

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AKICI KOMPOZİTLERİN POLİMERİZASYON
BÜZÜLMELERİNİN YENİ NESİL MİKRO
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
(MİKRO-CT) CİHAZI İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Hakan KAMALAK

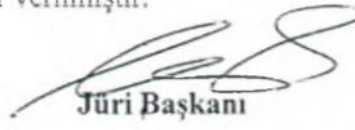
Danışman Öğretim Üyesi: Doç.Dr. Muhammet YALÇIN

Bu araştırma Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu
(TÜBİTAK) tarafından 114S231 proje numarası ile desteklenmiştir.

MALATYA-2015

ONAY SAYFASI**UZMANLIK TEZİ TUTANAĞI**

Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalımız uzmanlık öğrencisi Arş. Grv. Hakan KAMALAK'ın "Akıcı Kompozitlerin Polimerizasyon Büzülmelerinin Yeni Nesil Mikro Bilgisayarlı Tomografi (Mikro-Ct) Cihazı İle Değerlendirilmesi" isimli tezi 21.05.2015 tarihinde aşağıda isimleri yer alan jürimiz tarafından incelenerek başarılı bulunmuş ve kendisinin sınava alınmasına karar verilmiştir.



Jüri Başkanı

Prof. Dr. Perihan ÖZYURT

Ankara Üni. Diş Hek. Fak.

Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D.

Jüri Üyesi

Doç. Dr. Muhammet YALÇIN

İnönü Üni. Diş Hek. Fak.

Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D.



Jüri Üyesi

Yrd.Doç.Dr. Hacer TURGUT

İnönü Üni. Diş Hek. Fak.

Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D.

Bu tez, Fakülte yönetim kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.



Prof. Dr. Serkan POLAT

İnönü Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ÖNSÖZ

Kavite şeklinin ideal koşullarda sağlanamadığı adeziv preparasyonlarda, oluşan polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilen akışkan kompozit rezinler; restoratif diş hekimliği uygulamalarında varılan en son gelişmelerden birisini teşkil etmektedir. Akışkan kompozitlerin viskoziteleri, uyumlulukları, kıvamları ve manipülasyonlarının kolay olması klinikte kullanılmalarını cazip hale getirmektedir.

Restoratif materyalin daha hızlı, daha iyi ve daha kolay kullanıma sahip olması gerekmektedir. Bundan dolayı özellikleri nanohibrit kompozitlere benzeyen, stresler karşısında elastisitesini koruyan akışkan kompozitler geliştirilmiştir. Aynı zamanda uygulayıcıların daha hızlı ve daha kolay uygulayabilmeleri için self adeziv özellikli kompozit rezinler geliştirilmiştir. Bu materyallerin kullanımından önce diş dokusuna ayrı bir adeziv uygulaması gerekmemektedir.

Bu çalışma kapsamında kullanılan olan 8 farklı markaya ait dental akıcı rezin kompozitlerin İnönü Üniversitesi, Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezinde (İBTAM) Micro - CT Skyscan 1172 cihazı ile polimerizasyon büzülmesi değerlendirilmiştir.

Bu çalışma ile birlikte yeni geliştirilmiş olan doldurucu içeriği artırılmış akışkan kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi araştırılmıştır. Böylece çalışma ile birlikte polimerizasyon büzülmesi muadillerine göre daha düşük olan materyaller tespit edilmiştir. Aynı zamanda materyaller hakkında literatüre bilgi aktarılması, kullanımlarının yaygınlaştırılması ve diş tedavi hizmetlerinde hastalara, hekimlere, ekonomik, fiziksel kolaylıklar sağlanması ve dolaylı olarak devlet ekonomisine katkı sağlanması amaçlanmıştır.

Muadillerine göre polimerizasyon büzülmesi daha düşük olan akışkan kompozit materyallerinin belirlenmesi konusunda anlamlı bilgiler elde edilen bu çalışmanın TÜBİTAK tarafından desteklenmesine karar verilmiştir.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bütün akademik faaliyetlerimde ve bu tezin hazırlanmasından sonlandırılmasına kadar, çalışmanın her aşamasında yardım, öneri ve desteğini hep hissettiğim danışman hocam Doç. Dr. Muhammet YALÇIN' a;

Uzmanlık eğitimim boyunca desteklerini hep hissettiğim Yrd. Doç. Dr. Hacer TURGUT, Yrd. Doç. Dr. Burak Dayı' ya ve çalışma arkadaşlarım Arş. Gör. İbrahim UMAR, Arş. Gör. Dt. Enes ŞİMŞEK ve Dr. Reyhan ŞİŞMAN' a;

Materyallerin hazırlanması aşamasında sabırla bana yardımcı olan Uzman Canan YALÇIN' a;

İstatistiksel değerlendirmelerindeki katkılarından dolayı Ebru OSMANOĞLU' na;

Bu projeye maddi destek sağlayan Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu Başkanlığı'na;

Tez çalışmaların süresince beni her zaman destekleyen babam Mustafa KAMALAK' a ve annem Fatma KAMALAK' a

Tez çalışmalarım süresince sonsuz bir sabırla beni her zaman destekleyen canım eşime;

Sonsuz teşekkür ederim.

ÖZET

Amaç: Bu çalışma kapsamında kullanılan 8 farklı markaya ait dental akıcı rezin kompozitlerin İnönü Üniversitesi, Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezinde (İBTAM) materyallerin Micro - CT Skyscan 1172 polimerizasyon büzülmesi değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntemler: Çalışmamızda akışkan kompozit rezinler ve bulk fill akışkan kompozit rezinler kullanılmıştır. Kaviteye 4 mm kalınlığına kadar uygulanabilen bulk fill kompozitler için 4x6 mm lik standart teflon kalıplar kullanılmıştır. Akışkan kompozit rezinler için ise 2x6 mm lik standart teflon kalıplar kullanılmıştır. Her bir grup için farklı dental akıcı rezin kompozitler kullanılmıştır. Her bir grup için ayrı ayrı standart kalıplar içine kompozit materyal yerleştirildi ve Micro- Skyscan 1172 cihazı ile kamera piksel boyutu 9 µm, voltaj 100 kV, 100 mili amper, rekonstrüktör dönme açısı 360 derece, dönme açısı 2 derece olacak şekilde ayarlanarak ve LED ışıkla polimerize edilmeden önce 1 saat numune taranmıştır. Tarama sırasında cihazın iç haznesi karanlık ortamda bulunduğu için materyalde büzülme gözlenmemiştir. Materyal tarandıktan sonra LED ışıkla 40 sn. polimerize edilmiştir ve tekrar Skyscan 1172 cihazı ile aynı parametrelerde taranmıştır. Her bir grup için 10 adet numune; 5 adet polimerizasyon öncesi 5 adet polimerizasyon sonrası olacak şekilde değerlendirilmiştir. Sonuçta, 8 grup için toplamda 80 adet numune hazırlanmıştır.

Sonuçlar; Materyallerin polimerizasyon sonrasındaki parametrelerin yüzdelerdeki değişimi incelendiği zaman polimerizasyon büzülmesi en fazla CHF grubunda en az XTB grubunda gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Akışkan Kompozitler, Micro - CT Skyscan 1172, Polimerizasyon büzülmesi

ABSTRACT

Objectives: In this study, we will use eight different flowable composites and specimens prepared from dental flowable composites. Specimens will be analyzed at Inonu University, Scientific and Technological Research Center (İBTAM) polymerization shrinkage of the materials will be analyzed with Micro - CT Skyscan 1172 instrument.

Materials and methods: Flowable composite resins and bulk fill flowable composite resins are used in our study. 4x6 mm standard Teflon molds are used for bulk fill composites can be applied to the cavity up to 4 mm thick. 2x6 mm standard Teflon molds are used for flowable composite resins. Different flowable dental composite resin is used for each group. Composite material were placed in separate standard patterns for each group and Micro CT- Skyscan 1172 device with camera pixel size 9 µm, voltage 100 kV, 100 milliamps, rekonstrükt the rotation angle of 360 degrees, the angle of rotation can be set to be 2 degrees can be used and samples were screened for one hour before polimerization with LED lighth cure. The inner chamber of the device during scanning was dark so, shrinkage was not observed in the material. After scanning, the material was polymerized with LED lighth for 40 seconds and screened again with the same parameters of Skyscan 1172 device. 10 samples for each group; 5 units prior to polymerization and 5 units after polymerization was evaluated. Overall, a total of 80 samples were prepared for the 8 groups.

Conclusion: When examined percentage change of the parameters after the polymerization of the materials; polymerization shrinkage was observed mostly in CHF Group and at least in XTB group.

Key Words: Flowable Composites, Micro - CT SkyScan 1172, Polymerization Shrinkage

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ONAY SAYFASI	iii
ÖNSÖZ.....	v
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
Sayfa	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
RESİMLER DİZİNİ	xiii
Sayfa	xiii
TABLolar DİZİNİ.....	xiv
Sayfa	xiv
GRAFİKLER DİZİNİ	xv
Sayfa	xv
2. GENEL BİLGİLER	18
2.1. Kompozit Resinler.....	18
2.2. Kompozit Resinlerin Yapısı	18
2.2.1. Organik Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz)	18
2.2.1.1. Monomer ve Ko- monomer	19
2.2.1.2. Aktivatör - Başlatıcı Sistemler	20
2.2.1.3. Polimerizasyon İnhibitörleri	21
2.2.1.4. Optik Modifiye Ediciler.....	21
2.2.2. İnorganik doldurucular	21
2.2.3. Ara Faz (Bağlayıcı Faz)	22
2.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	22
2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflama	22
2.3.1.1. Makrofil Kompozit Resinler.....	22
2.3.1.2. Minifil Kompozit Resinler	23
2.3.1.3. Mikrofil Kompozit Resinler	23
2.3.1.4. Hibrit Kompozit Resinler.....	24
2.3.1.5. Nanofil Kompozit Resinler.....	25
2.3.1.6. Megafil Kompozit Resinler	26
2.3.1.7. Homojen Kompozitler.....	26

2.3.2. Viskozitlerine Göre Sınıflama	26
2.3.2.1. Kondanse Olabilen (Packable) Kompozit Rezinler	26
2.3.2.2. Akışkan Kompozit Rezinler	27
2.3.2.2.1. Akışkan Kompozit Rezinlerin Kullanım Alanları	28
2.3.2.2.2. Akışkan Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Derecesi (Konversiyon)	29
2.3.2.2.3. Akışkan Kompozitlerin Polimerizasyon Büzülmesi ve Adezyon	29
2.3.2.2.4. Polimerizasyon büzülme stresini etkileyen faktörler.....	33
2.3. Mikro Bilgisayarlı Tomografi (Skyscan 1172).....	39
2.4.1. X- ray Mikrotomografiye Giriş.....	39
2.4.2. Mikro Tomografinin Temel İlkeleri	40
2.4.3. Görüntü Rekonstrüksiyonu.....	41
2.4.4. CTAn Software Programı	41
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	42
3.1. Numunelerin Hazırlanması.....	43
3.2. Hazırlanan Test Numunelerin Mikro CT Cihazı ile Taranması	45
3.3. Mikro CT ile Taranan Numunelerin Analizlerinin Yapılması	46
3.3.1. Materyallerin Polimerizasyon Büzülmesi	46
3.4. İstatistiksel Değerlendirme	49
4. BULGULAR	50
4.1. Test Materyallerinin Polimerizasyon Büzülmesi Bulguları	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
5. TARTIŞMA	55
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	62
7. KAYNAKLAR	63
EKLER.....	76
EK.1: Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge	76
ÖZGEÇMİŞ	77

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

İBTAM: İnönü Üniversitesi, Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi

BIS-GMA: Bis Glisidil Metakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

BIS-EMA: Bisfenol A Etoksi Dimetakrilat

EDMA: Etilen Glikol Dimetakrilat

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

MMA: Metil Metakrilat

PMP: Metoksifenol

BA: Baryum

Sr: Stronsiyum

Zr: Zirkonyum

µm: Mikrometre

BT: Bilgisayarlı Tomografi

µBT: X- ışınlı Bilgisayarlı Tomografi

Pb: Polimerizasyon Büzülmesi

MIL: Ortalama Kesişim Uzunluğu

3MEFU: 3M ESPE Filtek Ultimate

CHF: CharismaFlow

GF: Grandio Flow

CMF: Clearfil Majesty LV

VF: Vertise Flow

XTB: X-Tra BaseFlow

3MBF: 3M ESPE Filtek Bulk Flow

SDR: Surefil SDR Flow



RESİMLER DİZİNİ

	Sayfa
Resim 1. Çalışmamızda Kullanılan LED ışık Kaynağı.....	44
Resim 2. Çalışmamızda kullanılmış olan teflon kalıplar ve parçaları	44
Resim 3. Çalışmada kullanılan akışkan kompozit rezinler	44
Resim 4. Skyscan 1172, Mikro Bilgisayarlı Tomografi, Materyallerin Yerleştirildiği Hazne	45



TABLULAR DİZİNİ**Sayfa**

Tablo 1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	42
Tablo 2. Polimerizasyon öncesi ve sonrasında polimerizasyon büzülmesi parametrelerin yüzde değişimlerinin Post Hoc testi ile değerlendirilmesi.....	51
<i>Mann Whitney U test</i> * $p<0.05$ ** $p<0.01$	51
Tablo 3. Materyal Gruplarında Ayrı Ayrı İşlem Öncesi ve İşlem Sonrası Materyal Hacimlerinin Ortalamalarının Değerlendirilmesi	54



GRAFİKLER DİZİNİ**Sayfa**

Grafik 1. Materyal gruplarına göre materyalin polimerizasyon büzülme yüzde değişimleri	52
Grafik 2. Materyal Gruplarında Ayrı Ayrı İşlem ncesi ve İşlem Sonrası Materyal Polimerizasyon Bzlmesinin Değerlendirilmesi	53



1. GİRİŞ

Kavite şeklinin ideal koşullarda sağlanamadığı adeziv preperasyonlarda, oluşan polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilen akışkan kompozit rezinler; restoratif diş hekimliği uygulamalarında varılan en son gelişmelerden birisini teşkil etmektedir. Akışkan kompozitlerin viskoziteleri, uyumlulukları, kıvamları ve manipülasyonlarının kolay olması klinikte kullanılmalarını cazip hale getirmektedir.

Restoratif materyalin daha hızlı, daha iyi ve daha kolay kullanıma sahip olması gerekmektedir. Bundan dolayı özellikleri nanohibrit kompozitlere benzeyen, stresler karşısında elastisitesini koruyan akışkan kompozitler geliştirilmiştir. Aynı zamanda uygulayıcıların daha hızlı ve daha kolay uygulayabilmeleri için self adeziv özellikli kompozit rezinler geliştirilmiştir. Bu materyallerin kullanımından önce diş dokusuna ayrı bir adeziv uygulaması gerekmemektedir.

Yeni nesil akışkan kompozitlerin doldurucu partikülleri yeni bir yüzey kaplama teknolojisiyle işlem görmüştür ve organik matriksin ağırlıkça yaklaşık olarak % 80 oranında doldurucu içermesine imkan sağlanmıştır. Böylece akışkan kompozitlerin özellikleri geliştirilmiş olup restorasyonlarda direkt restoratif materyal olarak akışkan kompozitler kullanılabilmesine olanak sağlanmıştır.

Bu çalışma kapsamında kullanılmış olan 8 farklı markaya ait dental akıcı rezin kompozitlerin İnönü Üniversitesi, Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezinde (İBTAM) Micro - CT Skyscan 1172 cihazı ile polimerizasyon büzülmesi değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada hedeflenen yeni geliştirilmiş olan doldurucu içeriği arttırılmış akışkan kompozitlerin polimerizasyon büzülmelerinin araştırılmasıdır. Bu şekilde amaçlanan çalışma ile birlikte polimerizasyon büzülmesi muadillerine göre daha düşük olan materyallerin tespit edilmesidir. Böylece direkt restoratif materyal olarak kullanılan yeni geliştirilmiş olan akışkan kompozitlerden düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olan materyaller tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Akışkan Kompozitler, Micro - CT Skyscan 1172, Polimerizasyon büzülmesi



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Restoratif diş hekimliği; doğru endikasyon sonrasında estetik ve doğal diş görünümünün kazanılmasını ve kaybedilen fonksiyonun yerine getirilmesini amaçlamaktadır. Estetiğin ve fonksiyonun ana bileşenlerini; dişlerin doğal görünümleri ve hem komşu hem de karşı dişlerle olan kontur ilişkileri oluşturmaktadır. Bu doğrultuda mümkün olduğunca az doku kaybı ile kaybedilen estetiğin ve fonksiyonun sağlanması için kompozit rezinler geliştirilmiştir.

Gelişmekte olan teknoloji sayesinde diş hekimleri için dental materyallerin güvenilirliği ve çeşitliliği önemli ölçüde artmıştır.

