

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**YENİ ÜRETİLEN KOMPOZİT REZİN MATERYALİN
DÖNÜŞÜM DERECEŐİ VE BÜKÜLME DAYANIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Ahmet Ercan Hataysal
UZMANLIK TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİŐİ ANABİLİM DALI

Danışman
Doç. Dr. Ali Rıza Çetin

KONYA-2018

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**YENİ ÜRETİLEN KOMPOZİT REZİN MATERYALİN
DÖNÜŞÜM DERECESESİ VE BÜKÜLME DAYANIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Ahmet Ercan Hataysal
UZMANLIK TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç. Dr. Ali Rıza Çetin

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 17102046 proje numarasıyla desteklenmiştir.

KONYA-2018

ÖNSÖZ

Asistanlık sürecim boyunca desteğini, emeğini, bilgisini ve tecrübesini hiçbir konuda benden esirgemeyen, doğru bildiğim yanlışları büyük bir metanetle düzelten ve faydalı bir süreç geçirmemi sağlayan, öğrencisi olmaktan her zaman gurur duyduğum, çok değerli danışman hocam Doç. Dr. Ali Rıza ÇETİN'e;

Her konuda bilgi ve tecrübesinden faydalandığım, destekleriyle bizlere her zaman yardımcı olmuş, bana farklı bir perspektif kazandırmış; çok değerli, yenilikçi dekanımız Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ'ye;

Asistanlık sürecim boyunca beni her konuda destekleyen ve yardımcı olan çok değerli hocalarım; Doç. Dr. Nevin ÇOBANOĞLU'na, Doç. Dr. Esra ÜLKER'e ve Dr. Öğr. Üyesi. Fatma SAĞ GÜNGÖR'e;

Bilimsel araştırmalar konusunda beni her daim yüreklendiren, yaşam tecrübeleriyle cesaretlendiren çok saygıdeğer hocam Prof..Dr. SEMA BELLİ' ye;

Bilgisi ve bakış açısıyla fikirlerime ve gelecek planlarıma yön veren çok kıymetli hocam Doç. Dr. Murat Selim BOTSALI'ya;

Birlikte başladığımız bu yolda güzel zamanlar geçirdiğim ve bu süreçte bir aile olduğumuz çok değerli; Bahar İNAN, Türkay KÖLÜŞ, Semih VELİOĞLU, Yaseer İSMAİL, Omar FAEZ, Erfan HOJJATİ, Nurhan ÖZOĞLU ve diğer tüm asistan arkadaşlarıma;

Beni her konuda destekleyen HATAYSAL ve PAYDAŞ Ailelerinin her bir ferdine;

Hayatta karşıma çıktığı andan itibaren hayatımı değiştiren, farklı bakış açısıyla bana yeni ufuklar açan, sonra da bu ufukların sadece birer illüzyondan ibaret olduğunu gösteren, hayatımın son anına kadar yanında olmak istediğim, mutluluk ve yaşam pınarım, hayat arkadaşım Esra Paydaş HATAYSAL'a

Sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR.....	iv
1.GİRİŞ	1
2.LİTERATÜR BİLGİ.....	3
2.1 Kompozit Resinler.....	3
2.2 Dental Kompozitlerin Yapısı.....	4
2.2.1 Organik Resin Matriks	4
2.2.2 İnorganik Doldurucular.....	5
2.2.3. Ara Bağlayıcı Ajanlar (Silanlar).....	6
2.3 Dental Kompozit Sınıflandırması	7
2.3.1 İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğünü Temel Alan Dental Kompozit Sınıflandırması	8
2.3.2 Dental Kompozitlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması.....	12
2.3.3 Dental Kompozitlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması.....	17
2.3.4 Farklı Özelliklere Sahip Dental Kompozitler	19
2.4 Dönüşüm Derecesi.....	23
2.5 Bükülme Dayanımı.....	25
2.6 Hipotez ve Amaç.....	26
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	27
3.1 Çalışmada Kullanılan Dental Kompozit Materyaller	27
3.1.1 Nova Compo-N	28
3.1.2 Tetric® N-Ceram Bulk fill.....	29
3.1.3 Estelite® Posterior	30
3.1.4 Filtek™ Bulk Fill	31
3.1.5 SonicFill™	33
3.1.6 X-tra Base.....	34
3.1.7 Surefil SDR	35
3.1.8 Aura Bulk fill.....	36
3.1.9 Beautifil Bulk Fill	37
3.1.10 Venüs Bulk fill	38
3.2.1 Bükülme Dayanımı için Örneklerin Hazırlanması	40
3.2.2 Dönüşüm Derecesi için Örneklerin Hazırlanması	42
3.3 İSTATİSTİKSEL ANALİZ.....	44

4. BULGULAR	45
4.1. Bükülme Dayanımı Bulguları.....	45
4.2. Dönüşüm Derecesi Bulguları	47
5.TARTIŞMA	51
6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER	63
7. KAYNAKLAR.....	65
8.ÖZGEÇMİŞ.....	75



SİMGELER VE KISALTMALAR

BAP	Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü
Bis-GMA	Bisfenol-A Glisidil Metakrilat
EDMA	3,4-Etilendioksi-N-Metilamfetamin
UDMA	Üretan Dimetakrilat
TEGDMA	Trietilenglikol Dimetkrilat
Bis-EMA	Bisfenol-A dimetakrilat
EBADMA	Etoksile Bisfenol-A dimetakrilat
MMA	Metil Metakrilat
ULS	Ultra Low Shrinkage
UHD	Ultra High Density
CQ	Kamforokinon
FTIR	Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektrofotometre
n	Örnek Sayısı
mm	Milimetre
nm	Nanometre
µm	Mikrometre

ÖZET
T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
***YENİ ÜRETİLEN KOMPOZİT REZİN MATERYALİN DÖNÜŞÜM DERECESESİ
VE BÜKÜLME DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI***
Ahmet Ercan Hataysal
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı
UZMANLIK TEZİ / KONYA-2018

Çalışmamızın amacı yeni bir kompozit olan Nova Compo-N' in piyasada bulunan sekiz farklı bulk fill kompozit ve bir geleneksel kompozit ile dönüşüm derecesi ve bükülme dayanımı açısından karşılaştırılmasıdır.

Çalışmada Bulk fill olarak; Tetric™ N-Ceram, Filtek™ Posterior, SonicFill™, X-tra Base, Surefil SDR, Aura Bulk, Beautifil Bulk, Venus Bulk Fill ve geleneksel kompozit olarak Estelite Posterior ve deney kompoziti Nova Compo-N kullanıldı. Bükülme dayanımını belirlemek amacıyla her kompozit markasından 2x2x25mm boyutlarına sahip 10'ar adet olmak üzere toplam 100 adet çubuk hazırlandı. Üretici firmaların talimatlarına doğrultusunda kompozit rezin materyaller VALO® LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Üç nokta bükme testinde bilgisayar kontrollü Instron cihazı ile 1mm/dk hızında özel bir uç ile kompozit rezin örnekler kuvvet uygulanarak kırılması sağlandı. Kırılma değerleri kayıt altına alındı.

Dönüşüm derecesi için ise; Kullanılan Bulk Fill kompozitler ve çalışılan kompozit 4mm (Geleneksel kompozitte 2mm) yükseklik ve 4mm çap olacak şekilde bir teflon kalıp içerisine tek parça olarak yerleştirildi. Numuneler VALO® LED Işınlı Dolgu Cihazı ile üretici firma talimatı süresince ışınlandı. Her bir numune ışık geçirmeyen kaplarda muhafaza edildi. Dönüşüm derecesini değerlendirmek için her örnek öğütülerek ince bir toz haline getirildi. Polimerize olmuş ve olmamış örnekler Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektrofotometre (FTIR) kullanılarak dönüşüm derecesi yüzdesi belirlendi. Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinlere ait bükülme dayanımı ve dönüşüm derecesi değerleri arasındaki farklılıkların tespiti için tek yönlü ANOVA testi kullanıldı. Farklılıkların hangi kompozit rezinde olduğunu belirlemek için ise Tukey's HSD ve Scheffe testleri uygulandı. İstatistiksel analizler için SPSS Windows 22.0 paket programından yararlanıldı.

Çalışmamızda kullandığımız kompozitler arasında bükülme dayanımı ve dönüşüm derecesi açısından istatistiksel olarak farklılıklar bulunmuştur. Bükülme dayanımı değerleri yüksekten düşüğe doğru ; Estelite Posterior, Sonic Fill, Xtra Base Bulk Fill, Tetric N Ceram, Filtek Bulk Fill, Beautifil Bulk Fill, Surefil SDR, Nova Compo-N, Aura Bulk Fill, Venus Bulk Fill şeklinde sıralanmıştır. Dönüşüm değerleri açısından ise; Beautifil Bulk Fill, Nova Compo-N, Aura Bulk Fill, Xtra Base Bulk Fill, Filtek Bulk Fill, Venus Bulk Fill, Estelite Posterior, Sonic Fill, Tetric N Ceram ve SDR Bulk Fill şeklinde sıralanmıştır.

Gerek dönüşüm derecesi gerek bükülme dayanımı açısından Nova Compo-N çalışmada kullandığımız diğer kompozitler kadar yeterli bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Bulk fill, bükülme dayanımı, dönüşüm derecesi

SUMMARY

**REPUBLIC OF TURKEY
SELCUK UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY**

Comparison of Conversion Degree and Flexural Strength of Newly Produced Composite Resin Material

**Ahmet Ercan Hataysal
Department of Restorative Dentistry
THESIS / KONYA-2018**

The aim of our study is to compare the conversion degree and flexure strength of a new composite Nova Compo-N with eight different bulk fill composites and one conventional composite in the market.

In this study; Tetric™ N-Ceram, Filtek™ Posterior, SonicFill™, X-tra Base, Surefil SDR, Aura Bulk Fill, Beautifil Bulk, Venus Bulk Fill were used as Bulk fill and Estelite Posterior was used as the conventional composite. In order to determine the flexural strength, 10 sticks were prepared from each composite brand with 2x2x25mm dimensions. Composite resin materials were polymerized with VALO® Led light source according to manufacturer's instructions. Three-point bending test was applied to the composite resin samples with a computer controlled Instron device at a rate of 1mm/min and force was applied by breaking force with a special tip and fracture values were recorded.

To determine the degree of conversion Bulk fill composites were placed into a teflon mold in a 4mm diameter and 4mm height dimension. (Conventional composite was used at a height of 2 mm). Samples were irradiated by VALO® Led curing light and each sample was stored in light-proof vials. Each sample was ground to a fine powder to evaluate the degree of conversion. Polymerized and non-polymerized samples were determined by using Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR). One-way ANOVA test was used to determine the differences between the flexure and conversion degree values of ten composite resin materials used in this study. Tukey's HSD and Scheffe tests were applied to determine the differences between the composites. SPSS Windows 22.0 package was used for statistical analysis.

There were statistically significant differences between flexural strength and degree of conversion between the composites used in the study. The flexural strength values are listed from high to low as follows, Estelite Posterior, Sonic Fill, Xtra Base Bulk Fill, Tetric N Ceram, Filltek Bulk Fill, Beautifil Bulk Fill, Surefil SDR, Nova Compo-N, Aura Bulk Fill, Venus Bulk Fill. In terms of the degree of conversion from high to low values are listed as follows, Beautifil Bulk Fill, Nova Compo-N, Aura Bulk Fill, Xtra Base Bulk Fill, Filltek Bulk Fill, Venus Bulk Fill, Estelite Posterior, Sonic Fill, Tetric N Ceram ve SDR Bulk Fill.

Both in terms of conversion degree and flexural strength, Nova Compo-N was found as sufficient as the other composites used in the study.

Key words: Bulk fill, flexure strength, conversion degree

1.GİRİŞ

Dolgu maddeleri diş hekimliğine girdiği günden günümüze kadar çok çeşitli gelişimler göstermiştir. Günümüzde bireylerin estetik ihtiyaçlarının artması ve bununla paralel olarak restoratif ve adeziv materyallerin hem estetik hem de mekanik özellikler açısından gelişimi dental kompozitlerin hasta ve hekim açısından daha sık tercih edilen bir materyal olmasını sağlamıştır. Dental kompozitler polimerize olabilen organik bir matriks, daha güçlü bir materyal elde etmek için kullanılan değişken partikül boyutuna sahip inorganik doldurucular ve bu yapıları bir arada tutan silanları içerirler.

Modern diş hekimliğinde ideal rezin esaslı bir kompozitin seçilip kullanılması, çok sayıda gereksinimin var olmasını ve içeriklerin belirli bir denge içerisinde bulunmasını gerektirir. Bu, yüksek mukavemet, yüksek bükülme dayanımı, yüksek yüzey sertliği, optimum elastisite modülü, düşük aşınma, düşük su emilimi ve suda çözünürlük, düşük polimerizasyon büzülmesi, düşük yorulma gibi mekanik özellikler sayesinde malzemelerin daha uzun ömürlü olması gibi fonksiyonel özellikleri gerektirir. Bir dental kompozit restorasyonda yüksek radyoopasite çok önemlidir. Aynı zamanda, sistemik ve lokal açıdan biyouyumluluğunun iyi olması, postoperatif ağrı ya da aşırı duyarlılığa sebep olmaması, kırık ve çatlaklara sebep olmayacak şekilde diş dokularına uygun ısıl genişleme katsayısına sahip olması, dental kompozitin taşınması gereken özellikler arasındadır. Buna ek olarak, estetik açıdan iyi bir renk uyumuna, renklendirilebilirliğe (yarı saydamlık, gölgeler gibi özellikler), marjinal-yüzey bütünlüğü ve uzun süre korunabilir anatomik form gibi estetik özelliklerine de sahip olmalıdır. İdeal bir kompozit rezin yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesine ve düşük polimerizasyon büzülme stres değerine sahip olmalıdır.

Yukarıda bahsedilen özelliklerin çoğunu geliştirmek için, ticari dental kompozitlerin rezin matrisine katılan doldurucu partiküllerinin boyutu, gelenekselden nano parçacıklı materyallere kadar yıllar içinde sürekli olarak azalmıştır. Doldurucu miktarı, şekil veya yüzey işlemindeki değişikliklerden ayrı olarak, dental kompozitin içerisindeki monomerin kimyasal yapısında değişiklikler

yapılarak da polimerizasyon reaksiyonunun dinamiğinin modifiye edilmesi sağlanmıştır.

Dental kompozit restorasyon uygulamalarında ortaya çıkabilecek önemli sorunlardan bazıları; marjinal uyumsuzluk, marjinal renklenme, restorasyon çevresindeki beyaz çizgiler, kasp kırıkları, mikrosızıntı, debonding, sekonder çürük, postoperatif hassasiyet veya ağrıdır. Bu sorunlar dental kompozitlerin en önemli sorunlarından biri olan polimerizasyon büzülmesinin yarattığı strese bağlı olarak gelişmektedir. Geleneksel dental kompozitlerde görülen diğer problemler ise; ışınlamanın derinlikle limitasyonu sebebiyle, yetersiz monomer dönüşüm derecesidir.

Işıkla polimerize olabilen dental kompozitler tanıtıldığından beri; dönüşüm derecesi materyalin klinik başarısı açısından oldukça önemlidir. Işıkla polimerize olabilen dental kompozitler sadece belirli bir dereceye kadar polimerize olurlar. Bu derinlik ışığın materyalden geçişine bağlı olarak değişir. Buna bağlı olarak yetersiz polimerizasyon dental kompozitlerin fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerin azalmasına sebebiyet verir. Bu gibi problemlerin üstesinden gelmek amacıyla üretici firmalar dental kompozitlerin 2mm'lik tabakalar şeklinde uygulanmasını önermişlerdir. Bu teknik, sertleşme derinliği limitasyonundan kaçınma ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla kullanılır. Yetersiz polimerize olmuş dental kompozit; kompozitin degradasyonuna, düşük fiziksel özelliklere sahip olmasına, sertleşmemiş dental kompozitlerin monomer içeriklerinin emilimine bağlı olarak olumsuz biyolojik reaksiyonlara sebep olur. Tabakalama tekniğinde ise dental kompozit tabakalar arasında bırakılan boşluklar veya oluşturulan kontaminasyonlar, tabakalar arasındaki bağlanma hataları, küçük kavitelere yerleştirme zorlukları ve tabakalama ve ışınlama için ekstra zaman kaybı gibi çeşitli dezavantajlar gözlemlenmiştir. Bu dezavantajların üstesinden gelebilmek için 4 mm'ye kadar ışınlama derinliğine sahip Bulk fill kompozitler tanıtılmıştır. Bulk fill kompozit kullanımının kaspal esneme ve oluşan stresi; oblik tabakalama tekniğiyle uygulanmış geleneksel dental kompozitlere kıyasla azalttığı gösterilmiştir. Aynı zamanda marjinal uyumluluk değerlendirildiğinde, bulk fill kompozit daha üstün performans göstermiştir.

2.LİTERATÜR BİLGİ

2.1 Kompozit Rezinler

Kompozit, normal olarak farklı yapılara ve özelliklere sahip bileşenlerin karıştırılmasıyla oluşturulan en az iki ayrı fazdan oluşan üç boyutlu fiziksel bir karışımdır.(Bayne ve Thompson, 2006; McCabe ve Walls, 2013; Ritter, 2017)

İlk olarak 1956 yılında dimetakrilat ve silanize inorganik doldurucu içerikli dental kompozit Bowen tarafından geliştirilmiştir.(Garg ve Garg, 2010) Bis-GMA yapı ile silanlanmış quartz partikülleri içeren ilk dental kompozitin patenti 1964 yılında alınmıştır.(Garg ve Garg, 2010; McCabe ve Walls, 2013) Diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan kimyasal yolla sertleşme reaksiyonu gösteren dental kompozitler, sınıf III, IV ve V tip kavitelere öneriliyordu. Bu tip dental kompozitler düşük oranda ve büyük partiküllü inorganik doldurucu içermesi dolayısıyla düşük polisajlanabilirlik özelliğine sahiptiler. (Altun, 2005) Kimyasal sertleşen dental kompozitler iki ayrı patin karıştırılarak kimyasal reaksiyon vermesi sonucunda sertleşme gösteriyordu. Bu dental kompozitlere aynı zamanda self-cure dental kompozitler de deniyordu. (Miletic, 2018) 1973 yılında ise UV ışıkla sertleşen dental kompozitler ilk defa ortaya çıktı.(Miletic, 2018) Işıklı sertleşen kompozitler kimyasal sertleşen kompozitlere göre hem polimerizasyon kontrolü hem de mekanik özellikler açısından daha üstündür. (Hickel ve ark., 1998) 1976 yılında ilk defa inorganik partikül boyutu küçültülerek mikrofil doldurucu partiküle sahip dental kompozitler üretilmiştir. Posterior dişlerde kullanılması amacıyla inorganik matris miktarının oranı artırılmıştır (Miletic, 2018). 1980'li yıllarda posterior dental kompozitlerin mekanik özelliklerini arttırmak için doldurucu oranını arttırmak için homojen partikül boyutları yerine çeşitli partikül boyutlarına sahip doldurucu ilave edilerek hibrit dental kompozitler ortaya çıkmıştır (Albers, 2002; Bayne ve Thompson, 2006) 1996 yılında akışkan kompozitlerin gelişimini, 1997 yılında tepilebilir dental kompozitlerin gelişimi izlemiştir. İlerleyen dönemlerde dental kompozitlere çeşitli materyaller eklenerek mekanik ve biyouyumluluk özellikleri daha üstün bir seviyeye taşınmıştır.(Bayne ve ark., 1998; Manhart ve ark., 2000)

1998 yılında dental kompozitin içerisine fiber parçacıkları eklenerek fiberle güçlendirilmiş dental kompozitler ve remineralizasyonu arttırmak için iyon salan

dental kompozitler geliştirilmiştir. Yine aynı yıl dental kompozitin içerisine inorganik içerik olarak seramik eklenerek Ormoserler (organik modifiye seramik) üretilmiş diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır.(Philips, 1982; Pehlivan ve Karacaer, 2014)

2002 yılında ise nanofil dental kompozitlerin Restoratif diş hekimliğine girmesi Restoratif Diş Hekimliği açısından büyük bir gelişme olarak kaydedilmiştir.(Ferracane, 2011)

2.2 Dental Kompozitlerin Yapısı

Dental kompozitler; organik rezin matrisi, inorganik doldurucular ve bunları bir arada tutan ara bağlayıcı ajan olmak üç temel içerikten oluşmaktadır. Bunların haricinde ise renk stabilizatörleri, renk pigmentleri, polimerizasyon başlatıcılar ve dental kompozitin kendi kendine polimerize olmasını engelleyen inhibitörler içermektedirler.(Lindberg, 2005; Ünlü ve Çetin, 2008)

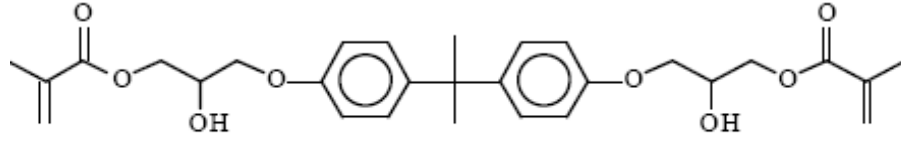
2.2.1 Organik Rezin Matrisi

Organik Rezin matrisi için kullanılan monomerlerin büyük çoğunluğu, dimetakrilat bileşikleridir. Yaygın olarak kullanılan iki monomer, bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilattır (UDMA). 1962 yılında BOWEN tarafından geliştirilen bir aromatik metakrilat olan Bis-GMA; merkezi çevresinde iki benzen halkası içerdiği için oldukça sert bir polimerdir (Baum ve ark., 1985). Her ikisi de serbest radikal aktivatörler tarafından başlatılan ilave polimerizasyon işlemine tabi tutulabilen reaktif karbon çift bağları içerir. UDMA ise 1974 yılında daha düşük viskoziteli bir materyal olarak üretilmiştir. Ancak Bis-GMA içerikli rezin materyallerin UDMA içerikli rezin materyallere göre daha üstünlüğü herhangi bir çalışmada gösterilememiştir(Peutzfeldt, 1997). Bir çok dental kompozitte her iki monomer bir arada kullanılır(Sakaguchi ve Powers, 2012).

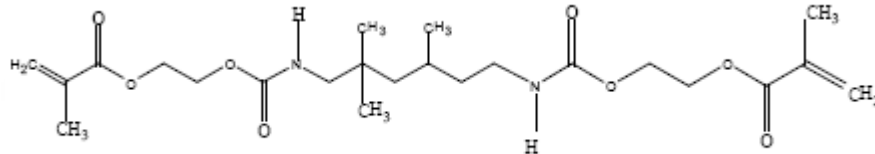
Molekül ağırlığı 512gr/mol olan Bis-GMA aynı zamanda yüksek viskoziteye sahiptir(Peutzfeldt, 1997; Dickens ve ark., 2003).

Özellikle Bis-GMA gibi monomerlerin viskozitesi oldukça yüksektir ve seyrelticiler katılması gereklidir. Böylece rezin doldurucular ile birleştiğinde klinik olarak uyumlu bir materyal elde edilebilir. Difonksiyonel karbon çift bağlarına sahip

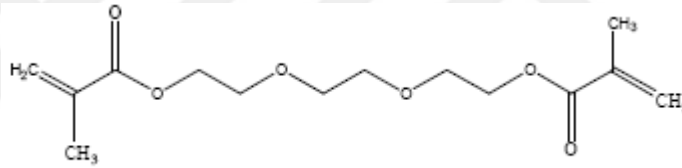
düşük molekül ağırlığına sahip bileşenler, (örneğin; TEGDMA (trietylenglikol dimetakrilat) veya Bis-EMA (bisfenol-A dimetakrilat)) viskoziteyi azaltıp, kontrol etmek amacıyla üretici firmalar tarafından dental kompozitlere ilave edilmektedir(Sakaguchi ve Powers, 2012).



Bis-GMA



UDMA: Üretan Dimetakrilat



TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

Şekil 2. 1. Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomerlerinin kimyasal formülleri.

Piyasada genel olarak kullanılan monomerlerden farklı olarak bazı firmaların özel olarak geliştirdiği monomerler de mevcuttur. Bunlardan bir tanesi de Nova Compo-N kompozitinin organik matriksinde bulunan ULS monomerdir. Üretici firmanın iddiasına göre; ULS monomer “Ultra Low Shrinkage” kısaltması olup, ultra düşük büzülme gösteren bir monomer olmakla beraber kompozitte polimerizasyon esnasında görülen polimerizasyon büzülmesini olabildiğince düşürmektedir.

2.2.2 İnorganik Doldurucular

Organik rezin matriks içerisinde çok çeşitli boyut, şekil ve bileşiklerden oluşan inorganik doldurucular, dental kompozitlere fiziksel ve mekanik özelliklerini veren yapıdır. Dental kompozit içerisindeki oranı arttıkça ısıl genleşme katsayısını

ve polimerizasyon büzülmesini azaltırken, estetiği güçlendirir ve radyoopaklık sağlar (Labella ve ark., 1999a). İnorganik doldurucular, ayrıca dayanıklılığı ve esneklik modülünü arttırırken, polimerizasyon büzülmesini, termal genleŖme katsayısını ve su emilimini azaltır (Chen, 2010). Bunların yanı sıra dental kompozitlerin içeriğindeki inorganik matriks oranının artması, materyalin mekanik özelliklerini arttırır (Ikejima ve ark., 2003).

