VB'nin düşük polimerizasyon büzülme kuvveti

göstermesi, SDR'de olduğu gibi uzamış bir sertleşme öncesi fazın artmış akıcı kıvam ile polimerizasyon stresini azalttığını düşündürmektedir (280).

Yüzeyin hemen altındaki tabaka ile diğer tabaka kalınlıklarındaki polimerizasyon DC'nin karşılaştırıldığı bir çalışmada, tüm materyallerin 1,5 mm derinlikte 0,1 mm derinliğe göre daha yüksek DC gösterdiği rapor edilmiştir (280). Bu, polimerizasyon sırasında serbest radikallerin ekzotermik doğası nedeniyle örnek kütlelerinde derin bölgelerde DC'de bir yükselmeye sebep olmasına bağlanmıştır. Bu özellikle düşük doldurucu içeriğine sahip materyaller için doğrudur, çünkü doldurucu varlığı ısı yükselişini azaltmaktadır (280).

Birçok çalışma üreticiler tarafından önerilen 4 mm'de yeterince polimerizasyon değerleri rapor ederken (70, 72, 285, 286), bir kısmı tersi sonuçlar rapor etmiştir (144, 231). Bu farklar değerlendirilen materyaller kadar test metodolojilerindeki uyumsuzluktan da kaynaklanmış olabilir. Bulk fill materyaller homojen bir materyal grubu değildir, kimyasal yapılarında, vizkozitelerinde, doldurucu tipinde ve miktarında farklar mevcuttur (4).

Bazı çalışmalarda görülen yüksek doldurucu içeriğine sahip ürünlerdeki nispeten düşen DC, rezin-doldurucu arayüzündeki ışık saçılımına bağlanabilir (115). Doldurucu miktarı kadar doldurucunun tipi, boyutu ve şekli de ışık saçılım etkinliğini etkilemektedir (287).

Yüksek DC olan materyallerde sınırlanmış stres rahatlatıcı akıcı kıvam ve yüksek orandaki çapraz bağlı polimer ağlarındaki azalmış moleküler mobilite nedeniyle polimerizasyon stresi artmıştır (283).

Günümüzde, kompozit rezinlerin polimerizasyonlarının daha iyi olabilmesi ve reaksiyona girmemiş monomerlerin azaltılması için kimyasal yapıları güçlendirilmiş yeni monomerler ve değişik türde doldurucular geliştirilmektedir. Bu konuda yapılan her yenilik birçok çalışmayı da beraberinde getirecektir. Son zamanlarda, bulk fill

materyaller kullanım kolaylığı ve zaman kazandıran özelliklerinden dolayı posterior dişlerin restorasyonunda tercih edilmektedir. Elde edilen bulgular ışığında bu *in vitro* çalışmada üretici firmaların 5 mm kalınlığa kadar tek tabaka uygulanması önerilen FB, SF; 4 mm kalınlığa kadar tek tabaka uygulanması önerilen TBF kompozit rezinlerin, bu kalınlıklarda alt yüzey/ üst yüzey sertlik oranları, eşik değer olan 0,8 'in altında bulunmuştur. 4 mm kalınlığa kadar tek tabaka kullanılması önerilen SDR ve VB akışkan bulk fill kompozitlerin bu kalınlıkta alt yüzey/ üst yüzey sertlik oranları, eşik değer olan 0,8 'in üzerinde bulunmuştur. Ancak SDR ve VB materyallerinin 1, 2, 3, 4 ve 5 mm kalınlıkta hem üst hem alt yüzeyde sertlik değerleri, kullanılan diğer tüm kompozit rezinlere göre düşük bulunmuştur. Üretici firmaları SDR ve VB kompozit rezinlerin restorasyon üst son tabakalarının 2 mm kalınlığında metakrilat esaslı geleneksel posterior kompozit rezin olması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sınırları dahilinde, çalışmada kullanılan kompozit rezinlerde DC açısından 3 mm kalınlığa kadar tabakalamanın daha uygun olduğu söylenebilir. Ancak materyallerin başarılarının değerlendirilmesi açısından daha ileri *in vitro* ve *in vivo* çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* çalışmada elde edilen bulgulara göre şu sonuçlara varılmıştır:

1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerde tüm kalınlıklar için alt ve üst yüzey sertlik değerleri en yüksek Sonic Fill 2 bulk fill kompozit rezinde, en düşük SDR bulk fill kompozit rezinde görülmüştür.
2. Geleneksel kompozit rezin olan Filtek Ultimate grubunda 4, 5 mm kalınlıkta, alt yüzey sertlik değerlerinde belirgin düşüş gözlenmiştir.
3. Çalışmada tüm kalınlıklarda üst yüzey ve 1, 2, 3 mm kalınlıkta alt yüzey sertlik değerlerinin sıralaması Sonic Fill 2 Bulk Fill > Filtek Ultimate > Tetric EvoCeram Bulk Fill > Filtek Bulk Fill Posterior > Venus Bulk Fill > SDR Bulk Fill şeklindedir.
4. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin tümünde, uygulama kalınlığı arttıkça alt yüzeydeki ortalama yüzey sertlik değerlerinin düşüş gösterdiği ve kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerinin azaldığı saptanmıştır.
5. Çalışmada, 4 mm uygulama kalınlığında SDR, Venus ve Filtek bulk fill; 5 mm uygulama kalınlığında sadece SDR bulk fill örnekleri dönüşüm derecesi eşik değer olan % 80'in üzerinde bulunmuştur.
6. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin tümünde dönüşüm derecesi açısından bir genelleme yapacak olursak 3 mm kalınlığa kadar tabakalama daha uygun bulunmuştur.
7. Çalışmada kompozit rezin türünün yüzey sertlik değeri ve dönüşüm derecesi değerlerini etkilediği saptanmıştır.