Kompozit rezinler ilk olarak 1960 yıllarında R.L.BOWEN tarafından kullanılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir (1, 2). Genel olarak kompozitler birbiri içerisinde çözünmeyen farklı kimyasal materyallerin birleşiminden oluşmaktadır (3, 4).

2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler inorganik partiküllerin taşıyıcı bir rezin matriks içerisinde dağılması ile meydana gelirler. Kompozit rezin dolgu materyalleri; organik matriks fazı, inorganik faz ve ara fazlardan oluşmaktadır. Bununla birlikte dimetakrilatlar, diluent monomerler, siloran, aktivatör, polimerizasyon inhibitörleri, ultraviyole stabilizatörleri, kimyasal aktiviteli rezinler, ışık aktiviteli rezinler, optik modifiye edicilerden oluşmaktadır (5, 6).

2.2.1. Organik Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz)

Kimyasal olarak kompozitin aktif fazıdır (3). Organik matriks fazı; aktivatörler, monomer sistem (monomer ve ko-monomerler), polimerizasyon initatörleri ve polimerizasyon inhibitörlerinden oluşur (5-7). Organik matriks fazı bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu ortaya çıkan Bis Glisidil Metakrilat'tan (BIS-

GMA) oluşmaktadır. Restoratif materyallerin kavite duvarlarına iyi adezyonunu sağlamak için, renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat monomerleri (UDMA) organik matriks olarak kullanılmaktadır. BIS-GMA ve UDMA molekül ağırlıklarından dolayı visköz yapıdadırlar (8, 9). Viskoziteyi azaltmak amacıyla bazı monomerler organik matriks içerisine ilave edilmiştir (10). Bunlar üretan metakrilat (UDMA), Bisfenol A etoksi dimetakrilat (BIS-EMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA), Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve metil metakrilattır (MMA) (9).

Organik matriks içeriği polimerize olarak katı bir kütle oluşturmaktadır. Oluşan bu yapının direnci zayıftır, higroskopiktir ve aynı zamanda renklenme gözlemlenebilir. Oluşan polimerize materyalin daha güçlü olabilmesi için üretici firmalar matriks içeriğini azaltarak yeni materyaller geliştirmektedirler (11).

2.2.1.1. Monomer ve Ko- monomer

Kompozit materyal içerisinde bulunan monomerler polimerize olmamış materyale akıcılık özelliği sağlayarak restoratif materyallerin kaviteye yerleştirilmesini kolaylaştırmaktadır (12). Monomerler 1900' lü yıllarda metakrilatların sentezlenmesine dayanmaktadır. Polimetilmetakrilatlar indirekt restoratif dolgu materyali olarak kullanılmış ancak polimerizasyon büzülmesinin fazla olması ve direncinin az olması nedeniyle üreticiler yeni arayışlar içerisine girmişlerdir (1, 5, 12).

Bis GMA kompozit materyallerinin ana bileşenidir (13). Teknolojinin gelişmesi ile restoratif materyaller geliştirilmeye çalışılmıştır. Materyallerin özelliklerini geliştirirken Bis GMA monomerinde değişiklikler yapılmıştır. Bis GMA suyu emen bir monomerdir. Bundan dolayıdır ki materyalin dayanıklılığı ve direnci yetersizdir. Su emilimi sonrasında doldurucu ve matriks ara yüzeyinde erozyona ve polimer yapıda yumuşamaya neden olur. Bu problemleri azaltmak için Bis Etilen Glikoldimetakrilat (Bis - EMA) geliştirilmiştir. Bis GMA' nın hidroksil grubunun bu monomer içerisinde olmaması materyalin viskozitesini azaltmaktadır (5).

Bis GMA gibi doldurucu partiküllerin daha iyi kondanse edilebilmesi için seyreltilmesi gerekmektedir. Bundan dolayı bu partiküllerin içerisine ko-monomerler yerleştirilir. Bunlar MMA, EDMA ve TEGDMA' dır (1, 3, 6, 14).

Bu monomerlerin dışında polimerizasyon büzülmesini azaltmak için çok sayıda monomer geliştirilmiştir. Siklik asetat, spiro ortokarbonatlar bunlardan birkaç tanesidir (15). Aynı zamanda kompozit rezinlerden daha az büzülme gösterdiği ispatlanmış siloran rezinlerde yer almaktadır (16). Siloran rezinler stabildir ve oral sıvılarda çözünmezler. Siloran bileşeni rezinin kimyasal dayanıklılığını arttırmaktadır (17).

2.2.1.2. Aktivatör - Başlatıcı Sistemler

Polimerizasyon için ilk olarak radikallerin açığa çıkması gerekmektedir. Açığa çıkan radikallerin oluşumuna yol açan yapılara initiatör ya da polimerizasyon başlatıcılar denilmektedir. Polimerizasyonu hızlandıran yapılara ise aktivatör denilmektedir (3, 6).

Kompozit materyallerin sertleşme reaksiyonuna göre; hızlandırıcılar ve reaksiyonu başlatıcılar farklılık göstermektedirler. Bunlar;

Görünür ışıkla polimerize olan restoratif materyallerde radikalleri oluşturanlar ışığı emen diketonlardır. Diğer ismi kamforokinon'lardır. Aktivatör olarak da amin bulunmaktadır. Işıklı polimerize edilen kompozitlerde ışığa maruz kalma sonrasında kamforokinonlar aminler ile reaksiyona girerek radikalleri oluştururlar ve böylece polimerizasyonu gerçekleştirirler (3, 5).

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit materyallerde ise benzoil peroksit sertleşme reaksiyonunu başlatırken, aromatik tersiyer amin ise reaksiyonu hızlandırmaktadır (5).

2.2.1.3. Polimerizasyon İnhibitörleri

Kompozit materyallerin kendiliğinden polimerize olmasını engellemek için inhibitörler kullanılmaktadır. Bu amaçla % 0.001 lik Hidrokinon, % 0.1 veya daha az metoksifenol (PMP) ya da Bütilfenol kullanılmaktadır (18).

2.2.1.4. Optik Modifiye Ediciler

Mine ve dentini taklit edebilmek ve gerekli estetiğin sağlanabilmesi için kompozit rezinlerin içerisine organik ve inorganik pigmentler ilave edilmiştir. Bunlardan en etkili olanları titanyum dioksit ve alüminyum oksitlerdir (19).

2.2.2. İnorganik Doldurucular

Materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini iyileştirebilmek için organik matrikse inorganik doldurucuların eklenmesi amaçlanmaktadır. Doldurucunun artması restoratif materyalin daha fazla estetik olmasını sağlarken, polimerizasyon büzülmesini azaltmaktadır ve uygulamayı kolaylaştırır. Aynı zamanda materyalin radyo paklığını artırır (20).

Organik matrikse inorganik doldurucuların ilave edilmesi ile birlikte hacimsel büzülme, higroskopik özellik, mikro sızıntı, renk değişimi ve alerjik reaksiyonlar gibi olumsuz durumlar elimine edilmektedir. İnorganik doldurucu olarak kuvars, amorf silika, ağır metal içeren cam doldurucular, zirkonyum dioksit, baryum, hidroksiapatit bulunmaktadır (21).

Doğada kristal halde bulunan Kuvars; saf silisyum dioksit kristallerine verilen addır. Kuvars ilk dental kompozitlerde güçlendirici doldurucu olarak kullanılmıştır (21). Kuvars ile birlikte amorf silika kullanılarak materyalin ışık geçirgenliği sağlanmaktadır (21).

Restoratif materyallerin radyoopasitesini sağlayan elementler materyaller içerisinde yer almaktadır. Baryum (Ba), stronsiyum (Sr) ve zirkonyum (Zr) gibi radyoopasiteyi sağlayan elementler asidik ortamda ve ağız sıvıları içerisinde

çözünbilmektedir. Böylece kompozitlerin giderek aşınmaya karşı dirençleri azalmaktadır (22).

Hidroksiapatitler biyouyumluluklarının yüksek olması nedeniyle kompozit materyallerinde pek kullanılmamıştır (21).

2.2.3. Ara Faz (Bağlayıcı Faz)

Organik matriks ile inorganik matriks arasındaki bağlantıyı ara faz sağlamaktadır (23). Organik matriks ile inorganik doldurucuların birbirine bağlanması ile bu iki yapı arasındaki matriksin daha sert ve bükülmez bir yapıya dönüşmesini sağlamaktadır. Uygun bağlayıcı ajanla, doldurucu ile matriks arasındaki boşluk engellenmekte ve ara yüzeyden su girişi mümkün olmamaktadır (22).

Organik matriks ile doldurucular arasındaki bağlantıyı güçlendiren silan ajanı, materyalin hidrofobik hale gelmesini sağlamaktadır (23, 24).

2.3. Kompozit Rezinerin Sınıflandırılması

2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflama

Kompozitleri partikül büyüklüklerine göre sınıflandırırken yaygın olarak Lutz ve Philips'in 1983' te yaptığı sınıflandırma baz alınmıştır (25).

1994 yılında Bayne ve arkadaşları sınıflandırmayı genişleterek farklı kompozit rezinler eklemiştir. Bayne ve arkadaşları kompozit rezinlere ilaveten nanofil ve megafil kompozitleri de ilave etmişlerdir (25).

2.3.1.1. Makrofil Kompozit Reziner

Kompozit rezinin partikül büyüklüğü 1-10 μm ise midofil, 10-100 μm ise makrofil kompozit rezin adını alır (26). Organik matriks içerisine dağılmış olan doldurucu partiküllerin yüzdesi ağırlıkça % 70-80' dir. Bu doldurucu partiküllerin çoğunu kuartz oluşturmaktadır (27).

Makrofil kompozit rezinlerin partikül boyutu büyük olduğundan materyallerin aşınmaya eğilimi artmaktadır. Materyallerin aşınması sonucunda yüzey pürüzlülüğü artmaktadır. Bundan dolayıdır ki kompozitlerin cilalanması ve pürüzsüz yüzey elde edilmesi zordur (28).

2.3.1.2. Minifil Kompozit Resinler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 µm arasında değişen minifil kompozit resinler sup mikron olarak da adlandırılabilirler. Doldurucu oranı makrofil resin kompozitlere göre daha fazladır. Organik matriks içerisine dağılmış olan doldurucu partiküllerinin yüzdesi ağırlıkça artmış ve % 75-85'e ulaşmıştır. Minifil kompozitlerde inorganik partikül doldurucuları makrofil kompozit resinlerdeki inorganik partiküllerden daha kırılğan partiküllere sahiptir. Makrofil kompozitlerdeki kuartz partiküllerinden ziyade baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içermektedir. Estetik özellikleri iyidir ancak dirençleri düşük olduğu için çiğneme kuvvetlerine karşı kırılğandır (29, 30).

2.3.1.3. Mikrofil Kompozit Resinler

İnorganik partikül doldurucu büyüklüğü 0.01-0.1 µm arasında değişen koloidal silika partikülleridir. Doldurucu partikülleri organik matriks ile aynı oranda aşındığı için makrofil kompozitlere göre daha düzgün bir yüzey elde edilir. Böylece polisaj işlemleri estetik olarak istenilen şekilde bitirilebilir (31).

Doldurucu partiküllerin boyutunun küçük olmasından dolayı doldurucu içeriği düşüktür. % 35-60 oranındaki doldurucu içeriği materyalde yetersiz elastik modülü, düşük kırılma direnci sağlamakla birlikte estetik olarak istenilen sonucu vermemektedir. Bu materyallerin yüksek resin içerikli olması materyallerin su emilimini arttırmaktadır ve böylece istenilen fiziksel ve kimyasal özelliklerdeki materyali sağlamak zordur (28, 32).

Doldurucu partikül oranını arttırmak kompozit yüzeyini olumlu yönde etkilemiştir ancak viskozitenin artmasına neden olmuştur. Bu problemi çözmek amacıyla heterojen mikrofil kompozitler geliştirilmiştir. Heterojen mikrofil kompozitlerde

önceden polimerize edilen mikrofil kompozit kitlesi öğütülmüş olarak doldurucu monomer matrisine ilave edilmiştir. Böylece önceden daha düşük olan % 35-60 doldurucu partikül yüzdesi % 70-80 olarak değişmiştir (33, 34).

Mikrofil kompozitlerin düşük fiziksel ve kimyasal özelliklerinden dolayı stres alan bölgelerde özellikle posterior kaviterlerde kullanımını kontrendike iken stresin az olduğu küçük kaviterlerde endikedir (35).

2.3.1.4. Hibrit Kompozit Resinler

Günümüzde kullanılan kompozitlerin çoğu genel olarak hibrit kompozitler sınıfındadırlar. Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerinin karışımını içeren kompozit resinlere hibrit kompozit denir (36).

Hibrit ismi 0.04 µm partiküller ile inorganik doldurucu boyutu 1-4 µm olan resin kompozitlerin karışımını ifade eder. Farklı boyuttaki partiküllerin karışımı materyallerin aşınma ve kırılma direncini arttırırken, istenilen estetiğin sağlanması da mümkündür ve bununla birlikte materyalin hem anterior hem de posterior bölgede kullanılmasına olanak sağlamaktadır (35).

Hibrit kompozitlerin fiziksel ve mekaniksel özellikleri makrofil kompozitlere benzerken, yüzey pürüzsüzlüğü ise mikrofil kompozitlere benzemektedir (36-38).

Partikül büyüklüğü hibrit türünün cinsini belirler. Partikül boyutu makrofil kompozit resinlere benzer ise makrofil hibrit kompozit, mikrofil kompozitlere benzer boyutta partikül büyüklüğüne sahipse mikrofil hibrit kompozit adını alır (31).

Hibrit kompozitlerde organik matrikse doldurucu olarak kolloidal silika ve cam partikülleri katılmıştır. Buna bağlı olarak doldurucu partikül yüzdesi % 75-80' e ulaşmıştır (33).

Mikron düzeyindeki partiküller ile nanopartikülleri içeren nanohibrit kompozitlerde mevcuttur. Nanohibrit kompozitler cam partikülleri ile koloidal silika ve nano doldurucuları içermektedir (39).

Üreticiler mikrohibrit kompozitleri modifiye ederek rezin doldurucu miktarını artırarak nanohibrit kompozitleri üretmişlerdir (26).

2.3.1.5. Nanofil Kompozit Reziner

Nanoteknoloji sayesinde materyallerin yeniden düzenlenmesi imkanı tanınmıştır. Nanoteknoloji sayesinde ürünlerin çapları 0.1-100 nm arasında tanımlanmaktadır (40). Nanoteknolojinin esas amacı ürünleri daha dayanıklı, daha ucuz ve daha hassas olarak geliştirebilmektir (41). Nanoteknoloji sayesinde çok düşük polimerizasyon büzülmesine sahip ve aşınmaya dayanıklı yeni restoratif materyaller üretilmiştir (42).

Nanofil kompozit rezinlerden ilk kez 1990 yıllarında (43) bahsedilmiş ancak ilk ürün 2002 yılında piyasaya sürülmüştür (44). Nanohibrit kompozitler fiziksel özellikleri ile hibrit kompozitlere benzerken estetik olarak mikro hibrit kompozitlerle benzer özelliklere sahiptirler (45).

Görünür ışık dalga boyu 0.02-2 μm iken nanofil kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0.005-0.01 μm arasındadır. Yani nanofil kompozitlerin dalga boyu görünür ışıktan küçüktür (46). Bundan dolayıdır ki görünür ışık ile etkileşime girmezler ve partikül boyutları küçük olduğu için farklı polimer zincirleri arasında iyi uyum gösterir (47).

Nanofil kompozit rezinler içerisinde genellikle iki farklı doldurucu partikül bulunur (48, 49). Silika nano doldurucular ve zirkonya nano kümelerden oluşmaktadır (50, 51). Nanofil kompozit rezinlerde parçacık boyutunun küçük olması parçacıkların geniş alanlara yayılmasına neden olmakta ve böylece doldurucu içeriği arttığı için polimerizasyon büzülmesini azalmaktadır. Bunlara ilaveten fiziksel ve mekanik özelliklerde artış gözlemlenmiştir (52). Nanofil kompozitlere genel olarak bakıldığı

zaman fiziksel ve mekaniksel özellikleri mikrofil kompozitlere benzemektedir hatta daha ileri seviyededir (48, 52). Bu özelliklerinden dolayı nanofil kompozitler hem anterior hem de posterior bölgelerde restorasyonların onarımında kullanılmaktadır (53).

2.3.1.6. Megafil Kompozit Reziner

1994 yılında kompozit reziner partikül boyutlarına göre sınıflandırılmıştır (54). Bazı kompozit rezinerin içerisine dayanıklılığı arttırmak için büyük cam partikülleri yerleştirilmiştir ve bunlar megafil hibrit kompozit reziner olarak adlandırılmıştır. Partikül büyüklüğü 0.5-2 µm olan kompozit rezinerlerdir. Stresin yoğun olduğu bölgelerde kullanılması tercih edilir (54).