Modern dental kompozit sistemler, kuartz, lityum alüminyum silikat, kolloidal silika ve baryum, stronsiyum ve zirkonyum içeren silika cam gibi inorganik doldurucular içerir (Dayangaç, 2000; Chen, 2010). Bu partikül içerikleri dental kompozitten kompozite deđiŖmekle birlikte, kullanılan inorganik partiküller dental kompozite farklı karakteristik özellikler vermektendirler (Ferracane, 1995a). Dental kompozite radyoopasiteyi; stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum verirken silika partikülleri karıŖımın mekanik özelliklerine ve iŖıđın alt tabakalara geçmesine yardımcı olur. Böylece dental kompozite mine benzeri özellik sağlayarak dental kompozitin estetik özelliklerine katkı sağlar (Dayangaç, 2000).

İlk jenerasyon dental kompozit materyalleri tipik olarak 1-50 μm 'lik partikül boyutu aralığında ağırlıkça %60–80 oranında kuartz ve cam içerir. Parçacık büyüklüğü ve dağılımı, 1-50 μm 'lik aralık içinde, dental kompozitin cinsine göre deđiŖkenlik içerir (McCabe ve Walls, 2013).

2.2.3. Ara Bağlayıcı Ajanlar (Silanlar)

Organik matriksi, inorganik dolduruculara bağlamak amacıyla silan adı da verilen organosilanlar, reaksiyona girmemiŖ monomer karıŖımı ile karıŖtırılmadan önce doldurucu partiküllerin yüzey iŖlemesi için üretici firmalar tarafından inorganik parçacıklara uygulanır. Silanlara bağlayıcı ajanlar (coupling agent) denir, çünkü dental kompozitin inorganik ve organik fazları arasında bir bağ oluŖtururlar. (Sakaguchi ve Powers, 2012)

Silan molekülün bir ucu, inorganik dolgu maddesi ile hidrolize ve reaksiyona giren ve diğer ucu monomerlerle kopolimerleŖen bir metakrilat çift bağına sahip olan fonksiyonel (metoksi gibi) gruplar içerir. Bu ajanları rezinin fiziksel ve mekanik

özelliklerini geliştirerek rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önler ve bu şekilde rezinin çözünürlüğünü ve su absorpsiyonunu önler. (Dayangaç, 2000; Sakaguchi ve Powers, 2012)

2.3 Dental Kompozit Sınıflandırması

Dental kompozitler özelliklerine göre dört şekilde sınıflandırılır.

1. İnorganik doldurucu partiküllerin yüzdelere ve büyüklüklerine göre;

a) Homojen dolduruculu dental kompozitler

i) Megafil Dental Kompozitler

ii) Makrofil Dental Kompozitler

iii) Midifil Dental Kompozitler

iv) Minifil Dental Kompozitler

v) Mikrofil Dental Kompozitler

vi) Nanofil Dental Kompozitler

b) Heterojen dolduruculu dental kompozitler

2. Polimerizasyon sistemlerine göre;

a) Self-cured (Kimyasal yolla polimerize olan) dental kompozitler

b) Light-cured (Görünür ışıkla polimerize olan) dental kompozitler

c) Dual- cured (hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan) dental kompozitler.

d) İndirekt dental kompozitler

3. Viskozitelerine göre

a) Packable (Kondanse olabilen) dental kompozitler

b) Flowable (Akışkan) dental kompozitler

4. Farklı özelliklere sahip rezinler

a) ormoserler,

b) iyon salabilen dental kompozitler

c)giomerler

d)bulk fill kompozitler

2.3.1 İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğünü Temel Alan Dental Kompozit Sınıflandırması

Homojen dolduruculu dental kompozitler

Megafil dental kompozitler

50-100 µm inorganik doldurucu partikül boyutuna sahip, sadece belirli durumlarda kullanılması gereken dental kompozitlerdir. Genellikle oklüzal temas bölgelerinde tercih edilebilir. İnsert denilen cam partikülleri de boyutlarından dolayı “Megafil” partikül olarak nitelendirilmektedir.(Dayangaç, 2000; Federlin ve ark., 2000; Şahinci ve Yıldırım, 2018)

Makrofil dental kompozitler

Ağırlıkça %70-80, hacimce %60-70 oranında 10-100 µm boyutunda inorganik doldurucu partikül içeren dental kompozitlerdir. Dental kompozitlerde ilk defa küresel veya düzensiz biçimli makrofil doldurucular kullanılmıştır (Klapdohr ve Moszner, 2005). Kırılma dirençleri yüksek, aşınma dirençleri düşüktür (Sakaguchi ve Powers, 2012). Aşınma direncinin düşük olmasına bağlı olarak kolay plak birikimi ve renklenmeye sebep olur (Dayangaç, 2000; Bayne ve Thompson, 2006). Makrofil dental kompozitlerin cilalama yetersizliği ve tersiyer amin içeriğinden dolayı 18-24 ay arasında renklenme gözlemlenir. Aşınma direncinin düşüklüğünden dolayı arka dişlerde, polisajlanabilirliğinin düşük olması ve opak görüntüsüyle de ön dişlerde kullanımı günümüzde tercih edilmemektedir. Bu dental kompozitler geleneksel dental kompozitlerdendir (Dayangaç, 2000; Hatrick ve Eakle, 2015).

Midifil dental kompozitler

Makrofil dolduruculu dental kompozitlerin aşınma direncinin düşük olması ve renklenme gibi negatif özelliklerini engellemek amacıyla kullanılan 1-10 µm partikül boyutuna sahip dental kompozitlerdir. Makrofil dental kompozitler kadar olmasa da renklenme ve aşınma direnci problemi bu kompozitlerden de görülmektedir. Bu yüzden günümüzde tercih edilmemektedir (Crumpler ve ark., 1988). Makrofil ve Midifil dental kompozitler geleneksel dental kompozitler olarak isimlendirilmiştir (Dayangaç, 2000; Bayne ve Thompson, 2006).

Minifil dental kompozitler

0,1-1 µm arasında inorganik partikül miktarına bağlı bu dental kompozitler, makrofil ve mikrofil dental kompozitlere göre çok daha küçük partikül boyutuna sahiptir (Dayangaç, 2000; Burgess ve ark., 2002). Partikül boyutunun küçük olmasından dolayı organik matriks içerisinde daha büyük partiküllü dental kompozitlere göre daha iyi dağılım gösterirler. Bu şekilde daha düzgün bir yüzey elde edilerek, daha yüksek aşınma direnci ve daha az plak birikimine sahiptir. İçerik olarak daha küçük partiküller üretmek için kuartz yerine, baryum ve stronsiyum gibi metalleri içeren cam ile yoğunlaştırılmış partiküller kullanılmıştır. Bu şekilde radyoopasitesi de arttırılmıştır (Choi ve ark., 2000). Çiğneme kuvvetlerine dirençleri az olmasına rağmen estetik olarak daha başarılıdır (Bayne ve Thompson, 2006).

Mikrofil dental kompozitler

0.01-0.1 µm partikül boyutuna sahip, büyük partiküllü dental kompozitlerin pürüzlülük ve renklenme gibi sorunlarını aşabilmek ve daha iyi bir bitim yüzeyi elde etmek için üretilen dental kompozitlerdir. Bu dental kompozitlerde küçük boyutlu kolloidal silika partikülleri kullanılmaktadır. Küçük partiküllerin ışığı kırma indisleri mine dokusuna yakındır. Hem bu durum hem de polisajlanabilirliğinin iyi olması estetik olarak daha iyi bir dental kompozit eldesi sağlamaktadır. (Willems ve ark., 1992; Jones ve Chem, 1998; Burgess ve ark., 2002).

Doldurucu partikül ve organik matriks aşınması aynı oranda olmasından dolayı düzgün bir yüzeye sahiptirler. Mikrofil dental kompozitlerden partikül yüzey alanının çok artması sebebiyle dental kompozit içerisinde partikül yüzdesi ağırlıkça %35-60 civarındadır. Bu yüzden kırılma dayanımı ve mekanik özellikler açısından

zayıftır (Phillips, 1996; Dayangaç, 2000). İnorganik matriks oranının azalması bu tarz dental kompozitlerden polimerizasyon büzülmesini arttırmıştır (Braga ve ark., 2005).

Hibrit dolduruculu dental kompozitler

Dental kompozit sistemlerin geliştirilmesi sürecinde, geliştiricilerin en büyük hedefi daha dayanıklı, daha estetik ve daha az aşınma direncine sahip olan dental kompozitler üretmektir. Çeşitli partikül boyutuna sahip hibrit dolduruculu dental kompozitler, farklı partikül boyutları kullanarak dental kompozite daha yüksek oranda inorganik doldurucu eklenmesi hedeflenerek daha güçlü kompozitler elde edilmiştir. Bu dental kompozitler makro partiküllü dental kompozitlere göre daha küçük partikül boyutuna sahipken, mikro partiküllü dental kompozitlere göre daha yüksek oranda inorganik doldurucu içerir (Bayne ve Thompson, 2006).

Bu tür dental kompozitler içeriğindeki büyük partiküle göre isimlendirilir. Örneğın hibrit kompozit rezin içerisindeki inorganik doldurucu partiküllerin büyük olanları ‘midifil’ ise dental kompozit ‘midifil hibrit’ adını alır. Mikrofil dental kompozitlere göre daha yüksek oranda inorganik yapı içerdiğinden daha az polimerizasyon büzülmesi ve gelişmiş radyoopaklık özelliğı gösterirler. Ayrıca uygulama esnasında daha az teknik hassasiyete sahip olması büyük avantajları arasındadır (Craig ve ark., 2000).

İçeriğindeki doldurucu oranları %60-70’i bulurken submikron boyutuna sahip küçük partiküller, büyük partiküller arasına rastgele dağıldığı için yüzey oldukça düzgündür. Bu sebeple estetik bölgelerde önerilmektedir. Özellikle mikrohibrit kompozitler gerek estetik gerek dayanıklılık açısından, hem anterior hem de posterior bölgelerde uygulanabilir olan dental kompozitlerdir (Bayne ve Thompson, 2006).

Nanofil Dental Kompozitler

0,005-0,01  m partikül boyutuyla görünür ışığın dalga boyundan (0,02-2 m) daha küçük partiküllere sahip inorganik dolduruculu dental kompozitlerdir. Işığın dalga boyutundan küçük partiküllere sahip olmasından dolayı saçılım veya emilim gibi etkileşimlere girmezler (Dayangaç, 2000; Bayne ve Thompson, 2006). Nanofil dental kompozitler; mikrofil dolduruculu küçük partiküllü inorganik dolduruculu

dental kompozitler gibi iyi polisajlanabilirliğe, aynı zamanda hibrit dental kompozitler gibi yüksek mekanik özelliklere sahip olması amacıyla üretilmiştir (Jung ve ark., 2007).

Geleneksel partikül üretimi; büyük kütleli partiküllerin küçük partiküllere öğütülmesi sonucunda üretilir. Ancak bu şekilde üretilen partiküller 100nm'den daha küçük olmayacağı için, nanopartikül üretiminde kullanılamaz. Nanopartikül üretimi atom ve molekül boyutunda özel tekniklerle üretilir. Bu küçük partiküller organik polimer zinciri arasında çok iyi bir uyum sağlayarak yerleşir (Mitra ve ark., 2003).

Nanofil dental kompozitler; nanomerler ve nano öbekler olmak üzere iki tip doldurucu içerirler. Nanomerler 5-75nm boyutunda öbek şeklinde bulunmayan silika partikülleridir (Mitra ve ark., 2003). Nano öbekler ise 2-20nm zirkonyum ve 75nm silika partikülleri içerirler. Ortalama boyutları 0,60-1,4µm arasında değişen bu nano öbekler; birçok nano parçacıktan oluşur. Bu nano öbekler büyük partiküller gibi davranarak daha az organik matrikse ihtiyaç duyarken, polimerizasyon büzülmesi bu doğrultuda azalır ve dental kompozit içerisindeki inorganik doldurucuların oranı arttırılabildiğinden dolayı (%72-87 oranında inorganik doldurucu içerir) mekanik özellikler buna bağlı olarak artmaktadır (Davis, 2003; Duke, 2003). Bu doldurucular büyük partikül gibi davranırken aynı zamanda küçük partiküllere sahip olma özelliklerini koruyarak yüksek aşınma direnci ve çok iyi bitim ve polisajlanabilirliğe sahip olup bunu uzun süre muhafaza edebilme özelliklerini gösterirler (Mitra ve ark., 2003; Ure ve Harris, 2003).

Heterojen dolduruculu dental kompozitler

Küçük partikül boyutuna sahip kompozitlerde, doldurucu partiküller organik matrikse eklendiği zaman viskozitede artma gözlemlenmektedir. Bu sorunun üstesinden gelmek amacıyla, dışarıda önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 1-20 µm büyüklüğe sahip partiküller elde edilecek şekilde öğütüldükten sonra doldurucu olarak organik matrikse ilave edilir (Prepolimerizasyon). Böylece organik matriks miktarı da arttırılmış, partiküllerin polimer matrikse kimyasal yolla bağlanması ile polimer matriks içinde çok daha iyi özellikler gösteren adacıklar oluşturulmuştur. Doldurucu partiküllerde modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozit rezinlere heterojen kompozitler adı verilir (Dayangaç, 2000).

2.3.2 Dental Kompozitlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler

Genellikle iki pat şeklinde kullanılan günümüzde pek tercih edilmeyen sistemlerdir. Pat-pat, pat-likit ve toz-likit gibi komponentleri de mevcuttur (Altun, 2005). İki patın karıştırılmasıyla polimerizasyon işlemi bulunur. İki pattan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit bulunurken diğerinde hızlandırıcı olan organik amin bulunmaktadır. Karıştırma sonrasında benzoil peroksit ve amin kimyasal reaksiyona girerek polimerizasyon başlatılır.(Peutzfeldt, 1997; Dayangaç, 2000; Hatrick ve Eakle, 2015)

Polimerizasyon esnasında gerçekleşen büzülme dental kompozitin merkezine doğrudur. İlk sertleşme vücut ısısına bağlı olarak kavitenin en derin bölgesinden başlar. Bu durum, kimyasal sertleşen dental kompozitin marjinal kenarlarda stres birikimine sebebiyet vererek bütünlüğün bozulmasına ve buna bağlı olarak mikrosızıntı ihtimalini arttırarak sekonder çürüklere ve hassasiyete sebep olmaktadır (Bausch ve ark., 1982; Condon ve Ferracane, 2000). Polimerizasyon kontrolü hekimin elinde olmadığı gibi çalışma zamanı oldukça kısadır. Bu gibi sebeplerle günümüzde çok kullanılmamaktadır. Ayrıca iki patın karıştırılması esnasında, dental kompozitin içinde hava kabarcıkları kalabilmektedir. Bu durum sertleşme sonrasında

pürüzlü ve plak tutucu yüzeylerin oluşmasına sebebiyet vermektedir (Craig ve ark., 2000; Dayangaç, 2000).

Ayrıca kimyasal yolla polimerize olan bu dental kompozitler amin içeriklerinden ötürü renklenmeye sebebiyet vermektedir. Reaksiyona girmeyen artık moleküller ağız içerisinde kimyasal değişikliğe uğraması da dental kompozitin renklenme ihtimalini arttırmaktadır. Ultraviyole ışığı, nem ve oksidasyon ise renklenme hızını arttırmaktadır (Lutz ve Phillips, 1983; Bayırlı ve Şirin, 1985; Anusavice ve Phillips, 2003; McCabe ve Walls, 2013). Bileşenleri hacimce yarı yarıya organik monomer ve inorganik doldurucu içermektedir (Dayangaç, 2000).

Görünür ışıkla polimerize olan dental kompozitler

İlk olarak 1970 yılından Michael Buonocore tarafından raporlanmış 1971 yılında dünyaya tanıtılmış olan ışık ile polimerize olan dental kompozitlere fotopolimerizan dental kompozitler de denir ve tek pat sisteminde üretilmiştir (Craig ve ark., 2000).

Fotopolimerizan dental kompozitlerin içerisinde görünür mavi ışığa duyarlı fotoaktivatörler bulunmaktadır. Bu fotoaktivatörlerin en sık kullanılanı kamforokinondur (Dayangaç, 2000; O'Brien, 2002; Sakaguchi ve Powers, 2012; Hatrick ve Eakle, 2015). Kamforokinonun reaksiyon başlatabilmesi için 470 nanometre dalgaboyuna sahip ışığa ihtiyaç vardır. Bu reaksiyonu başlatabilecek sık kullanılan ışık kaynakları kuartz tungsten halojen (QTH) ve ışık yayan diyotlardır (LED) (Bennett ve Watts, 2004). Polimerizasyon için 450-500nm dalga boyunda mavi ışık ve en az 300mW/cm² güç gereklidir. Bunların dışında Argon lazer sistemleri 488 ve 510nm dalga boyuna sahiptir. Kamforokinonu aktive edebilme yeteneğine sahip olmasına rağmen hassas ve pahalı sistemler olması açısından günlük kullanım için çok uygun değildir (Blankenau ve ark., 1991; Kelsey ve ark., 1991).

Işık uygulamasıyla beraber kamforokinon harekete geçer ve aktifleştirici serbest radikaller oluşturmaya başlar. Işığın varlığı polimerizasyonu sağlar ancak tersiyer amin gibi hızlandırıcılar; ışınlama zamanından başlangıç reaksiyonu hızlandırabilmesi ve ışık uygulama süresi azaltılabilmesi açısından az da olsa ilave

edilmelidir (Stansbury, 2000). Reaksiyon başlatıcılar ve hızlandırıcılar aynı patin içerisinde bulunmaktadır. Reaksiyon başlaması için ışığa ihtiyaç vardır. Bu yüzden Işıklı sertleşen dental kompozitler kendi kendine reaksiyona girmemesi için ışık geçirmez siyah opak tüplerin içerisinde saklanmaktadır (Park ve ark., 1999).

Işıklı sertleşen dental kompozitlerin; karıştırma işlemi gerektirmemesi, tek pat şeklinde olması, tabakalama tekniği uygulanarak daha az polimerizasyon büzülmesine uğraması, polimerizasyonun hekim tarafından kontrol edilebilmesi, renk seçeneğinin fazla olması, renk stabilitesinin iyi olması, çalışma süresinin yeterli olması, estetik olmaları, mekanik özelliklerinin kabul edilebilir olması, yüzey sertliklerinin iyi olması, hızlı kontrollü bir polimerizasyona sahip olması ve visköz oldukları için şekillendirilebilme özelliğinin çok iyi olması gibi avantajları vardır (Lutz ve Phillips, 1983; Bağış ve Yamanel, 2000; Dayangaç, 2000). Bunca avantajının yanı sıra geleneksel kompozitlerde dikkat edilmesi gereken hususlar da vardır. Tabakalama tekniği uygulanırken tabakalar 2mm'lik tabakalar şeklinde uygulanmalıdır. Ayrıca tabakalar arasında boşluk bırakılmamalı, tabakalar arası kan ve tükürük gibi sıvılar tarafından kontamine edilmemelidir (Hilton ve ark., 1997; Yap, 2000)

Fotopolimerizan dental kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi ışığa doğru gerçekleşmektedir. Bu yüzden marjinal kenarlarda ve sızdırma ihtimali taşıyan alanlarda, uygulanan ışığın yönü ve kullanılan bonding sistemin kalitesi olabildiğince önem kazanmaktadır (Dayangaç, 2000). Işıklı sertleşen dental kompozitlere uygulama esnasında olabildiğince dikkat edilmelidir. Tüpün kapağının açık bırakılması sonucunda istenmeyen erken polimerizasyona ve kontaminasyonlara sebebiyet vermek mümkündür. Kullanılan mavi ışığın (400-500nm) göz üzerinde retinal hasara yol açtığı bildirilmiştir. Bu yüzden kullanılırken ışığa direk bakılmaması veya koruyucu gözlük kullanımı önerilmektedir (Antonson ve Benedetto, 1986; Dionysopoulos ve Watts, 1990).

Dual-cured (hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan) dental kompozitler

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan dental kompozitler içerisinde hem kimyasal katalizör hem de ışıkla aktive olan moleküller içerirler. İki pat halinde

bulunan dual-cure dental kompozitler karıştırıldıktan sonra ilgili bölgeye uygulanır. Akışkan oldukları için uygulaması kolaydır. Polimerizasyon ışık ile başlatılır, ışığın erişemediği bölgeler 8-24 saat gibi yavaş bir süre içerisinde kimyasal reaksiyon ile tamamlanır. Işığın erişemeyeceği bölgeleri olan uygulamalarda ideal bir materyaldir. Kullanıldığı alanlar;

-Derin kavitelere,

-2mm'den daha fazla kalınlıkta tabakalama tekniği yapılması gereken durumlarda,

-Girişin zor olduğu interproksimal alanlarda,

- Fiber post yapıştırma materyali olarak,

-Yüksek estetik gereksinime sahip bölgelerde ışığı geçiren lamine ve zirkon altyapılı porselenlerde yapıştırma materyali olarak tercih edilir (Craig ve ark., 2000; Dayangaç, 2000; Yoshida ve ark., 2006; Ritter ve ark., 2009).

İndirekt dental kompozitler

İndirekt dental kompozitler laboratuvar kompozitleri de olarak adlandırılır. Bu malzemeler büyük posterior restorasyonlar için estetik bir alternatif sunmaktadır. Bugünlerde indirekt olarak üretilmiş bol miktarda malzeme bulunmaktadır. Polimerizasyon oranını arttırmak amacıyla üretilmişlerdir. Direk uygulanan dental kompozit sistemlerinde, polimerizasyon büzülmesi kaynaklı stres, organik matrikste bulunan monomerlerin tam olarak polimerleşmemesi, biyolojik reaksiyonlar başta olmak üzere, ışığın kompozitin alt tabakalarına ulaşamaması, mikrosızıntı, sekonder çürük, hassasiyet ve düşük mekanik özellikleri göstermesi gibi problemlerden dolayı bir alternatif olarak geliştirilmiştir. (Nandini, 2010)

Dental kompozit materyallerde, indirekt sistemlerin kullanılmasındaki temel hedef, materyalin dişe uygulama esnasında polimerizasyon sırasındaki büzülmesini azaltmak ve kontrol altına almak buna bağlı olarak da kompozitin dişe iyi bir bağlantı oluşturmasını sağlamaktır. Yeni geliştirilen adeziv sistemler sayesinde bu restorasyonlar başarılı bir şekilde dişe uygulanabilmektedir. Ayrıca kompozit rezinde oluşan kenar açıklığına neden olan polimerizasyon büzülmesinin en aza

indirilmesi ile birlikte polimerde arta kalan reaksiyona girmemiş artık monomerlerin miktarının azalması da tekniğin mekanik özelliklerini iyileştirir (Dietschi ve ark., 2002; Malmstrom ve ark., 2002; Ozcan ve ark., 2002).

İndirekt dental kompozitler geleneksel kompozitlere göre hacimce daha yüksek oranda inorganik doldurucu içerir buna bağlı olarak da partikül büyüklüğü de genellikle daha fazladır ve bu şekilde de materyal içerisindeki organik matriks oranı da azalır. Yüksek oran da inorganik yapı kullanılması mekanik özellikleri açısından daha iyi sonuç vermektedir (Touati, 1996).

İndirekt dental kompozit sistemlerinde ışık ile aktivasyonun yanı sıra ısı ve basınçla da polimerizasyon artırılmaktadır. Bu ilave polimerizasyon teknikleri materyalin içerisindeki stres oranının azaltılmasında etkin rol oynarken, polimerizasyonun ağız dışında gerçekleşmesinden dolayı büzülme kontrol altına alınır. İndirekt dental restorasyonlar dişe, dual cure sistemler veya ışıkla polimerize olan siman sistemleri ile uygulanır

2.3.3 Dental Kompozitlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

Kondanse Edilebilen Dental Kompozitler (Packable Dental Kompozitler)

Dental kompozit rezinlerde inorganik doldurucu partiküllerin artırılması sonucunda kondanse edilebilen visköz dental kompozit rezinler elde edilmiştir. Kondanse edilebilen dental kompozitler amalgam restorasyonlar gibi uygulanmaktadırlar. Ancak 'kondanse' kelimesi; materyale basınç uygulandığı zaman hacminin azalmasını işaret ettiği için, bu dental kompozitleri 'packable' kelimesi çok daha iyi tanımlar (Manhart ve ark., 2000) . Hibrit dental kompozitlere göre daha büyük partikül boyutunda inorganik doldurucuya sahip olduğu için, organik matriksi hacimce daha fazla inorganik doldurucuya izin verebilmektedir. (Hacimce %66-70) (Craig ve ark., 2000; Dayangaç, 2000; Simanlar, 2004; Altun, 2005)

Yapışkan olmadıkları için temiz aletlerle tek seferde işlenebilir ve sonrasında bitim ve polisaj işlemi daha kolay olmaktadır. Hibrit dental kompozitlere göre daha büyük partikül boyutu içerdiği için daha bitim ve polisaj işlemleri sonrası daha pürüzlü bir yüzey elde edilir (Craig ve ark., 2000; Dayangaç, 2000; Altun, 2005). Amalgama benzer şekilde sıkıştırılarak şekillendirilebilir olduğu için sınıf 2 kaviterlerdeki fizyolojik interproksimal kontak noktası sağlama zorluğu, matriks bandı ve kama yardımıyla bu dental kompozitlerle aşılmaya çalışılmıştır. Bu şekilde iyi bir marjinal tıkama sağlanmaktadır.(Leinfelder ve ark., 1998; Jackson ve Morgan, 2000; Kelsey ve ark., 2000; Manhart ve ark., 2000; Chen ve ark., 2001).

