

**T.C.  
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YENİ NESİL BULK FİLL KOMPOZİTLERİN  
SİTOTOKSİSİTELERİNİN VE FİZİKSEL  
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**REYHAN ŞİŞMAN**

**İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ ve SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HASTALIKLARI ve TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
ORTAK DOKTORA PROGRAMI**

**DANIŞMAN**

**Doç.Dr. Muhammet YALÇIN**

**MALATYA-2014**

**T.C.  
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YENİ NESİL BULK FİLL KOMPOZİTLERİN  
SİTOTOKSİSİTELERİNİN VE FİZİKSEL  
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

**REYHAN ŞIŞMAN**

**Danışman Öğretim Üyesi: Doç. Dr. Muhammet YALÇIN  
Ortak Tez Danışmanı: Doç. Dr. Mustafa ÜLKER**

**Bu araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından  
2013/192 proje numarası ile desteklenmiştir.**

**MALATYA-2014**

**ONAY SAYFASI**

iii

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Bu çalışma jürimiz tarafından Dış Hastalıkları ve Tedavisi Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

İmza

Jüri Başkanı Prof. Dr. Bora ÖZTÜRK  
Selçuk Üniversitesi

Danışman Doç. Dr. Muhammet YALÇIN  
İnönü Üniversitesi

Ortak Tez Danışmanı Doç. Dr. Mustafa ÜLKER  
Selçuk Üniversitesi

Üye Doç. Dr. Cemal YEŞİLYURT  
Karadeniz Teknik Üniversitesi

Üye: Yrd. Doç. Dr. Neslihan ŞİMŞEK  
İnönü Üniversitesi

ONAY :

Bu tez, İnönü Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu ...../...../ 20.... tarih ve 20.../.....sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Yusuf TÜRKÖZ  
Enstitü Müdürü

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca yardımlarını esirgemeyen ve bana her zaman yol gösteren danışman hocam Doç. Dr. Muhammet YALÇIN' a

Bu uzun süreçte desteklerini ve sabırlarını esirgemeyen Yrd.Doç. Dr. Hacer TURGUT' a ve Yrd. Doç. Dr. Burak DAYI' ya ve çalışma arkadaşlarım Dt. İbrahim UMAR' a ve Arş. Gör. Dt. Hakan KAMALAK' a;

Çalışmaları gerçekleştirmedeki yardım ve desteklerinden dolayı Canan YALÇIN' a, Gökhan KIRAT' a ve İhsan AKŞİT' e;

Sitotoksiste çalışmalarını gerçekleştirmedeki yardımlarından dolayı Prof. Dr. Erdal KARAÖZ' e ve Ayça AKSOY' a;

Bu projeye maddi destek sağlayan İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Başkanlığı'na

Sonsuz sevgilerini ve desteklerini hep hissettiğim, canım annem, babam, eşim ve oğlum' a

Sonsuz teşekkür ederim....

## ÖZET

**Amaç:**Bu çalışmanın amacı yeni nesil bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon büzölmelerini, yüzey özelliklerini, sitotoksitelerini ve ısı iletim özelliklerini araştırmak ve karşılaştırmalı olarak incelemektir.

**Gereç ve Yöntem:** Bu çalışma deneysel bir araştırma olup, bu çalışmada SDR, Tetric Evo Ceram Bulk Fill (TEC), X-trafil (XTF), Sonic Fill (SF), Filtek Bulk Fill (FBF) isimli beş farklı bulk fill kompozit rezin kullanıldı. Bu kompozit rezinlerin polimerizasyon büzölmeleri  $\mu$ CT cihazı ile ölçöldü. Bu amaçla her bir grup için 5 adet olmak üzere 5 mm çapında 4 mm yüksekliğinde silindirik kalıplara bulk fill kompozit rezinler yerleştirildi ve  $\mu$ CT cihazı ile tarandı. İlk taramaları bittikten sonra örnekler LED ışık cihazı ile 20 sn boyunca polimerize edildi ve tekrar tarandı. Görüntülerin  $\mu$ CT analizi yapılarak polimerizasyon sonrası büzölmeler hesaplandı.

Kompozit rezinlerin yüzey özelliklerinin araştırılması amacıyla atomik kuvvet mikroskobu (AKM) kullanıldı. Bulk fill kompozit rezinler alt ve üst yüzeyleri açık 5 mm çapında 4 mm yüksekliğindeki kalıplara yerleştirildi ve her bir grup için toplam 5 adet örnek hazırlandı. Örneklerin alt ve üst yüzeylerinin sırasıyla pürüzlölük ve nano sertlik ölçümleri AKM ile yapıldı.

Bulk fill kompozit rezinlerin sitotoksitelerinin araştırılması amacıyla diş pulpası kök hücreleri (DPKH) kullanıldı. Her bir gruptan 5 adet olmak üzere 5 mm çapında 4 mm yüksekliğinde kompozit rezin diskler elde edildi ve WST-1 testi ile bu kompozit rezinlerin 1, 7, 14 ve 21. günlerdeki sitotoksiteleri araştırıldı.

Isı iletkenlik ölçümleri için her bir gruptan 5 adet olmak üzere 5 mm çapında 4 mm yüksekliğinde kompozit rezin diskleri elde edildi ve 0 ° C ve 70 ° C' lerdeki ısı iletim özellikleri Physical Properties Measurement System (PPMS) cihazı kullanılarak ölçöldü.

**Bulgular:** Gruplar arasında polimerizasyon büzölmesi değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ( $p>0.05$ ).