7. KAYNAKLAR

1. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2006;96(6):433-42.
2. Toh WS, Yap AU, Lim SY. In Vitro Biocompatibility of Contemporary Bulk-fill Composites. *Oper Dent.* 2015;40(6):644-52.
3. Figueiredo Reis A, Giannini M, Ambrosano GM, Chan DC. The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. *J Dent.* 2003;31(1):59-66.
4. Yu P, Yap A, Wang XY. Degree of Conversion and Polymerization Shrinkage of Bulk-Fill Resin-Based Composites. *Oper Dent.* 2017;42(1):82-9.
5. Yan YL, Kim YK, Kim KH, Kwon TY. Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements. *Oper Dent.* 2010;35(2):203-10.
6. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res.* 1997;76(8):1508-16.
7. Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology.* 2016;104(3):291-7.
8. O'BRIEN WJ. *Dental Materials, Properties and Selection.* London: Quintessence Publishing Co. Inc. ; 2002. 113 p.
9. Sakaguchi RLP, John M. *Craig's Restorative Dental Materials.* 12th ed. St.Louis: Mosby; 2006.
10. Fleisch AF, Sheffield PE, Chinn C, Edelstein BL, Landrigan PJ. Bisphenol A and related compounds in dental materials. *Pediatrics.* 2010;126(4):760-8.
11. Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater.* 2006;22(12):1143-9.
12. Froes-Salgado NR, Gajewski V, Ornaghi BP, Pfeifer CS, Meier MM, Xavier TA, et al. Influence of the base and diluent monomer on network characteristics and mechanical properties of neat resin and composite materials. *Odontology.* 2015;103(2):160-8.
13. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005;21(1):68-74.
14. Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dent Mater J.* 2006;25(3):445-54.
15. : GC Kalore technical manual.; [Available from: Ağ Sitesi: http://www.gceurope.com/pid/141/manual/en_Manual.pdf.
16. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int.* 1993;24(9):641-58.
17. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ, Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 1994;125(6):687-701.
18. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105(2):97-116.
19. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res.* 1997;76(4):883-94.
20. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(10):1382-90.

21. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J.* 1998;48(1):3-16.
22. Feng L, Suh BI, Shortall AC. Formation of gaps at the filler-resin interface induced by polymerization contraction stress: Gaps at the interface. *Dent Mater.* 2010;26(8):719-29.
23. Emami N, Sjudahl M, Soderholm KJ. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater.* 2005;21(8):721-30.
24. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater.* 1999;15(2):120-7.
25. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi LTD. Şti.; 2011.
26. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.* 1983;50(4):480-8.
27. Sturdevant CM, Roberson T. M., Heymann E. O., Sturdevant JR. *The Art and Science of Operative Dentistry.* St.Louis: Mosby-Year Book, Inc.; 1995.
28. Crispin JB. *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals.* 3rd Edition ed. Tokyo: Quintessence Pub. CO. Ltd; 1994.
29. Randolph LD, Palin WM, Leprince JG. Developing a More Appropriate Classification System for Modern Resin-Based Composite Technologies. *Dental Composite Materials for Direct Restorations: Springer;* 2018. p. 89-96.
30. Gladwin M BM. *Theory, practice, and cases. Clinical aspects of dental materials.* 3rd ed: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
31. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection.* 4th ed. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc; 2008.
32. Noort RV. *Introduction to Dental Materials.* 4th ed. New York: Mosby Elsevier; 2013.
33. Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. *Dental Clinics of North America.* 2001;45(1):7-29.
34. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995;6(4):302-18.
35. Turssi CP, Ferracane JL, Serra MC. Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. *Dent Mater.* 2005;21(7):641-8.
36. Chen MH, Chen CR, Hsu SH, Sun SP, Su WF. Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dent Mater.* 2006;22(2):138-45.
37. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res.* 2010;89(6):549-60.
38. Wolter H, Storch W, Ott H. New inorganic/organic copolymers (Ormocer® s) for dental applications. *MRS Online Proceedings Library Archive.* 1994;346.
39. Tagtekin DA, Yanikoglu FC, Bozkurt FO, Kologlu B, Sur H. Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dental Materials.* 2004;20(5):487-97.
40. Cattani-Lorente M, Bouillaguet S, Godin C, Meyer J. Polymerization shrinkage of Ormocer based dental restorative composites. *Eur Cell Mater.* 2001;1(1):25-6.
41. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia.* 2010;120(11):972-86.

42. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *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.* 2000;53(4):353-61.
43. GÖKÇE K. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2005;2005(3).
44. Imazato S, Tarumi H, Kato S, Ebisu S. Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *Journal of dentistry.* 1999;27(4):279-83.
45. Ernst CP, Meyer GR, Klocker K, Willershausen B. Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater.* 2004;20(4):313-21.
46. Eick J, Kostoryz E, Rozzi S, Jacobs D, Oxman J, Chappelow C, et al. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dental Materials.* 2002;18(5):413-21.
47. Thalacker C. Marginal integrity of class V silorane and methacrylate composite restorations. *J Dent Res.* 2004.
48. Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FT, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dental Materials.* 2005;21(4):324-35.
49. D'Alpino PH, Bechtold J, dos Santos PJ, Alonso RC, Di Hipolito V, Silikas N, et al. Methacrylate- and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure and interfacial gap formation as a function of the energy dose. *Dent Mater.* 2011;27(11):1162-9.
50. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *J Dent.* 2007;35(9):731-6.
51. Garoushi S, Tanner J, Vallittu P, Lassila L. Preliminary clinical evaluation of short fiber-reinforced composite resin in posterior teeth: 12-months report. *Open Dent J.* 2012;6:41-5.
52. Garoushi S, Sailynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater.* 2013;29(8):835-41.
53. Tyas MJ. Cariostatic effect of glass ionomer cement: a five - year clinical study. *Australian Dental Journal.* 1991;36(3):236-9.
54. Okuyama K, Murata Y, Pereira P, Miguez P, Komatsu H, Sano H. Fluoride release and uptake by various dental materials after fluoride application. *American journal of dentistry.* 2006;19(2):123-7.
55. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental Materials.* 2004;20(9):789-95.
56. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dental Materials Journal.* 2008;27(3):315-39.
57. Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, Brooks NR, Van Meerbeek B. Curing characteristics of flowable and sculpable bulk-fill composites. *Clinical oral investigations.* 2017;21(4):1201-12.
58. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials.* 2008;24(7):901-7.
59. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater.* 2011;27(4):348-55.
60. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig.* 2014;18(8):1991-2000.

61. Pazinato FB, Gionordoli Neto R, Wang L, Mondelli J, Mondelli RF, Navarro MF. 56-month clinical performance of Class I and II resin composite restorations. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(3):323-8.
62. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2003;7(2):71-9.
63. Lopes LG, Cefaly DF, Franco EB, Mondelli RF, Lauris JR, Navarro MF. Clinical evaluation of two "packable" posterior composite resins: two-year results. *Clin Oral Investig.* 2003;7(3):123-8.
64. Collins CJ, Bryant RW, Hodge KL. A clinical evaluation of posterior composite resin restorations: 8-year findings. *J Dent.* 1998;26(4):311-7.
65. Bala O, Olmez A, Kalayci S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *J Oral Rehabil.* 2005;32(2):134-40.
66. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater.* 2006;22(4):359-65.
67. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater.* 2013;29(3):269-77.
68. El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater.* 2012;28(8):928-35.
69. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater.* 2005;21(1):9-20.
70. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater.* 2014;30(2):149-54.
71. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, et al. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dent Mater.* 2014;30(6):688-94.
72. Li X, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, De Munck J. Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *J Dent.* 2015;43(6):664-72.
73. Taira M, Urabe H, Hirose T, Wakasa K, Yamaki M. Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. *J Dent Res.* 1988;67(1):24-8.
74. Philips RW. *Skinner's Science Of Dental Materials.* Philadelphia: W.B. Saunders; 1991.
75. Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *J Biomed Mater Res.* 1999;48(5):675-81.
76. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials.* 1991;12(8):737-40.
77. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil.* 2001;28(6):586-91.
78. Martin FE. A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent.* 1998;26(3):239-43.
79. Kramer N, Lohbauer U, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent.* 2008;21(3):135-42.
80. RAWLS KJ, ESQUIVEL-UPSHAW, J. . Restorative Resins. In *Philips' Science of Dental Materials.* 11th ed. St. Louis: W.B. Saunders; 2003.
81. Nagi SM, Moharam LM, Zaazou MH. Effect of resin thickness, and curing time on the micro-hardness of bulk-fill resin composites. *Journal of clinical and experimental dentistry.* 2015;7(5):e600.

82. Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. St.Louis: Mosby; 2002.
83. Elliott JE, Lovell LG, Bowman CN. Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dent Mater.* 2001;17(3):221-9.
84. Obici AC, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Goes MF, Consani S. Evaluation of mechanical properties of Z250 composite resin light-cured by different methods. *J Appl Oral Sci.* 2005;13(4):393-8.
85. Andrzejewska E. Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. *Progress in Polymer Science.* 2001;26(4):605-65.
86. Karacolak G, Turkun LS, Boyacioglu H, Ferracane JL. Influence of increment thickness on radiant energy and microhardness of bulkfill resin composites. *Dent Mater J.* 2017.
87. Price RB, Fahey J, Felix CM. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Oper Dent.* 2010;35(1):58-68.
88. Price RB, Felix CA. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater.* 2009;25(7):899-908.
89. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. 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; discussion 5.
90. 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.
91. Hackman ST, Pohjola RM, Rueggeberg FA. Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. *Oper Dent.* 2002;27(6):593-9.
92. Santos GC, Jr., El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJ. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc.* 2004;70(5):323-8.
93. Mahn E. Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral.* 2013;6(3):148-53.
94. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials.* 2003;24(12):2097-103.
95. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent.* 2002;14(5):286-95.
96. De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent.* 2005;30(1):39-49.
97. Roulet J-FW, Nairn H. F.; Fuzzi, Massimo. *Advances in Operative Dentistry, Volume 2: Challenges of the Future.* Chicago: Quintessence; 2001.
98. Owens BM, Rodriguez KH. Radiometric and spectrophotometric analysis of third generation light-emitting diode (LED) light-curing units. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8(2):43-51.
99. Flury S, Lussi A, Hickel R, Ilie N. Light curing through glass ceramics: effect of curing mode on micromechanical properties of dual-curing resin cements. *Clin Oral Investig.* 2014;18(3):809-18.
100. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc.* 2003;69(10):666.

101. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22(6):363-77.
102. Rueggeberg FA, Blalock JS, Callan RS. LED curing lights--what's new? *Compend Contin Educ Dent*. 2005;26(8):586, 8, 90-1.
103. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur J Oral Sci*. 2005;113(5):417-21.
104. Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada H, Hannigan A. Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int*. 2001;32(5):401-5.
105. Park SH, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent*. 2002;27(1):30-7.
106. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*. 2002;27(6):636-8.
107. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing--an update. *Compend Contin Educ Dent*. 2002;23(10):889-92, 94, 96 passim; quiz 908.
108. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, Davidson CL. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil*. 1998;25(6):436-42.
109. Lloret PR, Rode KM, Turbino ML. Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Braz Oral Res*. 2004;18(3):271-5.
110. Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon Büzülmesine Etki Eden Faktörler. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2002;5(1).
111. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res*. 1986;20(1):121-31.
112. Taubock TT, Buchalla W, Hildebrand U, Roos M, Krejci I, Attin T. Influence of the interaction of light- and self-polymerization on subsurface hardening of a dual-cured core build-up resin composite. *Acta Odontol Scand*. 2011;69(1):41-7.
113. Taubock TT, Oberlin H, Buchalla W, Roos M, Attin T. Comparing the effectiveness of self-curing and light curing in polymerization of dual-cured core buildup materials. *J Am Dent Assoc*. 2011;142(8):950-6.
114. Taubock TT, Zehnder M, Schweizer T, Stark WJ, Attin T, Mohn D. Functionalizing a dentin bonding resin to become bioactive. *Dent Mater*. 2014;30(8):868-75.
115. Shah PK, Stansbury JW. Role of filler and functional group conversion in the evolution of properties in polymeric dental restoratives. *Dent Mater*. 2014;30(5):586-93.
116. Ferracane JL. Buonocore Lecture. Placing dental composites--a stressful experience. *Oper Dent*. 2008;33(3):247-57.
117. Krejci I, Planinic M, Stavridakis M, Bouillaguet S. Resin composite shrinkage and marginal adaptation with different pulse-delay light curing protocols. *Eur J Oral Sci*. 2005;113(6):531-6.
118. Totiam P, Gonzalez-Cabezas C, Fontana MR, Zero DT. A new in vitro model to study the relationship of gap size and secondary caries. *Caries Res*. 2007;41(6):467-73.
119. Panduric V, Demoli N, Tarle Z, Sariri K, Mandic VN, Knezevic A, et al. Visualization of marginal integrity of resin-enamel interface by holographic interferometry. *Oper Dent*. 2007;32(3):266-72.
120. Bicalho AA, Pereira RD, Zanatta RF, Franco SD, Tantbiroj D, Versluis A, et al. Incremental filling technique and composite material--part I: cuspal deformation, bond strength, and physical properties. *Oper Dent*. 2014;39(2):E71-82.