2.3.1.7. Homojen Kompozitler

Yapısında sadece polimerize olmamış organik matriks ve doldurucu bulunan kompozitlere homojen kompozit denilir. Dolduruculara hiçbir işlem yapılmadan matrikse eklenmiştir (55).

2.3.2. Viskozitelerine Göre Sınıflama

2.3.2.1. Kondanse Olabilen (Packable) Kompozit Reziner

Posterior kompozitler literatürde kondanse edilebilen kompozitler olarak kullanılmaktadır. Normalde kompozit reziner amalgamlarda olduğu gibi kondanse edilemezler, el aletleri ile kavite içerisinin doldurulması sağlanmaktadır. Bundan dolayıdır ki kondanse edilebilir terimi yerine "packable" ya da heavy-body" terimlerinin kullanılması daha doğrudur (56).

Kondanse edilebilen kompozitler amalgama alternatif olarak piyasaya sürülmüşlerdir. Bu materyaller ile geleneksel hibrit kompozitlere göre proksimal kontakın daha iyi sağlanabileceği düşünülmüştür. Kondanse olabilen kompozitler daha viskozdur ve diğer rezin kompozitlere göre daha az yapışkandırlar. Viskozite artışı

partikül sayısını arttırmakla sağlanmamıştır. Kondanse olabilen kompozit rezinlerde viskozite artışı partiküllerin şekil, boyut ve dağılımlarında değişikliklerin yapılması ve fiberlerin yapılarına katılmasıyla sağlanmıştır (35, 57).

Packable kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri geleneksel hibrit kompozitlerden iyi olmadığı gibi oklüzal kavitelere uyumlandırılmaları zordur (58). Kaviteye uygulanmaları sırasında yüksek viskozitelerinde dolayı kompozit tabakaları arasında boşluklar kalabilmektedir. Kavite duvarlarına uyumunu arttırmak için akışkan kompozit rezinlerle kullanılması önerilmektedir (59).

2.3.2.2. Akışkan Kompozit Resinler

Akışkan kompozitler ilk kez 1996 yılında kullanılmıştır. Kavite şeklinin istenilen şekillerde sağlanamadığı adeziv uygulamalarda polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilen akışkan kompozit rezinler restoratif diş hekimliği uygulamalarında sık kullanılan materyallerden biridir (60-62).

İlk nesil akışkan kompozitlerin elastisite modülünden dolayı sadece yüzey örtücü ve fissür örtücü olarak kullanılmaktadır (63). Akışkan kompozitlerin doldurucu partikül içeriği geleneksel hibrit kompozitlerden % 20-30 oranında daha az olmakla birlikte Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEDGMA) gibi monomerlerin miktarı arttırılmıştır (26). Akışkan kompozitlerin viskoziteleri ve elastik modülleri düşüktür. Viskozitelerinden dolayı kavite duvarlarına adaptasyonları çok iyidir. Bu nedenle akışkan kompozit rezinler fissür örtücü olarak veya kavite liner olarak kullanılırlar (64, 65). Düşük elastik modüllerinden dolayı servikal kama defektlerinde de kullanılabilir (66).

Bis GMA ya da UDMA gibi viskoz monomerlerin yerine TEDGMA gibi seyreltici monomerlerin kullanılması materyalin mekanik özelliklerini azaltıp, stres altında olan bölgelerde kullanılmasını engellemektedir Bundan dolayı geleneksel kompozit rezinlerin altında kavite liner olarak kullanılması gerekmektedir. Geleneksel

kompozit rezinlerin altında akışkan kompozit rezinlerin kullanılması polimerizasyon bütülmesi stresini, mikro sızıntıyı ve tüberkül deformasyonlarını azaltmaktadır (61, 64, 67).

Akışkan kompozit rezinler; restorasyonların başarısızlıklarına neden olan mikro sızıntının engellenmesi, geleneksel kompozit rezinlerin altında stres kırıcı olarak kullanılması, restorasyondaki veya kenarlarındaki mikro çatlakların kapatılması, uygulanmasının kolay olması, kavite duvarlarına adaptasyonunun mükemmel olması ve preperasyon tabanındaki veya duvarlarındaki defektlerin kapatılması gibi avantajlara sahiptir (61). Akıcılıklarının uygulama sırasında zor olması ve kontrol edilmemesi, materyallerin manipülasyonlarının zor olması ve kullanılan el aletlerine yapışması gibi dezavantajları mevcuttur (60, 68, 69).

Akışkan kompozitlerin uyumlulukları, kıvamları ve manipülasyonlarının kolay olması akışkan kompozitlerin klinik kullanımı arttırmaktadır. Doldurucu oranı artırılan yeni nesil akışkan kompozit rezinlerin artan fiziksel ve mekanik özelliklerine bağlı olarak daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilir (70). Üretici firmalar yeni geliştirilmiş olan bu kompozitlerin geleneksel kompozitlere benzer şekilde kalın tabakalar halinde kullanılabileceği (71) ve aynı zamanda nano partiküllü akışkan kompozitlerin yanında self adeziv özellikli akışkan kompozit rezinlerde geliştirilmiştir (66).

2.3.2.2.1. Akışkan Kompozit Resinlerin Kullanım Alanları

Akışkan kompozit rezinler; Koruyucu rezin restorasyonlarda, Ortodontik braketlerin yapıştırılmasında, Minimal invaziv sınıf I ve II restorasyonlarda, Sınıf II restorasyonlarda kompozit rezinlerin altında kavite örtücü olarak, Sınıf V restorasyonlarda, Splint tedavisinde ve mobil dişlerin tedavisinde (travma sonrası veya periodontal tedavilerde), Minimal sınıf III restorasyonların tedavisinde, Sınıf VI restorasyonlarda (stres almayan bölgelerde), Küçük direkt ve indirekt restorasyonların tedavisinde, Fissur sealant tedavisinde restoratif materyal olarak kullanılmaktadır (72).

2.3.2.2.2. Akışkan Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Derecesi (Konversiyon)

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca monomerlerin polimerlere dönüşüm miktarı konversiyon derecesini ifade eder (73). Yapılan çalışmalar göstermiştir ki polimerizasyon büzülme miktarının; polimerizasyon derecesi ile alakalı olduğu belirtilmiştir (74). Kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesinin yüksek olması gerekmektedir (73). Polimerizasyon derecesinin artması kompozit rezin içerisindeki artık monomer miktarının azalmasını gösterir ki buna bağlı olarak da kompozit materyalinin fiziksel ve mekanik özellikleri de artmaktadır (75).

2.3.2.2.3. Akışkan Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu

Polimer küçük moleküllerin birleşmesi sonucu oluşan makro moleküler yapıdır. "Poli" çok anlamına, "Mer" parça kısım anlamına gelmektedir (76, 77).

Polimerler molekül ağırlıkları yüksek olan zincirimsi yapıdaki moleküllerdir. Atomlar gelişigüzel değil, belirli atom gruplarının zincir halinde arka arkaya sıralanması ile oluşur. Zinciri oluşturan ve birbiri ile kovalent bağlarla bağlanan bu molekül gruplarına monomer adı verilir (77, 78).

Molekül ağırlığının yüksek olması polimerin yumuşama ve erime derecesinin yüksek olması ve materyalin sert olması anlamına gelmektedir. Ortalama molekül ağırlığının yüksek olması polimerizasyonun iyi olmasına neden olur. Aksi takdirde polimerizasyon az olur ki bu da polimeri zayıflatmaktadır (76).

Polimerizasyon ise polimerlerin farklı kimyasal reaksiyonlarla birleşerek molekül oluşturmasıdır. Polimerizasyon iki farklı tipte reaksiyonla olmaktadır (77-79). Bunlar ilave polimerizasyon ve kondanzasyon polimerizasyonu olarak adlandırılır.

2.3.2.2.3.1. İlave Polimerizasyon

Kompozit rezinlerin tamamı ilave polimerizasyon ile üretilmektedir. İlave polimerizasyonda benzer moleküllerin herhangi bir kimyasal değişikliğe uğramadan yüksek molekül ağırlıklı daha büyük moleküllere dönüşmesidir. Bu polimerizasyon reaksiyonu sırasında su gibi yan ürün açığa çıkmaz (77, 80).

2.3.2.2.3.2. Kondanzasyon Polimerizasyonu

Kondanzasyon reaksiyonunda iki molekülün reaksiyona girerek daha büyük üçüncü bir ürünü oluşturmasıdır. Bu polimerizasyonda reaksiyon sonrasında amonyak, halojen asitleri ve su gibi yan ürünler çıkmaktadır (77). Bu sebeple kondanzasyon rezinleri dental restorasyonların polimerizasyonunda kullanılmamaktadır (78).

2.3.2.2.4. Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Süreci

Polimerizasyon süreci birbirini izleyen 4 süreçten ibarettir (77-80).

2.3.2.2.4.1. Aktivasyon Süreci

Doymamış tek elektrona sahip reaktif moleküllerin oluşması polimerizasyon için gereklidir. Bu serbest radikallerin oluşması işlemi aktivasyon olarak adlandırılır. Başlatıcılar, parçalandıkları zaman birer reaktif elektronlu iki grup oluşturan moleküllerdir. Diş hekimliğinde reaktifleri oluşturan başlatıcı ise benzoil peroksittir. Uygun koşullarda benzoil peroksitten iki tane serbest radikal oluşabilmektedir (78).

Polimerizasyonun başlayabilmesi için başlatıcıların çeşitli aktivatörler vasıtasıyla parçalanması gerekmektedir. Bu aktivatörler ısı ile parçalanabildiği gibi kimyasal olarak da parçalanabilmektedirler. 65⁰C' nin üzerinde ısı olduğu zaman benzoil peroksit parçalanmaktadır. Benzoil peroksit dimetil-p-toluidin gibi tersiyer aminle temas geçtiği zaman da aktive olur. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde polimerizasyon bu şekilde olmaktadır. Polimerizasyonu benzoil peroksit başlatırken, tersiyer amin de polimerizasyonu hızlandırmaktadır (33).

Serbest radikaller ışık ile de aktive olabilmektedirler. Işık ile polimerize olan akışkan kompozit rezinlerde ışığa tabi tutulunca radikaller aktifleşerek polimerizasyonu başlatabilmektedir(78).

Dental materyallerde ışık emici bileşik kamforokinon (CQ)'dur(38, 75, 81). Kamforokinon uygun dalga boyutundaki ışığa maruz kaldığı zaman moleküler yapı aktive olur ve serbest radikaller oluşur (81). Işıkla sertleşen kompozit rezinlerde bu polimerizasyon sürecini artırmak için karışıma Amin ilave edilir (82).

2.3.2.2.4.2. Başlama Safhası

Aktivasyon sonucu oluşan serbest radikallerin monomer ile reaksiyona girmesi sonucu polimerizasyon başlar (80).

2.3.2.2.4.3. İlerleme Safhası

Başlama safhası sonrasında reaksiyonun her safhası ilave reaksiyona girebilecek şekildedir (78).

2.3.2.2.4.4. Bitiş Safhası

İlerleme safhası kitle içerisindeki monomer molekülleri bitinceye kadar devam eder (78).

2.3.2.2.5. Akışkan Kompozitlerin Polimerizasyon Büzülmesi ve Adezyon

Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmeleri iki safhada gerçekleşir. Kompozit rezinin viskoz halden jel hale gelinceye kadar geçen pre-jel faz ve jel formunun katılaştığı, katı evre olarak da adlandırılan post jel faz olarak adlandırılmaktadır (83). Kompozit rezinin viskoz halden jel haline geçerken büzülmesindeki hacimsel değişim ikinci aşamadaki hacimsel değişimden daha fazladır. Polimerizasyon büzülmesinin ilk aşamasında rezin kompozit akışkan olduğu için kavite duvarlarına ve içine kolayca yayılabilir ve stres azalır. Büzülme kompozit rezinin akışkan özelliği ile dengelenebilir. Polimerizasyonun ikinci aşamasında hareket durur ve stres karşılanamaz (84-89).

Polimerizasyon sırasındaki büzülme kompozitin diş dokularına bağlandığı bölgelerde gerilimlere yol açarak, dolgu ve diş dokusu arasında mikron düzeyindeki boşluklara yol açarak kompozit rezinin tam olarak adapte olmasını engeller. Adaptasyonun yetersiz olması sonucunda mikron düzeyindeki bu boşluklara bakterilerin, sıvıların ve iyonların birikmesi söz konusudur. Isısal değişimlere ve strese bağlı olarak bu mikro aralıklar genişleyecektir ve bu boşluklar ilerde renklenme, sekonder çürükler, restorasyon kırıkları, post operatif hassasiyet ve devamında pulpal patolojilere neden olabilir (84, 90, 91).

Polimerizasyon sırasındaki marjinal adaptasyon uyumunu arttırmak için polimerizasyon büzülme sırasındaki streslere karşı koyabilecek adeziv sistemler kullanılmıştır. Kaviteye adeziv uygulanması, polimerizasyon sırasında oluşan stres ile adezivin bağlanma kuvveti bu stresi dengelemeye çalışır (85, 92). Bu dengeleme sırasında bazı problemler oluşabilmektedir. Büzülme sırasında oluşan stresler diş veya kompozit rezin yapısı içerisinde birikerek bir süre sonra mikro çatlaklar oluşmasına, diş ile restoratif materyal arasındaki adeziv bağlanmada başarısızlığa neden olabilmektedir (93). Bununla birlikte büzülme sırasındaki oluşan stres adezyon kuvvetinden fazla ise restoratif materyal ile kavite duvarları arasında özellikle dişin mine sement hududunda mikro boşluklara neden olabilmektedir (49, 84, 88, 89, 94, 95).

2.3.2.2.5. Polimerizasyon büzülme stresini etkileyen faktörler

Polimerizasyon stresini etkileyen çeşitli faktörler vardır. Bunlar (96);

- Kompozit rezinin organik yapısına bağlı kimyasal faktörler
- Polimerizasyon hızı
- Restoratif materyal
- Kavite konfigürasyon faktörü
- Kompozit rezinin kaviteye uygulanma Őekli
- Stresi absorbe eden ara tabakaların uygulanması
- Farklı ışık kaynakları
- Farklı ışık uygulama teknikleri olarak sınıflandırılmaktadır.

2.3.2.2.5.1. Kompozit rezinin organik yapısına bağlı kimyasal faktörler

Kompozit rezinin monomer çeşidi, monomer miktarı, reaksiyon aktivatörleri ve inhibitörleri polimerizasyon büzülmesini etkilemektedirler. Hacimsel büzülme doldurucu oranıyla ters orantılıdır. Doldurucu içeriğinin artması polimerizasyon büzülmesini azaltırken malzemenin kuvvet altında elastik Şekil deėiŐtirmesinin ölçüsü olan elastik modlde azalmaktadır (97). Polimerizasyon bzlmesinin fazla olması elastik modülünün artmasına neden olarak kompozit rezinde ve bağlanma yüzeyinde büzülme streslerini arttıracaktır (23).

Organik yapının çeşidi büzülme stresinin etkilemektedir. Katyonik halka süreciyle polimerize olan siloran monomerler dimetakrilat rezinlerden daha az büzülme gösterirler. Oksiran yapıdaki monomerler ise daha yavaş polimerize olarak büzülme stresinin azalmasına neden olmaktadır (98).

Kompozit rezinlerin moleküler ağırlığı arttıka polimerizasyon sırasında oluşan strete azalmaktadır. Bu sebeple yapılan çalışmalar göstermiştir ki, yüksek doldurucu içerikli kompozit rezinlerdeki modifiye üretan dimetakrilat rezinler, üretan monomerler, dimer asit monomerleri Bis-GMA ve UDMA'ya göre daha az polimerizasyon büzülmesi göstermektedirler (99).

TEGDMA gibi viskoziteyi azaltıcı monomerler polimerizasyon büzülmesini arttırlar. Kompozit rezin materyalinin içerisine TEGDMA gibi seyreltici monomerlerin katılması polimerizasyon büzülme stresini azaltmaya yeterli olmaz(100).

2.3.2.2.5.2. Polimerizasyon hızı

Stres oluşumunda polimerizasyon hızında büyük etkisi vardır. Farklı iki kompozit rezinin doldurucu içerikleri aynı olsa bile polimerizasyon hızı farklılık gösterebilir. Polimerizasyon hızı fazla olan akışkan kompozit rezinin büzülme streside fazla olacaktır. Örneğin kimyasal yolla sertleşen kompozit rezinlerde ışıkla sertleşen kompozit rezinlere göre polimerizasyon hızı daha yavaş olduğu için büzülme streside daha az olur (98).