Grupların üst yüzey nano sertlik değerleri TEC grubunda SF, SDR, FBF ve XTF grubuna göre anlamlı derecede daha yüksektir ( $p<0.05$ ).Grupların ortalama alt yüzey ve üst yüzeyleri arası nano sertlik değerleri karşılaştırıldıklarında XTF

grubunda alt yüzeylerin nano sertlik değerlerianlamli derecede daha azdır ( $p<0.05$ ). Diğer gruplarda anlamlı bir farklılık yoktur.

Çalışmada kullanılan bulk fill kompozitlerde üst yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ( $p>0.05$ ). Grupların üst yüzey ve alt yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldıklarında SDR grubunda alt yüzeylerin değerleri anlamlı derecede daha fazla bulunurken ( $p<0.05$ ), diğer gruplarda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ( $p>0.05$ ).

WST-1 deneyinin sonuçlarına göre; 21.günde canlı hücre sayıları kontrol grubuyla kıyaslandığında tüm gruplarda daha azdır.

Isı iletkenlik ölçümlerinin sonuçlarına göre grupların  $0^{\circ}$  Cve  $70^{\circ}$  C' lerdeki ısı iletkenlikleri XTF ve SF gruplarında FBF, SDR ve TEC gruplarına göre anlamlı derecede daha yüksektir.

**Sonuçlar:** Bu sonuçlar doğrultusunda bulk fill kompozit rezinlerin uygulama kolaylığı sağlaması açısından avantajları bulunsada polimerizasyon büzülmesi ve sitotoksisite açısından bazı dezavantajları bulunabilir.

**Anahtar kelimeler:** Bulk fill Kompozit, Sitotoksisite, Nano sertlik, Polimerizasyon büzülmesi, Isı iletimi

## ABSTRACT

### **Investigation of Cytotoxicity and Physical Properties of Bulk Fill Composites**

**Purpose:** The aim of this study is to study and comparatively examine the surface features, cytotoxicity, heat conductivity features and polymerization shrinkage of new generation bulk fill composite resins

**Materials and Methods:** Five different resins which are named as SDR, Tetric Evo Ceram Bulk Fill (TEC), X-trafil (XTF), Sonic Fill (SF), Filtek Bulk Fill (FBF) are used in this study. The polymerization shrinkage of this composite resins is measured by means of  $\mu$ CT device. For this end, after the bulk fill resins were placed into five cylindrical molds for each group which were 4 millimeters high and 5 millimeters in diameter, they were scanned by means of  $\mu$ CT device. After their first scan was completed, the samples were polymerized by means of LED light device for 20 seconds and then they were rescanned.  $\mu$ CT analysis of the images were performed, and shrinkages following polymerization were calculated.

Atomic force microscope (AFM) was used so that surface features of composite resins could be examined. Bulk fill composite resins were placed into the molds which were 4 millimeters high and 5 millimeters in diameter and whose top and bottom surfaces were open and 5 samples in total were prepared for each group. Respectively, nano hardness and roughness of top and bottom surfaces of the samples was measured through atomic force microscope (AFM).

Dental pulp stem cells (DPSC) were used in order to study cytotoxicity of bulk fill composite resins. Five composite resin disks from each group which were 5 mm in diameter and 4 mm high were obtained, and cytotoxicity of these composite resins on the 1<sup>st</sup>, 7<sup>th</sup>, 14<sup>th</sup>, and 21<sup>st</sup> days were examined by means of WST-1 test.

For heat conductivity measurements, five composite resin disks from each group which were 5 mm in diameter and 4 mm high were obtained and their heat conductivity capacities at 0 ° C and 70 ° C were measured with Physical Properties Measurement System (PPMS).

**Results:** Among the groups are no statistically significant difference in terms of polymerization shrinkage ( $p > 0.05$ ).

The top surface nano hardness values are significantly higher in the group TEC than SF, SDR, FBF ve XTF ( $p < 0.05$ ). When average nano hardness values of top surface are compared with those of bottom surface, nano hardness values of bottom surfaces are significantly less in the XTF group ( $p < 0.05$ ). There are not any significant differences in other groups.

There are not any statistically significant differences among the values of top surface roughness in the bulk fill composites which were used in the study ( $p > 0.05$ ). When roughness values of top surface are compared with those of bottom surface in the groups, values of bottom surfaces are significantly more in the SDR group ( $p < 0.05$ ). There are no significant differences in other groups ( $p > 0.05$ ).

According to the results of WST-1 experiment; compared to the control group, we observed less cell viability for all groups on 21<sup>th</sup> days.

According to the results of the measurements of heat conductivity, the thermal conductivity in XTF and SF groups at 0° C and 70° C is significantly higher than that in FBF, SDR and TEC ( $p < 0.05$ ).

**Conclusions:** In accordance with these results, even though bulk fill composite resins are advantageous with regard to the fact that they provide easiness of practice, they can be considered disadvantageous in terms of cytotoxicity and polymerization shrinkage.