Çok daha yüksek inorganik doldurucu oranına sahip olan packable dental kompozitlerin geleneksel dental kompozitlere kıyasla polimerizasyon büzülmesi daha düşüktür. Yine inorganik doldurucu oranının yüksek, organik matriks oranının düşük olması sebebiyle elastisite modülü ve ısıl genleşme katsayısı amalgama yakın özellikler göstermektedir. Hem polimerizasyon büzülmesi hem de mekanik özelliklerinin iyi olması sebebiyle; mikrosızıntı ve buna bağlı olarak oluşan sekonder çürük veya hassasiyet ihtimali yüksek oranda azaltılmaktadır. Aşınma değerleri açısından geleneksel dental kompozitlerden çok daha iyidir (Leinfelder, 1995; Craig ve ark., 2000; Jackson ve Morgan, 2000; Tung ve ark., 2000a).

Akışkan Dental Kompozitler

1995 yılından beri kullanılan akışkan dental kompozit rezinler, düşük viskoziteye sahip olmaları ve hatta enjekte edilebilir olabilmeleri ile çeşitli durumlarda kullanımları uygundur. Akışkan dental kompozitler, geleneksel kompozit içerisindeki inorganik doldurucu oranının düşürülmesi sonucunda elde edilir (Craig ve ark., 2000; Wakefield ve Kofford, 2001)

Hibrit dental kompozitlerde partikül boyutunda herhangi bir değişiklik yapılmadan, dental kompozit içerisindeki inorganik doldurucu oranının azaltılarak daha düşük viskoziteye sahip bir dental kompozit elde edilir. Bu dental kompozitler; viskoz kompozitlerin erişemediği sığ ve dar aralıkları doldurabilir olması ve ulaşımı zor bölgelerde uygulama kolaylığı amacıyla üretilmiştir. Duvar adaptasyonları iyi olmasına rağmen içerisinde organik matriks oranının yüksek olması sebebiyle polimerizasyon büzülmesinin fazladır ve yine buna bağlı olarak mekanik özellikleri yetersizdir. Yüksek stresli alanlarda dayanıklılığının az olması sebebiyle klinisyenler tarafından tercih edilmemektedir (Labella ve ark., 1999b; Dayangaç, 2000; Kiremitçi, 2000; Tung ve ark., 2000b; Bayne ve Thompson, 2006).

Geleneksel pit ve fissür örtücülerden farkı içerdiği inorganik doldurucu oranının fazla olmasıdır. Hibrit dental kompozitlere göre ise daha az inorganik doldurucu oranına sahip olduğu için, hibrit dental kompozitlere göre aşınması ve polimerizasyon büzülmesi fazla, mekanik özellikler açısından daha zayıfır. Pit ve fissür koruyucu olarak, koruyucu rezin restorasyon olarak, mine defekt tedavisinde, küçük sınıf III lezyonlarda, dental kompozitlerin bitiminden sonra oluşan mikro çatlakların kapatılmasında, restorasyon kenar kırık tamirlerinde, dentin hassasiyetinin giderilmesinde, air abrazyon ile yapılan preparasyonların tedavisinde ve sınıf II kaviterlerde aproksimal kavitenin ilk tabakası olarak hem stres kırıcı hem de mikrosızıntıyı önlemek amacıyla kullanılır (Craig ve ark., 2000; Dayangaç, 2000; Kiremitçi, 2000; Attar ve ark., 2004; Bayne ve Thompson, 2006).

Elastisite modüllerinin düşük olması sebebiyle, stres emici olarak Sınıf II kaviterlerde kondanse edilebilir dental kompozitlerin altına koyulabilir (Payne, 1999; Unterbrink ve Liebenberg, 1999). Buna karşın bazı çalışmalarda ise akışkan dental kompozitin mineden düşük opasiteye sahip olduğu durumlarda ilk tabaka olarak

tabana uygulaması diş ile restorasyon sınırı takibinde yanıltıcı olabileceğinden ötürü kullanılmasının uygun olmayacağı yönündedir (Bouschlicher ve ark., 1999; Murchison ve ark., 1999).

2.3.4 Farklı Özelliklere Sahip Dental Kompozitler

Ormoserler

“Organik modifiye seramik” sözcüklerinin ilk hecelerinden oluşan ve 1998 yılında diş hekimliğine giren ormoser olarak adlandırılan seramik malzemenin özel bir şekilde modifikasyonu ile yeni bir restoratif materyal geliştirilmiştir. Seramik polisiloksan ve silanlanmış inorganik doldurucu içerir. Doldurucu büyüklüğü 1-1.5 µm büyüklüğündedir. Bu malzeme aynı zamanda ağırlıkça %77-78, hacimce %61 oranında inorganik doldurucu içerir ve 10.700 MP bir esneklik katsayısı sunar. Ormoserler düşük polimerizasyon büzülmesine ve yüksek aşınma direncine sahiptir. Biyouyumluğu çok iyidir (Manhart ve ark., 2000; Altun, 2005). Ayrıca çürüklere karşı koruma da sağlar (Shathi ve ark.) Geleneksel polimerlerden farklı olarak; ormoserler, SiO₂ üzerine inşa edilmiş bir inorganik iskelete sahiptirler ve bu iskelet üzerine polimerize edilen organik üniteler eklenmiştir. Bu çapraz bağlı inorganik ve organik ağ matrisi ile doldurucu partiküller birleştirilmiştir. Doldurucu materyal, dental kompozitlerdeki doldurucularla benzer olarak, özel cam, seramik ve yüksek düzeyde silikadan oluşur.(Baseren, 2004; Polydorou ve ark., 2009)

İyon salabilen Dental Kompozitler

Bu dental kompozitler ağız içi pH değişimlerine bağlı olarak hidroksil, kalsiyum ve florür salabilen dental kompozitlerdir. Bu salınım geliştirilmiş alkali cam doldurucular ile sağlanır. Temel hedefi ise bakterilerin büyüme ve gelişimini inhibe etmektir. Çürük yapıcı bakterilerin oluşturduğu laktik asiti nötralize ederek demineralizasyonu engellemesi ve buna bağlı oluşacak sekonder çürük oluşumunun engellenmesi hedeflenmiştir (Rheinberger ve ark., 2001; Xu ve ark., 2009)

Giomerler

Giomerler, yüzey hazırlığı yapılmış cam iyonomer dolgu maddesinin organik rezin matrisine dahil edilmesine dayanır. Dental kompozit ve cam iyonomerlerin avantajlarını birleştirir. Bu sebepten ötürü, önceki çalışmaların çoğu tarafından diş hekimliğinde kullanımı beklenmektedir. Her ne kadar giomerlerin uzun vadeli florür salımı sorgulanabilir olsa da son zamanlarda yapılan bir araştırmada, giomerlerin benzer şekilde demineralizasyon inhibisyon özelliklerine sahip oldukları bildirilmiştir. Kompomerler gibi, giomer hafif polimerize edilir ve diş yapısına bağlanması için bir bonding sisteminin kullanılmasına ihtiyaç duyar. (Shathi ve ark.)

Bulk fill Kompozitler

Geleneksel dental kompozitler; tabakalar arasında oluşan boşluklar veya kontaminasyonlar, tabakalar arasındaki bağlanma hataları, küçük kavitelere yerleştirme zorlukları ve tabakalama, ışınlama için ekstra zaman kaybı gibi dezavantajlara sahiptir.

Görünür ışıkla uygun polimerizasyon için önemli faktörler şunlardır (Caldas ve ark., 2003);

1. Işık kaynağının gücü
2. Işık ucu ve dental kompozit yüzey arasındaki uzaklık
3. Dental kompozitin organik matriks ve inorganik doldurucu partiküllerinin kompozisyonu
4. Dental kompozitin rengi
5. Uygulanan tabakanın kalınlığı

Işığın yeterli derinliğe erişememesi düşük dönüşüm derecesine sebep olarak artık monomer miktarının artmasına, bununla beraber mekanik özelliklerin azalmasına ve toksik etkilere sebebiyet verecektir (Ferracane ve ark., 1997; Ilie ve Hickel, 2007; Calheiros ve ark., 2008; Durner ve ark., 2012)

Bu dezavantajların üstesinden gelebilmek için Bulk fill kompozitler tanıtılmıştır. Kaspal esnemeyi, oblik tabakalama tekniği ile uygulanmış geleneksel rezin dental kompozitlere kıyasla azalttığı gösterilmiştir. Aynı zamanda marjinal uyumluluk değerlendirildiğinde, bulk fill kompozit iyi performans göstermiştir (Alrahlah ve ark., 2014)

Bulk fill kompozitlerin taşınması gereken bazı özellikler mevcuttur. (Garcia ve ark., 2014) Bunlar;

1. İyi kavite adaptasyonu için yeterli akıcılık
2. Fiziksel özellikler açısından gelişmişlik
3. En az 4mm sertleşme derinliği
4. Düşük polimerizasyon büzülmesi.

Posterior dental kompozitlerin açılan kavitelere büyük miktarlarda yerleştirilmesini basitleştirmek ve hızlandırmak için üreticiler, Bulk Fill olarak bilinen, tek veya daha kalın tabakalarla yerleştirilebilen bir dizi dental kompozit materyali üretmişlerdir. Nispeten kısa bir süre zarfında, birçok firma tarafından 4-5 mm arasında bir tabakalama boyutu ile yerleştirilebildiği iddia edilen Bulk fill kompozit rezin, pazarlanmaktadır. Dental kompozitlerin daha kalın tabakalarla yerleştirilmesi, posterior kompozitleri yerleştirirken gerekli zamanı ve böylece teknik hassasiyeti azaltabileceği düşüncesiyle ortaya çıkmıştır(El-Damanhoury ve Platt, 2014; Leprince ve ark., 2014a; Benetti ve ark., 2015).

Bulk fill kompozitler iki farklı sınıf olarak kategorize edilirler. Bunlar;

1. Yüksek Viskoziteli Bulk Fill kompozitler
2. Düşük Viskoziteli Bulk Fill kompozitler

Klinik çalışmalarda Bulk fill kompozitlerle restore edilmiş büyük madde kayıplı kanal tedavili dişlerde, geleneksel dental kompozitlerle tedavi edilmiş dişlere göre daha etkili uygulama yapıldığı gösterilmiştir. Endodontik olarak tedavi edilen dişlerdeki bu büyük restorasyonların bazı örnekleri, kasları içeren geniş bir restorasyonu gerektirir. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda kullanılan Bulk

fill veya geleneksel dental kompozitlerin kırılma direnci, benzer bulunmuştur (Isufi ve ark., 2016). Düşük viskoziteli, ışıkla sertleştirilebilir akışkan bulk fill kompozitler, daha az sertlik özelliklerine bağlı olarak restorasyonu kapatmak için geleneksel bir dental kompozit tabakasına ihtiyaç duyarlar. (Ilie ve ark., 2013a)

Bazı üretici firmalar, sonik titreşim kullanımıyla düşük viskoziteye dönüşen (malzemenin ulaşılamayan boşluklara girmesini sağlayacak) yüksek viskoziteli bir Bulk fill kompozit üretmişlerdir. Üreticiler, kompozit materyalin, yerleştirme sırasında malzemenin viskozitesini azaltmak için özel olarak tasarlanmış bir el aleti tarafından üretilen sonik enerji tarafından aktive edilen modifiye ediciler ile bir araya getirilmiş oldukça yüksek doldurucu oranına sahip olduğunu iddia etmektedir. Bu nedenle, erişilmesi güç alanlar içeren kaviteye akışkan dental kompozit gibi rahatça uygulanabilirken, uygulama sonrası oklüzal düzenlemenin ardından bitirme işlemleri rahatlıkla yapılmaktadır (Bucuta ve Ilie, 2014b; Kerr, 2015).

Genel olarak bulk fill kompozit kullanımının hasta ve hekim açısından pozitif etkisi; klinik çalışma süresi kısaltılmasıdır. Bulk fill kompozitlerin içeriğindeki baryum ve ytterbium partikülleri; dental kompozitin radyoopasitesini artırır. Bunların yanında mineye yakın bir şeffaflık vererek estetiği güçlendirdiği gibi ışığın daha derinlere nüfuz ederek ışık kaynağının etkisini derinlere ileterek dönüşüm derecesini artırır (Lazarchik ve ark., 2007; El-Safty ve ark., 2012).

Bulk fill kompozit rezinler modifiye edilmiş, doldurucu partikül büyüklüğü artırılarak organik matriksteki oranı azaltılmıştır (Ilie ve ark., 2013a). Geleneksel kompozit rezinlere göre büyük dolduruculara (>20 µm) ve düşük organik matriks oranına sahip olmaları, organik matriks ile arasındaki temas alanının azalmasını sağlayarak ışığın daha az saçılmasına ve ışığın daha derinlere penetrasyonuna yardımcı olur (Ilie ve ark., 2013a). Daha derine penetrasyonun sağlanabilmesi için iki yol mevcuttur. Birincisi; yüksek molekül ağırlıklı monomerler kullanmak (SureFil SDR flow) ikincisi ise yeni bir foto-başlatıcı (ivocerin) sistem (Tetric EvoCeram Bulk Fill) kullanmaktır. Bulk fill kompozitlerde foto başlatıcı sistem olarak genellikle kamforokinon (CQ) kullanılmaktadır. Ivocerin isimli ek bir başlatıcı kullanılan Tetric EvoCeram gibi markalarda mevcuttur. Ivocerin germanyum bazlı olan fotobaşlatıcı sistemin emilim spektrumu CQ'ya göre çok daha

dardır ve bu sistemlere görünür ışığın nüfuzu daha yüksek olduğu için sertleşmenin yüksek olduğu rapor edilmiştir (Moszner ve ark., 2008; Alkudhairiy ve ark., 2018) Ivocerin kamforokinona ek olarak organik matrikse ilave edilir ve ışığı daha iyi absorbe ederek yüksek oranda fotoaktivite gösterir. Mavi ışığın kavite tabanına kadar penetre olabilmesi için bulk fill kompozit rezinlerin translusens özellikleri artırılmış ve polimerizasyon fotoaktivatörü olarak rezin iskelet yapı içine üretan dimetakrilat eklenmiştir. Bu monomer stresi azaltarak elastik modülüsün yavaş yavaş oluşmasını sağlar (Moszner ve ark., 2008; Jin ve ark., 2009; Ilie ve Hickel, 2011).

2.4 Dönüşüm Derecesi

Dental kompozit malzemelerde kayda değer gelişmelere rağmen, günümüz dental kompozitleri hâlâ yetersiz polimerizasyon ve marjinal adaptasyonla ilgili sorunlardan muzdariptir. Yetersiz polimerizasyon, aşınmaya karşı düşük direnç, zayıf renk stabilitesi, sekonder çürükler ve istenmeyen doku gibi düşük fizikomekanik özellikler, toksik etki, artan su emme oranları, çözünürlük ve erken restorasyon başarısızlığı ile sonuçlanır (Venhoven ve ark., 1993; Shortall ve ark., 1995b; Vargas ve ark., 1998; Tarle ve ark., 2002). Bu nedenle, yeterli polimerizasyon, optimal fiziksel özellikler elde etmede ve dental kompozitlerin tatmin edici klinik performansında önemli bir faktördür. Bir dental kompozit polimerizasyon reaksiyonu sırasında tüm monomerin polimere dönüşmesi gibi ideal bir durum beklenir. Ancak, tüm dimetakrilat monomerler, son ürün içinde, konvansiyonel ışınlama koşullarında % 55 ila % 75 arasında değişen bir polimerleşme sağlanarak dental kompozit içerisinde önemli miktarda rezidüel monomer kalır (Ferracane ve Greener, 1986; Eliades ve ark., 1987a; Silikas ve ark., 2000a; Yoon ve ark., 2002). Bunun nedeni, çapraz bağlı bir polimerik ağın hızlı oluşumu tarafından uygulanan reaktif grupların hareketliliği konusunda sınırlamalar olduğuna inanılmaktadır (Chung, 1990).

Işıkla sertleşen dental kompozit rezinlerin fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerinin belirlenmesinde dönüşüm derecesi (DC) önemli bir parametredir. Dönüşüm derecesi; kürlenmemiş materyaldeki $C = C$ bağlarının toplam sayısına göre kürlenmiş bir numunede alifatik $C = C$ çift bağlarının kalan konsantrasyonunun oranı ile belirlenir. Dönüşüm derecesi; kullanılan ışık kaynağı, kullanılan ışığın güç yoğunluğu, dalga boyu, ışınlama süresi, ışık kaynağı ucu boyutu, foto-aktivasyon yöntemi, fotoaktivatörlerin dağılımı, inorganik dolgu maddelerinin miktarı, foto-

başlatıcının tipi ve miktarı gibi çeşitli faktörler etkileyebilir ve aynı zamanda dental kompozit rezinin rengi de dönüşüm derecesini güçlü bir şekilde etkiler (Galvão ve ark., 2013).

Düşük derecede monomer dönüşümü, artmış sitotoksositeye, azaltılmış sertliğe, artan yıpranmaya, artmış marjinal bozulmaya ve sonuçta ortaya çıkan tekrarlayan çürükler ve pulpa irritasyonu ile mikrosızıntıya neden olabilir (Ferracane, 1985; Caughman ve ark., 1991; Knobloch ve ark., 2004)

Dental kompozit rezinlerin polimerizasyon etkinliğinin saptanmasında direkt ve indirekt metotlar kullanılmaktadır. Direkt yöntemlerle; polimerizasyon sırasındaki karbon çift bağların, tek bağlara dönüşüm miktarının belirlenip oranlanmasına dayanır.

Direkt Metotlar;

-İnfrared Spektroskopi (Stansbury ve Dickens, 2001)

-Laser Raman Spektroskopi: örneklerin bağlanma yapı ve kompozisyonlarını analitik olarak belirleyen vibrasyonel bir tekniktir (Pianelli ve ark., 1999).

-Elektron Spin Rezonans (Stansbury, 2000)

- Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektrofotometre (FTIR): Öğütülerek toz haline getirilen örneklerin polimerleşmemiş monomerlerin infrared ışık altında tespit edilmesini içeren yöntemdir (Halvorson ve ark., 2003a).

-Kromatografi: belirli sıvı ortamda bekletilen örneklerin, sıvı içerisine geçen reaksiyona girmemiş monomer tespitini içerir(Gerzina ve Hume, 1994).

İndirekt Metotlar;

-Scraping(Kazıma): Işık uygulanmış örneklerin alt yüzeyindeki yumuşak polimerize olmamış alanın kazınması sonucu kalan materyalin boyunun ölçülmesi esasına dayanır (Harrington ve Wilson, 1993).

-Penetrometre testi: Belirli bir miktar ağırlık yükleniş 0.5 mm çaplı bir iğnenin polimerize olmamış kısma penetrasyonu ile sağlanarak derinlik tespit edilir (Koupis ve ark., 2004).

-Görsel inceleme

-Yüzey sertliği

Dönüşüm derecesini belirlemek için en yaygın olarak diferansiyel termal analiz ve gaz kromatografisi gibi çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Bu yöntemler arasında, Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektrofotometrenin (FTIR) güçlü bir teknik olduğu ve malzemelerin sertleşmesinden hemen önce ve sonra $C = C$ gerilme titreşimlerini tespit ettiği için güvenilir bir yöntem olarak kullanıldığı kanıtlanmıştır. Bununla birlikte, FTIR tarafından bulk kompozitin DC ölçümü prosedürü zaman alıcıdır çünkü polimerize edilmiş numunelerin toz haline getirilmesi gerekir (Imazato ve ark., 2001a; Knobloch ve ark., 2004; Wendl ve ark., 2004; Stansbury ve ark., 2005).

2.5 Bükülme Dayanımı

Modern diş hekimliğinde artan estetik taleplerle birlikte, dental kompozitlerin kullanımı muazzam bir şekilde artmıştır. Diğer dental kompozit yapıları benzer şekilde, organik rezin matrisinin türü ve bileşimi ile doldurucu partikülleri, mekanik materyaller üzerinde güçlü bir etkiye sahiptir ve bu da sonuç olarak bu materyallerin klinik performansını belirler. Birçok araştırmacı tarafından yapılan laboratuvar çalışmalarında, restoratif rezin materyallerin fiziksel özelliklerinin belirlenmesinde bükülme dayanımı, sertlik derecesi ve pürüzlülüğü gibi parametreler değerlendirilmiştir. Bir malzemenin eğilme mukavemeti, bükülme yüküne maruz kaldığında kırılmadan önce dayanabileceği maksimum streştir. Gerekli bükülme özellikleri klinik uygulamalara büyük ölçüde bağlıdır. Büyük çigneme stresine maruz kalan restorasyonlar için yüksek eğilme mukavemeti göstermesi beklenir.(Bonilla ve ark., 2001)

Dental malzemelerin eğilme özelliklerini belirlemek için en yaygın iki yöntem, ISO 4049 üç noktalı bükme testi ve biaksiyel test yöntemleridir. Şu anda, ISO 4049 dental kompozitler için tek tarama testi yöntemidir. Bu ISO testi standardı,

üç nokta bükme testi için 25x2x2mm³'lük numuneler gerektirmektedir. Bükülme dayanımı hesaplanırken $[S=3PL/2bh^2]$ formülü kullanılır. Bu formülde L destek noktalar arası mesafeyi (mm), b örnek genişliğini (mm), h örnek yüksekliğini (mm), P maksimum yük miktarını (N) gösterir (Walker ve ark., 2006) . Büyük örnek boyutları sebebiyle malzemenin her yerinin polimerize olabilmesi için üst üste binen çoklu bir ışınlama yapılması gereklidir. Üst üste binen ışınlama bölgeleri içinde, aktivatör ile foto-başlatıcı arasındaki reaksiyondan daha fazla radikal üretilir, bu da bitişik bölgeye kıyasla daha yüksek polimerizasyon derecesiyle sonuçlanır.

Son yirmi yılda, bu test yönteminin kırılma diş materyalleri için artan sayıda uygulaması bildirilmiştir. 1980'li yıllardan bu yana biaksiyel esneklik ölçümleri diş seramiklerinde, ışıkla sertleşen dental kompozitlerde, cam-seramik restoratif materyallerde ve cam iyonomer simanlarda kullanılmıştır.

2.6 Hipotez ve Amaç

Bu çalışmanın amacı, yeni üretilen kompozitin piyasada bulunan bir geleneksel ve sekiz bulk fill kompozitle dönüşüm derecesi ve bükülme dayanımı açısından kıyaslanmasıdır.

Bu tez çalışmasındaki hipotez; “Yeni üretilen ve içeriğinde farklı bir monomer de kullanılan Nova Compo-N kompozit ile piyasada kullanılan diğer kompozitler arasında dönüşüm derecesi, mekanik ve fiziksel özellikleri arasında bir fark yoktur.”

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Dental kompozit materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini inceleme amacı ile yapılan bu çalışma bir laboratuvar çalışmasıdır. Bükülme dayanımı laboratuvar çalışmaları Selçuk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında, dönüşüm derecesinin hesaplanması ise Akdeniz Üniversitesi Tarımsal araştırmalar laboratuvarında gerçekleştirildi.

3.1 Çalışmada Kullanılan Dental Kompozit Materyaller

Bu çalışmada; yeni geliştirilen Nova Compo-N (Imicryl), geleneksel hibrit kompozit Estelite Posterior (Tokuyama) ve sekiz farklı Bulk fill kompozitler Tetric N-Ceram (Ivoclar), Filltek Bulk fill (3M), Sonic Fill (Kerr), Xtra Base (Voco), SDR (Dentsply), Aura Bulk fill (SDI), Beautifil Bulk fill(Shofu), Venüs Bulk fill (Kulzer) olmak üzere 10 farklı dental kompozit kullanılmıştır.

3.1.1 Nova Compo-N

Nova Compo-N, Imicryl firması tarafından Konya’da üretilen yerli bir dental kompozit olup 4gr’lık şırınga formunda piyasada bulunmaktadır. Organik matriks olarak Bis-GMA, bazı metakrilat rezinler mevcuttur. Firmanın iddiasına göre Compo-N, içerdiği yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerle azaltılmış polimerizasyon büzülmesine sahiptir. Buna ek olarak bu monomerler yüksek hidrofobi göstermekle beraber daha az su emicidirler. Compo-N, TEGDMA içermemektedir. Kompozit yüksek oranda çift bağ içeren moleküllere sahiptir bu da rijit bir kompozit eldesini sağlamaktadır. Bunun yanı sıra firmanın iddiasına göre düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren ULS (Ultra Low Shrinkage) monomeri organik matriks içerisine eklenmiştir. Firmanın iddiasına göre ULS monomer; görülebilir ışık kaynağı ile ışınlandığında, BisGMA/TEGDMA(70/30) karışımından %32 daha iyi dönüşüm derecesine sahip olmaktadır.