Polimerizasyon hızının azaltılması için çalışmalar yapılmaktadır. Polimerizasyon hızının azaltılması ve kompozit rezinin viskoz akışı için gerekli zamanın kazanılması için foto aktivasyon metotları uygulanmaktadır (100). Rezinlerin polimerizasyon hızını azaltmak için soft-start polimerizasyon ile rezin materyal birkaç saniye düşük ışık yoğunluğuna maruz bırakılırken devamında ışık yoğunluğu arttırılarak polimerize edilir (96). Bir diğer foto aktivasyon metodu ise pulse -delay yöntemidir. Bu teknikte ilk olarak kompozit rezin kısa bir süreliğine ışığa maruz bırakılır, ardından ışık uygulanmadan beklenir ve daha sonra yüksek yoğunluktaki ışık ile polimerize edilir (23).

2.3.2.2.5.3. Restoratif Materyal

Materyalin kuvvet altında şekil değiştirmesinin ölçütü olan elastisite modülü polimezasyon sırasında stres oluşmasına neden olmaktadır. Yüksek elastisite modülüne sahip kompozit rezinler polimerizasyon sırasında yüksek büzülme streslerine neden olmaktadır(101). Doldurucu miktarı fazla olan kompozit rezinlerin elastisite modülü yüksektir. Hacimsel büzülme miktarı azalmış olan bu kompozit rezinlerin kompozit dış ara yüzünde büzülme stresi artmıştır. Dentin adezivleri, kavite duvarı ile kompozit rezin

arasında elastisite modülü düşük olan bir bariyer oluşturur ve bu duvarın esnekliği büzülme streslerini azaltır (102).

Labella ve arkadaşları akışkan kompozit rezinlerin düşük rijiditeye sahip olmasının polimerizasyon büzülme stresini kompanze edebileceğini ifade etmiştir(68). Restoratif materyaller polimerizasyon sırasında bir araya toplanarak kütleli bir büzülme göstermektedir (103, 104).

2.3.2.2.5.4. Kavite konfigürasyon faktörü

Feilzer ve arkadaşları 1987 yılında kompozit rezinlerin uygulandığı kavite sınırlarını tanımlamak, oluşan stres değerleri ile kavite sınırları arasında bağlantı kurmak amacıyla kavite konfigürasyon faktörünü (C faktör) terimini tanımlamışlardır. C faktörü kompozit rezinin bağlandığı yüzey alanının bağlanılmayan serbest yüzey alanına oranı olarak tarif edilmiştir. Araştırmacılar C faktörü arttıkça stres seviyesinin arttığını ifade etmişlerdir (87). C faktörünün artmasıyla kompozit rezinlerin dış yapısına bağlanma değerleri de azalmaktadır (105).

Bağlanan yüzeylerin serbest olan yüzeylere oranı belli bir değeri aşarsa pre-jelasyon safhasındaki materyalin akıcılığı engellenir ve polimerizasyon büzülme stresleri artar (101, 104, 106, 107). Konfigürasyon faktörü 1' in altında ise büzülme stresleri azalırken, 3' ün üzerinde ise büzülme stresleri artar (107).

2.3.2.2.5.5. Kompozit rezinlerin tabakalar halinde uygulanması

C faktörünün negatif etkisini elimine edebilmek için kompozit rezinlerin kaviteye tabakalar halinde uygulanması önerilmektedir. Restoratif materyalin kaviteye tabakalar halinde uygulanması sonrasında materyalin kaviteye bağlanacağı yüzey azalacağı için polimerizasyon sırasında oluşan büzülme stresi azalmaktadır. Bununla birlikte tabakalama yöntemi ile birlikte kompozit rezinlerin konversiyon derecesi ve mekanik özellikleri de artacaktır (23).

Tabakalama tekniği ile yeterli polimerizasyon sağlanırsa derin kavitelere C faktörünün etkisi az olmaktadır (108). Derin kavitelere C faktörü dentin adezyonunun yetersiz olmasına neden olmaktadır. Materyallerin kavitelere tabakalar halinde yerleştirilmesi kavite tabanında yüksek bağlanma değerlerinin elde edilmesine neden olur (109).

Sonlu element analizi gibi farklı teknikler kullanılarak yapılan çalışmalarda restoratif materyallerin tabakalar halinde yerleştirilmesi ile veya kütlesel olarak bir bütün halinde yerleştirilmesi arasında bir fark olmadığını gösteren çalışmalarda mevcuttur (100).

2.3.2.2.5.6. Stresi tamponlayan ara tabakaların uygulanması

Kompozit materyalleri ile restoratif materyaller arasında ara tabaka uygulandığı zaman iki yapı arasında elastik bir bariyer oluşmaktadır. Bu bariyer polimerizasyon büzülmesi ve fonksiyon sırasında oluşan stresleri azalttığı görülmüştür. Esnek bir ara tabakanın olması, polimerizasyon büzülmesini azaltmakla beraber ilerleyen zamanlardaki termal değişikler, su emilimi ve oklüzal kuvvetler karşısında tampon görevi görerek stresin diş ile restorasyon arasında dağılmasını ve böylece yapılan restorasyonun klinik ömrünü uzatmaktadır (110).

Kompozit rezin restorasyonlar altında elastik bir tampon oluşturmak için akışkan kompozitler, doldurucu adeziv materyaller ve aynı zamanda doldurucusuz adezivlerin uygulanabilmektedir. Bu ara tampon materyallerin stresi azaltma etkinliği; ara tabakanın kalınlığına ve kullanılan ara materyallerin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesine bağlıdır (111).

Bazı akışkan kompozit rezinlerin elastik modülü geleneksel kompozitlere kıyaslanabilecek düzeyde benzer özellikler gösterebilmektedir. Böylece akışkan kompozit rezinler geleneksellere benzer stres oluşturabilirler. Bu nedenle akışkan kompozit rezinleri stresi absorbe edici olarak kullanıldığı zaman farklı sonuçlar göstermektedir. Yeni geliştirilen akışkan kompozit rezinler yüksek doldurucu oranı

nedeniyle daha sert yapıdadırlar ve ara tabaka olarak kullanıldığı zaman tampon görevi göstermemektedir (112).

2.3.2.2.5.7. Işık kaynaklarının polimerizasyona etkileri

Işık ile sertleşen kompozit rezinlerde, polimerizasyonu başlatan kamforokinondur (113-115). Polimerizasyonun doğru bir şekilde gerçekleşebilmesi için kamforokinon uygun dalga boyunda ışık almalıdır (116). Uygun olmayan dalga boyunda ve yetersiz güçte verilen ışık kompozit rezinin yetersiz polimerize olmasına ve böylece kompozit materyalinin yetersiz mekanik ve fiziksel özellikte olmasına neden olabilmektedir (117-122).

Kullanılan ışık kaynağının ışık enerjisi yüksek olursa foton sayısında yüksek olacaktır. Foton sayısının yüksek olması aminle reaksiyona giren kamforokinon sayısının artmasına, böylece polimerizasyon derecesinin artmasına neden olmaktadır (5, 81).

Halojen ışık kaynakları diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmasına rağmen yüksek ısı oluşturması, refraktörünün ve filtresinin zaman içerisinde kullanıma bağlı olarak değiştirilmesi gibi dezavantajlarından dolayı farklı ışık kaynakları üretilmiş ve kullanılmaya başlanmıştır (123-125).

Kuartz tungsten halojen lambalarının dezavantajlarını ortadan kaldırmak için LED(Light - Emitting Diodes) geliştirilmiştir (124, 125). LED ışık kaynaklarının enerji spektrumları dardır. Polimerizasyon başlatıcısı olarak sadece CQ içeren kompozitlere etki gösterirler. LED ışık kaynakları bazı kompozitlerin ve adezivlerin polimerizasyonunda yetersiz kalabilir (126). LED ışık kaynakları Halojen ışık kaynaklarına göre üstünlükleri olmasına rağmen halojenler kadar tüm kompozit rezinlerde etkin polimerizasyonu gerçekleştirememektedir. Bundan dolayı kompozit materyalleri polimerize edilirken ışık kaynağının ve süresinin yeterli olup olmadığını değerlendirmelidir (127).

Plazma ark ışık kaynaklarında (PAC) iyonize moleküllerin ve elektronların gaz halindeki karışımını içeren plazmaların parlaması ile ortaya çıkmaktadır. PAC ise yüksek şiddette ışık kaynağı üreterek kompozitin polimerizasyonunu çok kısa bir sürede sağlayabilirler (126). Bununla birlikte PAC pulpa içi ısı artışı ve restorasyon ile diş yapıları arasında büzülme streslerinde artışa neden olabilmektedirler (126).

PAC gibi ışık kaynaklarındaki pulpal ve oral dokularda ısı artışına sebebiyet vermeyen Argon lazer ışık kaynaklarıda kullanılmaktadır. Bu ışık kaynaklarında diğerlerinde farklı olarak kızılötesi ışık kaynağı kullanılmamaktadır. En büyük avantajı polimerizasyon süresini kısaltmasıdır. Plazma arklar ve argon lazerler yüksek fiyatlı cihazlar oldukları için kliniklerde rutin olarak kullanılmamaktadır (81).

2.3.2.2.5.8. Farklı ışık uygulama teknikleri

Polimerizasyon büzülmesinin azaltılması için polimerizasyonun yavaşlatılması gerekmektedir. Bundan dolayı yavaş başlayan polimerizasyon tekniklerinin yani soft start metotlarının kullanılması gerekmektedir (89, 128). Bu teknik ile polimer içerisinde oluşan stresler kompozit materyalinin akışkanlığı ile elimine edilmektedir. Bununla birlikte serbest radikal oluşumu azalarak polimerizasyon yavaşlayacaktır ve kompozitin kaviteyi akması için zaman tanınacaktır (128).

Kompozit rezinlere başlangıçta düşük ışık şiddeti uygulanmasıyla materyalin jel aşamasına gelene kadar maksimum polimer akışı sağlanmaktadır. Bu aşamadan sonra yüksek ışık şiddetine maruz bırakılmasıyla istenilen polimerizasyon sağlanmış olur(128). Soft start yöntemi üç farklı şekilde uygulanabilir. Kademeli olarak güç artışı gösteren Step Curing, düzenli olarak güç artışı gösteren Ramped-curing ve ara verilmiş kademeli olarak arttırılan Pulse delay şeklinde uygulanabilir (129).

2.4. Mikro Bilgisayarlı Tomografi (Skyscan 1172)

Nesnelerin X ışını veya gama ışını ile tarandıktan sonra bilgisayar yardımıyla üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesi ilk olarak 1960 yıllarında Hounsfield tarafından denenmiştir (130). 1960 yıllarından sonra görüntüleme tekniklerinde ileri teşhis yöntemleri geliştirilmiştir. 1970'li yılların başında bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülenmesine başlanmıştır (130). Klinik BT cihazları tipik olarak 1 mm³ hacimli voksellerden oluşmuş görüntüler üretirken, 1980'li yılların başında geliştirilen ve hacimce yaklaşık olarak 1.000.000 kere küçük voksel üreten X- ışınlı Bilgisayarlı Tomografi (Mikro-BT veya μ BT) sistemleri çok daha iyi çözünürlüğe sahip görüntüler üretmektedir (131).

2.4.1. X- ray Mikro Tomografiye Giriş

Mikro - BT ilk olarak 1980' lerin başında Jim Elliott tarafından geliştirilmiştir. Bir nesnenin bir eksen etrafında farklı açılardan x ışını projeksiyon görüntülerinin elde edilmesini ve o nesne boyunca ardışık transaksiyal dilimlerin ince tomografik imajlar yığını oluşturmak üzere bir tomografik rekonstrüksiyon algoritması uygulamasını kapsayan üç boyutlu x ışını görüntüleme tekniğidir. Görüntüler voksellerden oluşmuştur. Numuneler cihaz içerisine sabitlendikten sonra sabit bir x ışını kaynağı tarafından vertikal ekseninde döndürülerek tarama yapılmaktadır. Mikro- BT terimi yaygın olarak mikron düzeyindeki voksel çözünürlüğüne sahip BT tarayıcıları için kullanılsa da, günümüzde daha uygun bir jenerik isim olan Mikroskobik BT terimi kullanılmaktadır. Mikroskobik BT uzaysal çözünürlüklerine göre üç çeşittir: mini BT, mikro BT ve nano-BT (132).

Mikro - BT kullanılarak diş, kemik gibi mineralize dokular ve farklı örnekler doğrudan incelenebilir. Mikro BT ile, çevre dokulardan daha yüksek yoğunluğa sahip kontrast madde ile yumuşak dokulara kadar inceleme alanı genişletilebilir. Bu sistemlerin en son geliştirilmiş hali ile de küçük canlı hayvanların incelenmesine olanak sağlar (133).

2.4.2. Mikro Tomografinin Temel İlkeleri

Bilgisayarlı tomografi cihazı X-ışın cihazlarının en gelişmişidir. BT kelime anlamıyla eski yunanca kelimeler olan TOMO (Kesit) ve GRAPHY (Görüntü) ' den oluşmuştur. Anlamı bilgisayarlı kesit görüntüsüdür. Nesnelerin sınırlarına açıkça ortaya koyar. BT cihazı Tıpta Radyodiyagnostik biliminde Konvansiyonel Röntgenlerden sonra devrim olarak nitelendirilebilecek bir gelişme sağlamıştır. Bu özelliğinin yanı sıra maliyetler bakımından BT 'nin uygun sayılabilecek kadar ekonomik oluşu, bu cihazın daha fazla popüler olmasını sağlamıştır (134).

Mikro - BT tekniklerinin kullanımı materyallerin sonlu eleman modeline izin verir. Farklı materyallerin uygun koşullarda seçilmesinin ardından, Mikro BT taraması sonrasında materyalin gri seviyesi değerleri veya yoğunluğu esas alınarak farklı kısımlara bölmek mümkündür (135).

X - ray görüntülemesi için x ışını nesnenin içinden geçirildiğinde x ışınları saçılır veya absorbe edilir. Bir BT kesitindeki grilik derecesi x-ray attenüasyonuna (zayıflama katsayısı) karşılık gelir ve her bir vokselde geçen x ışınları veya saçılan x-ışını oranını yansıtır. Birçok yönden kesit düzleminde gönderilen x ışınının yoğunluğundaki azalma ölçülerek BT görüntüsü oluşturulur. Bu kesit düzeninde x-ray dağılımının düzenlenmesi için özel bir algoritma kullanılmaktadır. Ardışık BT görüntüleri kullanılarak bütün hacmi tanımlayan bir bilgi elde edilir (136).

Bilgisayarlı tomografide VOI (nesneden alınan kesitlerin üst üste konularak üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesi)' yi 3 boyutlu olarak tanımlayan yapılardan birisi segmentasyon işlemidir. Hangi yapıların analiz içerisine katılacağı veya dışlanacağı kontrol amacıyla data kümesinin manipülasyon işlemine tabi tutulmasına kurgulama denir. 3D imajda kalmasını istediğimiz görüntülere pozitif editing, kalmasını istemediğimiz analizi yapılmayacak olan kısımlara ise negatif editing denilmektedir (137).

2.4.3. Görüntü Rekonstrüksiyonu

Cihaz içerisinde numune yerleştirildikten sonra nesne 180 veya 360 derece döndürülmektedir. Her açı pozisyonunda bir gölge görüntüsü ve geçiş görüntüsü oluşturulur. Görüntüler diske 16 bit TIFF dosyaları şeklinde kaydedilir. Tarama bittikten sonra bir dizi x ray görüntüsü oluşur. Oluşan görüntü sayısı, cihazın seçilen döndürme hızına ve toplam dönüş sayısına bağlı olarak farklılıklar gösterir. Tüm bu işlemlerden sonra rekonstrüksiyona başlanabilir. Elde edilen 16 bit TIFF görüntüler, nesnenin tamamı boyunca sanal dilimlerin rekonstrüksiyonu için kullanılmaktadır. Rekonstrüksiyon sonrasında ham veri kesitleri oluşturulur. Rekonstrüksiyon yapılan kesitteki absorpsiyon değerini sağlayan kayan nokta matriksidir. Matriks boyutu bir kesitteki piksel sayısı gibidir (136).

2.4.4. CTAn Software Programı

CT-Analizatörü nicel parametreleri türetmek ve Skyscan micro-CT araçlar ile elde edilen, taranan veri setlerinden görsel oluşturmak için kullanılan bir uygulamadır. CTAn gerçek zamanlı işlenmiş hacim modeli görüntülemeyi sağlar. Yüzeyi işlenmiş modeller CT- hacimli görüntüleme için CTAn tarafından başka bir program oluşturulur. Nicel ölçüm, hem dansitometresi (voksel zayıflama katsayısı veya kalibre yoğunluğu) yapılmış hem de morfometresi (büyüklük ve şekil analizi) yapılmış ikinci bir segmente dayalı (siyah ve beyaz) görüntüdür (136).