**Keywords:** Bulk fill composite, Cytotoxicity, Nano hardness, Polymerization shrinkage, Heat conduction.



**İÇİNDEKİLER**

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
TABLolar DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Kompozit Rezinler	2
2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı	2
2.1.1.1. Organik Faz	2
2.1.1.2. Ara Bağlayıcılar	3
2.1.1.3. İnorganik Doldurucular	3
2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflaması	4
2.2.1. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırma	4
2.2.2. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partiküllerine Göre Sınıflandırılması	4
2.2.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması	5
2.2.4. Kompozit Rezinlerin Vizkozitelerine Göre Sınıflandırma	5
2.2.4.1. Kondanse Olabilen Kompozit Rezinler	5
2.2.4.2. Akışkan Kompozit Rezinler	5
2.2.5. Bulk Fill Kompozit Rezinler	6
2.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları	8
2.3.1. Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazları	8
2.3.2. Light -Emitting Diodes (LED) Işık Kaynakları	8
2.3.3. Plazma Ark (PAC) Işık Cihazları	9
2.3.4. Lazer Işık Kaynakları	9
2.4. Kompozit Rezinlerde Polimerizasyon	9

2.4.1. Polimerizasyon	9
2.4.2. Polimerizasyon Büzülmesi	10
2.4.3. Polimerizasyon Büzülmesi Ölçüm Yöntemleri	11
2.4.3.1. Mikrobilgisayarlı Tomografi ( $\mu$ CT ile Polimerizasyon Büzülmesinin Ölçülmesi)	12
2.5. Kompozit Rezinlerin Yüzey Özellikleri	12
2.5.1. Yüzey Sertliği	12
2.5.2. Yüzey Pürüzlülüğü	13
2.5.3. Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri	14
2.5.3.1. Vickers Testi	14
2.5.3.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AKM) ile Nanosertlik Ölçümü	14
2.5.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçüm Yöntemleri	15
2.5.4.1. Profilometre ile Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü	15
2.5.4.2. AKM ile Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü	15
2.6. Biyouyumluluk	16
2.6.1. Biyolojik Uyumluluğun Değerlendirilmesi	17
2.6.1.1. İn Vitro Testler (birincil ya da eleme testleri)	17
2.6.1.2. Sitotoksosite Testleri	18
2.6.1.3. İn Vivo Hayvan Testleri (ikincil testler)	19
2.6.1.4. İnsanlarda Klinik Çalışmalar	19
2.6.2. Hücre Kültürleri	19
2.6.2.1. Hücre Kültürlerinin Sınıflandırılması	20
2.6.3. Diş Pulpası Kök Hücreleri (DPHK)	21
2.6.4. Hücre Kültürü Test Yöntemleri	22
2.6.5. Kompozit Rezinlerin Biyouyumluluklarının Değerlendirilmesi	23
2.7. Kompozit Rezinlerin Isı İletim Özellikleri	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	26
3.2. Örneklerin Hazırlanması	27
3.2.1. Polimerizasyon Büzülmesi Ölçümleri İçin Örneklerin Hazırlanması	27
3.2.2. Yüzey Pürüzlülüğü ve Yüzey Sertlik Ölçümleri İçin Örneklerin Hazırlanması	28

3.2.3.Sitotoksisite Deneyleeri Ve Isı İletkenlik Ölçümleri İçin Örnekleerin Hazırlanması	28
3.3. Deneyleerin Gerçekleştirilmesi	29
3.3.1. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Büzülmelerinin $\mu$ CT Cihazı İle Ölçülmesi	29
3.3.2. Yüzey Özelliklerinin Ölçümü:	30
3.3.2.1. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Yüzey Pürüzlülüğünün AKM ile Ölçülmesi	30
3.3.2.2. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Nano Sertliklerinin AKM ile Ölçülmesi	31
3.3.3. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Sitotoksisite Deneyleerinin Gerçekleştirilmesi:	32
3.3.4. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Isı İletkenliklerinin PPMS Cihazı İle Ölçülmesi	33
3.4. Verilerin İstatistiksel Olarak Analizi	34
4. BULGULAR	35
4.1.Polimerizasyon Büzülmesi Ölçümlerinin Bulguları	35
4.2. Yüzey Nanosertliği ÖlçümlerininBulguları	36
4.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümlerinin Bulguları	37
4.4. Sitotoksisite Testi (WST-1 Deneylee) Bulguları	41
4.5.Isı İletkenlik Deneylee Bulguları	42
5.TARTIŞMA	44
5.1. Polimerizasyon Büzülmesi Bulgularının Tartışılması	45
5.2. Yüzey Sertliği Bulgularının Tartışılması	48
5.3. Yüzey Pürüzlülüğü Bulgularının Tartışılması	52
5.4. Sitotoksisite Bulgularının Tartışılması	55
5.5. Isı İletkenlik Bulgularının Tartışılması	60
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	63
7. KAYNAKLAR	64
EKLER	85
EK. 1: Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge	85
ÖZGEÇMİŞ	86

**SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ**

<b>AKM</b>	: Atomik kuvvet Mikroskobu
<b>Bis-GMA</b>	: Bisfenol A –glisidilmetakrilat
<b>EBPADMA</b>	: EtoksibisfenolA-dimetakrilat
<b>DPKH</b>	: Diş Pulpası Kök Hücresi
<b>EDMA</b>	: Etilen dimetakrilat
<b>HEMA</b>	: Hidroksietil metakrilat
<b>LED</b>	: Light emitting diodes
<b>MMA</b>	: Metil metakrilat
<b>TEGDMA</b>	: Trietilen glikol dimetakrilat
<b>TEG-DMA</b>	: Trietilen glikol dimetakrilat
<b>PAC</b>	: Plazma Ark
<b>UDMA</b>	: Urethan dimetakrilat
<b>μCT</b>	: Mikrobilgisayarlı tomografi
<b>Ra</b>	: Roughness average
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>μm</b>	: Mikrometre
<b>SDR</b>	:Smart dentin replacement
<b>TEC</b>	:Tetric evo ceram
<b>FBF</b>	:Filtek bulk fill
<b>XTF</b>	:Xtrafil
<b>SF</b>	:Sonik fill