İnorganik matriks olarak prepolimerize edilmiş doldurucuların yanı sıra, mikro inorganik stronsiyum cam doldurucular, silika nano ve nano ytterbium triflorid bulunmaktadır. Partikül boyutları 0.01-3.5µm arasında değişmekte olup ortalama 1.5 µm boyutlarına sahiptir. Partikül boyutu aralığı olarak nanohibrit bir dental kompozit olan Nova Compo-N ağırlıkça %83, hacimce %67 doldurucu oranına sahiptir. Bunların yanı sıra üretici firma; anterior ve posterior restorasyonlarda kullanılan Universal bir dental kompozit olduğunu, içeriğindeki düşük büzülme stresi ve düşük hacimsel büzülmeye sahip, modifiye edilmiş üretan dimetakrilattan dolayı deformasyonu engellediğini, düşük büzülme stresine ve düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olduğunu, böylece hastaların uzun süreli kullanabileceği bir dental kompozit ürettiklerini iddia etmektedir (Imicryl, 2014) (Şekil 3.1)



Şekil 3. 1. Nova Compo-N

3.1.2 Tetric® N-Ceram Bulk fill

Çalışmamızda kullandığımız bir diğer dental kompozit ise Ivoclar firması tarafından Lichtestein’da üretilen Tetric® N-Ceram Bulk fill kompozittir. 3.5gr’lık şırıngalar halinde piyasada bulunmaktadır. Organik matriks olarak Bis-GMA, Bis-EMA ve UDMA içererek firmanın diğer bir dental kompoziti olan Tetric® N-Ceram içeriğine sahip olduğunu belirtmiştir. Tetric N-Ceram Bulk Fill’in organik matrisi toplam kütesinin yaklaşık% 21’ini oluşturmaktadır. Bis GMA, Bis-EMA ve UDMA, hacime göre düşük polimerizasyon büzülmesi sergilemektedir. Tetric N-Ceram Bulk Fill, istenen dental kompozit özellikleri elde etmek için birkaç farklı tipte doldurucu partikül (iki farklı ortalama partikül büyüklüğüne sahip baryum alümino silikat cam, bir "Isofiller", yterbiyum florür ve küresel karışık oksit) içermektedir. Tetric N-Ceram Bulk fill, hacimce yaklaşık% 61 ve % 17 polimer doldurucu yani „Isofiller” doldurucu içeriğine sahiptir. Firma; 4mm’lik inkrementler ile kullanıldığını ve 1,000 mW/cm²’ den yüksek güce sahip ışık 10 saniyelik bir sertleşme süresinin olduğunu iddia etmektedir. Fotobaşlatıcı olarak daha reaktif olan “Ivocerin” kullanıldığını ve mine benzeri translüens özelliklere sahip olduğunu bununda estetik olarak daha iyi sonuçlar verdiğini belirtmiştir (Ivoclar, 2012) (Şekil 3.2).



Şekil 3. 2. Tetric® N-Ceram Bulk fill

3.1.3 Estelite® Posterior

Çalışmamızda kullandığımız başka bir dental kompozit ise Tokuyama firması tarafından Japonya’da üretilen Estelite® Posterior dental kompozittir. 4.2 gr’lık şırıngalar halinde piyasada bulunmaktadır. Nanohibrit bir dental kompozit olan Estelite® Posterior’un organik yapısında Monomer matriksi olarak; Bis-GMA, Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve Bisfenol A polietoksi metakrilat (Bis-MPEPP) içermektedir. Bu dental kompozit, inorganik yapısı içerisinde doldurucu olarak ağırlıkça %84, hacimce %70 silika-zirkonya doldurucu içerir (ortalama partikül boyutu: 2 µm, parçacık büyüklüğü aralığı: 0.1 ila 10 µm). Yüksek doldurucu oranı, polimerizasyon büzülmesini azalttığı için polimerizasyon büzülmesini olabildiğince azaltmakta olduğu belirtilmiştir. Firma bu dental kompozitte; Radikal-Amplifiye Fotopolimerizasyon başlatıcı teknolojisini (RAP teknolojisi) kullandığını; Estelite® Posterior için ışınlama süresi, geleneksel dental kompozitlere göre 400 ila 500 nm dalga boyunda (tepe: 470nm) bir ışıklandırma ünitesi kullanılarak üçte bir oranında kısaltılabileceğini iddia etmektedir. Bu dental kompozit Bulk fill kompozit olmadığı için ışınlanma derinliği 2mm olduğu belirtilmiştir ve dönüşüm derecesi çalışmamızda 2mm yükseklikte çalışıldı. Bu kompoziti çalışmamıza dahil etmemizin sebebi Bulk fill kompozitlerle geleneksel nanohibrit kompozitin kıyaslanması amacıyla (Tokuyama, 2014) (Şekil 3.3)



Şekil 3. 3. Estelite® Posterior

3.1.4 Filtek™ Bulk Fill

Çalışmamızda kullandığımız bir başka kompozit ise 3M firması tarafından ABD’de üretilen Filtek™ Bulk Fill kompozittir. 4 gr’lık şırıngalar ve 0.2 gr’lık kapsüller halinde piyasada bulunmaktadır. A1, A2, A3, B1, C2 renkleri mevcut olan bu kompozit kombine şeklinde, polimerizasyon stresini düşüren iki yeni metakrilat monomer içerir. Bir monomer, yüksek moleküler ağırlıklı bir aromatik dimetakrilat (AUDMA) rezindeki reaktif grupların sayısını azaltır. Bu, hem polimerizasyon stresinin gelişmesine katkıda bulunan, hem de polimerin sertliğinin yanı sıra, polimerizasyon büzülmesinin de azalmasına yardımcı olur. İkinci metakrilat, ekleme fragmentasyon monomerleri (Addition Fragmentation Monomer- AFM) adı verilen bir bileşikler sınıfını temsil eder. Polimerizasyon sırasında, AFM, bitişik polimer zincirleri arasındaki çapraz-bağların oluşumu dahil olmak üzere, herhangi bir metakrilat ile olduğu gibi gelişmekte olan polimerle tepkimeye girer. AFM, polimerizasyon sırasında parçalanma işleminden geçen üçüncü bir reaktif bölge içerir. Bu süreç, gelişen ağın gevşetilmesi ve müteakip stresin giderilmesi için bir mekanizma sağlar. Bununla birlikte, fragmanlar, hala, birbirleriyle veya gelişmekte olan polimerin diğer reaktif bölgeleriyle reaksiyona girme kabiliyetini korurlar. Bu şekilde, polimerin fiziksel özelliklerini korurken stres azaltma mümkündür. Bunun dışında DDMA ve UDMA içerirler. Firmanın iddiasına göre Filtek™ Bulk Fill Posterior’un doldurucu partikülleri, büzülmeyi en aza indirgeyerek ve iyi kullanımın korunmasını sağlarken, mukavemeti, aşınma direncini ve radyoopaklığını en üst düzeye çıkarmak üzere tasarlanmıştır. İnorganik doldurucu olarak, daha yüksek radyopasite için 100 nm Ytterbium triflorür (YbF₃) partiküllerinin önemli bir eklenmesiyle, Filtek™ Supreme Ultra Universal kompozitle aynı doldurucu sistemine sahiptir. Kalan dolgu maddeleri, agrege ve non agrege 20nm silika doldurucu, 4 ila 11 nm'lik bir zirkonyum doldurucu, birleştirilmiş zirkonya / silika doldurucu (20 nm silika ve 4 ila 11 nm zirkonya parçacıkları) içermektedir. Toplam inorganik dolgu maddesinin ağırlık olarak yaklaşık% 76.5'ini, hacim olarak % 58.4' ini oluşturmaktadır (3M, 2015) (Şekil 3.4)



Şekil 3. 4. Filtek™ Bulk Fill

3.1.5 SonicFill™

Çalışmamızda kullandığımız bir başka dental kompozit ise Kerr firması tarafından ABD'de üretilen SonicFill™ kompozittir. 0.2 gr'lık kapsüller halinde piyasada bulunmaktadır. Organik yapı olarak Etoksilatlı bisfenol-A-dimetakrilat, Bisfenol-A-bis- (2-hidroksi-3-metakriloksipropil) eter, Trietilenglikolildimetakrilat, 3-trimetoksisililpropil metakrilat içerir. Doldurucu olarak ise içerisinde SiO₂, Cam, oksit ve çeşitli kimyasallar bulunmaktadır. Ağırlıkça %83.5, hacimce %69 inorganik doldurucu içermektedir. Firmanın iddiasına göre SonicFill, ek bir kapama katmanı gerektirmediği için posterior restorasyonlar için sonik dalga ile edilmiş, dental bir dolgu sistemi olup tescilli sonik aktivasyonu, kolay yerleştirme ve iyi adaptasyon için kaviteye hızlı bir dental kompozit akışı sağladığıdır. Ayrıca 5 mm'ye kadar derinlikteki kavitelere hekimin tek seferde 3 dakikadan kısa bir sürede cilalı bir restorasyona geçebileceğini belirtmektedir. SonicFill™, Unidose uçlarında özel olarak tasarlanmış bir el aleti ve Bulk fill kompozit malzemeden oluşan bir Bulk fill dolgu sistemidir. El cihazından uygulandığı zaman, modifiye edicinin viskozitenin düşmesine (% 87'ye kadar) neden olması, dental kompozitin akışkanlığını artırması, kavite duvarlarına hızlı bir şekilde dağılmasını ve hassas adaptasyonu mümkün kılmaktadır. Sonik enerjisi durduğunda, kompozit, işlenebilecek bir yapıya döner (Kerr, 2011; Goncalves ve ark., 2018). (Şekil 3.5)



Şekil 3. 5. SonicFill™

3.1.6 X-tra Base

Çalışmamızda kullandığımız başka Bulk Fill kompozit ise Voco firması tarafından Almanya'da üretilen X-tra Base kompozittir. X-tra Base radyoopak, ışıkla sertleşen akıcı Bulk fill bir kompozit olup 2gr'lık şırınga ve 0.25gr'lık kapsül formları bulunmaktadır. Organik matriks olarak içerisinde Bis-EMA, MMA bulunurken, inorganik material olarak ağırlıkça %75, hacimce %58 silika partikülleri içermektedir. Firma konvansiyonel akışkanların aksine, daha yüksek bir sertleşme derinliği ile karakterize edilirken aynı zamanda azaltılmış büzülme stresi göstereceğini, bunun da 4 mm kalınlıktaki tabakalarda kürlenebileceği anlamına geleceğini iddia etmektedir. Diğer kompozitlerin aksine bu kompozit baz kompozitidir ve kavite tabanına uygulanmaktadır (Voco, 2012) (Şekil 3.6).



Şekil 3. 6. X-tra Base

3.1.7 Surefil SDR

Çalışmamızda kullandığımız bir diğer kompozit ise Dentsply firması tarafından Almanya’da üretilen akışkan SDR kompozittir. Bu kompozitin içeriğinde SDR™ patentli UDMA, TEGDMA, EPDMA baryum stronsiyum, alümino-floro-silikat camları (Ağırlıkça%68, hacimce% 45), Fotobaşlatıcı sistem ve renklendiriciler bulunmaktadır. Üretici firmanın iddiasına göre düşük polimerizasyon büzülmesi ve düşük polimerizasyon stresine sahip olduğu gibi, çapraz bağlanan organik rezin yapısı, florid yapılu cam, görülebilir ışıkla sertleşme ve evrensel renk tonlarına sahiptir. Piyasada 0.25gr’lık kapsüller veya 1gr’lık şırınga şeklinde satılmakta olup A1, A2 ve A3 renklerine sahiptir. 4mm’ye kadar etkili polimerizasyon göstermekte olduğu ve stresleri kompanse edebildiği ayrıca iddia edilmiştir (Dentsply, 2013) (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Surefil SDR

3.1.8 Aura Bulk fill

Çalışmamızda kullandığımız bir diğer kompozit ise SDI firması tarafından Almanya'da üretilen Aura Bulk fill kompozittir. Bu kompozit % 3-20 oranında diüretan dimetakrilat, %0.01-7 oranında TEGDMA, %15-18 oranında Bis-EMA içermektedir. Aura, yeni bir düşük polimerizasyon büzülmesine sahip bileşimini, yüksek basınç kuvvetlerine dayanabilen, son derece yüksek mukavemetli bir arayüz sağlayan, Ultra Yüksek Yoğunluklu (UHD) bir doldurucu maddesinin morfolojisi ile birleştirir. Büyük parçacıkları 60 mikron olan bir nano hibrit kompozittir. 5mm'ye kadar polimerizasyon için 20 saniye LED ışık kaynağı ile muamele edilmelidir. 0.25gr'lık kapsül ve 4gr'lık şırınga formlar şeklinde satılmaktadır. 4mm'ye kadar ışınlama derinliği bulunan bu kompozit hakkında içerik bilgisi verilmemiştir. Firmanın iddiasına göre tek bir evrensel renk ile doğal görünüm, son kapatma tabakasına gerek kalmadan yüksek ışınlama derinliği, saniyeler içinde kolay yerleştirme ve el aletlerine yapışmadan kolay kullanıma sahiptir (SDI, 2017) (Şekil 3.8).



Şekil 3. 8. Aura Bulk fill

3.1.9 Beautifil Bulk Fill

Çalışmamızda kullandığımız bir diğer kompozit ise Shofu firması tarafından ABD’de üretilen giomer içerikli Beautifil Bulk Fill kompozittir. 4.5gr’lık şırınga formunda piyasada bulunmakta olan bu kompozit Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA, fluoro alüminosilikat cam bazlı S-PRG doldurucu materyali, polimerizasyon başlatıcı ve renk pigmentleri içermektedir. Beautifil Bulk Fill görünür ışıkla sertleşen bir radyopak restoratif materyaldir. Ağırlıklı olarak okluzal yüzeyler dahil olmak üzere posterior restorasyonlar için kullanılmak üzere tasarlanmıştır ve 4 mm'lik tabakalarla yerleştirilebildiği belirtilmiştir. Yüksek doludurucu oranına sahip olduğu (ağırlıkça % 87.0, hacimce % 74.5), bunun mekanik özellikleri artırırken polimerizasyon büzülmesini ve büzülme stresi azalttığı, ideal ışık difüzyonuna sahip olduğu, 4 mm'lik kütleme derinliğinde tam polimerizasyon sağladığı, üstün vickers sertlik değerine sahip olduğu, optimum translusensliğe sahip olduğu ve estetik olduğu, sürekli florür salımı ve yeniden şarj edilebilir olduğu ve yüksek seviyede radyopakiteye sahip olduğu üretici firma tarafından iddia edilmektedir (Shofu, 2017; Yu ve ark., 2017) (Şekil 3.9).



Şekil 3. 9. Beautifil Bulk Fill

3.1.10 Venüs Bulk fill

Çalışmamızda kullandığımız bir diğer kompozit ise HerausKulzer firması tarafından Almanya 'da üretilen Venus Bulk Fill kompozittir. 0.2gr'lık kapsül formu ve 1.8 gr'lık şırınga formları mevcut olan Venüs Bulk fill organik matriks olarak multifonksiyonel metakrilat monomerleri içerir (UDMA, EBADMA). Ağırlıkça %65 ve hacimce %38 inorganik doldurucu içermekte olup Baryum Alumino Floro silikat camlar, yitterbiyum florür ve silika doldurucular içermektedir. 0.02um ve 5um arasında partikül boyutlarına sahip olan Venus Bulk Fill ışıkla sertleşen, akışkan radyoopak bir nanohibrit kompozittir. Firmanın belirttiğine göre; Venus Bulk Fill, Sınıf I ve II restorasyonlarda baz olarak kullanılan düşük gerilimli, akıcı bir posterior kompozittir. Ürün 4 mm'lik tabakalarla yerleştirilebilir ve yüzey tabakası olarak evrensel bir restoratif malzeme ile birlikte kullanılabilir. Kompozit bir radyoopak nano-hibrit kompozittir. Venüs Bulk Fill , malzemenin boşluk duvarlarına uyum sağlaması için kendi kendini adapte edici özelliklere sahiptir. Halojen ve LED ışıkla sertleşen üniteler, 20 saniye içinde sertleşmek için en az 550 mW/cm² ihtiyaç duyar (Kulzer, 2015) (Şekil 3.10).



Şekil 3. 10. Venüs Bulk fill

Tüm kompozitlerin içerikleri Çizelge 3.1'de gösterilmiştir.

	Kompozit	Organik Matriks İçeriği	İnorganik Doldurucu İçeriği	Ağırlıkça	Hacimce
1	Nova Compo-N	ULS Monomer, Bis-GMA	Stronsiyum-cam doldurucular, Silika, Yterbium triflorid	83%	67%
2	Tetric® N-Ceram	Bis-GMA,Bis-EMA,UDMA	Baryum alümino silikat cam, Yterbiyum florür, Küresel karışık oksit		61% (17% Isofiller)
3	ESTELITE® Posterior	Bis-GMA, TEGDMA,Bis-MPEPP	Silika-zirkonya doldurucu	84%	70%
4	Filtek™ Bulk Fill	AUDMA, AFM, DDMA, UDMA	ZrO2/SiO2, YbF3	76.5	58.4%
5	SonicFill™	BisGMA,TEGDMA, BisEMA	SiO2, cam, oksit	83.5%	
6	X-tra Base	Bis-EMA, MMA	Silika partikülleri	75%	58%
7	SDR	Modifiye UDMA, TEGDMA, EPDMA	Ba-Al-F-B-Si ve St-Al-F-Si camları	68%	45%
8	Aura Bulk fill	UDMA, TEGDMA, Bis-EMA	Ultra yüksek densiteli doldurucu (UHD)	74.2%	-
9	Beautiful Bulk Fill	Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA	Fluoro alüminosilikat Cam bazlı S-PRG doldurucu materyali	87%	74.5%
10	Venüs Bulk fill	UDMA, EBADMA	Baryum Alümino Floro silikat camlar Ytterbiyum florür ve silika doldurucular	65%	38%

Çizelge 3.1. Kompozitlerin İçerik Tablosu.

Bu araştırmanın laboratuvar aşamasında aşağıda belirtilen ölçümler yapıldı;

1. Üç nokta testi ile bükülme dayanımlarının belirlenmesi
2. Dönüşüm derecesi belirlenmesi

3.2.1 Bükülme Dayanımı için Örneklerin Hazırlanması

Uygun boyutlarda standart ışıkla sertleşen dental kompozit rezin örnekler hazırlamak amacıyla genişliği 2mm, kalınlığı 2mm ve uzunluğu 25mm uzunluğunda silikon kalıplar hazırlandı. Kalıplar içerisine hava boşluğu kalmayacak şekilde dental kompozit materyaller yerleştirildi. Üretici firmaların talimatlarına göre dental kompozit materyaller led ışık kaynağı ile her bölgeden 20'şer saniye ışığa maruz bırakılarak polimerize edildi. Kalıptan çıkarılan örnekler 800 ve 1000gritlik SiC su zımparaları ile cilalandı. Kompozit örneklerin 2x2x25mm (Şekil 3.11) olduğu bir kumpas aracılığı ile teyit edilerek 24 saat ışık almayan ağzı sıkı kapalı kaplarda 37°C distile suda bekletildi.



Şekil 3.11. Bükülme Dayanımı İçin Hazırlanılan Örnekler

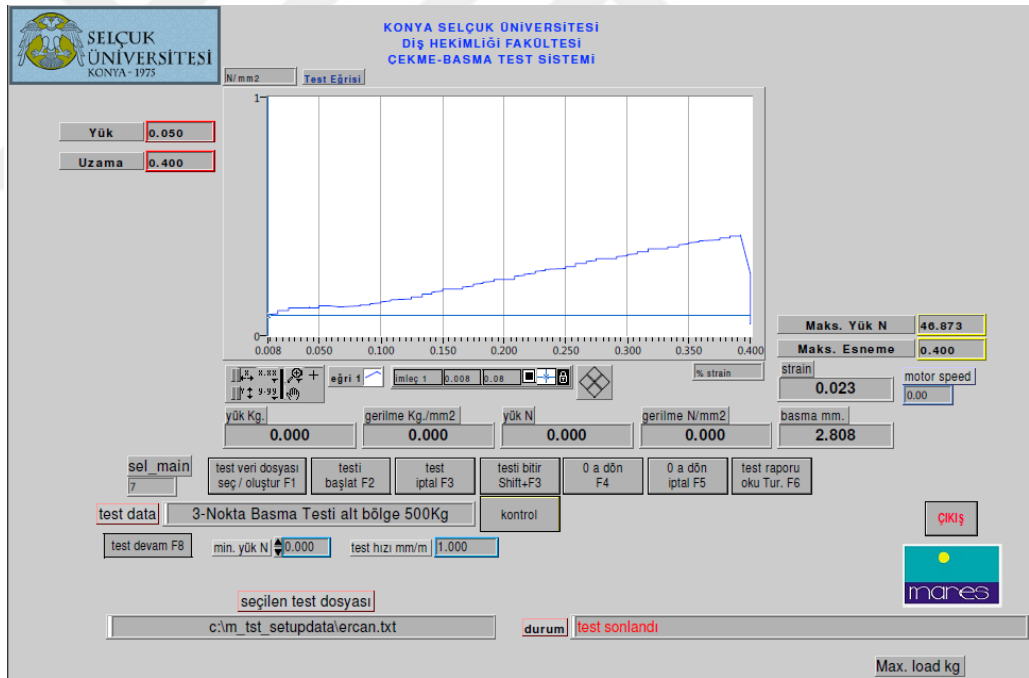
Üç Nokta Bükme Testi

Üç nokta bükme testi bilgisayar kontrollü Instron cihazı ile 1mm/dk hızında dental kompozit rezin örneklere uygulandı (Şekil 3.12). Instron cihazı için özel hazırlanan 20 mm genişliğindeki yuvalara yerleştirilen kompozit örneklerin orta noktasına ucu yuvarlatılmış özel bir uç ile kuvvet uygulanarak kırılması sağlandı. Kırılma değerleri pdf formatında kayıt altına alındı. (Şekil 3.13)

Bükme dayanımı [$S=3PL/2bh^2$] formülü ile hesaplandı. Bu formülde L destek noktalar arası mesafeyi (mm) ifade ederken b örnek genişliğini (mm), h örnek yüksekliğini (mm), P maksimum yük miktarını (N) göstermektedir.



Şekil 3.12 a) İnstron cihazı, b) İnstron cihazında örneklere yükleme uygulaması



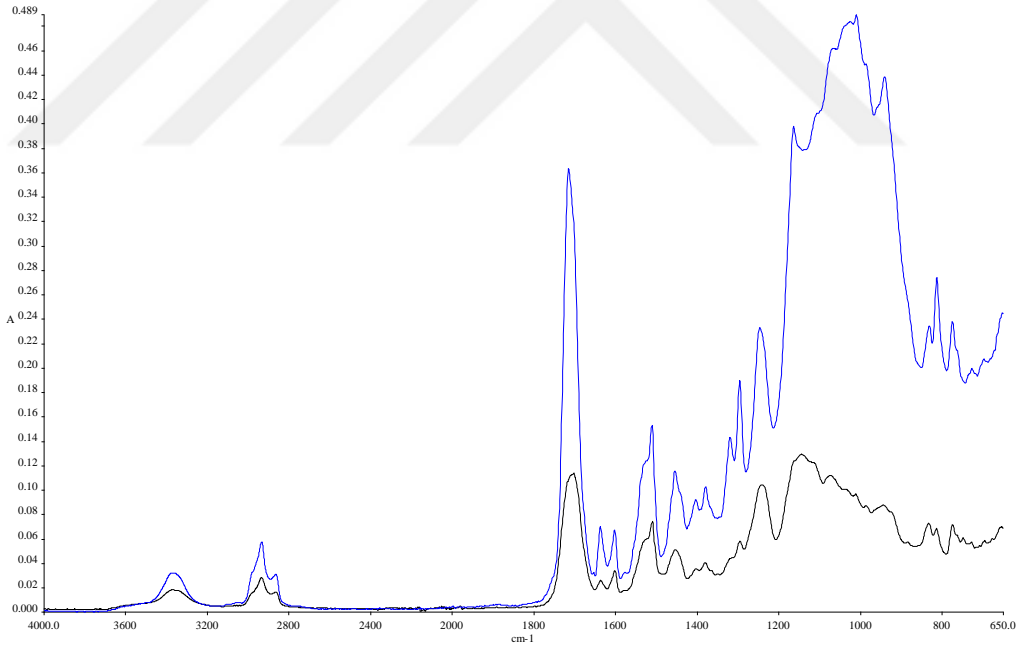
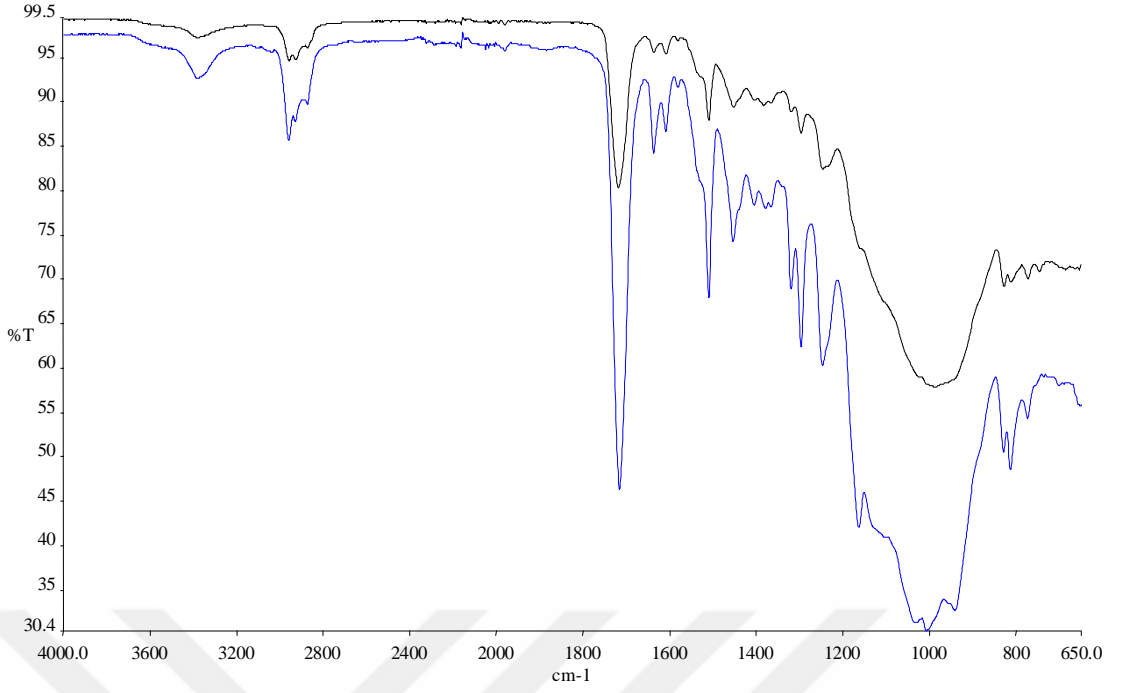
Şekil 3.13. Örneklerin tamamı dijital olarak kayıt altına alınmıştır.