Thresholding (Eşikleme veya segmentasyon) basit global veya uyarlamalı yöntemlerle yapılır. Araçlar, yapısal görülecek olan tüm 3D nicel analiz, temel başlangıç noktasına göreli konumlandırma dahil olmak üzere, ilgili kesit görüntülerinin tamamı (VOI) tariflendirilmesinin veri dizinleri ile sınırlandırılır. CTAn dan yeni veri dizini olarak yazılabilir (136). CT- analizatörü; 3D modeli görüntüler ve mikro -CT tarama veri setlerinden nicel veriler elde etmek için kapsamlı bir ortam oluşturmaktadır (136).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamızda kullanılan materyaller, üretici firmaları, organik matriks tipi, doldurucu içeriği ve doldurucu ağırlıkça yüzdesi ile ilgili detaylı bilgiler Tablo 1' de gösterilmiştir.

Tablo 1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Materyal Adı	Üretici Firma	Materyal Tipi	Matriks Tipi	Doldurucu İçeriği	Doldurucu Oranı %
Surefil SDR Flow (SDR)	Dentsply Caulk ABD	Bulk Fill Akışkan Kompozit	Dimetakrilat Resin EBPADMA TEGDMA Modifiye UDMA BHT	Silikat Cam Silikat Oksit Hibrit Cam Fiber	% 80
Charisma Flow (CHF)	Voco Cuxhaven ALMANYA	Hibrit Akışkan Kompozit	Multifonksiyonel Metakrilat Monomerler EBADMA TEGDMA	Ba-Al-F Silikat Cam ve SiO ₂ Doldurucu	% 62
Clearfil Majesty LV (CMF)	Kuraray JAPONYA	Üniversel Akışkan Kompozit	TEGDMA Hidrofobik Aromatik Dimetakrilat	Baryum Cam Kolloidal Silika	% 81
Vertise Flow (VF)	Kerr ABD	Self Adeziv Akışkan	GPDM Metakrilat Ko-Monomer	Baryum Cam, Nano Partiküllü Kolloidal Silika, Florid	% 70
Grandio Flow (GF)	Voco Cuxhaven ALMANYA	Nanohibrid Akışkan Kompozit	Bis - EMA TEGDMA HEDMA Modifiye Edilmiş Organik Matriks	Silikat Oksit Silikat Cam Pigment Stabilizatörü	% 80.2
Filtek Supreme Ultimate Flowable (Kontrol Grubu) (3MEFU)	3M/ESPE St Paul, MN, ABD	Akışkan Kompozit	Bis - GMA Bis - EMA TEGDMA	İterbiyum Triflorür, Silika, Zirkonya, Silikat Partikülleri	% 65

Materyal Adı	Üretici Firma	Materyal Tipi	Matriks Tipi	Doldurucu İçeriği	Doldurucu İçeriği %
Filtek Bulk Flow (3MBF)	3M/ESPE St Paul, MN, ABD	Bulk Fill Akışkan Kompozit	UDMA Bis - GMA Bis – EMA Proakrilat Rezinler TEGDMA	YBF ₃ Doldurucular Zirkonya, Silika Partikülleri	% 64.5
X-Tra Base Flowable (XTB)	Voco Cuxhaven ALMANYA	Bulk Fill Akışkan Kompozit	Bis - GMA Bis – EMA UDMA Proksilat	Zirkonya, Silika Partikülleri, İterbiyum Triflorür	% 75

Çalışmamız üç aşamada gerçekleştirilmiştir;

1. Numunelerin hazırlanması
2. Hazırlanan test numunelerin Mikro CT cihazı ile Taranması
3. Mikro CT ile taranan numunelerin polimerizasyon büzülmesinin değerlendirilmesi ve analizlerinin yapılması

3.1. Numunelerin Hazırlanması

Numunelerin hazırlanması için teflon kalıplar ve materyallerin polimerize edilmesi için LED ışık kaynağı (Resim 1) kullanılmıştır. Çalışmamızda akışkan kompozit rezinler ve bulk fill kompozit rezinler kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler için iki farklı kalıp hazırlanmıştır. Çalışmamızda Clearfil Majesty LV, Vertise Flow, Grandio Flow ve Filtek Supreme Ultra Flow için 2x6 mm lik standart kalıplar (Resim 2) kullanılmıştır. Dentin replasmanı olarak kullanılabilen ve kaviteye 4 mm kalınlığına kadar uygulanabilen bulk fill kompozitler için 4x6 mm lik standart kalıplar kullanılmıştır. Kontrol grubu olarak bir adet standart akışkan kompozit rezin (Filtek Supreme Ultra Flowable) kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan materyaller Resim 3'de gösterilmiştir.



Resim 1. Çalışmamızda Kullanılan LED ışık Kaynağı



Resim 2. Çalışmamızda kullanılmış olan teflon kalıplar ve parçaları



Resim 3. Çalışmada kullanılan akışkan kompozit rezinler

3.2. Hazırlanan Test Numunelerin Mikro CT Cihazı ile Taranması

Çalışmada 8 farklı akışkan kompozit rezin kullanılmıştır. Bir grupta, standart kalıplar içine kompozit materyal yerleştirilmiştir ve Micro- Skyscan 1172 cihazı ile kamera piksel boyutu 9 μm , voltaj 100 kV, 100 mili amper, rekonstrüktör dönme açısı 360 derece, dönme açısı 2 derece olarak ayarlanmıştır ve LED ışıkla polimerize edilmeden önce 1 saat numune taranmıştır. Tarama sırasında cihazın iç haznesi (Resim 4) karanlık ortamda bulunduğu için materyalde büzülme gözlenmemiştir. Materyal tarandıktan sonra LED ışıkla 40 sn. polimerize edilmiş ve tekrar Skyscan 1172 cihazı ile aynı parametrelerde taranmıştır. Her bir grup için 10 adet numune; 5 adet polimerizasyon öncesi 5 adet polimerizasyon sonrası olacak şekilde değerlendirilmiştir. Sonuçta, 8 grup için toplamda 80 adet numune hazırlanmıştır.



Resim 4. Skyscan 1172, Mikro Bilgisayarlı Tomografi, Materyallerin Yerleştirildiği Hazne

Sonuçta üç boyutlu olarak oluşturulmuş olan materyallerin polimerizasyon büzülmesine bakılmıştır.

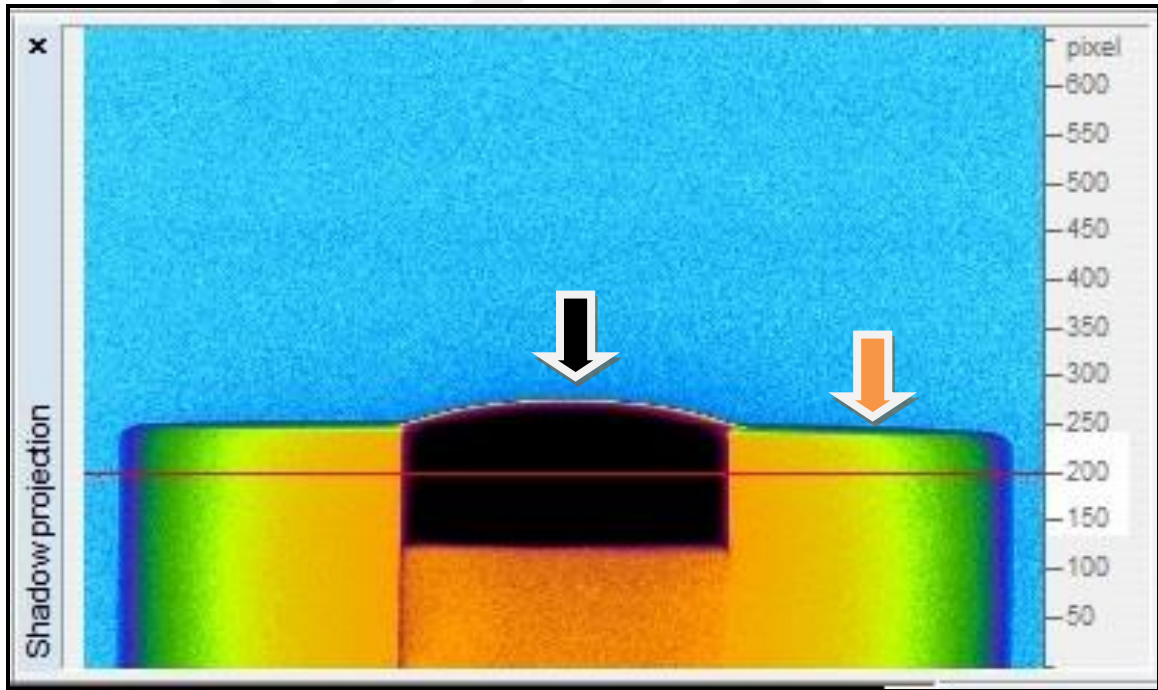
3.3. Mikro CT ile Taranan Numunelerin Analizlerinin Yapılması

3.3.1. Materyallerin Polimerizasyon Büzülmesi

Kompozit rezinin polimerize edilmeden elde edilen toplam hacminin, polimerize edildikten sonra elde edilen toplam hacmine oranı polimerizasyon büzülmesini ifade etmektedir. Materyalin polimerize olmadan önceki hacmi V_1 , materyalin polimerize olduktan sonraki hacmi V_2 ise Polimerizasyon büzülmesi (P_b) kısacası;

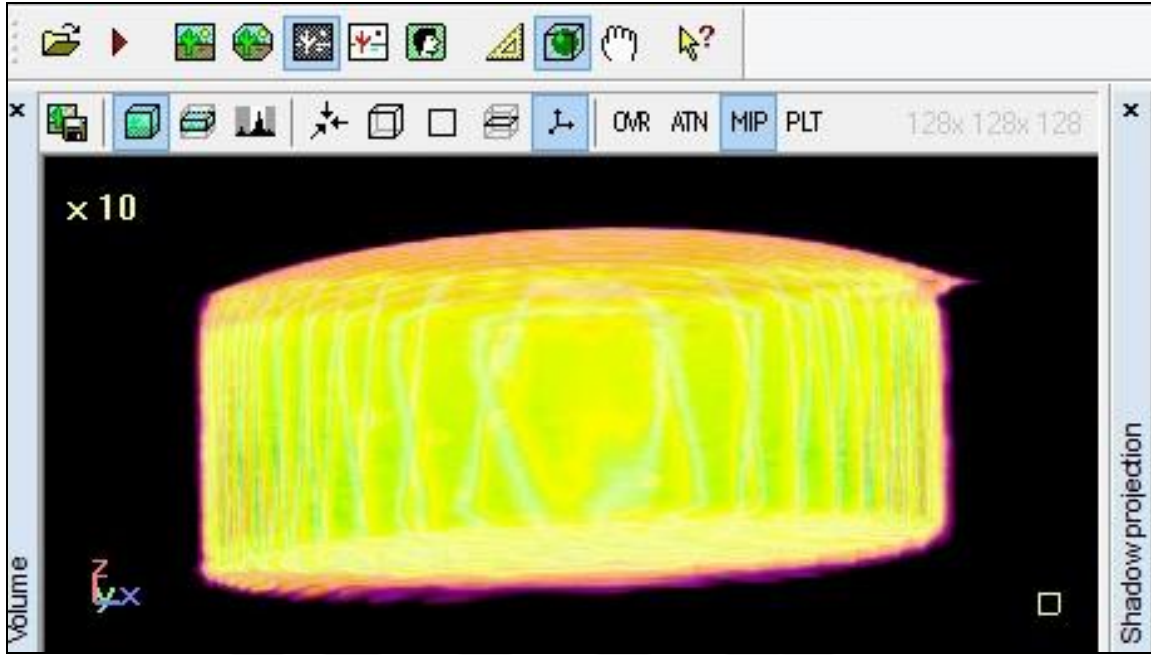
$$P_b = V_1 - \frac{100 \cdot V_2}{V_1} \text{ olarak hesaplanabilir.}$$

Mikro-CT CTAn Software programı ile ilk olarak analizi yapılacak bölge seçildi (Resim 5).



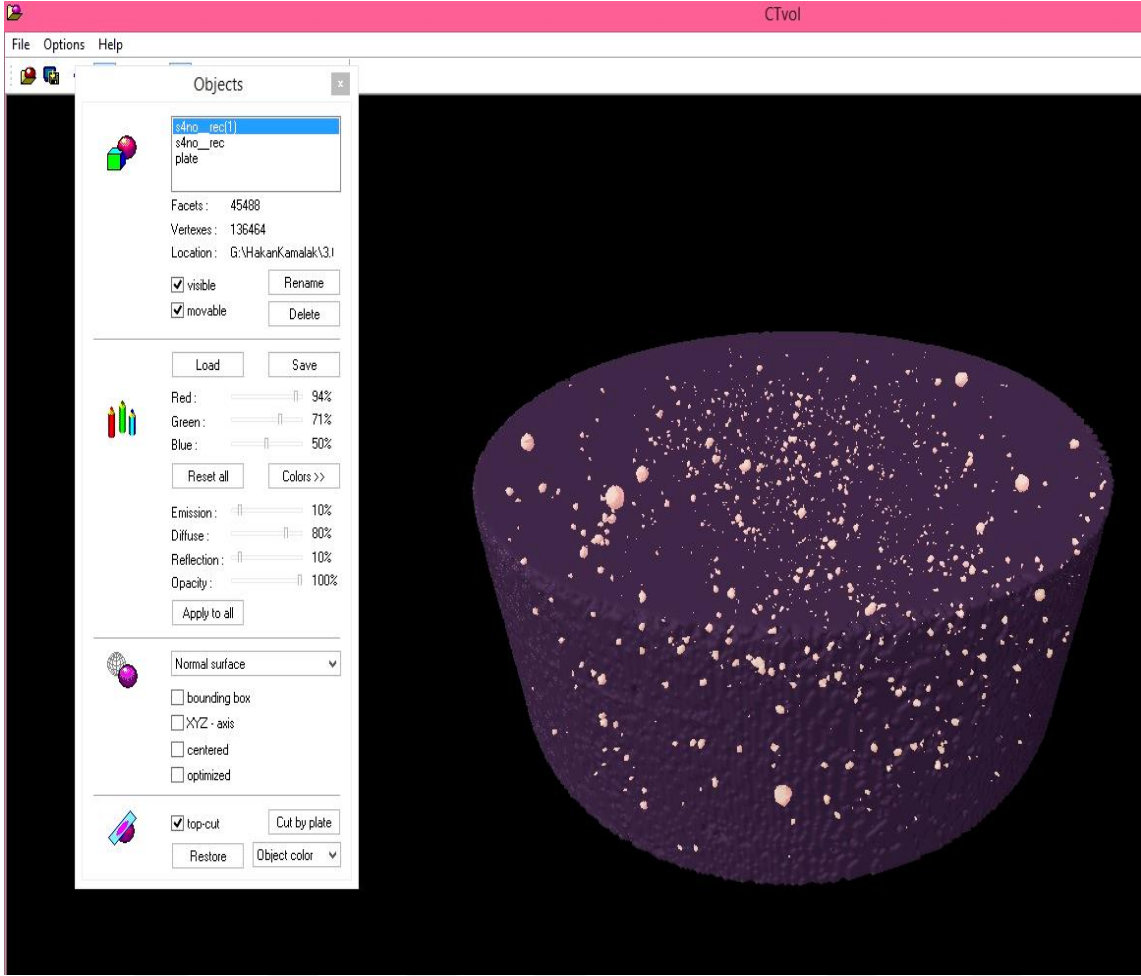
Resim 5. Analizi yapılacak olan akışkan kompozit materyalin ilgili bölgesinin seçilmesi (Siyah okla gösterilen kompozit materyali, Turuncu okla gösterilen teflon kalıp)

İlgili bölge seçildikten sonra seçmiş olduğumuz alanın doğruluğunu tespit etmek için 3D görüntüleme sekmesi ile materyal incelendi (Resim 6).



Resim 6. Akışkan kompozit materyalin CTAn programı ile üç boyutlu olarak analizi yapılacak olan kısmın çıkarılması

Materyallerin analizi yapılacak olan bölgeler 3 boyutlu olarak tespit edildikten sonra materyallerin polimerizasyon öncesindeki hacmi ve polimerizasyon sonrasındaki hacmi hesap edildi. Polimerizasyon öncesi ve sonrasındaki hacimsel farklılık, polimerizasyondan kaynaklanan büzülme tespit edildi. Materyallerin polimerizasyon sonrası 3D görüntüsü Resim 7’ de görülmektedir.



Resim 7. Akışkan kompozit materyalinin polimerizasyon sonrasında 3 boyutlu hacimsel görüntüsü

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS İstatistik 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametreler normal dağılıma uygunluk göstermediğinden ve gruplardaki n sayısı 5, grup sayısı 8 olduğundan dolayı çalışmada nonparametrik testler kullanıldı. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi, farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Mann Whitney U testi, parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında ise Wilcoxon testi kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ ve $p<0.01$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Gruplar arasındaki farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit eden Post Hoc testi sonuçları ise tablo 2' de gösterilmiştir.