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan bulk fill kompozit rezin materyaller.....	26
Şekil 3.2. Kompozit rezin disklerin hazırlanmasında kullanılan kalıplar: A)Polimerizasyon büzülmesi deneyleri için hazırlanan kalıp örneği; B)Yüzey ölçümleri için hazırlanan kalıp örneği C) Sitotoksisite ve ısı iletkenlik deneyleri için hazırlanan kompozit rezin disklerinin hazırlandığı kalıp ve çıkarma aparatı .....	28
Şekil 3.3. SkyScan 1172 $\mu$ CT cihazı ve verilerin kaydedildiği bilgisayar.....	29
Şekil 3.4. Atomik kuvvet mikroskobu ve analiz programı .....	31
Şekil 3. 5. KÖGEM’ de bulunan laminar akışlı steril kabin. ....	32
Şekil 3.6. Hücrelerin absorbanlarını belirleyen monokromatik sistemli mikropilaka okuyucu.....	33
Şekil 3.7. PPMS cihazı ve verilerin kaydedildiği bilgisayar programı .....	34
Şekil 4.1. Bulk fill kompozit rezinlerin ortalama polimerizasyon büzülmesi değerlerini gösteren grafik. ....	35
Şekil 4. 2. Gruplardan bir örneğin $\mu$ CT görüntüsü .....	36
Şekil 4. 3. Bulk fill kompozit rezinlerin ortalama üst yüzey ve alt yüzey nano sertlik değerlerini gösteren grafik. ....	37
Şekil 4. 4. Bulk fill kompozit rezinlerin ortalama üst yüzey ve alt yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren grafik. ....	38
Şekil 4. 5.FBF’ den bir örneğin alt(sol resim) ve üst (sağ resim) yüzeylerin AKM görüntüsü. ....	39
Şekil 4. 6. SF’ den bir örneğin alt(sol resim) ve üst (sağ resim) yüzeylerin AKM görüntüsü. ....	39
Şekil 4. 7. SDR’ den bir örneğin alt(sol resim) ve üst (sağ resim) yüzeylerin AKM görüntüsü. ....	40
Şekil 4. 8. TEC’ den bir örneğin alt(sol resim) ve üst (sağ resim) yüzeylerin AKM görüntüsü. ....	40
Şekil 4. 9. XTF’den bir örneğin alt(sol resim) ve üst (sağ resim) yüzeylerin AKM görüntüsü. ....	40

Şekil 4. 10. Bulk fill kompozit rezinlerin 1, 7, 14 ve 21. günlerdeki WST-1 testi sonuçlarını gösteren grafik.....	42
Şekil 4. 11. Bulk fill kompozit rezinlerin 0° C ve 70° C' deki ortalama ısı iletkenlik katsayılarını gösteren grafik.....	43

**TABLULAR DİZİNİ**

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan bulk fill kompozit rezinler. ....	27
Tablo 4. 1. Grupların ortalama polimerizasyon büzülmesi ortalama (ort) ve standart sapma (ss) değerleri.....	35
Tablo 4. 2. Grupların ortalama alt yüzey ve üst yüzeyleri arası nano sertlik değerleri (kg/mm <sup>2</sup> ) ve p değerleri. ....	37
Tablo 4. 3. Grupların alt yüzey ve üst yüzey ortalama pürüzlülük ve standart sapma değerleri değerleri. ....	38
Tablo 4. 4. Bulk fill kompozit rezinlerin ve kontrol grubunun 1, 7, 14, ve 21. günlerdeki ortalama absorban değerleri. ....	41
Tablo 4. 5. Grupların 0° C ve 70° C' deki ortalama ısı iletkenlik katsayıları .....	43

## 1. GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinin amacı doğru tanı ve eksiksiz bir tedavi sonucunda, doğal diş görünümünün ve fonksiyonun yeniden kazandırılmasıdır. Dişlerdeki çürük ve diğer defektlerin onarılabilmesi diş hekimliği ve hasta sağlığı açısından çok önemlidir. Kompozit rezinlerdeki ve adeziv sistemlerdeki gelişmeler, hastaların estetik istekleri doğrultusunda günümüzde kompozit rezinlerin klinik kullanımını oldukça yaygınlaştırmıştır.

Kompozit rezin dolgu materyallerinin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bunlardan bazıları marjinal bütünlüğün bozulması, restorasyon çevresinde beyaz çizginin oluşması, tüberkül kırıkları, bağlanmanın bozulması, mikrosızıntı, sekonder çürükler ve postoperatif hassasiyettir(1-3). Bu durumlar çoğunlukla polimerizasyon büzülmesi ile ilişkilendirilmiştir. Başarısızlığın en büyük nedeni ise restorasyonlarda kırık ve sekonder çürüklerin görülmesi olarak bildirilmiştir(4).

Günümüzde kullanılan kompozit rezin materyalleri dişe en fazla 2 mm kalınlıklarda tabakalama tekniğiyle yerleştirilebilmektedir. Kompozit rezinler tabakalama tekniğiyle uygulandıklarında restorasyon süreleri uzarken, kompozit rezin tabakaların arasında hava sıkışması veya nemle kontamine olma riski bulunmaktadır (5). Diş hekimliği uygulamaları için zaman tasarrufu sağlayan materyaller talep edilmektedir. Son zamanlarda yeni rezin bazlı kompozit materyal grubu olan bulk fill kompozitler üretilmişlerdir. Bulk fill kompozit rezinlerin kullanımlarıyla bir seferde 4 mm kalınlığında kompozit yerleştirilmesi ve restorasyon sürecinin kısaltılması hedeflenmiştir. Restorasyon sürelerinin kısaltılması sorunlu olan, engelli ve çocuk hastaların tedavilerinde hekimler ve hastalar için avantaj sağlayabilecektir.