3.2.2 Dönüşüm Derecesi için Örneklerin Hazırlanması

Dental kompozitler 4 mm yükseklik 4mm çap olacak şekilde bir politetrafloroetilen (teflon) kalıbı içerisine hava boşluğu kalmayacak şekilde tek parça olarak yerleştirilmiştir. Üst ve alt tarafa birer şeffaf bir Mylar bant (0.07 mm; Du Pont Company, Wilmington, DE, ABD) yerleştirildi ve fazla malzeme iki mikroskop lamı arasında sıkıştırılarak uzaklaştırıldı. Lamalar daha sonra uzaklaştırıldı ve ışın tabancasının ucu, kalıp açıklığının üstündeki şeffaf bant üzerine uygulandı. Numuneler VALO® ışık cihazı ile ışınlandı. Örneklerin ışığa daha fazla maruz kalmaması için polimerizasyon prosedüründen sonra ışık geçirmeyen cam numune kaplarında saklandı. Her bir marka dental kompozitten 3 adet örnek olmak üzere toplam 30 örnek hazırlandı. Polimerize edilmiş ve edilmemiş örnekler gruplanarak laboratuvara gönderildi.

Dönüşüm derecesini değerlendirmek için Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektrofotometre (FTIR) (1600 Serisi; PerkinElmer, Wellesley, MA, ABD) kullanıldı. Polimerize olmuş her örnek bir havan ve tokmak ile öğütülerek ince bir toz haline getirildi. Öğütülmüş tozdan alınan elli mikrogramlık örnek, 5 mg potasyum bromür tozu (Carlo-Erba Reagenti, Milano, İtalya) ile karıştırıldı ve absorpsiyon pikleri, FTIR'nin dağınık yansıma modu kullanılarak kaydedildi. Spektrumlar aynı sayıda polimerize olmamış örneklerden de elde edildi. Bunun için, polimerize olmamış patlar ince potasyum bromür diskler üzerine sürüldü. Işınlamaya maruz kalan örnekte kalan çift vinil bağ miktarı, vinil grubun C = C gerilmesine işaret eden 1637 cm^{-1} 'deki pikin yoğunluğu ile gösterilir ve "Akrilat ve metakrilatların polimerizasyonu" isimli çalışmada kullanılmıştır. (Pappas, 2013). Dönüşüm derecesi, FTIR spektrumları üzerindeki 1637 cm^{-1} absorpsiyonunun azalması ile doğrudan ilişkilidir. Dönüşüm derecesi $DC = \frac{[A_0 - A_t]}{A_0} \times 100$ formülü ile hesaplanır (Ozturk ve ark., 2013).

'A₀' zaman '0' noktasındayken 1637 cm^{-1} 'deki pikteki emilimdir. 'A_t' ise o andaki emilim miktarıdır.



Çizelge 3.2. Test edilen kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerinin Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektrofotometre ile Polimerleşmemiş ve Polimerleşmiş haliyle kıyaslanması grafikleri

3.3 İSTATİSTİKSEL ANALİZ

İn vitro çalışmada kullanılan on adet dental kompozit materyale ait bükülme dayanımı değerleri ve dönüşüm dereceleri arasındaki farklılıkların tespiti için tek yönlü ANOVA testi kullanıldı. Farklılıkların hangi dental kompozit materyalde olduğunu belirlemek için ise Tukey's HSD ve Scheffe testleri uygulandı. İstatistiksel anlamlılık $P < .05$ olarak kabul edildi.

İstatiksel analizler için SPSS Windows 22.0 paket programından yararlanıldı.



4. BULGULAR

4.1. Bükülme Dayanımı Bulguları

Bükülme dayanımı testi sonucunda elde edilen verilerin ortalamaları, standart sapmaları ve minimum-maksimum değerleri Çizelge 4.1' de gösterildi.

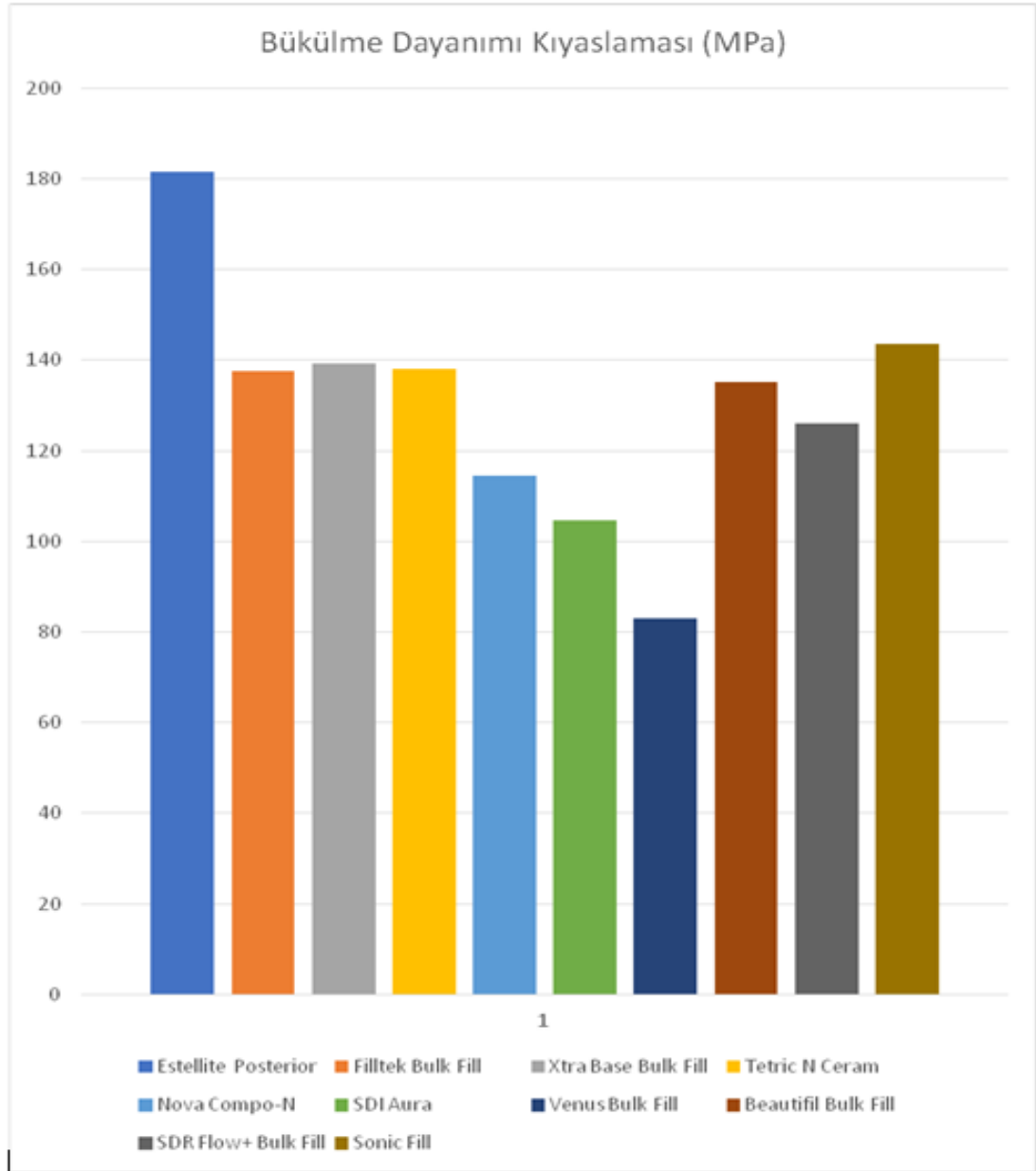
Gruplar	N	Min.	Maks.	Ortalama	S.S.
Estelite Posterior	10	162,49	211,47	181,59a	20,48
Filltek Bulk Fill	10	97,30	167,79	137,49bc	22,23
Xtra Base Bulk Fill	10	117,48	170,44	139,36bc	17,47
Tetric N Ceram	10	119,47	161,83	138,17bc	14,19
Nova Compo-N	10	92,33	142,64	114,56cd	18,74
Aura Bulk Fill	10	85,05	123,11	104,68de	12,75
Venus Bulk Fill	10	75,12	138,33	82,90e	22,61
Beautifil Bulk Fill	10	109,54	158,19	135,09bc	15,05
SDR Bulk Fill	10	112,26	142,65	125,92bcd	12,44
Sonic Fill	10	128,74	188,74	143,70b	24,67

Çizelge 4.1. Bükülme Dayanımı Testi Sonuçları (MPa).

Test grupları arasında ortalama en yüksek bükülme dayanımı değeri ($181,59 \pm 20,48$ MPa) Estelite Posterior ile elde edildi. Ortalama en düşük bükülme dayanımı değeri ($82,90 \pm 22,61$ MPa) ise nanohibrit kompozit rezin Venus Bulk Fill kompozitte gözlendi.

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda bükülme dayanımı açısından Filltek Bulk fill, Xtra-Base Bulk fill, Tetric N-Ceram ve Beautifil Bulk Fill, SDR ve Sonic Fill kompozit rezinler arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). Bulk fill

olmayan Estelite Posterior kompoziti diğer dental kompozitlerden istatistiksel açıdan belirgin olarak daha yüksek bükülme dayanımı gösterdi ($p>0.05$). Ayrıca Nova Compo-N ile Filltek Bulk fill, Xtra-Base Bulk fill, Tetric N-Ceram ve Beaufil Bulk Fill, SDR U aralarında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). Benzer şekilde Aura ve Venus Bulk Fill kompozitlerde bükülme dayanımı açısından benzer bulunmuştur ($p>0.05$). (Çizelge 4.2).



Çizelge 4.2. Test Edilen Dental Kompozit Rezinlerin Bükülme Dayanımı Grafiği

4.2. Dönüşüm Derecesi Bulguları

Dönüşüm derecesi belirlemek için FTIR sonucunda elde edilen verilerin ortalamaları, standart sapmaya değerleri Çizelge 4.3' de gösterildi.

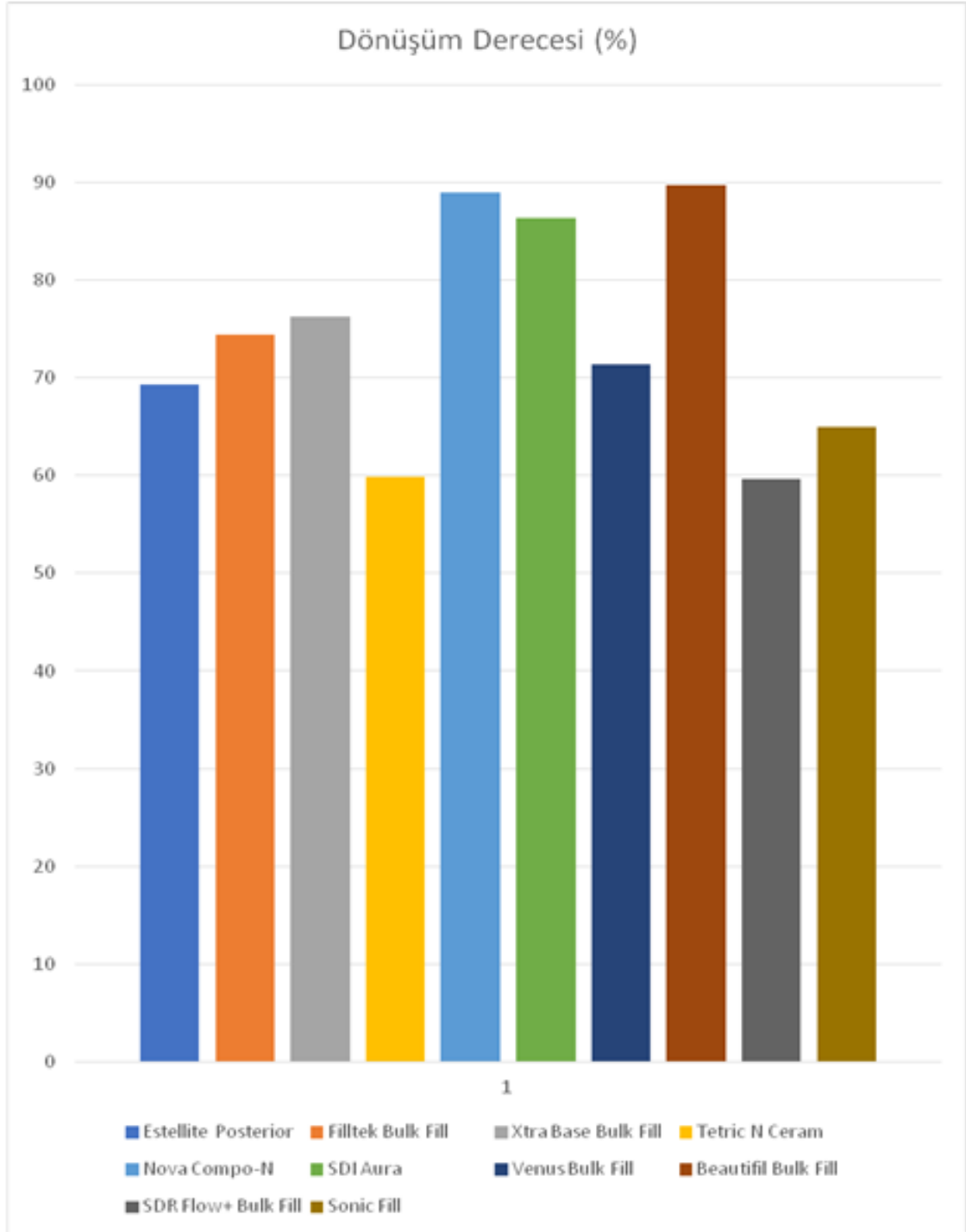
Gruplar	Ortalama	S.S.
Estelite Posterior	%69,26cde	0,90
Filltek Bulk Fill	%74,41cd	4,48
Xtra Base Bulk Fill	%76,24bc	0,13
Tetric N Ceram	%59,83e	1,01
Nova Compo-N	%88,92a	0,25
Aura Bulk Fill	%86,35ab	1,83
Venus Bulk Fill	%71,33cd	4,51
Beautifil Bulk Fill	%89,71a	0,16
SDR Bulk Fill	%59,61e	3,26
Sonic Fill	%64,93e	4,52

Çizelge 4.3. Dönüşüm Derecesi FTIR sonuçları. (%)

Test grupları arasında ortalama en yüksek dönüşüm değeri (%89,71 ± 0,16) Beautifil Bulk Fill ile elde edildi. Ortalama en düşük dönüşüm değeri (%59,61 ± 3.2) ise SDR Bulk Fill kompozitte gözlemlendi.

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda dönüşüm derecesi açısından Aura, Xtra Base Bulk fill arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0.05$). Beautifil Bulk Fill ve Nova Compo-N dönüşüm derecesi açısından birbirine yakın bulunmuş olup, diğer dental kompozit rezinlerden istatistiksel açıdan belirgin olarak daha yüksek dönüşüm derecesi göstermişlerdir. ($p>0.05$). SDR Bulk fill ve Tetric N-Ceram arasında anlamlı fark bulunmamış olup diğer dental kompozitlerden daha düşük

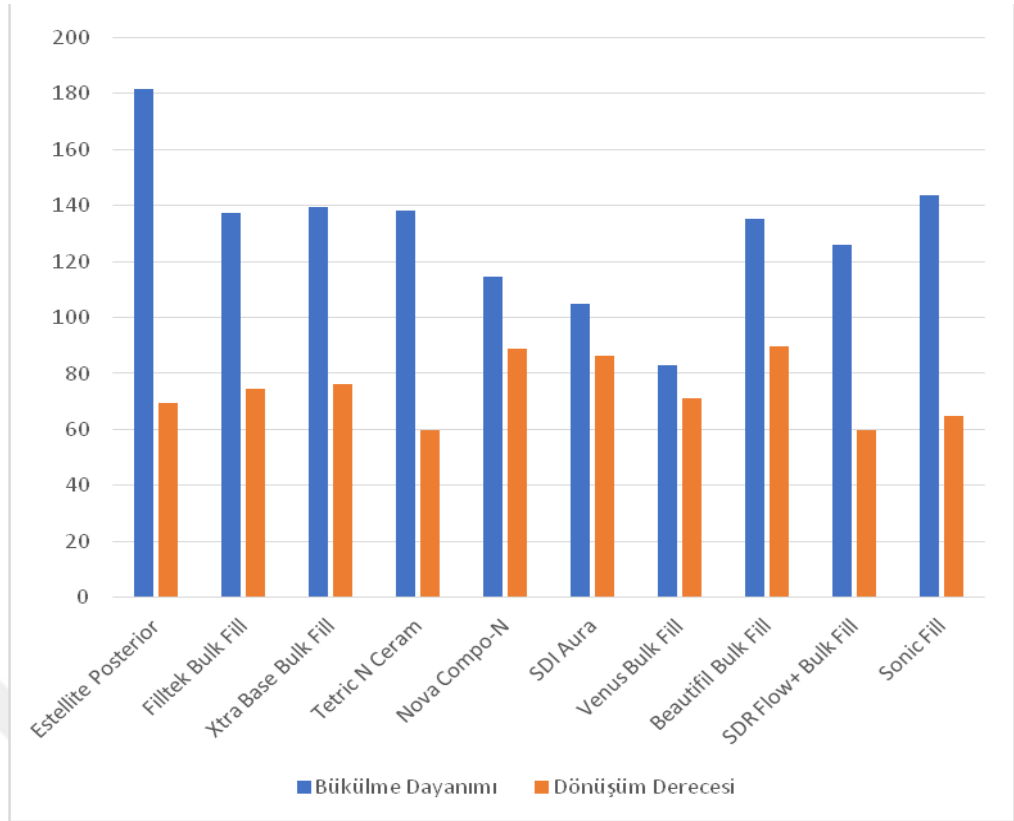
dönüşüm derecesi göstermiş olup bir bulk fill kompozit olmayan Estelite Posterior ile benzer dönüşüm değeri göstermişlerdir. Ayrıca Estelite Posterior, Filltek Bulk fill, Xtra base Bulk fill ve Venus Bulk fill aralarında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0.05$) (Çizelge 4.4).



Çizelge 4.4. Test Edilen Kompozit Rezinlerin Dönüşüm Derecelerinin Grafiği

Kompozitler	Bükülme Dayanımı (MPa)	Dönüşüm Derecesi (%)
Estelite Posterior	181,59	69,26
Filltek Bulk Fill	137,49	74,41
Xtra Base Bulk Fill	139,36	76,24
Tetric N Ceram	138,17	59,83
Nova Compo-N	114,56	88,92
Aura Bulk Fill	104,68	86,35
Venus Bulk Fill	82,9	71,33
Beautiful Bulk Fill	135,09	89,71
SDR Bulk Fill	125,92	59,61
Sonic Fill	143,7	64,93

Çizelge 4.5. Dönüşüm Derecesi Ve Bükülme Dayanımları Ortalama Değerler



Çizelge 4.6. Dönüşüm Derecesi Ve Bükülme Dayanımlarının Tek Bir Grafikte Gösterimi

5.TARTIŞMA

Günümüzde diş hekimliğinde gerek hastaların bilinçlenmesi, gerek toplumların estetik algısının gelişmesi sonucunda dental kompozitler hastalar tarafından en çok tercih edilen dolgu materyali olmuştur. Bunun yanı sıra dental kompozitler uygulama kolaylığı, çalışma süresinin hekimin isteği doğrultusunda manüple edilebilmesi, kolay işlenebilirliği, tek seansta uygulanabilmesi ve kolay bitim işlemlerine sahip olması sebebiyle hekimler açısından da çok tercih edilen bir materyal olmuştur. Diş Hekimliği için üretilmiş dental kompozit rezin sistemlerin mekanik yeterliliklerinin araştırılması ömürleri ve hasta konforu açısından oldukça önemlidir. Bu yüzden dental kompozitlerin; arka grup dişlerde kullanımı için fonksiyonel açıdan belirli mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olması gerekir (da Rosa Rodolpho ve ark., 2006). Diş hekimliği için üretilen dental kompozitlerin mekanik özelliklerinin tespitinde uygulanabilecek en iyi yöntem, materyallerin ağız ortamını taklit eden tasarımlardan faydalanılarak test edilmesidir. Her ne kadar yeni geliştirilen bir dental materyalin son testi kontrollü uzun dönem klinik çalışmalar (Wilson ve Norman, 1991) olsa da, ağız içerisinde kullanılmak üzere geliştirilen materyallerin sayısının fazlalığı laboratuvar ortamında ağız içi simülasyonunun yapılmasına olan ilgiyi artırmaktadır. Yaptığımız bu çalışmada arka grup dişlerde kullanılabilen sekiz farklı bulk fill ve iki posterior kullanıma sahip geleneksel toplam on dental kompozit rezinin laboratuvar şartlarında bükülme dayanımına ve dönüşüm derecesine bakılmak suretiyle mekanik ve fiziksel özelliklerinin uygunluğu açısından değerlendirilmiştir.

Nova Compo-N Türkiye’de yerli sermaye ile üretilen bir dental kompozittir. “Nova Compo-N kompozitin piyasada sık kullanılan diğer kompozitlerden mekanik ve fiziksel bir farkı yoktur” hipoteziyle başladığımız çalışmada hipotezimiz kabul edilmiştir. Ancak başka mekanik, fiziksel ve klinik çalışmalarla desteklenmesi gereklidir.

Estetik diş hekimliğinin gelişimi dental kompozitlerin yanı sıra bonding sistemlerin de gelişmesine öncülük etmiş olup; fonksiyonel bölgelerdeki tedavilerde de kullanılmasını sağlamış, korumak için genişlet (extension for prevention) ilkesinden uzaklaşmıştır. Bunun yanı sıra küçük kavitasyon ve defektlerde de çalışmayı kolaylaştırdığı gibi minimal invaziv yaklaşımların önünü açmıştır. Daha

estetik ve daha fonksiyonel tedavilerin hem ön grup dişlerde hem de arka grup dişlerde kullanımıyla hasta ve hekim açısından daha çok tercih edilmesini sağlamış ve diş hekimliğindeki gelişmelerin odağı halini almıştır (Terry, 2004). Bu gelişmeler dental kompozitin çok tercih edilmesine neden olmuş; araştırmacıların ve üretici firmaların materyali geliştirmek için çalışmalara hız vermesine sebep olmuştur. Bu çalışmaların en büyük kısmını polimerizasyon ile ilgili olup; polimerizasyonun geliştirilmesi hedeflenmiştir. Polimerizasyon eksiklikleri sebebiyle diş dokusu ve dental kompozit materyal arasındaki uyum bozukluklarına bağlı olarak; mikrosızıntı, renklenme, sekonder çürük, hassasiyet ve pulpa irritasyonuna sebep olmaktadır (Tsai ve ark., 2004; Della Bona ve ark., 2007; Moore ve ark., 2008; Ceballos ve ark., 2009; de Camargo ve ark., 2009; de Paula ve ark., 2010; Cho ve ark., 2011). Bu gibi problemlerin üstesinden gelebilmek için dolgu materyali ve diş arasındaki bütünlüğün sağlanması, dolgu materyalinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin artırılması ve dental kompozite antibakteriyel özelliğin kazandırılması gerekliliği ön plana çıkmaktadır (Okida ve ark., 2008).