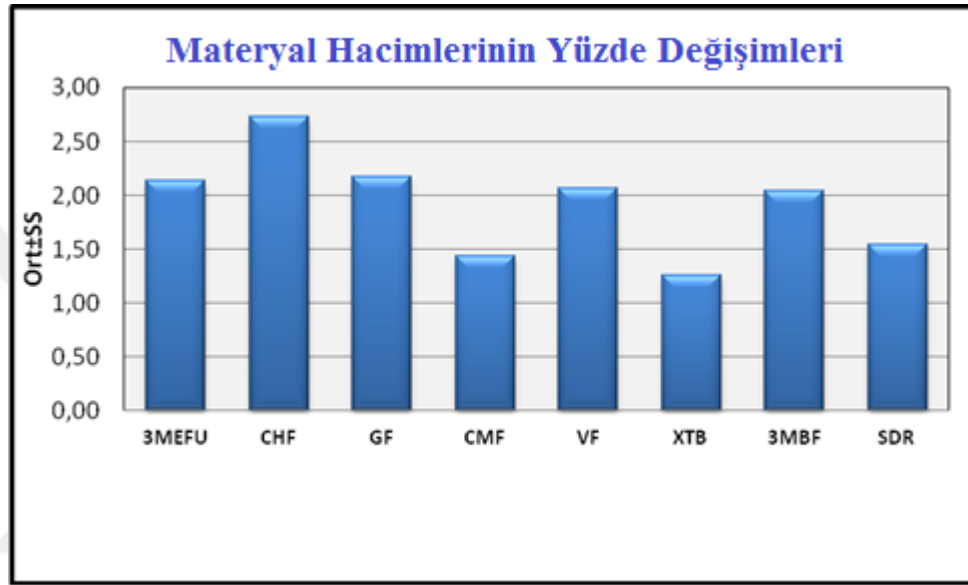
Tablo 2. Polimerizasyon öncesi ve sonrası materyallerin hacimlerinin yüzde değişimlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

Polimerizasyon Büzülmesi	N	Ort±SS	P DEĞERİ							
			3MEFU	CHF	GF	CMF	VF	XTB	3MBF	SDR
3MEFU	5	2,14±0,8		0,117	0,465	0,028*	0,917	0,016*	0,917	0,117
CHF	5	2,73±0,44			0,117	0,009**	0,251	0,009**	0,047*	0,009**
GF	5	2,17±0,43				0,009**	0,917	0,009**	0,754	0,047*
CMF	5	1,44±0,2					0,117	0,175	0,047*	0,465
VF	5	2,07±0,73						0,076	0,754	0,175
XTB	5	1,26±0,23							0,016*	0,251
3MBF	5	2,04±0,47								0,175
SDR	5	1,54±0,39								

Mann Whitney U test

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Materyal gruplarına göre materyalin polimerizasyon büzülme yüzde değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmaktadır ($p:0.003$; $p<0.01$). Farklılığın hangi materyal grubundan kaynaklandığını saptamak amacıyla yapılan Post-Hoc testler sonucunda; CHF grubunun değişim miktarı, CMF ($p:0.009$; $p<0.01$), XTB ($p:0.009$; $p<0.01$), 3MBF ($p:0.047$; $p<0.05$) ve SDR ($p:0.009$; $p<0.01$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek saptanmıştır (**Grafik 1**).

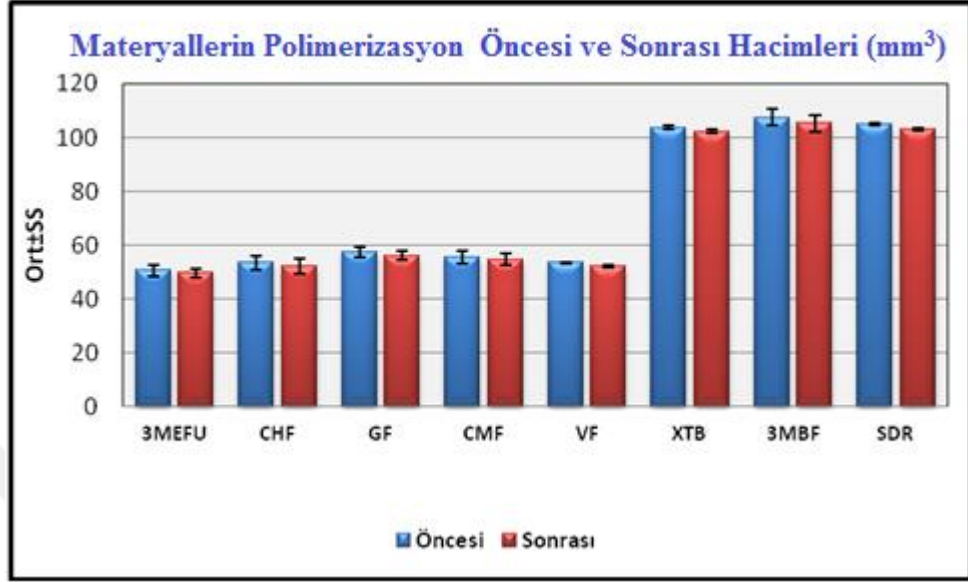


Grafik 1. Polimerizasyon öncesi ve sonrası materyal hacimlerinin yüzde değişimleri

GF grubunun değişim miktarı, CMF ($p:0.009$; $p<0.01$), XTB ($p:0.009$; $p<0.01$) ve SDR ($p:0.047$; $p<0.05$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek saptanmıştır. 3MEFU grubunun değişim miktarı, CMF ($p:0.028$; $p<0.05$) ve XTB ($p:0.016$; $p<0.05$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek saptanmıştır. 3MBF grubunun değişim miktarı, CMF ($p:0.047$; $p<0.05$) ve XTB ($p:0.016$; $p<0.05$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek saptanmıştır. Diğer materyal grupları arasında materyalin polimerizasyon büzülme yüzde değişimleri açısından anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

3MEFU, CHF, GF, CMF, VF, XTB, 3MBF, SDR materyallerinin ışıkla sertleştirilmeden önceki hacimlerinin ortalamaları, ışıkla sertleştirildikten sonraki

hacimlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (Grafik 2 ve Tablo 3)($p<0.05$).



Grafik 2. Akışkan kompozit rezin

Tablo 3. Materyal Gruplarında Ayrı Ayrı İşlem Öncesi ve İşlem Sonrası Materyal Hacimlerinin Ortalamalarının Değerlendirilmesi

	Polimerizasyon Öncesi ve Polimerizasyon Sonrasında Materyal Hacimleri		P Değeri
	Öncesi	Sonrası	
	Ort±SS	Ort±SS	
3MEFU	50,67±2,22	49,57±1,81	p<0.05
CHF	53,57±2,6	52,12±2,74	p<0.05
GF	57,30±1,86	56,05±1,63	p<0.05
CMF	55,58±2,42	54,77±2,28	p<0.05
VF	53,37±0,32	52,26±0,58	p<0.05
XTB	103,55±0,7	102,24±0,63	p<0.05
3MBF	107,38±3,05	105,18±2,96	p<0.05
SDR	104,72±0,49	103,11±0,43	p<0.05

Wilcoxon sign test *p<0.05

5. TARTIŞMA

Akışkan kompozit rezinler, geliştirilen fiziksel özellikleri, formülasyonlarındaki değişiklikler, uygulanmasının kolay olması, kavite duvarları ve duvarlardaki defektlerin kapatılmasındaki adaptasyonunun mükemmel olmasından dolayı günümüzde yaygın bir şekilde restoratif materyal olarak kullanılmaktadır.

Doldurucu oranı arttırılmış olan yeni nesil akışkan kompozit rezinler artan fiziksel ve mekanik özelliklerine bağlı olarak daimi restoratif materyali olarak kullanılmaktadır (138). Ancak yeni üretilen akışkan kompozit rezinlerin kullanımlarının yaygınlaştırılabilmesi için fiziksel ve mekanik özelliklerinin bilinmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda yeni geliştirilmiş olan ve doldurucu içeriği arttırılmış akışkan kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin araştırılması amaçlanmıştır.

Restoratif materyallerin polimerizasyon büzülmelerinin belirlenmesi için Koordinat Ölçüm Cihazı, Optik Koherens Tomografi ve Arşimet Prensipleri gibi farklı metotlar kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda ise materyallerin polimerizasyon büzülmeleri Sky Scan 1172 masaüstü X-ray Mikro Bilgisayarlı Tomografi cihazı ile incelenmiştir (139). Bu sistem ile materyaller üç boyutlu olarak koronal, sagittal ve aksiyal yönde en ince ayrıntısına kadar incelenebilmektedir.

Oldukça hassas bir cihaz olan Mikro-BT ile yeterli radyo paklığına sahip materyallerin işlem öncesinde ve işlem sonrasında tam ve doğru bir şekilde analiz edilmesi mümkündür. Araştırmacılara göre Mikro-BT kullanımı özellikle polimerizasyon büzülmesi ölçümleri için güvenilir sonuçlar vermektedir (140).Kompozit rezinlerin kaviteye yerleştirme kütlesi arttığı zaman polimerizasyon büzülmesi de artmaktadır (141). Bu nedenle çalışmamızda normal akışkan kompozit rezinlerle birlikte dentin replasmanı olarak da kullanılabilen ve kaviteye 4 mm kalınlığında uygulanabilen bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmeleri de değerlendirilmiştir.

Materyallerin polimerizasyon büzülmesini; materyalin tipi, matriks içeriği ve doldurucu oranı etkileyebilir. Bundan dolaydır ki materyallerin bu özelliklerinin detaylı bir Şekilde tartışılması gerekmektedir. Materyallerin matriks tiplerine bakıldığı zaman Surefil SDR Bulk Fill ve Charisma Flow rezin içerisinde diğerlerinden farklı olarak Etoksile Bis Fenol dimetakrilat (EBPADMA) bulunmaktadır. Bu matriks iki fonksiyonlu akrilat monomerdir. EBPADMA, nispeten 2,2-bis [p-(2'-hidroksi-3'-metha cryloxy propoxy) fenil] propan (Bis-GMA, diş malzemelerinin çoğunda kullanılan temel materyal)' in hidrofobik analogudur. EBPADMA ışıkla sertleşme sırasında materyalin yüksek konversiyon derecesine sahip olmasını sağlamaktadır ve böylece reaksiyona girmemiş monomerlerin sayısını minimum seviyede tutmaktadır (142). Hidrofobik olan EBPADMA sayesinde su emilimi oranı azalmaktadır (143). Böylece polimerizasyon büzülme oranı düşük olan dayanıklı materyaller elde edilmektedir. Bizim alışmamızda da materyallerin polimerizasyon büzülmeleri incelendiği zaman SDR' nin diğer materyal gruplarına göre polimerizasyon bzlmesinin az olduğu tespit edilmiştir. Polimerizasyon bzlmesinin az olmasının materyal içerisindeki EBPADMA'dan kaynaklandığı düşünülebilir.

Surefil SDR Bulk Fill akışkan kompozit matriks içerisinde Butylated hydroxytoluene (BHT) inhibitörü yer almaktadır. BHT polimerizasyon büzülmesini azaltmak için alternatif bir yöntem olarak kullanılmıştır. Yapılan çalışmalarda rezin kompozitler içerisindeki BHT konsantrasyonunun arttırılmasının materyalin devamlılığını, eğilme dayanımını, elastik modülünü ve dayanıklılığını da arttırdığı iddia edilmiştir (144). Bizim yapmış olduğumuz çalışmada içeriğinde BHT bulunan SDR'nin polimerizasyon büzülmesi sonuçları diğer gruplara göre daha düşük bulunmuştur ve bu bilgileri destekler niteliktedir.

Vertise flow matriks içerisinde diğer kompozitlerden farklı olarak Glisero Fosforik Asit Di Metakrilat (GPDM) bulunmaktadır. GPDM adeziv monomeri dişin kalsiyum iyonları ile kimyasal bağlantı sağlayan fosfat grubu bir monomerdir. GPDM iki adet metakrilat monomeri ile kopolimerize olmasıyla polimerize olan materyalde çapraz bağlantıyı ve mekanik özellikleri arttırır(145). Yaptığımız

çalışmanın sonuçlarına göre VF'nin mekanik özelliklerinin (polimerizasyon büzülmesinin), içeriğinde GPDM olmayan bazı gruplara göre (3MEFU, CHF ve GF) daha iyi olması VF materyalinin organik matriks içeriğindeki GPDM' den kaynaklandığı düşünülebilir.

Grandio Flow % 80.2 oranında, Charisma Flow ise % 62 oranında doldurucu içermektedir (Tablo 1). Yapmış olduğumuz çalışmada Grandio Flow'un polimerizasyon büzülmesinin Charisma Flow'a göre daha iyi olması, Grandio Flow'un doldurucu oranının yüzdelik olarak Charisma Flow'dan daha yüksek olmasından dolayı kaynaklanmış olabilir.

Çalışmamızda kullandığımız nanohibrit akışkan kompozitlerden GrandioSo Heavy Flow ve Clearfil Majesty Flow'un doldurucu oranları nanohibrit kompozitlere yakın özellik göstermektedir. Clearfil Majesty Flow'un yeni bir yüzey kaplama teknolojisiyle işlem görmesiyle ağırlıkça % 81 oranında inorganik doldurucu partikül içermesine imkân sağlanmıştır. GrandioSo Heavy Flow'un modifiye edilmiş organik matriksi ağırlıkça % 80 doldurucu içerir (146). Rezin içerikli kompozitlerde doldurucu içeriğinin artması ile materyallerin polimerizasyon büzülmesi azalır (147).Yapmış olduğumuz çalışma sonuçlarına göre GrandioSo Flow'un polimerizasyon büzülmesinin Charisma Flow'dan daha düşük olması bu bilgileri destekler niteliktedir.

Çalışmamızda, CHF grubu diğer gruplara göre daha fazla polimerizasyon büzülme göstermiştir. CHF grubunun doldurucu içeriğine bakıldığı zaman diğer gruplardan yüzdelik olarak daha düşük doldurucu oranına sahip olduğu görülmektedir. CHF materyalinin polimerizasyon büzülme miktarının diğer gruplara göre daha fazla olması, doldurucu içeriğinin daha az olmasından dolayı olabilir.

Garcia ve ark. yaptıkları çalışmada Bulk fill akışkan kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini ve polimerizasyon derinliğini araştırmışlardır. Çalışmada iki adet bulk fill ve bir adet standart akışkan kompozit kullanılmıştır. Çalışma sonucunda Filtek Ultimate için polimerizasyon büzülmesini 3.43 ± 0.51 , SDR için ise bu değeri 3.57 ± 0.63 bulmuşlardır. Bulk fill kompozit rezinin

kontrol grubuna göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterdiğini belirtmişlerdir (148). Bizim çalışmamız da ise Filtek ultimate ve SDR için polimerizasyon büzülme değeri sırasıyla; % 2.14 ± 0.8 ve % 1.54 ± 0.39 bulunmuştur. Polimerizasyon büzülme miktarı kontrol grubumuzda (3MEFU) daha fazla bulunmuştur. Polimerizasyon bzlmesindeki bu farklılığın materyallerin organik matriksindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülebilir.

Jeong ve ark. yaptıkları bir çalışmada mavi ışık lazer ile polimerize edilen akışkan kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini ve mikro sertliğini araştırmışlardır. alışmalarında 7 farklı akışkan kompozit kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda X-tra flow'un polimerizasyon büzülmesini Grandio Flow' dan daha fazla bulmuşlardır (146). Bizim alışmamızda ise Grandio Flow, X-tra flow' dan daha fazla büzülme göstermiştir.

Bukovinszky ve ark.yaptıkları bir çalışmada polimerizasyon büzülmesini ve büzülme ile ilişkili olan elastik modülü, konversiyon derecesi ve büzülme stresini değerlendirmişlerdir. 3 farklı akışkan kompozit rezin ve bir adet doldurucusuz kompozit rezin (Charism Flow, SDR, Filtek Ultimate) alışmada kullanılmıştır. Konversiyon derecesi FT-IR spektroskopisi ile ölçülürken, hacimsel büzülme Archimed prensipleri kullanılarak hesaplanmıştır. Çalışma sonunda Charisma flow kompozit rezin yüksek büzülme, düşük elastik modülü, ve yüksek konversiyon derecesi göstermiştir (149). Bizim çalışmamız da hacimsel büzülme Mikro – BT Sky Scan 1172 ve CTAn software programı kullanılarak hesaplanmıştır. Charisma Flow'un büzülme miktarı diğer gruplardan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Materyallerin doldurucu içeriğine bakıldığı zaman Charisma Flow diğer materyallere göre yüzdelik olarak daha az doldurucu içermektedir. Bundan dolaydır ki büzülme miktarının fazla olmasının doldurucu içeriğinin az olmasından kaynaklandığı düşünülebilir.