## **2. GENEL BİLGİLER**

Kompozit rezinler, doğal diş dokusu renginde olmaları,kaviteye yumuşak halde iken yerleştirilebilmeleri, kısa sürede işlenebilmeleri ve düşük maliyetli olmaları gibi özellikleri nedeniyle estetik restoratif amaçla kullanılmaktadırlar. Ayrıca kompozit rezinlerin kullanımlarıyla dişin güçlendirilmesi, dişin estetiğinin yeniden sağlanması ve preparasyonsuz veya çok az bir preparasyonla dişin yeniden şekillendirilmesi mümkün olabilmektedir(6).

### **2.1. Kompozit Reziner**

Kompozit kelime anlamı olarak birbiri içinde çözünmeyen farklı maddelerin bir matrix içerisinde birleşmiş hali olarak tanımlanır.Tarihsel süreç içerisinde günümüze kadar kullanıla gelen estetik diş rengi dolgu materyalleri; silikat simanlar, cam iyonomer materyaller, akrilik dolgular ve kompozit rezinlerdir. Dişdokularına adezyonla bağlanabilen kompozit materyaller 1962 yılında Dr. Ramsey Bowen tarafından gündeme gelmiştir. Silikat simanların dayanıklılıklarını geliştirmek için bisfenol A –glisidilmetakrilat (Bis-GMA) molekülü eklenmiş ve materyal polimerize olabilen yapıya dönüştürülmüştür(7, 8). Günümüzde ise artmış fiziksel ve estetik özellikleri ile kullanımları yaygınlaşmıştır(9).

#### **2.1.1. Kompozit Rezinerin Yapısı**

Kompozit rezinler yapısal olarak organik faz, inorganik doldurucular ve ara bağlayıcılardan oluşur(10). Ayrıca kompozit rezin materyallerinin içinde renk sabitleyiciler, renk pigmentleri ve polimerizasyon sağlayan aktivasyon sistemleri bulunmaktadır(11).

##### **2.1.1.1. Organik Faz**

Organik matris içerisinde en fazla miktarda Ramsey Bowen tarafından dental kullanıma tanıtılan Bis-GMA bulunmaktadır. Bis-GMA'ya göre iyi adezyon sağlayan ve renk değişime daha dirençli olan bir monomer olan uretan dimetakrilat

(UDMA), kompozitlere ilave edilmektedir; ancak her ikisinin de vizkoziteleri yüksek olduğu için kompozit rezinin organik matrisini dilüe edebilmek için metil metakrilat (MMA), etilen dimetakrilat (EDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) kullanılmaktadır(12).

Otopolimerizan kompozitlerde polimerizasyon başlatıcı olarak initiatör etki yapan di-benzol peroksit, akseleratör etki yapan N, N-bis (2 hidroksi etilen) – p-tolidin gibi aromatik bir tersiyer amin kullanılır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde ise kamforokinon 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatır(13, 14). Otopolimerizan kompozitlerde ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak kahverengi renkleşmelere neden olabilen, reaksiyona girmeyen moleküller kalabilir. Ultraviyole stabilizatörleri organik matrikse ilave edilerek renklenme engellenmiş olur(14).

#### **2.1.1.2. Ara Bağlayıcılar**

Ara bağlayıcılar, hidrojenli organik silisyum bileşiğinden olan silanlardan oluşur. Bunlar organik matriks ile inorganik doldurucular arasında bağlantı görevi yaparlar. Yani iki fonksiyonlu moleküllerdir. Bir taraftan organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparken diğer taraftan doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksil gruplarını absorbe ederek yüzeyde esterleşir ve suya dirençli materyali oluştururlar(14). Silan aynı zamanda bağlantı streslerinin, rezin matriks ve doldurucular arasında paylaşılmasını sağlar(10).

#### **2.1.1.3. İnorganik Doldurucular**

Kompozit rezinlerin inorganik yapısı matris içinde bulunan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden meydana gelmektedir. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezine radyoopasite verir. Silika partikülleri rezini mekanik olarak güçlendirir, ışığı geçirir. Bu sayede kompozit rezin, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntüye sahip olur. (15, 16)

## 2.2. Kompozit Resinlerin Sınıflaması

Kompozit resinler; içeriklerindeki inorganik doldurucu miktarına, partikül boyutuna, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler(10, 17).

### 2.2.1. Kompozit Resinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırma

Genellikle kullanılan sınıflama inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflamadır(10, 18).

- a) Megafil Kompozitler: 50-100  $\mu\text{m}$  arasında partikül büyüklüğüne sahiptirler. Günümüzde pek kullanılmamaktadırlar.
- b) Makrofil Kompozitler: 10-100  $\mu\text{m}$  arasında partikül büyüklüğüne sahiptirler. Makrofil kompozitler yeterince parlatılamazlar ve pürüzlülük hissi oluştururlar. Gerilme kuvvetleriyle aşınmaya karşı gösterdikleri direnç mikrofil kompozitlerden daha az, polimerizasyon büzölmeleri ise mikrofil kompozitlerden daha fazladır.
- c) Midofil Kompozitler: 1-10  $\mu\text{m}$
- d) Minofil Kompozitler: 0,1-1  $\mu\text{m}$
- e) Mikrofil Kompozitler: 0,01-0,1  $\mu\text{m}$
- f) Hibrid Kompozitler: 0,04-1  $\mu\text{m}$
- g) Nanofil Kompozitler: 0,005-0,01  $\mu\text{m}$