Dental kompozit rezinlerin iyi bir polimerizasyon göstermesi için, organik matriks içeriğinde aktifleşmemiş monomerlerin polimere dönmesi beklenmektedir. Polimere dönüşmeyen monomerlere artık monomer ismi verilir. Artık monomer miktarının dental kompozit içerisinde oran olarak fazla olması yani diğer bir deyişle monomerin polimere dönüşüm derecesinin düşük olması sonucunda, fiziksel ve mekanik özellikler açısından yetersiz bir materyal elde edildiği gibi biyolojik olarak da toksisitesi yüksek bir materyal elde edilmiş olur. Bu sebepler de restorasyonun başarısını etkileyecektir (Anusavice ve Phillips, 2003; Bala ve ark., 2005; Dewaele ve ark., 2006). Uygulanan dental kompozit materyalin tabaka kalınlığı arttıkça ışık geçirgenliğinde bir azalma olmaktadır (Sakaguchi ve ark., 1992; Price ve ark., 2000; Knežević ve ark., 2001).

Geleneksel dental kompozitlerde 2mm kalınlığa kadar uygulanan tabakalarda sertlik ve dönüşüm derecesi arasında yüksek korelasyonun olduğu gösterilmiştir (Li ve ark., 1996). Daha önce yapılmış araştırmalarda; uygulanan dental kompozit tabakasının kalınlığı arttıkça dönüşüm derecesinde azalma gözlenmiş olup (Eliades ve ark., 1987b; Hansen ve Asmussen, 1993; Kurachi ve ark., 2001) buna bağlı olarak da sertlikte azalma tespit edilmiştir (Pires ve ark., 1993; Shortall ve ark.,

1995a). Geleneksel dental kompozitlerde tabakalama 2 mm'yi geçmemesi gerektiği bildirilmiş (Pilo ve ark., 1999) ve başka bir çalışmada eşit oranda ve yüksek bir polimerizasyon derecesi sağlamak için, uygulanan dental kompozit tabakalarında 1 mm kalınlığın ideal olmasına karşın, 2 mm'den daha fazla olmaması gerektiği bildirilmiştir (Rueggeberg ve ark., 1994). Kompozit rezinlerin yerleştirilip ışınlandıktan sonrası kompozitin oksijen ile temas eden yüzeylerinde oksijen inhibisyon tabakası adı verilen bir tabaka oluşmaktadır ve bu tabaka sebebiyle rezin polimerizasyonu bir miktar inhibe edilmiş olur. (Rueggeberg ve Margeson, 1990; Gordan ve ark., 2003). Restorasyon üst tabakasındaki oksijen nedeniyle eksik kalan polimerizasyon, polimerize olmuş dental kompozitte renk değişikliği yaratacağı gösterilmiştir (Rueggeberg ve Margeson, 1990). Bunun üstesinden gelebilmek amacıyla çalışmamızda kullanılan tüm dental kompozit örneklerin alt ve üst tabakası şeffaf bantlar aracılığı sınırlandırılarak polimerize edilmiştir (Manhart ve ark., 2000; Yap ve ark., 2001; Saygılı ve ark., 2003). Ayrıca üst yüzeylere uygulanan şeffaf bantların üzerine 1mm kalınlığında mikroskop lamı ile kalıp içerisinde sınırlandırılmıştır ve dental kompozit içerisindeki boşluklara kompozitin hareket etmesi sağlanmıştır (Kurachi ve ark., 2001). Yaptığımız bu çalışmada bulk fill kompozitler için hazırlamış olduğumuz örnekler için 4mm yüksekliğinde ve 4mm çapında, geleneksel kompozitlerde 2mm yüksekliğinde 4mm çapında örnekler hazırlandı.

Ayrıca ışık kaynağının gücü, ışık kaynağının kalitesi, ışık ucu ve kompozit yüzey arasındaki uzaklık, uygulanan kompozitin tabaka kalınlığı, kompozitin rengi ve kompozit içerisindeki organo-inorganik yapının kompozisyonuna bağlı olarak dönüşüm derecesi miktarı değişmektedir (Anusavice ve Phillips, 2003; Caldas ve ark., 2003; Anfe ve ark., 2008; Van Noort, 2014). Işın tabancası ucu ve restorasyon arasındaki mesafe miktarı arttıkça ışık yoğunluğu azalır (Kanca 3rd, 1985; Pires ve ark., 1993). Işık tabancalarının uçların ve restorasyon arasında 1mm mesafe olması önerilmektedir (Pires ve ark., 1993; Shortall ve ark., 1995b). Aradaki mesafe arttıkça ışık yoğunluğu oransal olarak çok daha fazla azalmaktadır. Bu kayıp 2mm'lik bir mesafede %7 azalma gösterirken, 4mm'lik bir mesafede %25'e kadar varmaktadır (Sakaguchi ve ark., 1992). Bu yüzden, bu çalışmada bir mikroskop lam kalınlığı olan 1mm mesafeden ışınladık. Işık kaynağı olarak 395–480nm dalga boyu arasındaki tüm ışıkla sertleşen ürünleri polimerize etmek üzere dizayn edilmiş geniş spektrumlu

bir LED ışık cihaz olarak Valo (Ultradent, ABD) kullanıldı. Dental kompozitlerin polimerizasyonun ardından şeffaf banda komşu yüzeyde daha düşük sertlik değerine sahip rezinden zengin tabaka oluşmaktadır. Bu tabakanın bitirme ve cila işlemleri ile kaldırılması hem estetik hem daha iyi bir yüzeye sahip olacağı anlamına gelmektedir (Stoddard ve Johnson, 1991; Gordan ve ark., 2003). Biz de benzer çalışmalardan yola çıkarak ışınlama sonrasında yüzeydeki rezinden zengin tabakayı uzaklaştırdık (Hofmann ve ark., 2000; Rahiotis ve ark., 2004) Polisaj işlemi sonrasında dental kompozitlerin sertlik değerinin %25 oranında arttığı gösterilmiştir (Park ve ark., 2004; Korkmaz ve ark., 2008). Ayrıca polimerize olmuş dental kompozit yüzeyinde bitim ve polisaj işlemleri hem restorasyonun uzun ömürlü olmasına hem de estetik bir görünüme sahip olmasını sağlayacaktır (Venturini ve ark., 2006; Catelan ve ark., 2010).

Bitim ve polisaj işlemlerinde kullanılan aletler; lastik, disk, karpid fırça, cila strip ve frezler gibi birçok materyalden oluşmaktadır (Uctasli ve ark., 2004; Venturini ve ark., 2006; Atabek ve ark., 2010). Birçok araştırmacı Al₂O₃ emdirilmiş disklerin organik matriks ve inorganik doldurucuyu eşit miktarda zımparalaması ile yüzeyde en düşük pürüzlülük gösterdiğini iddia etmiştir (Lopes ve ark., 2002; Uctasli ve ark., 2004; Venturini ve ark., 2006; Uctasli ve ark., 2007; de Camargo ve ark., 2009). Bitim ve polisaj işlemi birçok faktöre bağlı olarak değişmektedir. Bunlar polisaj yapılan zaman, aşındırıcının materyal yüzeyine uyumu ve polisaj esnasında uygulanan basınç gibi etmenlerdir (Korkmaz ve ark., 2008). Biz de çalışmamızda ışık uygulamasının hemen ardından disk ile dört aşamalı işlem yapıldı. Her dental kompozit resin örneği 10'ar saniye süreyle Kalın, Orta, İnce ve çok ince olmak üzere birbiri ardına uygulandı. Her kompozit örnek için diskler değiştirildi (Optidisc, Kerr, ABD).

Organik yapının yanı sıra kullanılan inorganik yapı da oldukça önemlidir. Dental kompozit içerisinde inorganik doldurucu oranı arttığında ise mekanik ve fiziksel özellikler açısından daha iyi bir kompozit elde edildiği gibi, polimerizasyon büzülmesi de azalır ve bu da birçok araştırmacı tarafından gösterilmiştir (Ferracane, 1995b; Topcu ve ark., 2010; Kusgoz ve ark., 2011). Ayrıca farklı marka dental kompozitlerle yapılan çalışmalarda polimerizasyon derinliği, derecesi ve kompozitin fiziksel özellikleri organik matriks ve inorganik doldurucu çeşitliliğine bağlanmıştır

(Hubbezoglu ve ark., 2007; Mobarak ve ark., 2009; Scougall-Vilchis ve ark., 2009; D'Alpino ve ark., 2011). Bu yüzden üretici firmaların en büyük hedefi dental kompozit içerisindeki inorganik doldurucu oranını arttırmaktır. Dental kompozitlerdeki inorganik doldurucu miktarı ve yüzey sertliği gibi fiziksel özellikler arasında pozitif korelasyon olduğu bildirilmiştir (Cekic-Nagas ve ark., 2010). İnorganik doldurucu oranının artması için çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Dental kompozitler içerisindeki inorganik doldurucu içeriği arttığında veya kullanılan doldurucu şekilleri düzensiz olduğunda ışık iletiminin azaldığı belirtilmiş ve ışık iletiminin azalması organik matriks ve inorganik matriks arasındaki yüzeyin varlığına bağlanmıştır (Arikawa ve ark., 2007). İnorganik dolduruculardaki silika partikül boyutundaki artışlar, görünür ışığın alt tabakaya aktarılan miktarında ve sertleşme derinliğinde azalmaya neden olmaktadır. Kavitenin derin bölgesinde meydana gelen dental kompozitin polimerleşme dönüşüm oranı, üst yüzeyde meydana gelen polimerizasyon dönüşüm oranından daha az bulunmuştur (Fujita ve ark., 2011). Ancak yaptığımız çalışmada dönüşüm değerleri yüksek olan (Beautiful Bulk Fill ve Nova Compo-N) yüksek oranda inorganik içeriğe sahip olmalarına rağmen kompozitlerin içerdiği cam bazlı doldurucular ve modifiye organik matriks içerikleri sayesinde dönüşüm derecelerinin yüksek çıktığı söylenebilir.

Dental kompozitlerde kullanılan Baryum cam partikülleri, UDMA'nın kırılma indeksinden daha yüksek kırılma indeksine sahip olduğu için, kompozitin ışık geçirgenliği azaltır, bu da kompozitin translüensliğinin azalmasına sebep olur. Bunun yanında Stronsiyum cam partiküllerinin kırılma indeksi UDMA'nınki ile uyumlu olduğundan ışık geçirgenliğinin daha iyi olduğu gösterilmiştir (Terry, 2004). Çalışmamızda kullandığımız Tetric N-Ceram'ın dönüşüm derecesinin en düşük olmasını; içeriğindeki baryum cam partiküllerinin varlığına bağlayabiliriz. Bu da demek oluyor ki; daha iyi polimerizasyon derinliği elde etmek için kırılma indeksleri birbiriyle uyumlu inorganik doldurucu ve organik matriks kullanmak bu şekilde de maddenin translüensliği arttırmak hedeflenir (Bucuta ve Ilie, 2014b). Burada da çalışmada kullandığımız Nova Compo-N'nin dönüşüm derecesinin daha yüksek çıkmasını, içeriğindeki UDMA ve stronsiyum cam partiküllerinin kırılma indekslerinin birbiriyle uyumu olarak gösterebiliriz.

Silanlamanın da ışığı geçirmesiyle ilgili çalışmalar mevcuttur. Silanlama inorganik doldurucu ve organik matriks arasındaki bağlantıyı güçlendirir; kompozitin mekanik özelliklerini, aşınma direncini güçlendirir ve polisajlanabilme özelliklerini arttırır (Terry, 2004). Bununla beraber silan ile kaplanmış inorganik doldurucu partiküllere sahip dental kompozitlerle silanla kaplanmamış inorganik partiküllere sahip kompozitler kıyaslanmış ve silan ile muamele edilmiş dental kompozitlerin ışığı daha iyi geçirdiği gösterilmiştir. Bunun sebebi ise polimerizasyon sırasında oluşan boşlukların azaltılmasına bağlanmıştır (Feng ve ark., 2010).

Günümüzde diş hekimliği alanında gerek hasta gerek hekim açısından hem zaman kazanmak hem de teknik hassasiyet açısından daha kolay uygulanan bir kompozit türü olan bulk fill kompozitler tanıtılmıştır. Bulk fill kompozitler uygulama aşamalarının kolaylaştırılması amacıyla üretilmiş olup 4-5 mm kalınlığında yerleştirilip polimerize edilebilen rezinlerdir (Ilie ve ark., 2013b; Kim ve ark., 2015; Marovic ve ark., 2015; Par ve ark., 2016; Gamarra ve ark., 2018). Geleneksel dental kompozitlere kıyasla; daha az ışınlanma zamanına sahip olmakla beraber translüens özelliklerine bağlı olarak daha yüksek polimerizasyon derinliğine, daha az polimerizasyon streslerine ve daha iyi kenar uyumuna sahiptir (Park ve ark., 2008; Czasch ve Ilie, 2013; Ilie ve ark., 2013b; Bucuta ve Ilie, 2014a; Leprince ve ark., 2014b; Orłowski ve ark., 2015)

Işıkla polimerize olan dental kompozitlerin fiziksel ve mekanik özellikleri, polimerizasyon sırasında elde edilen dönüşüm seviyesinden doğrudan etkilenir. Dönüşüm derecesi, polimerize olmuş malzemedeki toplam C=C bağları sayısına göre polimerize bir numunede alifatik C=C çift bağlarının kalan konsantrasyonunun oranı ile belirlenir. Dental restoratif uygulamalarda kullanılan tipik kompozitler en az iki adet dimetakrilat monomerinden oluşur. Bis-GMA veya UDMA olarak yüksek moleküler ağırlığa sahip monomere dayanan iyileştirilmiş kompozitler, önemli sayıda çift bağ sergilerler (Chung ve Greener, 1988; Silikas ve ark., 2000b). Sınırlı polimerler, yüksek çapraz bağlanma yoğunluğunda uygulanan radikal zincir uçlarının, bağlı metakrilat ve monomerin kısıtlı hareketliliğinden kaynaklanır. Genel olarak, ışıkla polimerize olan dental kompozitler esas olarak kompozit bileşime, ışınlama yoğunluğuna ve ışığa maruz kalma süresine bağlı olarak % 43 ila 75 arasında değişen bir dönüşüm derecesine ulaşır (Halvorson ve ark., 2003b). Fourier

Dönüşümlü Kızılötesi Spektrofotometre (FTIR) (Chung ve Greener, 1988; Silikas ve ark., 2000b), RAMAN (Shin ve ark., 1993; Gauthier ve ark., 2005), EPR (elektron paramanyetik rezonans) (Sustercic ve ark., 1997), NMR (nükleer manyetik) (Morgan ve ark., 2000), DSC (diferansiyel tarama kalorimetresi) (Antonucci ve Toth, 1983) ve DTA (Imazato ve ark., 2001b) (diferansiyel termal analiz) gibi teknikler dönüşüm derecesini belirlemek için kullanılmıştır. FTIR spektroskopisi, katı sıvı ve gaz fazda malzemelerin araştırılması için yaygın olarak kullanılan bir tekniktir.

Maddeleri oluşturan atomlar arasındaki elektromanyetik radyasyon ve kimyasal bağların doğal titreşimleri arasındaki etkileşime dayanır. Bir molekül içindeki olası tüm titreşimler, kızılötesi bölgede bir absorpsiyon bandı ile sonuçlanmaz bu yüzden kızılötesi bölgedeki radyasyonu absorbe eden bir malzeme için, iki koşul yerine getirilmelidir: Birincisi, kızılötesi radyasyon ve moleküler titreşim frekansları arasında çakışma (rezonans) olmalıdır; ikincisi doğal titreşim sırasında dipol momentinde değişime neden olmalıdır (Chung ve Greener, 1988; Imazato ve ark., 2001b; Halvorson ve ark., 2003b; Gauthier ve ark., 2005)

Metakrilat bazlı kompozitlerde dönüşüm derecesi belirlemek için iki spektral kızılötesi bölge kullanılabilir; NIR veya MIR. MIR bölgesinde, metakrilat monomeri polimere dönüştürüldüğünden, metakrilat (C = C) gerilme emilim bandının yoğunluk (veya alan) azalmasının ölçülmesi ile dönüşüm derecesi belirlenir. NIR bölgesinde kullanılacak iki alifatik bant vardır, biri $6,165 \text{ cm}^{-1}$ (overtone =CH₂) ve diğeri $4,743 \text{ cm}^{-1}$ (=CH₂ bantları kombinasyonu). Kullanılacak olan spektral bölgeden bağımsız olarak, malzemenin, polimerizasyon işlemi sırasında yoğunluğu değiştirilmeyen stabil bir emilim bandı olduğunda, dönüşüm derecesinin belirlenmesi kolaylaştırılır. Bu bant bir normalleştirme standardı olarak kullanılır. Bu durumda örnek kalınlığını hesaba katmak gereksizdir. Genel olarak, metakrilat monomerlerine dayanan kompozitler, iç standart olarak kullanılabilen $1,583$, $1,608$ ve $4,623 \text{ cm}^{-1}$ 'de aromatik bantlar sunmaktadır. $4,623 \text{ cm}^{-1}$ 'deki bant genellikle tavsiye edilmez çünkü reçine bileşimine bağlı olarak, dönüşüm derecesi tayininde hataya yol açarak, şiddetinde hafif bir değişime uğrayabilir (Stansbury ve Dickens, 2001). Bu nedenle, kullanmadan önce bu bandın stabilitesini her zaman doğrulamak önemlidir. İzole edilmiş bir stabil bandın yokluğunda, kompoziti oluşturan C = C konsantrasyonu için bir kalibrasyon eğrisi gereklidir (Loshaek ve Fox, 1953; Bartoloni ve ark., 2000) Bu

çalışmada metakrilat monomerlerine dayanan kompozitler için iç standart olarak kullanılabilen 1637 cm^{-1} deki bant kullanıldı.

Bu çalışmada, ticari olarak satılan farklı dental kompozitlerin dönüşüm derecesi FTIR spektroskopisi kullanılarak değerlendirilmiştir. Dönüşüm derecesini değerlendirmek için malzemenin mekanik performansındaki değişiklikleri ölçmeye dayanan dolaylı tekniklerden farklı olarak, FTIR spektroskopisi, rezin matrisindeki reaksiyona girmemiş C-C'nin miktarının doğrudan tespitine izin verir. Işınlama sonrası polimerizasyonun çoğunun ilk birkaç dakikada veya ışınlamadan bir saat sonra, ışınlanma sonrası maksimum 24 saate kadar daha yavaş bir artışla gerçekleştiği gösterilmiştir. Bu yüzden çalışmamızda $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'de 24 saat beklettikten sonra dönüşüm değeri için ölçümlere başladık (HANSEN, 1983; Watts ve ark., 1987; Imazato ve ark., 2001a; Stansbury ve Dickens, 2001; Dickens ve ark., 2003).

Çalışmamızda polimerizasyon koşulları standart olarak tutulduğundan, malzemelerin dönüşüm derecesindeki farklılıklar, rezin matrisinin kimyasındaki değişikliklerden dolayı olduğu yorumlanabilir. Dönüşüm ve reaktivite derecesini etkileyen bir monomerin iki temel özelliği, kimyasal yapısının başlangıcındaki monomer viskozitesi ve esnekliğidir. Buna bağlı olarak farklı monomer sistemlerinin dönüşümünün nihai derecesi şu sırayla artar: Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA. Bis-GMA, bağlı hidroksil grupları OH ile güçlü molekül içi hidrojen bağlanması ve yapısında sert aromatik çekirdeklerin varlığı nedeniyle en viskoz ve en az esnek monomer olarak kabul edilir. UDMA, aynı zamanda, amino (NH) ve karbonil grupları (CO) arasındaki hidrojen bağı moleküller arası etkileşime bağlı olarak viskoz bir monomerdir. Bununla birlikte, UDMA'nın viskozitesi, amino (NH) grubunun hidroksil grupları (OH) ile karşılaştırıldığında zayıf hidrojen bağı nedeniyle Bis-GMA' ninkinden çok daha düşüktür. Ayrıca, UDMA monomerinin ürean yapısında amino gruplarının (NH) varlığı, polimerizasyonun devam etmesi için alternatif bir yol sağlayan karakteristik zincir transfer reaksiyonlarından sorumludur. Bu reaksiyonlar, ağ üzerinde radikal alanların hareketliliğinin artmasına ve sonuç olarak da geliştirilmiş polimerizasyon ve monomer dönüşümüne yol açar. Bu, çalışmada kullandığımız UDMA esaslı monomer sistemine sahip dental kompozitlerin yüksek reaktivitesi ve nihai dönüşüm derecesininin, çalışmamızda kullandığımız Bis-GMA esaslı kompozitlerle kıyaslandığında gözlenebilir. Bununla

birlikte çalışmamızda kullandığımız Beautifil bulk fill kompozitte görüldüğü üzere, Bis-GMA düşük viskoziteli TEGDMA monomeri ile seyreltildiğinde, polimerizasyon oranı, ağ plastikleşmesi ve dönüşüm derecesi üzerinde sinerjik bir etki gözlenmiştir. Benzer olarak yeni kompozit Nova compo-N de Bis-GMA, ULS monomeri ile kombine edilmiş ve UDMA esaslı kompozitlere benzer dönüşüm derecesi elde edilmiştir. Polimerizasyon büzülme stresi, başlangıçtaki sertleştirme ışık yoğunluğunun kontrol edilmesiyle veya polimerizasyonun erken aşamalarında düşük dönüşüm değerlerine sahip polimerizasyon inhibitör konsantrasyonunu modifiye ederek azaltılabilir (Braga ve Ferracane, 2002; Sideridou ve ark., 2002; Dickens ve ark., 2003; Khatri ve ark., 2003; Schneider ve ark., 2010)

Çalışmamızda kullandığımız dental kompozitlerle yapılan diğer çalışmalara bakıldığında ise 2015 yılında yapılan çalışmada (Jang ve ark., 2015), çalışmamızla ortak olarak SDR, Venus Bulk Fill ve Tetric N-Ceram Bulk fill kullanılmıştır. Çalışma sonucuna göre; Venüs Bulk Fill hariç çalışmada kullanılan diğer dental kompozitler alt yüzey ve üst yüzey açısından anlamlı fark göstermiş olup Venus Bulk fill göstermemiştir. SDR ve Venüs bulk fill %80 sertliğe ulaşmıştır. Ancak çalışmada Tetric N-Ceram Bulk fill dönüşüm derecesi olarak %80'e erişmemiştir. Akışkan olmayan Bulk fill kompozit olan Tetric N-Ceram Bulk Fill kompozit ışığın kompozitten geçmesine izin veren yarı saydam inorganik dolducular ve organik matriks içermektedir. Buna ek olarak ise Germanyum bazlı foto-başlatıcı olarak tarif edilen Ivocerin (Ivoclar) içerir. Üreticinin iddiasına göre Ivocerin 400 ila 450nm arasındaki bölgelerde daha yüksek emilimine bağlı olarak Kamforokinon'dan daha yüksek bir foto-sertleşme aktivitesine sahiptir. Ayrıca, bir kobaşlatıcı olarak bir amin eklenmeksizin kullanılabilir ve radikal polimerizasyonunu başlatabilen en az iki radikal oluşturur; Bu nedenle, tek radikal oluşturan kamforokinon/amin sistemlerinden daha verimlidir. Bununla birlikte, Jhang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, Tetric N-Ceram bulk fill, konvansiyonel akışkan olmayan kompozit Filltek Supreme ile karşılaştırıldığında, tabandan-yukarıya vickers sertlik oranının değerinde bir farklılık göstermemiştir (Jang ve ark., 2015).

2017 yılında yapılan çalışmada (Alkudhairy, 2017), çalışmamızla ortak olarak Tetric N-Ceram Bulk Fill, SonicFill, Filtek Bulk Fill ve SDR kullanılmıştır. Mekanik performansları basınç dayanımı testi ile değerlendirilmiş bu dört kompozitten en yüksek değere sahip olan kompozit SonicFill olmuş olup onu takiben SDR göstermiştir. En düşük değeri ise Tetric N-Ceram göstererek çalışmamızla benzer sonuçlar bulunmuştur.

Zhang ve arkadaşlarının 2016 yılında yaptığı bükülme dayanımı ile ilgili çalışmada SDR, Sonicfill ve Tetric N-Ceram Bulk Fill kompozitler kullanılmış olup Sonicfill en yüksek bükülme dayanımı göstermiştir. En düşük bükülme dayanımı ise SDR göstermiştir. Çalışmamızda kullandığımız bu üç kompozitin bükülme dayanımları bu çalışmada çıkan sonuçlarla kıyaslandığında benzer bulunmuştur (Zhang ve ark., 2016).

Sonwane ve Hambire'nin 2015 yılında yaptığı bir diğer çalışmada ise nanohibrit kompozitlerin bükülme ve basınç dayanımları kıyaslanmıştır. Çalışmamızla ortak olarak Tetric N-Ceram kullanılmıştır. Bükülme dayanımı Tetric N-Ceram 'ın değeri yüksek bulunurken çalışmada kullanılan diğer kompozitlere göre düşük bulunmuştur (Sonwane ve Hambire, 2015).