Zhao ve ark. yaptıkları bir çalışmada akışkan kompozitlerin Sınıf I kavitelerdeki büzülme streslerini değerlendirmişlerdir. Çalışmada Tetrik Flow ve Charisma Flow akışkan kompozitler kullanılmıştır. Çalışma sonucunda Charisma flow'un büzülme stresi ve elastik modülü diğer gruplara göre yüksek bulunmuştur

(150). Bizim çalışmamızda da Charisma flow diğer gruplardan (3MEFU, GF, CMF, VF, XTB ve SDR) daha fazla büzülme stresi göstermiştir. Büzülme stresini daha fazla göstermesinin veya daha fazla elastik modülü ve poröz yapısına sahip olmasının sebebi multifonksiyonel metakrilat monomerleri içeren matriks içermesinden dolayı olduğu düşünülebilir.

Yamamoto ve ark. yaptıkları bir çalışmada farklı kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini, polimerizasyon stresini ve elastik modülünü araştırmışlardır. Clearfil Majesty kompozitin yüksek büzülme stresi gösterdiğini, elastik modülünün yüksek olduğunu ve polimerizasyon büzülmesinin 1.5 ± 0.1 olduğunu bulmuşlardır(151). Bizim çalışmamız da Clearfil Majesty Flow' un polimerizasyon büzülmesi 1.44 ± 0.2 olarak bulunmuştur. Çalışmamız sonucunda Clearfil Majest Flow'un diğer gruplara göre daha az büzülmeye sahip olduğu görülmüştür.

El- Damanhoury ve ark. yaptıkları bir çalışmada bulk fill rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülme streslerini değerlendirmişlerdir. SDR' nin polimerizasyon büzülmesinin (% 1.71) diğer gruplara göre düşük olduğunu bulmuşlardır(152). Bizim çalışmamız da da benzer şekilde SDR' nin polimerizasyon büzülmesi (% 1.54) diğer gruplara (3MEFU, CHF,GF,VF ve 3MBF) göre düşük bulunmuştur.

Pick ve ark. yaptıkları bir çalışmada kompozitlerin elastik modüllerini, hacimsel büzölmelerini ve polimerizasyon streslerini incelemişlerdir. Grandio flow'un diğer materyallere göre daha yüksek hacimsel büzölme (3.9 ± 0.3) ve düşük elastik modülü gösterdiği görülmüştür. Bununla birlikte Grandio Flow'un polimerizasyon büzülmesi diğer gruplara göre yüksek bulunmuştur(153). Bizim çalışmamızda da Grandio Flow % $2,17 \pm 0,43$ ' lük bir hacimsel büzölme göstermiştir. Çalışmamızda da Grandio Flow'un hacimsel büzölmesinin diğer gruplardan yüksek olduğu görülmüştür.

Deb ve ark. yaptıkları bir çalışmada dental kompozit materyallerinin polimerizasyon büzölmesini araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda Filtek Supreme kompozitin diğer materyallerden daha fazla büzölme (ortalama % 2) gösterdiğini

tespit etmişlerdir(154). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde materyalin büzülmesi (% 2,04 ± 0,47) diğer gruplardan (SDR, XTB ve CMF) yüksek bulunmuştur.

Cadenaro ve ark. yaptıkları bir çalışmada farklı kompozit materyallerinin büzülme streslerini değerlendirmişlerdir. Polimerizasyon sonrasında Grandio Flow'un 20.saniyedeki büzülme stresini 3.3 ± 1.7 ve Filtek Supreme' nin büzülme stresini 4.9 ± 1.6 bulunmuştur. Ancak 40. saniyeden sonra Grandio Flow diğer materyallerden daha fazla büzülme stresi gösterdiği tespit edilmiştir(64). Bizim çalışmamızda 40 sn. polimerizasyondan sonra benzer şekilde Grandio Flow, Filtek Supreme'ye göre daha fazla büzülme göstermiştir.

Lee ve ark. yaptıkları bir çalışmada polimerizasyon büzülmesini Pozition Sensitive Photo Detector (PSPD) cihazı kullanarak tespit etmişlerdir. Çalışmada 7 farklı akışkan kompozit rezin kullanılmıştır. Çalışma sonucunda Filtek Flow % 2,24 (0,67) değerinde bir büzülme göstermiştir(155). Bizim çalışmamız da polimerizasyon büzülmesi araştırılırken Micro - BT cihazı kullanılmıştır ve Filtek Flow'un büzülme miktarı %2,14 olarak hesaplanmıştır. Yapılan çalışmalar sonucunda farklı değerlerin elde edilmesinde kullanılan cihazlardaki farklılıklar, numunelerin hazırlanması sırasında kullanılan kalıplar ve materyalin kalıplara homojen olarak yerleştirilmesinin etki ettiği düşünülebilir.

Garoushi ve ark. yaptıkları bir çalışmada fiberle güçlendirilmiş olan kompozitlerin polimerizasyon büzülmelerini araştırmışlardır. Bu çalışmada Filtek Bulk Fill kompozitin yüzdelik olarak polimerizasyon büzülmesinin SDR'den daha fazla olduğu tespit edilmiştir (156). Bizim çalışmamız da da benzer şekilde Filtek Bulk Fill kompozit SDR'ye göre daha fazla büzülme göstermiştir. Doldurucu içeriklerine bakıldığı zaman SDR' nin doldurucu içeriğinin daha fazla olmasından ve aynı zamanda SDR organik matriksinin içerisinde EBPADMA bulunmasından dolayı polimerizasyon büzülmesinin azaldığı söylenilebilir.

Leprince ve ark. yaptıkları bir çalışmada Bulk fill kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini araştırmışlardır. Materyallerin konversiyon derecesini Raman Spektrofotometre, elastik modülünü üç nokta testi ile yüzey sertliğini Vickers Mikro

Belirleyici ile, doldurucu içeriğini yüzdelik olarak Termogravimetrik Analiz ile hesaplamışlardır. Yüzdelik olarak doldurucu içeriğini X tra Base için % 74.4, SDR için % 69, Filtek Bulk Fill kompozit için % 60.7 bulmuşlardır. Konversiyon derecesini SDR için en fazla, Filtek Bulk Fill için en az bulmuşlardır. Bununla birlikte elastik modülünü X tra Base için en fazla bulmuşlardır (157). Bizim çalışmamızda X-Tra Base kompozitin büzülme miktarı diğer kompozitlere (SDR, 3MBF, VF, CMF, GF, CHF ve 3MEFU) göre daha az bulunmuştur.

Milena ve ark. 3 farklı akışkan kompozitin büzülme streslerini değerlendirmişlerdir. Grandio Flow, Filtek Supreme, Tetric Flow ve kontrol grubu olarak bir adet Universal mikro hibrit kompozit (Filtek Z250, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) kullanılmıştır. Büzülme stresini stres analiz ölçüm cihazı ile ölçülmüştür. Filtek Supreme en yüksek polimerizasyon büzülmesi değerine sahip bulunmuştur (64). Bizim çalışmamızda da Grandio Flow, Filtek Supreme kompozite göre daha fazla büzülme göstermiştir. Çalışmamızın sonuçları ile Milena ve ark. yaptıkları çalışma birbirini desteklememektedir. Bu farklılığın polimerizasyon büzülmesini ölçüm tekniğinden kaynaklandığı düşünülebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tek tabaka halinde ve 4 mm kalınlığında kaviteye yerleştirilip polimerize edilebilen 8 farklı akışkan kompozit rezin materyalinin kullanıldığı, polimerizasyon büzülmesinin araştırıldığı bu çalışmada elde edilen bulgulara göre;

- Materyallerin polimerizasyon büzülmesini; materyallerin tipi, matriks içeriği, doldurucu oranı ve doldurucu içeriği etkileyebilmektedir.
- Bu çalışmadan yola çıkılarak, diş hekimliği klinik uygulamalarında son yıllarda daimi restoratif materyaller olarak kullanımı giderek yaygınlaşan akıcı kompozitler hakkında bilgiler edinilmiştir. Bu bilgiler ışığında restoratif tedavilerde tercih edilecek olan materyal seçiminin yapılacak olan tedaviye göre değişkenlik gösterebileceği söylenebilir.

7. KAYNAKLAR

1. Dayangaç B. (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Ankara: Öncü Basımevi.
2. Palin, W. M. and Fleming, G. J. (2003). Low-shrink monomers for dental restorations. *Dent Update*. 30 (3). 118-122.
3. Noort V. R. (1994). *Introduction to Dental Materials*. London: Mosby.
4. Zaimoglu A., Ersoy E., Aksu L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
5. Craig, R. G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am*. 25 (2). 219-239.
6. Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 105 (2). 97-116.
7. Yap, A. U., Tan, C. H. (2004) . Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent*. 29 (3). 269-274.
8. Noort V. R. (2007). *Introduction to Dental Materials*. China: Mosby Elsevier.
9. Dayangaç B. (2011). *Kompozit Rezin Restorasyonlar(2)*. İstanbul: Quintessence Yayıncılık.
10. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry(5)*. Mosby: St Louis.
11. Gladwin MA, Michael B. (2009). *Clinical Aspects of Dental Materials.(3)*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health.
12. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry(5)*. Mosby: St Louis.
13. Çalikkocaoğlu S. (2000). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal olmayan Maddeler)*. İstanbul: Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
14. Oberholzer, T. G., Preez, I. C., Kidd, M. (2005). Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials*, 26 (18). 3981-3986.
15. Moszner, N., Salz, U., Zimmermann, J. (2005). Chemical aspects of self-

- etching enamel-dentin adhesives: a systematic review.*Dent Mater.*, 21 (10). 895-910.
16. Wilde, M. G., Delfino, C. S., Sassi, J. F., Garcia, P., Dibb, R. G. (2006). Influence of 0.05% sodium fluoride solutions on microhardness of resin-modified glass ionomer cements. *J Mater Sci Mater Med.*, 17 (9). 869-873.
 17. Ilie, N., Hickel, R. (2006). Silorane-based dental composite: behavior and abilities.*Dent Mater J.*, 25 (3). 445-454.
 18. Bayırlı G, Şirin T. (1982). *Konservatif Diş Tedavisi*. İstanbul:Tıp Kitapevi Ltd. Şti.
 19. Anusavice, K. J. (1996). Reducing the failure potential of ceramic-based restorations. Part 1: Metal-ceramic crowns and bridges. *Gen Dent.* 44 (6). 492-494.
 20. Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., Neiva, G. (2013). Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk Fill Flowable Composite Resins.*Oper Dent.*38-6.
 21. Yüksel, Ç. (2011). Sayfa Polimerik esaslı Diş dolgu Kompozitlerinin Özelliklerine Çeşitli Doldurucu Partiküllerinin Etkisi. Yüksek Lisans Tezi,Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü: İstanbul.
 22. Anusavice, K. J. (2003). Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials.*Adv Dent Res.*, 17. 43-48.
 23. Schneider, L. F., Cavalcante, L. M., Silikas, N. (2010). Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review.*J Dent Biomech*, 1-14.
 24. Halvorson, R. H., Erickson, R. L., Davidson, C. L. (2003). The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite.*Dent Mater.*, 19 (4). 327-333.
 25. Cengiz, E. (2012). Üç Farkli Adeziv Sistemiyle Uygulanan Kompozit Rezinlerin Farkli Uygulama Basamaklarında Meydana Gelen Tükürük Kontaminasyonu Etkisinin Mikro-Makaslama Kuvvetleri Açısından İncelenmesi.Doktora Tezi,Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, K.K.T.C.
 26. Ferracane, J. L. (2011). Resin composite--state of the art. *Dent Mater.* 27 (1).

- 29-38.
27. Munck J., Peumans M., Poitevin A., Lambrechts P., Braem M., Van B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue methods and results. *J Dent Res.* 84 (2). 118-132.
 28. Ardu, S., Braut, V., Uhac, I., Benbachir, N., Feilzer, A. J.Krejci, I. (2010). A new classification of resin-based aesthetic adhesive materials.*Coll Antropol.* 34 (3). 1045-1050.
 29. Garcia AH, L. M., Vila JC, Escribano AB, Galve PS. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications.*Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 11 (E). 215-220.
 30. Roberson TM., Swift EJ. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* Elsevier Health Sciences.
 31. Roberson TM., Swift EJ. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* Elsevier Health Sciences.
 32. Roeters, J., Shortall, A. C., Opdam, N. J. (2005). Can a single composite resin serve all purposes?.*Br Dent J.* 199 (2). 73-79.
 33. Dayangaç B. (2011). *Kompozit Rezin Restorasyonlar(2).* İstanbul: Quintessence Yayıncılık.
 34. Roberson TM, Swift E. (2002). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* Mosby.
 35. Puckett, A. D., Fitchie, J. G., Kirk, P. C., Gamblin, J. (2007). Direct composite restorative materials.*Dent Clin North Am.* 51 (3). 659-675.
 36. Baum L., Lund MR. (1995). *Textbook of Operative Dentistry.*W.B: Saunders Company.
 37. Loomans, B. A., Opdam, N. J., Roeters, J. F., Bronkhorst, E. M., Plasschaert, A. J. (2006). Influence of composite resin consistency and placement technique on proximal contact tightness of Class II restorations.*J Adhes Dent.* 8 (5). 305-310.
 38. Roberson TM., Swift E. (2002). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.*
 39. Andrade AK., Medeiros S. FD., Batista AU., Lima KC., Pontual ML. (2011). 30-Month randomised clinical trial to evaluate the clinical performance of a

- nanofill and a nanohybrid composite.*J Dent Biomech.* 39 (1). 8-15.
40. Ure, D., Harris, J. (2003). Nanotechnology in dentistry: reduction to practice.*Dent Update.* 30 (1). 10-15.
 41. Yücel T., Ulukapı H., Demirci M. (2004). Ön bölge dişlerde direkt estetik restorasyonlar". *TDBD dergisi.* 83. 10-22.
 42. Moszner N.K.S. 2004." Nanotechnology for dental composites", *Int J of Nanotechnology.* 1. 130-156.
 43. Bayne SC, Swift EJ Jr. 1994. "Update on dental composite restorations", *J Am Dent Assoc.* 125 (6). 687-701.
 44. CP., E., 2002. Filtek Supreme universal restorative system technical product profile: M. E. S., Editor
 45. Mitra SB., Holmes BN. 2003." An application of nanotechnology in advanced dental materials", *J Am Dent Assoc.* 134 (10). 1382-1390.
 46. Eastman J. S. R. 1989. "Nanophase synthesis assembles materials from atomic clusters", *Res Devel Jan.* 56-60.
 47. Roberson TM., Swift Jr EJ. 2002. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry.* Mosby: Missouri.
 48. Mitra, S. B., Wu, D., Holmes, B. N. 2003. "An application of nanotechnology in advanced dental materials", *J Am Dent Assoc.* 134 (10). 1382-1390.
 49. Yap, A. U., Siow, K. S. 2001. "Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage", *Oper Dent.* 26 (3). 260-266.
 50. Papavasiliou, G., Tripodakis, A. P., Kamposiora, P., Strub, J. R., Bayne, S. C. 1996. "Finite element analysis of ceramic abutment-restoration combinations for osseointegrated implants", *Int J Prosthodont.* 9 (3). 254-260.
 51. Davis, N. 2003. "A nanotechnology composite", *Compend Contin Educ Dent.* 24 (9). 662, 665-667, 669-670.
 52. Moszner, N., Gianasmidis, A., Klapdohr, S., Fischer, U. K. Rheinberger, V. 2008. "Sol-gel materials 2. Light-curing dental composites based on ormocers of cross-linking alkoxy silane methacrylates and further nano-components", *Dent Mater.* 24 (6). 851-856.
 53. Beunab S., Devaux J., Vreven J., Leloup G. 2007. "Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites". *Dent Mater.*