### 2.2.2. Kompozit Resinlerin Doldurucu Partiküllerine Göre Sınıflandırılması

- a) Homojen dolduruculu kompozitler
- b) Hibrit dolduruculu kompozitler
- c) Heterojen dolduruculu kompozitler (19)

### **2.2.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması**

- a)Otopolimerizan kompozitler
- b)Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler
- c)Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

### **2.2.4. Kompozit Rezinlerin Vizkozitelerine Göre Sınıflandırma**

#### **2.2.4.1.Kondanse Olabilen Kompozit Rezinler**

Kondanse olabilen kompozit rezinler yüksek oranda doldurucu içerirler.Sınıf II kavitelerde kompozit rezinlerin kullanımı esnasında karşılaşılan en büyük sorunlardan bir tanesi kontakt noktasının sağlanmasındaki zorluktur. Ancak kondanse edilebilir kompozitlerin kullanıma girmesiyle interproksimal konturdaki açıklıkların ortadan kalktığı bildirilmiştir (20, 21). Ancak yüzey özelliklerinin iyi olmaması ve iyi kondanse edilmediklerinde tabakalar arasında hava kabarcıklarının kalması ise dezavantajlarıdır (10).

#### **2.2.4.2.Akışkan Kompozit Rezinler**

Bir kompozit rezini daha düşük viskoziteli yada akıcı yapmak için ya partikül boyutunu büyütmek ya da doldurucu miktarını düşürmek gerekir(22). Akışkan kompozit rezinler geleneksel kompozitlere göre daha sıvı bir yapıya sahiptir. İnorganik doldurucu miktarları daha düşüktür ve manüplasyon kolaylaştırıcı bazı maddeler bu kompozitlerde bulunmamaktadır(23, 24). Ancak düşük visközite, kompozit rezinin şırınga formunda tutulabilmesine ve kavite preparasyonu içine akmasına izin vermektedir(25). Pit ve fissür koruyucular ile günümüzde kullanıma sunulan akışkan kompozitler arasındaki en önemli fark doldurucu oranlarının daha fazla olmasıdır. Kavite duvarlarına adaptasyonları daha iyidir. Ancak rezin matriks miktarı fazla olduğu için hibrit kompozitlere kıyasla polimerizasyon büzülmesi ve aşınma oranları artmıştır, dayanıklılıkları azalmıştır(13, 26).

### 2.2.5. Bulk Fill Kompozit Rezinler

Bulk fill kompozit materyaller yeni bir kompozit materyal grubu olarak tanıtılmıştır. Ancak aslında varolan kompozit materyal gruplarından kimyasal kompozisyonları itibarıyla farklılık göstermemektedir. Bulk fill kompozit rezinler de geleneksel kompozit rezinler gibi BisGMA, UDMA, TEGDMA içermelerinin yanı sıra aynı inorganik doldurucu sistemleri içerirler. Bunların dışında ilk bulk fill kompozit rezinlerden olan SDR (Smart Dentin Replacement) ‘Stress decreasing technology patentli UDMA’ içerir. SDR içerisindeki UDMA’da polimerizasyon kinetiğini kontrol edebilen fotoaktif gruplar vardır(27).

Diğer bir bulk fill kompozit rezin olan Tetric evo ceram (TEC) bulk fill kompozit rezin üretici firmanın belirttiğine göre normal kamforokinon / amin başlatıcı sistemi içermesinin yanı sıra ‘iniator booster’ (ivocerin) yani ‘başlatıcı güçlendirici’ içermektedir. Böylece kompozit rezinin daha kalın derinliklerde de polimerize olabildiği iddia edilmektedir. Ancak bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon mekanizmaları ve polimerizasyon başlatıcı maddelerinin kimyasal yapıları hakkında bazı endişeler bulunmaktadır. Mesela diğer bulk fill kompozit rezinlerde özel bir polimerizasyon başlatıcı sistem geliştirilmemiştir(28). Buna göre daha derin kaviteelerde polimerizasyon derinliğinin artması materyallerin yarı saydam özelliklerinin geliştirilmesiyle mümkün olabilecektir. Bu da translüsensiye neden olan doldurucu partikül miktarını ve partiküllerini azaltmakla mümkün olmaktadır (29).

Farklı firmalar farklı inorganik doldurucularla 4-6 mm kalınlıklarda polimerize edilebilmeyi başarabildiklerini bildirmişlerdir. Üstelik bu materyallerin kaviteye akma biçimleri (reolojilerinin) de değiştirilmiştir Böylece kompozit rezinin kavite duvarlarına adaptasyonunun daha iyi olacağı savunulmuştur. Bu amaçla sonik olarak çalışan sistemle kaviteye yerleştirilen bulk fill kompozit rezin üretilmiştir (SonicFill, Kerr, Orange, CA, USA). Sonic-Fill (SF) tek bir adımda 5 mm'ye kadar yükseklikte dolgu malzemesi yerleştirilmesini sağlayan ultra sonik enerji ile çalışantek bulk fill kompozit rezindir. Özel olarak üretilen anguldurvaya takılan uçlar içerisinde akıcı kıvamda olmayan kompozit rezin bulunmaktadır. Diş ünitesitesiyle

çalıştırılan anguldurmadan kompozit rezine iletilen sonik enerji sayesinde kompozit rezin akıcı hale gelir ve kaviteye yerleştirilir. Anguldurmanın çalıştırılmasının durmasıyla kompozit rezin kondanse edilebilir kıvama gelir.