Abuelenain ve arkadaşlarının 2015 yılında yaptıkları çalışmada altı farklı kompozit kıyaslanmış olup Tetric N-Ceram, 3M firmasının üretmiş olduğu Filtek geleneksel kompozitlerinden daha düşük bükülme dayanımı göstermiştir. Bununla birlikte, Nano-hibrit bir kompozit olan Tetric N Ceram'ın mikro-hibrid Tetric N-Ceram Bulk Fill'den daha düşük bükülme dayanımına sahip olduğu bu çalışmada gösterilmiştir. Nanohibrit ve mikrohibrit doldurucu içeriğinin bükülme dayanımına etkisi olduğunda göstermiştir (Abuelenain ve ark., 2015) Tetric N- Ceram ile ilgili yapılmış çalışmalarda gerek dönüşüm derecesi gerek bükülme dayanımı açısından, çalışmamızla benzer sonuçlar bulunmuştur.

Çalışmamızda kullanılan geleneksel bir dental kompozit olan Estelite Posterior ile ilgili benzer çalışmalara bakıldığında Ilie ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada piyasada bulunan dokuz farklı mikrohibrit kompozit kıyaslanmıştır. Estelite posterior en yüksek bükülme dayanımı göstermiştir ve Tetric ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda da en yüksek bükülme

dayanıma sahip kompozit Estelite Posterior bulunmuştur. Ayrıca bu çalışmada nanohibrit ve mikrohibrit kompozitlerden şu sonuca varılmıştır; “Posterior restorasyonlar için bir rezin kompozit olan Estelite Posterior, mikro-hibrit rezin kompozitler arasında en iyi mekanik özellikleri gösterdi, ancak nano hibrit kompozitlerle kıyaslandığında ise benzer veya daha düşük performans gösterdi. Malzemenin bir özelliği, küresel şekilli dolgular içeren test edilen dental kompozitler içerisinde en yüksek doldurucu oranına sahiptir. Daha yüksek bir doldurucu oranının yanı sıra, bu durum malzemenin kırılma mukavemetini, düzensiz şekilli dolgu maddelerine sahip malzemelere kıyasla arttırmaya da imkan verir, çünkü mekanik gerilmeler, doldurucu partiküllerin açıları ve çıkıntıları üzerinde yoğunlaşma eğilimi gösterir (Ilie ve ark., 2013c). Çalışmamızda da bükülme dayanımı açısından en iyi kompozit bir geleneksel kompozit olan Estelite Posterior çıkmış olup yapılan çalışmayla paralel sonuç göstermiştir.

Alshali ve arkadaşları çalışmamızda kullanılan SDR, Venus Bulk Fill, X-trabase, Filltek Bulk Fill kompozitleri ve piyasada sık kullanılan geleneksel akışkan dört kompoziti dönüşüm derecesi açısından değerlendirmiştir. Bu çalışmada çalışmamızdan farklı olarak hemen ışınlama sonrası ve 24 saat sonrasında ölçülen dönüşüm dereceleri kıyaslanmış olup tüm materyaller (Filltek Bulk fill hariç), kürlenmeden hemen sonra elde edilenlerle karşılaştırıldığında, 37 °C'de ışınlamadan 24 saat sonra dönüşüm derecesinin önemli derecede artış gösterdi. Bu çalışmaya göre Bulk fill dolgu malzemelerinin (SDR, VenusBulk fill, Filltek Bulk fill ve XtraBase), geleneksel akışkan dental kompozitlere kıyasla nispeten düşük dönüşüm değerlerine sahip olmasında polimerizasyon davranışının etkisi olabileceği sonucuna varılmıştır. Bu çalışmada Sonuç olarak; Bulk fill kompozitlerin SDR ve Venus Bulk fill dönüşüm derecesi, genel olarak incelenen geleneksel kompozitlerle karşılaştırılabilir olmuştur. Rezin kimyasının bu malzemelerdeki polimerizasyon sürecini olumsuz olarak etkilemediği görülmektedir. Klinik olarak doldurucu oranı açısından kabul edilebilir olmakla birlikte (>% 55), bulk fill kompozit Xtra Base'in dönüşüm derecesi diğer materyallerden önemli ölçüde daha düşük olduğu bulunmuştur. Çalışmada kullanılan geleneksel akışkan kompozit yüksek konsantrasyonda TEGDMA monomerine atfedilebilecek diğer malzemelere kıyasla önemli ölçüde daha yüksek bir DC gösterdi. Çalışmada kullanılan dört Bulk fill kompozit içerisinde

en yüksek dönüşüm değerleri Venus Bulk fill ve SDR'de bulunmuştur (Alshali ve ark., 2013).

Gonçalves ve arkadaşlarının kompozitlerin dönüşüm derecesi ile ilgili yaptığı çalışmada geleneksel ve bulk fill kompozitler dönüşüm derecesi açısından kıyaslanmıştır. Çalışmada, çalışmamızla ortak olarak Aura Bulk fill, SonicFill, Filtek Bulk fill ve Venus Bulk Fill kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda Venus Bulk Fill ve Filtek Bulk fill tüm katmanlarında benzer dönüşüm oranını sağlayabildikleri gösterilmiştir. Alt tabakalar kıyaslandığında en düşük dönüşüm derecesini Filtek Bulk fill göstermiştir. Venus Bulk fill ve Sonicfill ilk 3mm' de yüksek dönüşüm derecesi gösterirken, Venus Bulk fill 4mm en iyi dönüşümü göstermiştir. Dönüşüm derecesine ilişkin olarak, değerlendirilen bulk fill rezinlerden Venus Bulk fill, Filtek Bulk fill istatistiksel olarak benzer dönüşüm değerlerini koruyabilmiştir ve en üst yüzeyle kıyaslandığında alt tabaka dönüşümlerinin% 80'ini koruduğu gösterilmiştir. Çalışmada ayrıca Aura Bulk fill ile ilgili; tabakalar arasındaki istatistiksel farklılığa rağmen, Aura hariç tüm bulk fill dolgu materyalleri 4 mm'de yüksek bir dönüşüm derecesi (% 60'dan fazla) gösterdiği belirtilmiştir (Goncalves ve ark., 2018). Bizim yaptığımız çalışmada da literatüre uygun olarak Venüs Bulk Fill, Filtek Bulk Fill ve Aura Bulk Fill dönüşüm derecesi açısından benzer bulunmuştur.

Tsujimoto ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada dental kompozitlerin bükülme dayanımları kıyaslanmıştır. Çalışmamızla benzer olarak Beautifil Bulk Fill kompozit, Tetric EvoCeram Bulk Fill, Filtek Bulk Fill ve SDR kullanılmıştır. Yaptığımız çalışmadan farklı olarak bükülme dayanımları ölçülmeden önce 20 sn, 30 sn ve 40 sn olmak üzere üç farklı ışınlama süresi de kıyaslanmıştır. Üç yüksek viskoziteli bulk fill kompozitin; Tetric Evo Ceram, Filtek ve Beautifil bükülme dayanımları 137.1 (8.4) MPa ila 125.1 (8.2) MPa arasında değişmiştir. Bu çalışmada ışıkla polimerize olan kompozitlerde polimerizasyon süresinden bağımsız olarak bu üç malzeme arasında bükülme mukavemetinde anlamlı bir fark bulunamamıştır (Tsujimoto ve ark., 2017)

6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Nova Compo-N (Imicryl), geleneksel hibrit kompozit Estelite Posterior (Tokuyama) ve sekiz farklı Bulk fill kompozitler Tetric N-Ceram (Ivoclar), Filltek Bulk fill (3M), Sonic Fill (Kerr), Xtra Base (Voco), SDR (Dentsply), Aura Bulk fill (SDI), Beautifil Bulk fill(Shofu) ve Venüs Bulk fill (Kulzer) kompozit rezinler; dönüşüm derecesi ve bükülme dayanımı açısından değerlendirildi ve su sonuçlar elde edildi;

-Test grupları arasında ortalama en yüksek dönüşüm değeri 'Beautifil Bulk Fill' ile elde edildi. Ortalama en düşük dönüşüm değeri ise 'SDR Bulk Fill' kompozitte gözlemlendi. SDI Aura, Xtra Base Bulk fill arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Beautifil Bulk Fill ve Nova Compo-N dönüşüm derecesi açısından birbirine yakın bulunmuş olup, diğer dental kompozit rezinlerden daha yüksek dönüşüm derecesi göstermişlerdir. SDR Bulk fill, Tetric N-Ceram ve Estelite Posterior arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Ayrıca Estelite Posterior, Filltek Bulk fill, Xtra base Bulk fill ve Venus Bulk fill aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Benzer şekilde Aura Bulk Fill ve Venus Bulk Fill kompozitlerde bükülme dayanımı açısından benzer bulunmuştur.

-Test grupları arasında ortalama en yüksek bükülme dayanımı değeri Estelite Posterior ile elde edildi. Ortalama en düşük bükülme dayanımı değeri ise Venus Bulk Fill kompozitte gözlemlendi. Yapılan istatistiksel analizler sonucunda bükülme dayanımı açısından Filltek Bulk fill, Xtra-Base Bulk fill, Tetric N-Ceram ve Beautifil Bulk Fill, SDR U ve Sonic Fill kompozit rezinler arasında anlamlı bir fark bulunamadı. Ayrıca Nova Compo-N ile Filltek Bulk fill, Xtra-Base Bulk fill, Tetric N-Ceram ve Beautifil Bulk Fill, SDR arasında anlamlı bir fark bulunamadı. Benzer şekilde Aura ve Venus Bulk Fill kompozitlerde bükülme dayanımı açısından benzer bulunmuştur.

-Yeni üretilmiş kompozit olan Nova Compo-N; dönüşüm derecesi açısından Beautifil Bulk Fill ve Aura Bulk Fill ile anlamlı fark göstermemiştir, bükülme dayanımı açısından ise; Filltek Bulk Fill, Xtra Base Bulk Fill, Tetric N-Ceram, Aura Bulk Fill, Beautifil Bulk Fill ve SDR Bulk Fill ile benzer bulunmuştur.

- İçeriğinde ULS monomer içeren yeni üretilen kompozit Nova Compo-N gerek dönüşüm derecesi gerek bükülme dayanımı açısından çalışmada kullandığımız diğerkompozitler kadar yeterli bulunmuştur.

- Ancak klinik başarı hakkında daha kesin bir sonuca ulaşmak için uzun dönem klinik takip çalışmalarının yapılmasına ihtiyaç vardır.



7. KAYNAKLAR

- 3M, 2015, Filtek™ Bulk Fill. <http://multimedia.3m.com/mws/media/976634O/filtek-bulk-fill-posterior-restorative-technical-product-profile.pdf>. USA.
- Abuelenain, D. A., Neel, E. A. A. ve Al-Dharrab, A., 2015, Surface and mechanical properties of different dental composites, *Austin J Dent*, 2 (2), 1-5.
- Albers, H. F., 2002, Tooth-colored restoratives: principles and techniques, PMPH-USA, p.
- Alkudhairy, F., AlKheraif, A., Naseem, M., Khan, R. ve Vohra, F., 2018, Degree of conversion and depth of cure of Ivocerin containing photo-polymerized resin luting cement in comparison to conventional luting agents, *Pakistan journal of medical sciences*, 34 (2), 253-259.
- Alkudhairy, F. I., 2017, The effect of curing intensity on mechanical properties of different bulk-fill composite resins, *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*, 9, 1-6.
- Alrahlah, A., Silikas, N. ve Watts, D., 2014, Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites, *Dental Materials*, 30 (2), 149-154.
- Alshali, R. Z., Silikas, N. ve Satterthwaite, J. D., 2013, Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals, *Dental Materials*, 29 (9), e213-e217.
- Altun, C., 2005, Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler, *Gülhane Tıp Dergisi*, 47 (1), 77-82.
- Anfe, T. E. d. A., Caneppele, T. M. F., Agra, C. M. ve Vieira, G. F., 2008, Microhardness assessment of different commercial brands of resin composites with different degrees of translucence, *Braz Oral Res*, 22 (4), 358-363.
- Antonson, D. ve Benedetto, M., 1986, Ophthalmic concerns when using visible light curing units., *Quintessence Int.*, 17, 679-682.
- Antonucci, J. M. ve Toth, E. E., 1983, Extent of polymerization of dental resins by differential scanning calorimetry, *J Dent Res*, 62 (2), 121-125.
- Anusavice, K. J. ve Phillips, R. W., 2003, Phillips' science of dental materials, *United States*, St. Louis, Mo. : Saunders, c2003., p.
- Arikawa, H., Kanie, T., Fujii, K., Takahashi, H. ve Ban, S., 2007, Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color, *Dent Mater J*, 26 (1), 38-44.
- Atabek, D., Sillelioglu, H. ve Olmez, A., 2010, The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish, *Oper Dent*, 35 (3), 362-369.
- Attar, N., Turgut, M. ve Gungor, H., 2004, The effect of flowable resin composites as gingival increments on the microleakage of posterior resin composites, *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 29 (2), 162-167.
- Bağış, Y. ve Yamanel, K., 2000, Işık ile polimerize olan kompozit rezinin renk farklılıklarının absorpsiyon katsayılarına etkisi, *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 27 (2), 151-157.
- Bala, O., Olmez, A. ve Kalayci, S., 2005, Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites, *J Oral Rehabil*, 32 (2), 134-140.
- Bartoloni, J. A., Murchison, D. F., Wofford, D. T. ve Sarkar, N. K., 2000, Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques, *J Oral Rehabil*, 27 (6), 488-493.
- Baseren, M., 2004, Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures, *Journal of Biomaterials Applications*, 19 (2), 121-134.
- Baum, L., Phillips, R. ve Lund, M., 1985, Textbook of operative dentistry., p.
- Bausch, J. R., de Lange, K., Davidson, C. L., Peters, A. ve De Gee, A. J., 1982, Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins, *Journal of prosthetic dentistry*, 48 (1), 59-67.
- Bayırlı, G. ve Şirin, Ş., 1985, Restoratif Tedavi, *İstanbul*, Taş Matbaası, p.
- Bayne, S. ve Thompson, J., 2006, Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, *Missouri*, p. 137-242.
- Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift, E. J., Stamatiades, P. ve Wilkerson, M., 1998, A characterization of first-generation flowable composites, *The Journal of the American Dental Association*, 129 (5), 567-577.
- Benetti, A. R., Havndrup-Pedersen, C., Honoré, D., Pedersen, M. K. ve Pallesen, U., 2015, Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation, *Operative dentistry*, 40 (2), 190-200.

- Bennett, A. W. ve Watts, D. C., 2004, Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time, *Dental Materials*, 20 (1), 72-79.
- Blankenau, R., Kelsey, W., Powell, G., Shearer, G., Barkmeier, W. ve Cavel, W., 1991, Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser, *American journal of Dentistry*, 4 (1), 40-42.
- Bonilla, E. D., Mardirossian, G. ve Caputo, A. A., 2001, Fracture toughness of posterior resin composites, *Quintessence Int*, 32 (3), 206-210.
- Bouschlicher, M. R., Cobb, D. S. ve Vargas, M. A., 1999, Effect of two abrasive systems on resin bonding to laboratory-processed indirect resin composite restorations, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 11 (4), 185-196.
- Braga, R. ve Ferracane, J., 2002, Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics, *Journal of Dental Research*, 81 (2), 114-118.
- Braga, R. R., Ballester, R. Y. ve Ferracane, J. L., 2005, Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review, *Dental Materials*, 21 (10), 962-970.
- Bucuta, S. ve Ilie, N., 2014a, Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites, *Clin Oral Investig*, 18 (8), 1991-2000.
- Bucuta, S. ve Ilie, N., 2014b, Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites, *Clinical oral investigations*, 18 (8), 1991-2000.
- Burgess, J., Walker, R. ve Davidson, J., 2002, Posterior resin-based composite: review of the literature, *Pediatric dentistry*, 24 (5), 465-479.
- Caldas, D., Almeida, J., Correr-Sobrinho, L., Sinhoreti, M. ve Consani, S., 2003, Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units, *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 28 (3), 315-320.
- Calheiros, F. C., Daronch, M., Rueggeberg, F. A. ve Braga, R. R., 2008, Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA: TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 84 (2), 503-509.
- Catelan, A., Briso, A. L., Sundfeld, R. H. ve Dos Santos, P. H., 2010, Effect of artificial aging on the roughness and microhardness of sealed composites, *J Esthet Restor Dent*, 22 (5), 324-330.
- Caughman, W. F., Caughman, G. B., Shiflett, R. A., Rueggeberg, F. ve Schuster, G. S., 1991, Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites, *Biomaterials*, 12 (8), 737-740.
- Ceballos, L., Fuentes, M. V., Tafalla, H., Martinez, A., Flores, J. ve Rodriguez, J., 2009, Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14 (1), E51-56.
- Cekic-Nagas, I., Egilmez, F. ve Ergun, G., 2010, The effect of irradiation distance on microhardness of resin composites cured with different light curing units, *European journal of dentistry*, 4 (4), 440-446.
- Chen, H., Manhart, J., Hickel, R. ve Kunzelmann, K.-H., 2001, Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins, *Dental Materials*, 17 (3), 253-259.
- Chen, M.-H., 2010, Update on dental nanocomposites, *Journal of Dental Research*, 89 (6), 549-560.
- Cho, E., Sadr, A., Inai, N. ve Tagami, J., 2011, Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-CT imaging and nanoindentation, *Dent Mater*, 27 (11), 1070-1078.
- Choi, K. K., Ferracane, J. L., Hilton, T. J. ve Charlton, D., 2000, Properties of packable dental composites, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12 (4), 216-226.
- Chung, K. ve Greener, E. H., 1988, Degree of conversion of seven visible light-cured posterior composites, *J Oral Rehabil*, 15 (6), 555-560.
- Chung, K., 1990, The relationship between composition and properties of posterior resin composites, *Journal of Dental Research*, 69 (3), 852-856.
- Condon, J. R. ve Ferracane, J. L., 2000, Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress, *The Journal of the American Dental Association*, 131 (4), 497-503.
- Craig, R. G., Welker, D., Rothaut, J., Krumbholz, K. G., Stefan, K. P., Dermann, K., Rehberg, H. J., Franz, G., Lehmann, K. M. ve Borchert, M., 2000, Dental materials, *Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry*.

- Crumpler, D., Heymann, H., Shugars, D., Bayne, S. ve Leinfelder, K., 1988, Five-year clinical investigation of one conventional composite and three microfilled resins in anterior teeth, *Dental Materials*, 4 (4), 217-222.
- Czasch, P. ve Ilie, N., 2013, In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites, *Clin Oral Investig*, 17 (1), 227-235.
- D'Alpino, P. H., Bechtold, J., dos Santos, P. J., Alonso, R. C., Di Hipolito, V., Silikas, N. ve Rodrigues, F. P., 2011, Methacrylate- and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure and interfacial gap formation as a function of the energy dose, *Dent Mater*, 27 (11), 1162-1169.
- da Rosa Rodolpho, P. A., Cenci, M. S., Donassollo, T. A., Loguercio, A. D. ve Demarco, F. F., 2006, A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings, *journal of dentistry*, 34 (7), 427-435.
- Davis, N., 2003, A nanotechnology composite, *Compend Contin Educ Dent*, 24 (9), 662, 665-667, 669-670.
- Dayangaç, B., 2000, Kompozit rezin restorasyonlar, Güneş Kitabevi, p.
- de Camargo, E. J., Moreschi, E., Baseggio, W., Cury, J. A. ve Pascotto, R. C., 2009, Composite depth of cure using four polymerization techniques, *Journal of applied oral science : revista FOB*, 17 (5), 446-450.
- de Paula, A. B., Tango, R. N., Sinhoreti, M. A., Alves, M. C. ve Puppim-Rontani, R. M., 2010, Effect of thickness of indirect restoration and distance from the light-curing unit tip on the hardness of a dual-cured resin cement, *Braz Dent J*, 21 (2), 117-122.
- Della Bona, Á., Rosa, V. ve Cecchetti, D., 2007, Influence of shade and irradiation time on the hardness of composite resins, *Brazilian dental journal*, 18 (3), 231-234.
- Dentsply, 2013, SDR. <http://dentsply.co.in/products/restorative/composites/sdr-2>. Almanya.
- Dewaele, M., Truffier-Boutry, D., Devaux, J. ve Leloup, G., 2006, Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited, *Dent Mater*, 22 (4), 359-365.
- Dickens, S. H., Stansbury, J., Choi, K. ve Floyd, C., 2003, Photopolymerization kinetics of methacrylate dental resins, *Macromolecules*, 36 (16), 6043-6053.
- Dietschi, D., Bindi, G., Krejci, I. ve Davidson, C., 2002, Marginal and internal adaptation of stratified compomer-composite Class II restorations, *Operative dentistry*, 27 (5), 500-509.
- Dlioniopoulos, P. ve Watts, D., 1990, Sensitivity to ambient light of visible lightcured composites., *J. Oral Rehabil.*, 17, 9-13.
- Duke, E. S., 2003, Has dentistry moved into the nanotechnology era?, *Compend Contin Educ Dent*, 24 (5), 380-382.
- Durner, J., Obermaier, J., Draenert, M. ve Ilie, N., 2012, Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites, *Dental Materials*, 28 (11), 1146-1153.
- El-Damanhoury, H. ve Platt, J., 2014, Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites, *Operative dentistry*, 39 (4), 374-382.
- El-Safty, S., Silikas, N. ve Watts, D., 2012, Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement, *Dental Materials*, 28 (8), 928-935.
- Eliades, G., Vougiouklakis, G. ve Caputo, A., 1987a, Degree of double bond conversion in light-cured composites, *Dental Materials*, 3 (1), 19-25.
- Eliades, G. C., Vougiouklakis, G. J. ve Caputo, A. A., 1987b, Degree of double bond conversion in light-cured composites, *Dent Mater*, 3 (1), 19-25.
- Federlin, M., Thonemann, B. ve Schmalz, G., 2000, Inserts–megafillers in composite restorations: a literature review, *Clinical oral investigations*, 4 (1), 1-8.
- Feng, L., Suh, B. I. ve Shortall, A. C., 2010, Formation of gaps at the filler-resin interface induced by polymerization contraction stress: Gaps at the interface, *Dent Mater*, 26 (8), 719-729.
- Ferracane, J. ve Greener, E., 1986, The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins, *Journal of biomedical materials research*, 20 (1), 121-131.
- Ferracane, J., 1995a, Current trends in dental composites, *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 6 (4), 302-318.
- Ferracane, J., Mitchem, J., Condon, J. ve Todd, R., 1997, Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure, *Journal of Dental Research*, 76 (8), 1508-1516.
- Ferracane, J. L., 1985, Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins, *Dental Materials*, 1 (1), 11-14.
- Ferracane, J. L., 1995b, Current trends in dental composites, *Crit Rev Oral Biol Med*, 6 (4), 302-318.

- Ferracane, J. L., 2011, Resin composite—state of the art, *Dental Materials*, 27 (1), 29-38.
- Fujita, K., Ikemi, T. ve Nishiyama, N., 2011, Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite, *Dent Mater*, 27 (11), 1079-1085.
- Galvão, M. R., Caldas, S. G. F. R., Bagnato, V. S., de Souza Rastelli, A. N. ve de Andrade, M. F., 2013, Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips, *European journal of dentistry*, 7 (1), 86.
- Gamarra, V. S. S., Borges, G. A., Junior, L. H. B. ve Spohr, A. M., 2018, Marginal adaptation and microleakage of a bulk-fill composite resin photopolymerized with different techniques, *Odontology*, 106 (1), 56-63.
- Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J. ve Neiva, G., 2014, Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins, *Operative dentistry*, 39 (4), 441-448.
- Garg, N. ve Garg, A., 2010, Textbook of operative dentistry, Boydell & Brewer Ltd, p. 252.
- Gauthier, M. A., Stangel, I., Ellis, T. H. ve Zhu, X. X., 2005, A new method for quantifying the intensity of the C=C band of dimethacrylate dental monomers in their FTIR and Raman spectra, *Biomaterials*, 26 (33), 6440-6448.
- Gerzina, T. ve Hume, W., 1994, Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro, *Journal of oral rehabilitation*, 21 (4), 463-468.
- Goncalves, F., Campos, L. M. P., Rodrigues-Junior, E. C., Costa, F. V., Marques, P. A., Francci, C. E., Braga, R. R. ve Boaro, L. C. C., 2018, A comparative study of bulk-fill composites: degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity, *Braz Oral Res*, 32, e17.
- Gordan, V. V., Mjor, I. A., Blum, I. R. ve Wilson, N., 2003, Teaching students the repair of resin-based composite restorations: a survey of North American dental schools, *J Am Dent Assoc*, 134 (3), 317-323; quiz 338-319.
- Halvorson, R. H., Erickson, R. L. ve Davidson, C. L., 2003a, The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite, *Dental Materials*, 19 (4), 327-333.
- Halvorson, R. H., Erickson, R. L. ve Davidson, C. L., 2003b, The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite, *Dent Mater*, 19 (4), 327-333.
- HANSEN, E. K., 1983, After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source, *European journal of oral sciences*, 91 (5), 406-410.
- Hansen, E. K. ve Asmussen, E., 1993, Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin, *European journal of oral sciences*, 101 (1), 62-64.
- Harrington, E. ve Wilson, H., 1993, Depth of cure of radiation-activated materials—effect of mould material and cavity size, *journal of dentistry*, 21 (5), 305-311.
- Hatrick, C. D. ve Eakle, W. S., 2015, Dental Materials-E-Book: Clinical Applications for Dental Assistants and Dental Hygienists, Elsevier Health Sciences, p.
- Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M. ve Anusavice, K., 1998, New direct restorative materials, *International Dental Journal*, 48 (1), 3-16.
- Hilton, T. J., Schwartz, R. S. ve Ferracane, J. L., 1997, Microleakage of four Class II resin composite insertion techniques at intraoral temperature, *Quintessence International*, 28 (2).
- Hofmann, N., Hugo, B., Schubert, K. ve Klaiber, B., 2000, Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites, *Clin Oral Investig*, 4 (3), 140-147.
- Hubbezoglu, I., Bolayir, G., Dogan, O. M., Dogan, A., Ozer, A. ve Bek, B., 2007, Microhardness evaluation of resin composites polymerized by three different light sources, *Dent Mater J*, 26 (6), 845-853.
- Ikejima, I., Nomoto, R. ve McCabe, J. F., 2003, Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation, *Dental Materials*, 19 (3), 206-211.
- Ilie, N. ve Hickel, R., 2007, Quality of curing in relation to hardness, degree of cure and polymerization depth measured on a nano-hybrid composite, *American journal of Dentistry*, 20 (4), 263-268.
- Ilie, N. ve Hickel, R., 2011, Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology, *Dental materials*, 27 (4), 348-355.
- Ilie, N., Bucuta, S. ve Draenert, M., 2013a, Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance, *Operative dentistry*, 38 (6), 618-625.
- Ilie, N., Kessler, A. ve Durner, J., 2013b, Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites, *J Dent*, 41 (8), 695-702.