121. Uluakay M, İnan H, Arhun N, Yamanel K. Kompozit Rezinler ve Polimerizasyon Büzülmesi. Ankara Diş Hekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi. 2011;5(2):895-902.
122. Terry DA. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 2--Procedures for anterior restorations. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2004;16(9):677-84; quiz 86.
123. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi LTD. Şti.; 2000.
124. Coban BG, Kirzioglu Z, Altun AC. Can onlay's be an alternative restoration for severely damaged primary teeth. *European journal of dentistry*. 2017;11(1):48.
125. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*. 1999;15(2):128-37.
126. Sakaguchi RL, Ferracane JL. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dent Mater*. 1998;14(2):106-11.
127. Attar N, Y. Ö. Farklı Rezin Kompozitlerin Esneme Dayanıklılığı ve Elastisite Modünün Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2007;31(4):26-35.
128. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Jr., Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*. 1998;129(5):567-77.
129. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracchio L, Ruffilli R, Barone AC. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater*. 2011;27(12):1221-8.
130. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of Dentistry*. 2000;25(6):435-40.
131. Lu H, Stansbury JW, Bowman CN. Towards the elucidation of shrinkage stress development and relaxation in dental composites. *Dent Mater*. 2004;20(10):979-86.
132. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater*. 1990;6(3):167-71.
133. Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. *Dent Mater*. 2005;21(1):56-67.
134. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*. 2005;21(10):962-70.
135. Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res*. 2002;81(2):114-8.
136. Goncalves F, Azevedo CL, Ferracane JL, Braga RR. BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dent Mater*. 2011;27(6):520-6.
137. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res*. 2005;84(7):663-7.
138. Rastelli ANS, Jacomassi DP, Bagnato VS. Degree of conversion and temperature increase of a composite resin light cured with an argon laser and blue LED. *Laser Physics*. 2008;18(12):1570-5.
139. Rawls KJ, Esquivel-Upshaw, J. Restorative resins. In: *Philips' Science of Dental Materials*. 11th ed. St. Louis: W. B. Saunders; 2003.
140. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater*. 2013;29(2):139-56.
141. Krifka S, Seidenader C, Hiller KA, Schmalz G, Schweikl H. Oxidative stress and cytotoxicity generated by dental composites in human pulp cells. *Clin Oral Investig*. 2012;16(1):215-24.

142. da Silva EM, Almeida GS, Poskus LT, Guimaraes JG. Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(2):161-6.
143. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999(25):S4-15; quiz S73.
144. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent.* 2014;39(4):441-8.
145. Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater.* 2004;20(4):364-9.
146. Schattenberg A, Lichtenberg D, Stender E, Willershausen B, Ernst CP. Minimal exposure time of different LED-curing devices. *Dent Mater.* 2008;24(8):1043-9.
147. DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res.* 1987;66(3):727-30.
148. ISO-Standards. ISO 4049 Dentistry: PolymerBased Restorative Materials: 7.10 depth of cure, class 2 materials.: International Organization for Standardization; 2009. p. 14-5.
149. Watts DC, Amer OM, Combe EC. Surface hardness development in light-cured composites. *Dent Mater.* 1987;3(5):265-9.
150. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent.* 1997;25(3-4):321-30.
151. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent.* 2004;29(6):698-704.
152. Herrero AA, Yaman P, Dennison JB. Polymerization shrinkage and depth of cure of packable composites. *Quintessence Int.* 2005;36(1):25-31.
153. Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu TM, Katsilieri I. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Oper Dent.* 2008;33(4):408-12.
154. Shortall AC, Palin WM, Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dent Res.* 2008;87(1):84-8.
155. Kenneth J. Anusavice CS, H. Ralph Rawls. Phillips' Science of Dental Materials 11th ed. St. Louis: W. B. Saunders; 2003.
156. Ilie N, Hilton T, Heintze S, Hickel R, Watts D, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance—resin composites: part I—mechanical properties. *Dental Materials.* 2017;33(8):880-94.
157. Kovarik RE, Ergle JW. Fracture toughness of posterior composite resins fabricated by incremental layering. *J Prosthet Dent.* 1993;69(6):557-60.
158. Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent.* 2003;31(6):437-44.
159. Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *J Prosthet Dent.* 2007;98(2):129-40.
160. Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dent Mater.* 2007;23(3):288-95.

161. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 2008;24(11):1501-5.
162. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res.* 1996;75(3):871-8.
163. Kuijts RH, Fennis WM, Kreulen CM, Barink M, Verdonchot N. Does layering minimize shrinkage stresses in composite restorations? *J Dent Res.* 2003;82(12):967-71.
164. Idriss S, Habib C, Abduljabbar T, Omar R. Marginal adaptation of class II resin composite restorations using incremental and bulk placement techniques: an ESEM study. *J Oral Rehabil.* 2003;30(10):1000-7.
165. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *J Am Dent Assoc.* 2011;142(10):1176-82.
166. Winkler MM, Katona TR, Paydar NH. Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light-cured composite restorations. *J Dent Res.* 1996;75(7):1477-83.
167. Vasquez D. A New-Generation Bulk-Fill composite for Direct Posterior Restorations. *Inside Dentistry.* 2012;8(5).
168. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Husler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater.* 2012;28(5):521-8.
169. Guan L, Li J, Wu G, Hong Z. Initiation of polymerization with ultrasound in dental composite resin. *Biomater Artif Cells Immobilization Biotechnol.* 1992;20(1):125-9.
170. 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.
171. Cara RR, Fleming GJ, Palin WM, Walmsley AD, Burke FJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *J Dent.* 2007;35(6):482-9.
172. Zaruba M WF, Attin T. . Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite. *J Adhes Dent.* 2013;15(2):115-21.
173. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent.* 2012;40(6):500-5.
174. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:59-66.
175. Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *Chin J Dent Res.* 2012;15(1):31-5.
176. Jacobsen PH. *Restorative Dentistry: An integrated approach.* Oxford: Wright; 2000.
177. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection.* Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.; 2002.
178. Çalışkan K, Gökay N. Kompozit Dolgu Malzemelerinin Genel Özellikleri ve Sınıflandırılması. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi.* 1990;11:119-27.
179. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent.* 2001;26(3):260-6.
180. Kakaboura A, Rahiotis C, Zinelis S, Al-Dhamadi YA, Silikas N, Watts DC. In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dent Mater.* 2003;19(5):393-8.
181. Product catalog [Available from: http://www.matsuzawa-ht.com/us/item/m_vick.htm].
182. Ang SF, Scholz T, Klocke A, Schneider GA. Determination of the elastic/plastic transition of human enamel by nanoindentation. *Dent Mater.* 2009;25(11):1403-10.

183. Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater.* 2003;19(6):493-500.
184. H. W. The Knoop Microhardness Tester As A Mineralogical Tool. *Am Mineral.* 1945;30:583-95.
185. 3M ESPE Filtek™ Ultimate Universal Restorative System Technical Manual [Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/6299430/filtek-ultimate-technical-product-profile-cee.pdf>].
186. 3M ESPE Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative [Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/9766340/filtek-bulk-fill-posterior-restorative-technical-product-profile.pdf>].
187. Ivoclar Vivadent Tetric EvoCeram Bulk Fill Technical Manual [Available from: https://www.ivoclarvivadent.us/mam/celum/celum_assets/8937330311198_Tetric_Evo-Family_pdf_5972.pdf?3].
188. Kerr SonicFill Bulk Fill Technical Manual [Available from: [file:///C:/Users/HP/Downloads/SonicFill-2-Direction-for-Use%20\(2\).pdf](file:///C:/Users/HP/Downloads/SonicFill-2-Direction-for-Use%20(2).pdf)].
189. Dentsply SDR Posterior Bulk Fill Technical Manual [Available from: <http://dentsplymea.com/products/restorative/composites/sdr>].
190. Heraeus Kulzer Venus Bulk Fill Technical Manual [Available from: <ftp://ftp.endoco.com/Links/HeraeusVenusBulkFillDFU.pdf>].
191. SDI Radii Plus LED Technical Manual [Available from: https://www.sdi.com.au/images/stories/brochures/brochures_EN/Radii_plus_Bro_EN.pdf].
192. HVS-1000DN Digital Micro Vickers Hardness Tester Technical Manual [Available from: http://www.bulutmak.net/uploads/2/0/0/3/20037867/operation_manual-microbul_1000-dn.pdf].
193. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent.* 2000;12(6):340-9.
194. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.* 1985;1(1):11-4.
195. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent.* 1992;20(3):183-8.
196. Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dent Mater.* 2014;30(10):1104-12.
197. Ceballos L, Fuentes MV, Tafalla H, Martinez A, Flores J, Rodriguez J. Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14(1):E51-6.
198. Wang L, D'Alpino PH, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci.* 2003;11(3):162-7.
199. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent.* 2014;42(8):993-1000.
200. Didem A, Gözde Y, Nurhan Ö. Comparative Mechanical Properties of Bulk-Fill Resins. *Open Journal of Composite Materials.* 2014;4:117-21.
201. Roggendorf MJ, Kramer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent.* 2011;39(10):643-7.
202. Mante MO, Saleh N, Tanna NK, Mante FK. Softening patterns of light cured glass ionomer cements. *Dent Mater.* 1999;15(5):303-9.

203. Fuentes V, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res A*. 2003;66(4):850-3.
204. Koupis NS, Vercruyse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater*. 2004;20(10):908-14.
205. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil*. 1990;17(5):487-94.
206. Al-kheraif AA. Effects of curing units and staining solutions on the color susceptibility of a microhybrid composite resin. *Journal of Dental Sciences*. 2011;6(1):33-40.
207. Marovic D, Panduric V, Tarlea Z, Ristic M, Sariri K, Demoli N, et al. Degree of conversion and microhardness of dental composite resin materials. *Journal of Molecular Structure*. 2013;1044:299-302.
208. Lohbauer U, Rahiotis C, Kramer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater*. 2005;21(7):608-15.
209. Knezevic A, Zeljezic D, Kopjar N, Tarle Z. Influence of curing mode intensities on cell culture cytotoxicity/genotoxicity. *Am J Dent*. 2009;22(1):43-8.
210. Civelek A, Ozel E. Işıkla polimerize olan kompozitlerin polimerizasyon derinliği. *Akademik Dental*. 2004;3:34-9.
211. Price RB, Murphy DG, Derand T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int*. 2000;31(9):659-67.
212. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*. 1994;19(1):26-32.
213. Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S. Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clin Oral Investig*. 2004;8(2):81-5.
214. Al Kheraif AA, Qasim SS, Ramakrishnaiah R, Ihtesham ur R. Effect of different beverages on the color stability and degree of conversion of nano and microhybrid composites. *Dent Mater J*. 2013;32(2):326-31.
215. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci*. 2004;112(1):89-94.
216. Park SH, Kim SS, Cho YS, Lee SY, Noh BD. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. *Oper Dent*. 2005;30(4):461-7.
217. Leprince JG, Leveque P, Nysten B, Gallez B, Devaux J, Leloup G. New insight into the "depth of cure" of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater*. 2012;28(5):512-20.
218. Tonetto MR, Pinto SC, Rastelli Ade N, Borges AH, Saad JR, Pedro FL, et al. Degree of conversion of polymer-matrix composite assessed by FTIR analysis. *J Contemp Dent Pract*. 2013;14(1):76-9.
219. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res*. 2011;90(4):402-16.
220. Dickens SH, Stansbury JW, K.M. C, Floyd CJE. Photopolymerization Kinetics of Methacrylate Dental Resins. *Macromolecules*. 2003;36(16):6043-53.
221. Venz S, Dickens B. NIR-spectroscopic investigation of water sorption characteristics of dental resins and composites. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1991;25(10):1231-48.
222. Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dental Materials*. 2001;17(1):71-9.