Geleneksel kompozit rezinler kaviteye “inkremental” (tabakalı) veya “bulk” (kütlesel) teknikle yerleştirilebilmektedir. Kompozit rezinler standart olarak günlük kullanımda 2 mm kalınlığına kadar yerleştirilip en az 400 mW/cm<sup>2</sup> yoğunluğundaki ışık ile 20-60 s polimerize edilmektedir. Bu tekniğe inkremental teknik denir. Yatay veya oblik olarak inkremental yerleştirme yapılabilir. Örneğin geniş klasik sınıf II restorasyonlarda geleneksel kompozit rezinlerle yapılan tedavide derinlik ışık uygulama için fazladır ve inkremental teknik gereklidir. Bu durumda ya restoratif materyallerin üçgen şeklinde ya da yatay artışlarla maximum 2 mm kalınlığında olacak şekilde kavite için yerleştirilmeleri gerekmektedir (30-32). Kompozit rezinlerin formülasyonuna bağlı olarak polimerizasyon için ışık uygulama 20 ile 40 s arasında değişebilir(33). Kompozit rezinlerin inkremental teknikle uygulanması ile artmış hasta tedavi süreleri ile birlikte, tabakaların arasında hava sıkışması veya nemle kontamine olma riski de vardır(5).

Geleneksel kompozit rezinlerin kaviteye yerleştirilmesinde diğer bir seçenek kompozit rezinlerin kaviteye bulk yani kütlesel olarak yerleştirilmesidir ki çok fazla kullanılmamaktadır. Bunun nedeni kompozit rezinin yerleştirilmesi 2 mm’ den fazla kalınlıklarda yapılırsa, polimerizasyonun 2 mm’ nin altındaki derinliklerde yeterince sağlanamamasıdır. Polimerizasyonun yeterince sağlanamaması artık monomer fazlalığına, bağlanmada güçlüklerle, sızıntıya ve kırıklara neden olabilir(34, 35).

İki uygulama seçeneğinin de dezavantajlarının bulunması araştırmacıları çözüm üretmeye yönlendirmiştir. Bu nedenle yakın zamanlarda geleneksel kompozitlere alternatif olarak ‘bulk fill’ diye adlandırılan ‘kondanse edilebilir’ veya ‘akıcı’ diye sınıflandırılmış(28)yeni kompozit rezin türü üretildi. Bu materyallerin ışık geçirgenliğini artırarak 4 mm’ den fazla derinliklerde polimerize edilebildiği öne sürülmektedir(36).

Yapılan bazı çalışmalarda bulk fill kompozit rezinlerin klinik kullanım açısından bir sakıncası olmadığı savunulurken (5) bazı çalışmalar kompozit rezinlerin 4 mm derinlikte polimerize edilmesinin kompozit rezinin mekanik özelliklerini azalttığını göstermiştir (37, 38). 4mm ve daha fazla derinliklerde ışıkla polimerize olabildiği iddia edilen yeni nesil bulk fill kompozit rezinlerin kullanımları tam olarak yaygınlık kazanamamıştır. Bunun nedeni ise bulk fill kompozit rezinlerin literatürde fiziksel, kimyasal ve sitotoksikite gibi özellikleri hakkında çok fazla bilgi bulunmamasıdır.

### **2.3. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları**

#### **2.3.1. Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazları**

Halojen ışık polimerizasyon cihazlarının içerisinde tungsten bir filament vardır. Bu filamentin akkor hale gelmesiyle ışık üretilir. Üretilen ışığın spektrumu geniştir ve yüksek ısı oluşturur. Bu nedenle belirli dalga boyundaki ışığı elde etmek için filtreleme yapılır ve yükselen ısının da bir fan yardımıyla düşürülmesi gerekmektedir. Aynı cihazda ışığın çıkış gücü ve süresi ayarlanabilmektedir. Halojen ışık cihazlarının gücü  $400 \text{ mW/cm}^2$ 'den  $1000 \text{ mW/cm}^2$ 'ye kadar değişebilir. Filtrelenmiş ışık, uygun bir alet yoluyla uygulama bölgesine aktarılır(39, 40).

Halojen ışık kaynakları uzun yıllardır diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmasına rağmen reflektörün, filtrenin kullanıma bağlı olarak zamanla etkinliğini kaybetmesi ve yüksek ısı oluşturması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu yüzden son yıllarda farklı ışık kaynakları arayışına gidilmiştir(41, 42).

#### **2.3.2. Light -Emitting Diodes (LED) Işık Kaynakları**

Işık saçan diyotlar anlamına gelen LED, elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan iki ayrı iletken bünyesinde barındırır(43). Mavi LED ışık kaynakları yaklaşık 455-486 nm dalga boyunda görünür ışık sağlar. Bu dalga boyu, kompozit maddelerinin çoğunun içerisinde başlatıcı olarak bulunan kamforokinonun

aktivasyonu için yeterlidir(44). Filtre gerektirmeyen tek ışık kaynağı olan LED ışık lambaları oldukça uzun ömürlüdür ve kullanımları kolaydır(45, 46).

### **2.3.3. Plazma Ark (PAC) Işık Cihazları**

PAC lambalarında yüksek yoğunluktaki beyaz ışık filtre edilerek ısı uzaklaştırılır ve 400-500 nm arasındaki mavi ışık oluşturulur. En büyük avantajı  $1000\text{mW/cm}^2$  den yüksek enerjisi sayesinde uygulama süresinin azalmasıyken maliyetinin yüksek olması ise en büyük dezavantajıdır(47).

### **2.3.4. Lazer Işık Kaynakları**

Kamforokinonu aktive edebildiği için kompozit polimerizasyonunda kullanılabilen tek lazer sistemi argon lazerdir. 400-502 nm dalga boyunda ışık üretir. Polimerizasyon süresini azaltması ve argon lazerle polimerize edilen kompozit rezinlerde daha az artık monomer görülmesi avantajıdır(48). Kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve çevre dokularda ısı artışına sebep olmaz. Ancak pahalı, zor taşınabilir olması nedeniyle çok fazla sıklıkla kullanılmamaktadırlar(44).