23. 51-59.
54. Bayne, S. C., Heymann, H. O., Swift, E. J., 1994. "Update on dental composite restorations", *J Am Dent Assoc.* 125 (6). 687-701.
55. Bektas, Ö. Ö. 2006. Farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi ve dentine bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi. *Cumhuriyet üniversitesi Sağlık bilimleri enstitüsü: Diş hastalıkları ve tedavisi anabilim dalı konservatif bilim dalı.*
56. Duysak S. (2002). Kondanse Edilebilir Posterior Kompozitler. *Ege Ü. Diş Hek. Fak Dergisi.* Diş Hastalıkları Ve Tedavisi Anabilim Dalı, 21-22.
57. Curtis, A. R., Shortall, A. C., Marquis, P. M., Palin, W. M. (2008). Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *J Dent.* 36 (3). 186-193.
58. Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R.(1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 10 (4). 236-240.
59. Roeters, F. J., Opdam, N. J., Burgersdijk, R. C. (1992). Composite or amalgam? Not a black or white decision. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 99 (10). 371-374.
60. Jackson, R. D., Morgan, M. (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc.* 131 (3). 375-383.
61. Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift, E. J., Stamatiades, P., Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc.* 129 (5). 567-577.
62. Summit JB., Hilton TJ., Schwartz RS. (2006). *Fundamental of Operative Dentistry A Contemporary Approach.* 289-339.
63. Bayne, S. C., Swift, E. J., Thompson, J. Y. (1995). Review of dental materials citations: Part A. *Dent Mater.* 11 (4). 281-293.
64. Cadenaro, M., Marchesi, G., Antonioli, F., Davidson, C., Stefano D., Breschi, L. (2009). Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. *Dent Mater.* 25 (5). 649-654.
65. Lee, I. B., Min, S. H., Kim, S. Y., Ferracane, J. (2010). Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. *Dent Mater.* 26 (5). 443-

- 448.
66. Sakaguchi RL, Powers J.M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*. (12 ed).Elsevier Mosby
67. Dijken J. W., Pallesen U. (2011). Clinical performance of a hybrid resin composite with and without an intermediate layer of flowable resin composite: a 7-year evaluation", *Dent Mater*. 27 (2). 150-156.
68. Labella, R., Lambrechts, P., Meerbeek V., Vanherle, G. 1999." Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives", *Dent Mater*. 15 (2). 128-137.
69. Unterbring, G. L., Lienberg, W.H. (1999). Flowable Resin composites; Filled adhesives. *Literatüre Review and Clinical Recommendations Quint. Int*. 30 (4). 249-256.
70. Cengiz, E. (2012). Üç farklı adeziv sistemiyle uygulanan kompozit rezinlerin farklı uygulama basamaklarında meydana gelen tükürük kontaminasyonu etkisinin mikro-makaslama kuvvetleri açısından incelenmesi. *Doktora tezi*. Lefkoşa: Yakın Doğu Üniversitesi.
71. Ikeda, I., Otsuki, M., Sadr, A., Nomura, T., Kishikawa, R., Tagami, J. (2009). Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. *Dent Mater J*. 28 (6). 679-685.
72. Margolis, F. S. (2011). Flowable composites: aesthetics for tots and teens. *International Dentistry African Edition*. 28-29.
73. Dewaele M., Devaux J., Leloup G. (2006). Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*. 22. 359-365.
74. Bektas, D. Ö. (2006). Farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi ve dentine bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi. *Doktora Tezi*. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dis Hastalıkları Ve Tedavisi Anabilim Dalı ,33-36.
75. Craig RG. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am*. 25 (2). 219-239.
76. Danesh G., Davids H., Reinhardt K.J., Schafer, E. (2004). Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *J*

- Dent.* 32 (6). 479-488.
77. Zaimoglu A, Can G, Ersoy E, Aksu L.(1993). *Dis Hekimliginde Maddeler Bilgisi*.Ankara Üniversitesi Basımevi.
78. McCabe JF.(1990). *Applied Dental Materials*. Ed.Blackwell Scientific Publ.
79. Senih Ç. (2000). *Dis Hekimliginde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler)*. İstanbul:Yeditepe Üniversitesi Dis Hekimligi Fakültesi.
80. Van N.R. (1994). *Introduction to Dental Materials*.Mosby.
81. Rueggeberg, F. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* (25). 4-15.
82. Babür A. (2003). LED ısı kaynaklar. *Dentalife*.14-16.
83. Dayangaç B.Ö.G. 1992. "Kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi". Ege Dishekimligi Fakültesi Dergisi. 13. 45-48.
84. Bausch, J. R., Lange, K., Davidson, C. L., Peters, A. Gee, A. J. 1982." Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins", *J Prosthet Dent.* 48 (1). 59-67.
85. Davidson, C. L., Gee, A. J., Feilzer, A. 1984. "The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress."*J Dent Res.* 63 (12). 1396-1399.
86. Davidson, C. L., Gee, A. J. (1984). Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res.* 63 (2). 146-148.
87. Feilzer, A. J., Gee, A. J., Davidson, C. L. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration.*J Dent Res.* 66 (11). 1636-1639.
88. Sakaguchi, R. L., Sasik, C. T., Bunczak, M. A.,Douglas, W. H. (1991). Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives.*J Dent.* 19 (5). 312-316.
89. Yap, A. U., Soh, M. S.Siow, K. S. (2002). Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent.* 27 (1). 44-49.
90. Eick, J. D., Welch, F. H. (1986). Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity". *Quintessence Int.* 17 (2). 103-111.

91. Gökay N. (1992). Kompozit dolgu maddelerinde polimerizasyon büzülmesi. *Ege Dishekimligi Fakültesi Dergisi*. 13. 8-13.
92. Davidson, C. L., Feilzer, A. J. (1997). Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*. 25 (6). 435-440.
93. Dewaele, M., Truffier-Boutry, D., Devaux, J., Leloup, G. (2006). Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*. 22 (4). 359-365.
94. Puckett, A. D., Smith, R. (1992). Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. *J Prosthet Dent*. 68 (1). 56-58.
95. Uno, S., Asmussen, E. (1991). Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res*. 99 (5). 440-444.
96. Ilie, N., Kunzelmann, K. H., Hickel, R. (2006). Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. *Dent Mater*. 22 (7). 593-601.
97. Sadeghi, M., Lynch, C. D. (2009). The effect of flowable materials on the microleakage of Class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Oper Dent*. 34 (3). 306-311.
98. Ferracane, J. L. (2005). Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*. 21 (1). 36-42.
99. Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P., Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dent Mater*. 26 (2). e11-16.
100. Braga, R. R., Ballester, R. Y., Ferracane, J. L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*. 21 (10). 962-970.
101. Sakaguchi, R. L., Ferracane, J. L. (1998). Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dent Mater*. 14 (2). 106-111.
102. B, D. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitapevi. 85-91.
103. Friedl, K. H., Schmalz, G., Hiller, K. A., Markl, A. (2000). Marginal adaption of Class V restorations with and without "softstart-polymerization". *Oper*

- Dent.* 25 (1). 26-32.
104. Unterbrink, G. L.Liebenberg, W. H. (1999). Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int.* 30 (4). 249-257.
 105. Yoshikawa, T., Sano, H., Burrow, M. F., Tagami, J.Pashley, D. H. (1999). Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res.* 78 (4). 898-905.
 106. Millar, B. J.Nicholson, J. W. (2001). Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials. *J Oral Rehabil.* 28 (6). 549-552.
 107. Tarle, Z., Meniga, A., Ristic, M., Sutalo, J., Pichler, G.Davidson, C. L. (1998). The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil.* 25 (6). 436-442.
 108. Van Ende, A., De Munck, J., Mine, A., Lambrechts, P.Van Meerbeek, B. (2010). Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? *Dent Mater.* 26 (3). 215-222.
 109. Nikolaenko, S. A., Lohbauer, U., Roggendorf, M., Petschelt, A., Dasch, W.Frankenberger, R. (2004). Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater.* 20 (6). 579-585.
 110. De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P. ve diğ erleri. (2005). Fatigue resistance of dentin/composite interfaces with an additional intermediate elastic layer. *Eur J Oral Sci.* 113 (1). 77-82.
 111. Alonso, R. C., Sinhoreti, M. A., Correr Sobrinho, L., Consani, S.Goes, M. F. (2004). Effect of resin liners on the microleakage of class V dental composite restorations. *J Appl Oral Sci.* 12 (1). 56-61.
 112. Cadenaro, M., Codan, B., Navarra, C. O., Marchesi, G., Turco, G., Di Lenarda, R. ve diğ erleri. (2011). Contraction stress, elastic modulus, and degree of conversion of three flowable composites. *Eur J Oral Sci.* 119 (3). 241-245.
 113. Owens, B. M.Johnson, W. W. (2005). Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V resin composite restorations. *J*

- Adhes Dent.* 7 (4). 303-308.
114. Barghi, N.McAlister, E. H. (2003). LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. *Compend Contin Educ Dent.* 24 (7). 497-500, 502, 504 passim; quiz 508.
 115. Kurachi, C., Tuboy, A. M., Magalhaes, D. V.Bagnato, V. S. (2001). Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater.* 17 (4). 309-315.
 116. Özel E, S. M. (2003). LED Işık Kaynakları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 13. 13-17.
 117. Leonard, D. L., Charlton, D. G., Roberts, H. W.Cohen, M. E. (2002). Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent.* 14 (5). 286-295.
 118. Jandt, K. D., Mills, R. W., Blackwell, G. B.Ashworth, S. H. (2000). Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater.* 16 (1). 41-47.
 119. Teshima, W., Nomura, Y., Tanaka, N., Urabe, H., Okazaki, M.Nahara, Y. (2003). ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials.* 24 (12). 2097-2103.
 120. Vargas, M. A., Cobb, D. S.Schmit, J. L. (1998). Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent.* 23 (2). 87-93.
 121. Gagliani, M., Fadini, L.Ritzmann, J. M. (2002). Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps. *J Adhes Dent.* 4 (1). 41-47.
 122. Price, R. B., Ehrnford, L., Andreou, P.Felix, C. A. (2003). Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent.* 5 (3). 193-207.
 123. Soh, M. S., Yap, A. U.Siow, K. S. (2003). The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent.* 28 (6). 707-715.
 124. Soh, M. S., Yap, A. U.Siow, K. S. (2004). Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent.* 29 (1). 9-15.
 125. Stahl, F., Ashworth, S. H., Jandt, K. D.Mills, R. W. (2000). Light-emitting

- diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*. 21 (13). 1379-1385.
126. Caughman, W. F. R. Rueggeberg, F. A. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*. 27 (6). 636-638.
127. Price, R. B., Felix, C. A. Andreou, P. (2003). Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc*. 69 (10). 666.
128. Mehl, A., Hickel, R. Kunzelmann, K. H. (1997). Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent*. 25 (3-4). 321-330.
129. BEKTAS, D. Ö. Ö., *farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi ve dentine bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi*, in *Diş hastalıkları ve tedavisi anabilim dalı 2006*, cumhuriyet üniversitesi: sivas. p. 45-49.
130. Beckmann, E. C. (2006). CT scanning the early days. *Br J Radiol*. 79 (937). 5-8.
131. Kuhn, J. L., Goldstein, S. A., Feldkamp, L. A., Goulet, R. W. Jesion, G. (1990). Evaluation of a microcomputed tomography system to study trabecular bone structure. *J Orthop Res*. 8 (6). 833-842.
132. Ritman, E. L. (2011). Current status of developments and applications of micro-CT. *Annu Rev Biomed Eng*. 13. 531-552.
133. Guldberg, R. E., Lin, A. S., Coleman, R., Robertson, G., Duvall, C. (2004). Microcomputed tomography imaging of skeletal development and growth. *Birth Defects Res C Embryo Today*. 72 (3). 250-259.
134. Duygu Ü., Mustafa K. (2008). "Tıpta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri. *Doktora Tezi*, Gazi Üniversitesi Eğitim Fakültesi Orta Öğretim Fen ve Matematik Alanları Eğitimi Bölümü Fizik Eğitimi Anabilim Dalı: Ankara.
135. Verdonchot, N., Fennis, W. M., Kuijs, R. H., Stolk, J., Kreulen, C. M., Creugers, N. H. (2001). Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. *Int J Prosthodont*. 14 (4). 310-315.
136. N.V., S. (2005). *SksScan 1172 X-ray mikrotomografi Kullanım klavuzu*. Vlunchtenburgstraat: Aartselaar.
137. Galanski M. P. M., Mole V.D. (2003). *Spiral and Multislice CT of the Body*.

Image processing and display.

138. Chuang, S. F., Jin, Y. T., Lin, T. S., Chang, C. H., Garcia, F. (2003). Effects of lining materials on microleakage and internal voids of Class II resin-based composite restorations. *Am J Dent.* 16 (2). 84-90.
139. Monteiro, G. Q., Montes, M. A., Rolim, T. V., Mota, C. C., Kyotoku, B., Gomes, A. S. (2011). Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites. *Dent Mater.* 27 (8). e176-185.
140. Zeiger, D. N., Sun, J., Schumacher, G. E., Gibson S. (2009). Evaluation of dental composite shrinkage and leakage in extracted teeth using X-ray microcomputed tomography. *Dent Mater.* 25 (10). 1213-1220.
141. Rueggeberg F. A., Ergle J. W., Mettenburg D. J. (2000). Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent.* 12 (6). 340-349.
142. Skrtic J. M. A., Eanes E.D. (2003). Amorphous calcium phosphate-based bioactive polymeric composites for mineralized tissue regeneration. *J Res Natl Inst Stands Technol.* 108. 167-182.
143. Skrtic, D., Antonucci, J. M., Eanes, E. D., Eidelman, N. (2004). Dental composites based on hybrid and surface-modified amorphous calcium phosphates. *Biomaterials.* 25 (7-8). 1141-1150.
144. Sanjay T. (2013). The Effect of Inhibitor Concentrations on the Chemical and Mechanical Properties of Bis-GMA-Based Resin Dental Composites *Journal of Materials Science Research.* 2 (2). 118.
145. Garcia R. N., Silva A. E., Giongo B. M., Pollheim C. P., Largura G. S., Mensch L. F., Costa M. F., Candiottto N. R., Rocha C. (1984). Bonding performance of a self-adhering flowable composite to substrates used in direct technique RSBO. 10 (4). 343-349.
146. Jeong, C. M., Heo, Y. J., Jeon, Y. C., Kim, H. I., Kwon Y. H. (2012). Microhardness and polymerization shrinkage of flowable resins that are light cured using a blue laser. *Lasers Med Sci.* 27 (4). 729-733.
147. Zaimoglu L. S. B. (1991). Görünür ışıkla sertlesen kompozit reçinelerin su emilimi ve suda çözünürlük değerleri. *A. Ü. Dis Hek Fak Derg* 18. 13-17.
148. Garcia D., Yaman P., Dennison J., Neiva, G. (2014). Polymerization

- shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent.* 39 (4). 441-448.
149. Bukovinszky K., Molnar L., Bako J., Szaloki M., Hegedus C. (2014). Comparative study of polymerization shrinkage and related properties of flowable composites and an unfilled resin. *Fogorv Sz.* 107 (1). 3-8.
 150. Zhao X. Y., Zhang W. Y., Gong X. (2013). Efficacy of flowable composite resin as stress-absorbing liners in Class I cavity restorations. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 48 (11). 664-668.
 151. Yamamoto T., Kubota Y., Momoi Y., Ferracane J. L. (2012). Polymerization stresses in low-shrinkage dental resin composites measured by crack analysis. *Dent Mater.* 28 (9). e143-149.
 152. El-Damanhoury, H. Platt, J. (2014). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent.* 39 (4). 374-382.
 153. Pick B., Pelka M., Belli R., Braga R. R., Lohbauer, U. (2011). Tailoring of physical properties in highly filled experimental nanohybrid resin composites. *Dent Mater.* 27 (7). 664-669.
 154. Deb S., Silvio L., Mackler H. E., Millar B. J. (2011). Pre-warming of dental composites. *Dent Mater.* 27 (4). e51-59.
 155. Lee I. B., Cho, B. H., Son, H. (2005). A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *J Oral Rehabil.* 32 (4). 304-314.
 156. Garoushi S., Sailyoja E., Vallittu P. K., Lassila, L. (2013). Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater.* 29 (8). 835-841.
 157. Leprince J. G., Palin W. M., Vanacker J., Sabbagh J., Devaux J., Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent.* 42 (8). 993-1000.

EKLER**EK.1: Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge**

13 Nisan 2013 tarih ve 28617 sayısı ile T:C: Resmi Gazetede yayınlanan “Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik” in Birinci Bölümünün 2. Maddesinin 1. Fıkrası (Bu yönetmelik, biyoyararlanım ve biyoeşdeğerlik çalışmaları dahil, ruhsat veya izin alınmış olsa dahi insanlar üzerinde yapılacak olan ilaç, tıbbi ve biyolojik ürünler ile bitkisel ürünlerin klinik araştırmaları, klinik araştırma yerlerini ve bu araştırmaları gerçekleştirecek gerçek veya tüzel kişileri kapsar.) gereğince tezimin bir klinik araştırma değil sadece laboratuvar çalışması olması sebebiyle Etik Kurul kararı alınmamıştır.

ÖZGEÇMİŞ

1986 yılında Kahramanmaraş'ta doğdum. İlkokul öğrenimimi Ankara Namık Kemal İlkokulu'nda, Orta ve lise öğrenimimi ise Ankara Ayrancı Lisesi'nde tamamladıktan sonra 2005 yılında Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım. 2011 yılında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. 2012 yılında İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladım ve halen aynı Anabilim Dalı'nda Araştırma Görevlisi olarak devam etmekteyim.