223. Moraes LG, Rocha RS, Menegazzo LM, de Araújo EB, Yukimito K, Moraes JC. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(2):145-9.
224. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res.* 1988;67(6):932-7.
225. Obici AC, Sinhorettil MAC, Frollinill E, Sobrinhol LC, Consanil S. Degree of conversion of Z250 composite determined by fourier transform infrared spectroscopy: comparison of techniques, storage periods and photo-activation methods. *Mat Res.* 2004;7(4):605-10.
226. Kopperud HM, Johnsen GF, Lamolle S, Kleven IS, Wellendorf H, Haugen HJ. Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. *Dent Mater.* 2013;29(8):824-34.
227. Vankerckhoven H, Lambrechts P, van Beylen M, Davidson CL, Vanherle G. Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *J Dent Res.* 1982;61(6):791-5.
228. Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dental Materials.* 2001;17(2):178-83.
229. Poskus LT PE, Cardoso PE. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater.* 2004;20(8):726-32.
230. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent.* 2014;39(4):374-82.
231. Jang JH, Park SH, Hwang IN. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Oper Dent.* 2015;40(2):172-80.
232. Monte Alto RV, Guimarães JG, Poskus LT, da Silva EM. Depth of cure of dental composites submitted to different light-curing modes. *J Appl Oral Sci.* 2006;14(2):71-6.
233. Musanje L, Darvell BW. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dent Mater.* 2006;22(9):804-17.
234. Benetti AR, Asmussen E, Munksgaard EC, Dewaele M, Peutzfeldt A, Leloup G, et al. Softening and elution of monomers in ethanol. *Dent Mater.* 2009;25(8):1007-13.
235. Lapcik L, Jr., Jancar J, Stasko A, Saha P. Electron paramagnetic resonance study of free-radical kinetics in ultraviolet-light cured dimethacrylate copolymers. *J Mater Sci Mater Med.* 1998;9(5):257-62.
236. Lloyd CH, Scrimgeour SN, Chudek JA, Mackay RL, Hunter G, Pananakis D, et al. Determination of the depth of cure for VLC composites by nuclear magnetic resonance microimaging. *Dent Mater.* 1994;10(2):128-33.
237. Tanimoto Y, Hayakawa T, Nemoto K. Analysis of photopolymerization behavior of UDMA/TEGDMA resin mixture and its composite by differential scanning calorimetry. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;72(2):310-5.
238. McCabe JF. Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent Mater.* 1985;1(6):231-4.
239. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater.* 2007;23(1):51-9.
240. D'Alpino PH, Vismara MV, Mello LM, Di Hipolito V, Gonzalez AH, Graeff CF. Resin composite characterizations following a simplified protocol of accelerated aging as a function of the expiration date. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;35:59-69.
241. Koser C. Işık ile Polimerize Edilen Kompozit Rezinlerin Dönüşüm Derecelerinin Belirlenmesinde Üç Farklı Yöntemin Karşılaştırılması [Phd]. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2014.