- Ilie, N., Rencz, A. ve Hickel, R., 2013c, Investigations towards nano-hybrid resin-based composites, *Clinical oral investigations*, 17 (1), 185-193.
- Imazato, S., McCabe, J., Tarumi, H., Ehara, A. ve Ebisu, S., 2001a, Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR, *Dental Materials*, 17 (2), 178-183.
- Imazato, S., McCabe, J. F., Tarumi, H., Ehara, A. ve Ebisu, S., 2001b, Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR, *Dent Mater*, 17 (2), 178-183.
- Imicryl, 2014, NOVA COMPO–N. http://www.imicryl.com.tr/tr/urun/Nova_Compo-N. Türkiye.
- Isufi, A., Plotino, G., Grande, N. M., Ioppolo, P., Testarelli, L., Bedini, R., Al-Sudani, D. ve Gambarini, G., 2016, Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with a bulkfill flowable material and a resin composite, *Annali di stomatologia*, 7 (1-2), 4-10.
- Ivoclar, 2012, Tetric® N-Ceram Bulkfill Composite. <http://www.ivoclarvivadent.in/en-in/p/all/tetric-n-ceram-bulk-fill>. Lichteststein.
- Jackson, R. D. ve Morgan, M., 2000, THE NEW POSTERIOR RESINS AND: A SIMPLIFIED PLACEMENT TECHNIQUE, *The Journal of the American Dental Association*, 131 (3), 375-383.
- Jang, J., Park, S. ve Hwang, I., 2015, Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin, *Operative dentistry*, 40 (2), 172-180.
- Jin, X., Bertrand, S. ve Hammesfahr, P., 2009, New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress, *J Dent Res*, 88 (Spec Iss A), 1651.
- Jones, D. ve Chem, C., 1998, Dental Composite Biomaterials, *J. Can. Dent. Assoc.*, p. 732-734.
- Jung, M., Sehr, K. ve Klimek, J., 2007, Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing, *Operative dentistry*, 32 (1), 45-52.
- Kanca 3rd, J., 1985, Visible light-activated posterior composite resins--a comparison of surface hardness and uniformity of cure, *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 16 (5), 345.
- Kelsey, W., Latta, M., Shaddy, R. ve Stanislav, C., 2000, Physical properties of three packable resin-composite restorative materials, *Operative dentistry*, 25 (4), 331-335.
- Kelsey, W. P., 3rd, Blankenau, R. J. ve Powell, G. L., 1991, Application of the argon laser to dentistry, *Lasers Surg Med*, 11 (6), 495-498.
- Kerr, 2011, SonicFill™. https://www.airforcemedicine.af.mil/Portals/1/Documents/DECS/Product_Evaluations/Equip/MISC/Kerr_SonicFill_Sonic_Activated_Composite_Placement_System.pdf. USA.
- Kerr, 2015, SonicFill™ 2. <https://embed.widencdn.net/download/kavokerr/8dteyowcul/SonicFill-2-Product-Brochure.pdf?u=18sth1>. USA. DMC1911.
- Khatri, C. A., Stansbury, J. W., Schultheisz, C. R. ve Antonucci, J. M., 2003, Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA, *Dental Materials*, 19 (7), 584-588.
- Kim, E.-H., Jung, K.-H., Son, S.-A., Hur, B., Kwon, Y.-H. ve Park, J.-K., 2015, Effect of resin thickness on the microhardness and optical properties of bulk-fill resin composites, *Restorative dentistry & endodontics*, 40 (2), 128-135.
- Kiremitçi, A., 2000, Akiskan (flowable) kompozitler. *Hacettepe Üniv. Dis Hek. Fak. Derg.*, 24, 10-12.
- Klapdohr, S. ve Moszner, N., 2005, New inorganic components for dental filling composites, *Monatshefte für Chemie/Chemical Monthly*, 136 (1), 21-45.
- Knežević, A., Tarle, Z., Meniga, A., Šutalo, J., Pichler, G. ve Ristić, M., 2001, Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes, *Journal of oral rehabilitation*, 28 (6), 586-591.
- Knobloch, L., Kerby, R., Clelland, N. ve Lee, J., 2004, Hardness and degree of conversion of posterior packable composites, *Oper Dent*, 29 (6), 642-649.
- Korkmaz, Y., Ozel, E., Attar, N. ve Aksoy, G., 2008, The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites, *Operative dentistry*, 33 (1), 44-50.
- Koupis, N. S., Vercruyssen, C. W., Marks, L. A., Martens, L. C. ve Verbeeck, R. M., 2004, Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer, *Dental Materials*, 20 (10), 908-914.
- Kulzer, 2015, Venus Bulk Fill. https://www.kulzer.com/en/int/dentist/products_from_a_to_z/venus_2/venus_bulkfill.aspx. Almanyaya.

- Kurachi, C., Tuboy, A. M., Magalhães, D. V. ve Bagnato, V. S., 2001, Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices, *Dental Materials*, 17 (4), 309-315.
- Kusgoz, A., Ulker, M., Yesilyurt, C., Yoldas, O. H., Ozil, M. ve Tanriver, M., 2011, Silorane-based composite: depth of cure, surface hardness, degree of conversion, and cervical microleakage in Class II cavities, *J Esthet Restor Dent*, 23 (5), 324-335.
- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. ve Vanherle, G., 1999a, Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives, *Dental Materials*, 15 (2).
- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. ve Vanherle, G., 1999b, Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives, *Dental Materials*, 15 (2), 128-137.
- Lazarchik, D. A., Hammond, B. D., Sikes, C. L., Looney, S. W. ve Rueggeberg, F. A., 2007, Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins, *J Prosthet Dent*, 98 (2), 129-140.
- Leinfelder, K., Radz, G. ve Nash, R., 1998, A report on a new condensable composite resin, *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 19 (3), 230.
- Leinfelder, K. F., 1995, Posterior composite resins: the materials and their clinical performance, *The Journal of the American Dental Association*, 126 (5), 663-664.
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J. ve Leloup, G., 2014a, Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites, *journal of dentistry*, 42 (8), 993-1000.
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J. ve Leloup, G., 2014b, Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites, *J Dent*, 42 (8), 993-1000.
- Li, J., Nicander, I., von Beetzen, M. ve Sundstrom, F., 1996, Influence of paste temperature at curing on conversion rate and bending strength of light-cured dental composites, *J Oral Rehabil*, 23 (5), 298-301.
- Lindberg, A., 2005, Resin composites: sandwich restorations and curing techniques, *Odontologi*.
- Lopes, G. C., Franke, M. ve Maia, H. P., 2002, Effect of finishing time and techniques on marginal sealing ability of two composite restorative materials, *J Prosthet Dent*, 88 (1), 32-36.
- Loshaek, S. ve Fox, T., 1953, Cross-linked polymers. I. Factors influencing the efficiency of cross-linking in copolymers of methyl methacrylate and glycol dimethacrylates¹, *Journal of the American Chemical Society*, 75 (14), 3544-3550.
- Lutz, F. ve Phillips, R. W., 1983, A classification and evaluation of composite resin systems, *J Prosthet Dent*, 50 (4), 480-488.
- Malmstrom, H., Schlueter, M., Roach, T. ve Moss, M., 2002, Effect of thickness of flowable resins on marginal leakage in class II composite restorations, *Operative dentistry*, 27 (4), 373-380.
- Manhart, J., Kunzelmann, K.-H., Chen, H. ve Hickel, R., 2000, Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins, *Dental Materials*, 16 (1), 33-40.
- Marovic, D., Taubock, T. T., Attin, T., Panduric, V. ve Tarle, Z., 2015, Monomer conversion and shrinkage force kinetics of low-viscosity bulk-fill resin composites, *Acta Odontol Scand*, 73 (6), 474-480.
- McCabe, J. F. ve Walls, A. W., 2013, Applied dental materials, John Wiley & Sons, p.
- Miletic, V., 2018, Dental Composite Materials for Direct Restorations, Springer, p.
- Mitra, S. B., Wu, D. ve Holmes, B. N., 2003, An application of nanotechnology in advanced dental materials, *The Journal of the American Dental Association*, 134 (10), 1382-1390.
- Mobarak, E., Elsayad, I., Ibrahim, M. ve El-Badrawy, W., 2009, Effect of LED light-curing on the relative hardness of tooth-colored restorative materials, *Oper Dent*, 34 (1), 65-71.
- Moore, B. K., Platt, J. A., Borges, G., Chu, T. M. ve Katsilieri, I., 2008, Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades, *Oper Dent*, 33 (4), 408-412.
- Morgan, D. R., Kalachandra, S., Shobha, H. K., Gunduz, N. ve Stejskal, E. O., 2000, Analysis of a dimethacrylate copolymer (bis-GMA and TEGDMA) network by DSC and ¹³C solution and solid-state NMR spectroscopy, *Biomaterials*, 21 (18), 1897-1903.
- Moszner, N., Fischer, U. K., Ganster, B., Liska, R. ve Rheinberger, V., 2008, Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials, *Dental Materials*, 24 (7), 901-907.
- Murchison, D., Burke, F. ve Worthington, R., 1999, Restorative Dentistry: Incisal edge reattachment: indications for use and clinical technique, *British dental journal*, 186 (12), 614.
- Nandini, S., 2010, Indirect resin composites, *Journal of conservative dentistry : JCD*, 13 (4), 184-194.

- O'Brien, W. J., 2002, Dental materials and their selection.
- Okida, R. C., Mandarino, F., Sundfeld, R. H., de Alexandre, R. S. ve Sundefeld, M. L. M., 2008, In vitro-evaluation of secondary caries formation around restoration, *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 49 (3), 121-128.
- Orłowski, M., Tarczydło, B. ve Chałas, R., 2015, Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: in vitro study, *The Scientific World Journal*, 2015.
- Ozcan, M., Pfeiffer, P. ve Nergiz, I., 2002, Marginal adaptation of ceramic inserts after cementation, *Operative dentistry*, 27 (2), 132-136.
- Ozturk, B., Cobanoglu, N., Cetin, A. R. ve Gunduz, B., 2013, Conversion degrees of resin composites using different light sources, *European journal of dentistry*, 7 (1), 102.
- Pappas, S. P., 2013, Radiation curing: science and technology, Springer Science & Business Media, p.
- Par, M., Lapas-Barisic, M., Gamulin, O., Panduric, V., Spanovic, N. ve Tarle, Z., 2016, Long Term Degree of Conversion of two Bulk-Fill Composites, *Acta stomatologica Croatica*, 50 (4), 292-300.
- Park, J., Chang, J., Ferracane, J. ve Lee, I. B., 2008, How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling?, *Dent Mater*, 24 (11), 1501-1505.
- Park, S. H., Noh, B. D., Ahn, H. J. ve Kim, H. K., 2004, Celluloid strip-finished versus polished composite surface: difference in surface discoloration in microhybrid composites, *J Oral Rehabil*, 31 (1), 62-66.
- Park, Y.-J., Chae, K.-H. ve Rawls, H., 1999, Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins, *Dental Materials*, 15 (2), 120-127.
- Payne, J. H., 1999, The marginal seal of Class II restorations: flowable composite resin compared to injectable glass ionomer, *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 23 (2), 123.
- Pehlivan, N. ve Karacaer, Ö., 2014, Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi, *Acta Odontologica Turcica*, 31 (3), 160-166.
- Peutzfeldt, A., 1997, Resin composites in dentistry: the monomer systems, *European journal of oral sciences*, 105 (2), 97-116.
- Philips, R., 1982, Skinner's science of dental materials, London, WB Saunders Company, p.
- Phillips, R., 1996, Restorative Resins; in Science of Dental Materials, Philadelphia, Saunders Co, p. 273-299.
- Pianelli, C., Devaux, J., Bebelman, S. ve Leloup, G., 1999, The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins, *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 48 (5), 675-681.
- Pilo, R., Oelgiesser, D. ve Cardash, H., 1999, A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use, *journal of dentistry*, 27 (3), 235-241.
- Pires, J. A. F., Cvitko, E., Denehy, G. E. ve Swift Jr, E. J., 1993, Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness, *Quintessence International*, 24 (7).
- Polydorou, O., König, A., Hellwig, E. ve Kümmerer, K., 2009, Long-term release of monomers from modern dental-composite materials, *European journal of oral sciences*, 117 (1), 68-75.
- Price, R. B., Murphy, D. G. ve Dérand, T., 2000, Light energy transmission through cured resin composite and human dentin, *Quintessence International*, 31 (9).
- Rahiotis, C., Kakaboura, A., Loukidis, M. ve Vougiouklakis, G., 2004, Curing efficiency of various types of light-curing units, *European journal of oral sciences*, 112 (1), 89-94.
- Rheinberger, V., Salz, U., Grabher, K., Fischer, U. K. ve Moszner, N., 2001, Ion-releasing composite material, Google Patents.
- Ritter, A. V., Ghaname, E. ve Pimenta, L. A., 2009, Dentin and enamel bond strengths of dual-cure composite luting agents used with dual-cure dental adhesives, *journal of dentistry*, 37 (1), 59-64.
- Ritter, A. V., 2017, Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book, Elsevier Health Sciences, p.
- Rueggeberg, F. A. ve Margeson, D. H., 1990, The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system, *J Dent Res*, 69 (10), 1652-1658.
- Rueggeberg, F. A., Caughman, W. F. ve Curtis, J. W., Jr., 1994, Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite, *Oper Dent*, 19 (1), 26-32.
- Sakaguchi, R., Douglas, W. ve Peters, M., 1992, Curing light performance and polymerization of composite restorative materials, *journal of dentistry*, 20 (3), 183-188.

- Sakaguchi, R. L. ve Powers, J. M., 2012, Craig's restorative dental materials-e-book, Elsevier Health Sciences, p.
- Saygılı, G., Şahmalı, S. ve Demirel, F., 2003, Changes in the mechanical properties of tooth-colored direct restorative materials in relation to time, *Polymers for Advanced Technologies*, 14 (9), 616-622.
- Schneider, L. F. J., Cavalcante, L. M. ve Silikas, N., 2010, Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: a review, *Journal of dental biomechanics*, 2010.
- Scougall-Vilchis, R. J., Hotta, Y., Hotta, M., Isono, T. ve Yamamoto, K., 2009, Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer, *Dent Mater J*, 28 (1), 102-112.
- SDI, 2017, aura bulk fill. <http://www.scielo.br/pdf/bor/v32/1807-3107-bor-1807-3107bor-2018vol320017.pdf>. Almanya.
- Shathi, I. J., Hossain, M., Gafur, M. A., Rana, M. S. ve Alam, M. S., A comparative study of microleakage between giomer and ormocer restoration in class I cavity of first permanent premolar teeth in vivo, *Bangabandhu Sheikh Mujib Medical University Journal*, 10 (4), 214-218.
- Shin, W. S., Li, X. F., Schwartz, B., Wunder, S. L. ve Baran, G. R., 1993, Determination of the degree of cure of dental resins using Raman and FT-Raman spectroscopy, *Dent Mater*, 9 (5), 317-324.
- Shofu, 2017, Beautifil-Bulk Restorative. http://www.shofu.com/shofu_images/DFU/beautifil-bulk%20restorative.pdf.
- Shortall, A., Wilson, H. ve Harrington, E., 1995a, Depth of cure of radiation-activated composite restoratives-Influence of shade and opacity, *Journal of oral rehabilitation*, 22 (5), 337-342.
- Shortall, A. C., Wilson, H. J. ve Harrington, E., 1995b, Depth of cure of radiation-activated composite restoratives--influence of shade and opacity, *J Oral Rehabil*, 22 (5), 337-342.
- Sideridou, I., Tserki, V. ve Papanastasiou, G., 2002, Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins, *Biomaterials*, 23 (8), 1819-1829.
- Silikas, N., Eliades, G. ve Watts, D., 2000a, Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain, *Dental Materials*, 16 (4), 292-296.
- Silikas, N., Eliades, G. ve Watts, D. C., 2000b, Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain, *Dent Mater*, 16 (4), 292-296.
- Simanlar, Ö. B., 2004, Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları, *İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları*.
- Sonwane, S. R. ve Hambire, U. V., 2015, Comparison of flexural & compressive strengths of nano hybrid composites, *Inter J Engin Trends and Applications (IJETA)*, 2 (2), 47-52.
- Stansbury, J. ve Dickens, S. H., 2001, Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy, *Dental Materials*, 17 (1), 71-79.
- Stansbury, J. W., 2000, Curing dental resins and composites by photopolymerization, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12 (6), 300-308.
- Stansbury, J. W., Trujillo-Lemon, M., Lu, H., Ding, X., Lin, Y. ve Ge, J., 2005, Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites, *Dental Materials*, 21 (1), 56-67.
- Stoddard, J. W. ve Johnson, G. H., 1991, An evaluation of polishing agents for composite resins, *Journal of prosthetic dentistry*, 65 (4), 491-495.
- Sustercic, D., Cevc, P., Funduk, N. ve Pintar, M. M., 1997, Determination of curing time in visible-light-cured composite resins of different thickness by electron paramagnetic resonance, *J Mater Sci Mater Med*, 8 (8), 507-510.
- Şahinci, Ü. ve Yıldırım, S. Ö., 2018, XRF, FT-IR Spektroskopik Yöntemleri ve SEM Yöntemi Kullanılarak Üç Dental Kompozit Örneklerin İncelenmesi, *Journal of Science and Engineering*, 20 (60).
- Tarle, Z., Meniga, A., Knežević, A., Štalo, J., Ristić, M. ve Pichler, G., 2002, Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit, *Journal of oral rehabilitation*, 29 (7), 662-667.
- Terry, D. A., 2004, Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1--The evolution of contemporary composite materials, *Pract Proced Aesthet Dent*, 16 (6), 417-422.
- Tokuyama, 2014, Estelite® Posterior. <http://www.tokuyama-dental.com/tdc/composites/posterior.html>. Japonya.

- Topcu, F. T., Erdemir, U., Sahinkesen, G., Yildiz, E., Uslan, I. ve Acikel, C., 2010, Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 92 (2), 470-478.
- Touati, B., 1996, The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review, *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*, 8 (7), 657-666; quiz 668.
- Tsai, P. C., Meyers, I. A. ve Walsh, L. J., 2004, Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights, *Dent Mater*, 20 (4), 364-369.
- Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Takamizawa, T., Latta, M. A. ve Miyazaki, M., 2017, Depth of cure, flexural properties and volumetric shrinkage of low and high viscosity bulk-fill composites and resin composites, *Dent Mater J*, 36 (2), 205-213.
- Tung, F. F., Estafan, D. ve Scherer, W., 2000a, Microleakage of a condensable resin composite: An in vitro investigation, *Quintessence International*, 31 (6).
- Tung, F. F., Hsieh, W. W. ve Estafan, D., 2000b, In vitro microleakage study of a condensable and flowable composite resin, *General dentistry*, 48 (6), 711-715.
- Uctasli, M. B., Bala, O. ve Gullu, A., 2004, Surface roughness of flowable and packable composite resin materials after finishing with abrasive discs, *J Oral Rehabil*, 31 (12), 1197-1202.
- Uctasli, M. B., Arisu, H. D., Omurlu, H., Eliguzeloglu, E., Ozcan, S. ve Ergun, G., 2007, The effect of different finishing and polishing systems on the surface roughness of different composite restorative materials, *J Contemp Dent Pract*, 8 (2), 89-96.
- Unterbrink, G. L. ve Liebenberg, W. H., 1999, Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations, *Quintessence International*, 30 (4).
- Ure, D. ve Harris, J., 2003, Nanotechnology in dentistry: reduction to practice, *Dental update*, 30 (1), 10-15.
- Ünlü, N. ve Çetin, A. R., 2008, Kompozit Rezin Materyallerin İçeriklerindeki Yeni Gelişmeler, *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 14 (3), 156-167.
- Van Noort, R., 2014, Introduction to Dental Materials-E-Book, Elsevier Health Sciences, p.
- Vargas, M. A., Cobb, D. S. ve Schmit, J. L., 1998, Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light, *Oper Dent*, 23 (2), 87-93.
- Venhoven, B. A., de Gee, A. J. ve Davidson, C. L., 1993, Polymerization contraction and conversion of light-curing BisGMA-based methacrylate resins, *Biomaterials*, 14 (11), 871-875.
- Venturini, D., Cenci, M. S., Demarco, F. F., Camacho, G. B. ve Powers, J. M., 2006, Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations, *Oper Dent*, 31 (1), 11-17.
- Voco, 2012, X-tra base. <https://www.voco.dental/en/products/direct-restoration/composites/x-tra-base.aspx>. Almanya.
- Wakefield, C. W. ve Kofford, K. R., 2001, Advances in restorative materials, *Dental Clinics of North America*, 45 (1), 7-29.
- Walker, M. P., Haj-Ali, R., Wang, Y., Hunziker, D. ve Williams, K. B., 2006, Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties, *Dental Materials*, 22 (11), 1002-1007.
- Watts, D., Amer, O. ve Combe, E., 1987, Surface hardness development in light-cured composites, *Dental Materials*, 3 (5), 265-269.
- Wendl, B., Droschl, H. ve Kern, W., 2004, A comparative study of polymerization lamps to determine the degree of cure of composites using infrared spectroscopy, *The European Journal of Orthodontics*, 26 (5), 545-551.
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J.-P. ve Vanherle, G., 1992, A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics, *Dental Materials*, 8 (5), 310-319.
- Wilson, N. ve Norman, R., 1991, Five-year findings of a multiclinical trial for posterior composite, *Journal of dentistry*, 19 (3), 153-159.
- Xu, H. H., Weir, M. D. ve Sun, L., 2009, Calcium and phosphate ion releasing composite: effect of pH on release and mechanical properties, *Dental Materials*, 25 (4), 535-542.
- Yap, A., 2000, Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time, *Operative dentistry*, 25 (2), 113-120.
- Yap, A. U., Tan, S. H., Wee, S. S., Lee, C. W., Lim, E. L. ve Zeng, K. Y., 2001, Chemical degradation of composite restoratives, *J Oral Rehabil*, 28 (11), 1015-1021.
- Yoon, T. H., Lee, Y. K., Lim, B. S. ve Kim, C. W., 2002, Degree of polymerization of resin composites by different light sources, *Journal of oral rehabilitation*, 29 (12), 1165-1173.

- Yoshida, K., Tsuo, Y. ve Atsuta, M., 2006, Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 77 (1), 28-33.
- Yu, P., Yap, A. ve Wang, X. Y., 2017, Degree of Conversion and Polymerization Shrinkage of Bulk-Fill Resin-Based Composites, *Oper Dent*, 42 (1), 82-89.
- Zhang, H., Zhang, M. L., Qiu, L. H., Yu, J. T. ve Zhan, F. L., 2016, [Comparison of wear resistance and flexural strength of three kinds of bulk-fill composite resins], *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*, 25 (3), 292-295.



8.ÖZGEÇMİŞ

02.10.1986 yılında Ankara’da doğdu. İlköğretimi; Namık Kemal İlk Öğretim Okulu’nda, orta öğretimini Çankaya İncesu Anadolu Lisesi’nde tamamladı. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinden 2011 yılında mezun oldu. 2012 yılında vatani görevini başarıyla tamamladı. 2012 yılında Emirdağ Devlet Hastanesinde çalışmaya başladı. Üç yıllık hizmetin ardından 2016 yılından beri Selçuk Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi bölümünde görev yapmaktadır.