242. Johnston WM, Leung RL, Fan PL. A mathematical model for post-irradiation hardening of photoactivated composite resins. *Dent Mater.* 1985;1(5):191-4.
243. Sudheer V, Manjunath M. Contemporary curing profiles: Study of effectiveness of cure and polymerization shrinkage of composite resins: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2011;14(4):383-6.
244. Braem M, Finger W, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater.* 1989;5(5):346-8.
245. Hosseinalipour M, Javadpour J, Rezaie H, Dadras T, Hayati AN. Investigation of mechanical properties of experimental Bis-GMA/TEGDMA dental composite resins containing various mass fractions of silica nanoparticles. *J Prosthodont.* 2010;19(2):112-7.
246. Frauscher KE, Ilie N. Depth of cure and mechanical properties of nano-hybrid resin-based composites with novel and conventional matrix formulation. *Clin Oral Investig.* 2012;16(5):1425-34.
247. Fujita K, Ikemi T, Nishiyama N. Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dent Mater.* 2011;27(11):1079-85.
248. Pereira SG, Osorio R, Toledano M, Nunes TG. Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins. *Dent Mater.* 2005;21(9):823-30.
249. Hubbezoglu I, Bolayir G, Dogan OM, Dogan A, Ozer A, Bek B. Microhardness evaluation of resin composites polymerized by three different light sources. *Dent Mater J.* 2007;26(6):845-53.
250. Aguiar FH, Lazzari CR, Lima DA, Ambrosano GM, Lovadino JR. Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. *Braz Oral Res.* 2005;19(4):302-6.
251. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent.* 2002;87(6):642-9.
252. Ajaj RA. Relative Microhardness and Flexural Strength of Different Bulk Fill Resin Composite Restorative Materials. *Journal of American Science.* 2015;11(7):155-9.
253. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater.* 2015;31(3):293-301.
254. El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dent Mater.* 2012;28(12):1292-300.
255. Fleming GJ, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ. The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth. *Dent Mater.* 2008;24(4):522-9.
256. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honore D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent.* 2015;40(2):190-200.
257. Finan L, Palin WM, Moskwa N, McGinley EL, Fleming GJ. The influence of irradiation potential on the degree of conversion and mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials. *Dent Mater.* 2013;29(8):906-12.
258. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent.* 2013;38(6):618-25.
259. KARATAŞ Ö, İŞCAN YAPAR M, ÖZAKAR İLDAY N, BAYINDIR YZ. Comparison Depth of Cure Of Bulk-Fill and Flowable Composite Resins. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2015;21(3):216-20.
260. Watts DC. Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. *Dent Mater.* 2005;21(1):27-35.
261. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *J Dent.* 2014;42(8):977-85.

262. Howard B, Wilson ND, Newman SM, Pfeifer CS, Stansbury JW. Relationships between conversion, temperature and optical properties during composite photopolymerization. *Acta Biomater.* 2010;6(6):2053-9.
263. Casselli DS, Worschech CC, Paulillo LA, Dias CT. Diametral tensile strength of composite resins submitted to different activation techniques. *Braz Oral Res.* 2006;20(3):214-8.
264. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of specimen diameter on the relationship between subsurface depth and hardness of a light-cured resin composite. *Eur J Oral Sci.* 2003;111(6):543-6.
265. Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scand J Dent Res.* 1993;101(1):62-4.
266. Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent.* 1999;12(5):231-4.
267. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British dental journal.* 1999;186(8):388-91.
268. Yoshikawa T, Morigami M, Sadr A, Tagami J. Acceleration of curing of resin composite at the bottom surface using slow-start curing methods. *Dent Mater J.* 2013;32(6):999-1004.
269. Fujita K, Nishiyama N, Nemoto K, Okada T, Ikemi T. Effect of base monomer's refractive index on curing depth and polymerization conversion of photo-cured resin composites. *Dent Mater J.* 2005;24(3):403-8.
270. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LE, Martin AA, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dent Mater.* 2015;31(12):1542-51.
271. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2002;23(8):1819-29.
272. Taubock TT, Bortolotto T, Buchalla W, Attin T, Krejci I. Influence of light-curing protocols on polymerization shrinkage and shrinkage force of a dual-cured core build-up resin composite. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(4):423-9.
273. 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).
274. Caughman WF, RUEGGERBERG FA, CURTIS JW. Clinical guidelines for photocuring: restorative resins. *The Journal of the American Dental Association.* 1995;126(9):1282.
275. Rueggeberg F, Caughman WF, Curtis JJ, Davis H. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *American journal of dentistry.* 1993;6(2):91-5.
276. Musanje L, Darvell B. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dental Materials.* 2003;19(6):531-41.
277. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dental Materials.* 2002;18(6):463-9.
278. Price RB, Doyle G, Murphy D. Effects of composite thickness on the shear bond strength to dentin. *J Can Dent Assoc.* 2000;66(1):35-9.
279. Xu X, Sandras DA, Burgess JO. Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18(1):19-27; discussion 8.
280. Marovic D, Taubock TT, Attin T, Panduric V, Tarle Z. Monomer conversion and shrinkage force kinetics of low-viscosity bulk-fill resin composites. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(6):474-80.
281. Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent.* 2015;43(4):430-9.

282. Goncalves F, Pfeifer CC, Stansbury JW, Newman SM, Braga RR. Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. *Dent Mater.* 2010;26(7):697-703.
283. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.* 2005;21(1):36-42.
284. Taubock TT, Feilzer AJ, Buchalla W, Kleverlaan CJ, Krejci I, Attin T. Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2014;122(4):293-302.
285. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Post-irradiation hardness development, chemical softening, and thermal stability of bulk-fill and conventional resin-composites. *J Dent.* 2015;43(2):209-18.
286. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Taubock TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig.* 2015;19(4):831-40.
287. Campbell PM, Johnston WM, O'Brien WJ. Light scattering and gloss of an experimental quartz-filled composite. *J Dent Res.* 1986;65(6):892-4.