## **2.4. Kompozit Rezinlerde Polimerizasyon**

### **2.4.1. Polimerizasyon**

Polimerizasyon; monomer adı verilen çok sayıda molekülün kimyasal reaksiyonlarla bir araya gelerek daha büyük moleküller oluşturmasıdır. Yani monomerlerin polimerlere dönüşmesine polimerizasyon denir(49). Polimerizasyon dimetakrilat içerikli kompozit rezinlerde ilave ve kondansasyon polimerizasyonları şeklinde gerçekleşmekte iken, siloran içerikli kompozit rezinlerde halka açılım polimerizasyonu ile meydana gelmektedir(50).



### 2.4.2. Polimerizasyon Büzülmesi

Kompozit rezinlerin kullanımda oldukları zamandan bugüne kadar tam olarak çözülememiş en büyük problemlerinden biri, monomerlerin polimer zincire dönüşmesi sırasında hacimsel olarak ortalama % 1.5-3 oranında büzülmeye uğramalarıdır(51, 52). Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde büzülme merkeze doğru gerçekleşirken, ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde büzülme ışık kaynağına doğru gerçekleşir(53, 54).

Kompozitin rezinini ışık uygulaması esnasında polimerizasyon büzülmesinin oluşması kompozit rezinin elastik modülünü artırır. Bu durum diş ile restorasyon ara yüzeyinde strese neden olur. Bu stres bağlanmada başarısızlıklara, tüberkül kırılmalarına, minede mikro çatlaklara, pulpal irritasyonlara, bakteri infiltrasyonuna ve postoperatif hassasiyete dolayısıyla da restorasyonun daha kısa sürede yenilenmesine neden olur (3, 55, 56).

Polimerizasyon büzülmesi problemini azaltabilmek için kimyasal ya da uygulamaya yönelik çözümler üretilmeye çalışılmaktadır. İnorganik dolduru miktarının artırılmasıyla, yeni rezin matrisi geliştirilerek polimerizasyon büzülmesinin azaltılması hedeflenmektedir. Ama bu pratikte pek mümkün olmamaktadır(55). Çünkü rezin matrisin değiştirilmesiyle rezinin fizikokimyasal özellikleride değişecektir. Büzülmeyi azaltmak için önerilen klinik stratejiler ise; bağlanan yüzeyin bağlanmayan yüzeylere oranını ifade eden C faktörün azaltılması amacıyla kompozit rezinlerin kütle halinde yerleştirilmesi yerine inkremental teknikte yerleştirilmesi ve stresi absorbe etmesi için dişle rezin arasında daha düşük modülde materyallerin kullanılmasıdır. Her iki durumda da tek seferde yerleştirilen dolayısıyla polimerize edilen kompozit rezinin miktarı azaltıldığı için polimerizasyon büzülmesi de azalmış olacaktır (57-59).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonları sırasında monomerlerin polimere dönüşme oranına konversiyon oranı (polimerizasyon derecesi) denir. Kompozit rezinlerin doldurucu içeriği ve konversiyon oranlarının bir kaviteyi örtüleme kapasitesinde önemli bir etkisinin olduğu bilinmektedir(60, 61). Konversiyon

oranının yüksek olması daha fazla monomerin polimerize olduğu anlamına geldiği için daha fazla polimerizasyon büzülmesi oluşacağı çıkarımında bulunulabilir(50).

Yüksek oranda doldurucu partikül içeren kompozit rezinlerde, rezin matriks hacmi daha az olduğundan daha az polimerizasyon büzülmesi ve stresi meydana gelmektedir(62). Buna karşılık doldurucu partikül boyutu büyük olan kompozit rezinlerde daha küçük partikül içeren kompozitlere göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi oluşacaktır(63).

### 2.4.3. Polimerizasyon Büzülmesi Ölçüm Yöntemleri

Polimerizasyon büzülmesinin ölçülebilmesi için birçok metod kullanılmıştır. Kompozit disk metodu(54), civa dilatometresi(64), optik metodu(65), gaz piknometresi(66), gerilme ölçer kullanımı (67), doğrusal yer değiştirme(68), duvardan duvara büzülme ölçme(69) ve direk hacim azalmasını ölçen Arşimed prensibi (bir sıvıda malzeme yüzdürme) (70) bunlardan bazılarıdır.

- a) Bağlanmış disk metodu: Disk haline getirilen örneğin yüzeyinde tek yönlü olarak ölçüm yapılabilir.
- b) Civa dilatometresi yardımıyla polimerizasyon büzülmesi volümetrik olarak ölçülmektedir. Civanın zararları nedeniyle günümüzde çok fazla kullanılmamaktadır.
- c) Doğrusal yer değiştirme (Linear displacement) ölçümünde, kompozit rezin büzülme gösterirken kompozit rezinde meydana gelen yer değişikliği kompozite değmeyen ve linometre adı verilen bir sensör yardımıyla ölçülür (64).
- d) Arşimed prensibi volümetrik ölçüm yapan bir metoddur. Civa, su gibi sıvılarda materyalin polimerizasyon öncesi ve sonrası yer değiştirdiği sıvının hacmi arası fark hesaplanarak büzülme miktarı hesaplanır. Uygulaması kolay ve ekonomiktir(70).

### **2.4.3.1. Mikrobilgisayarlı Tomografi ( $\mu$ CT ile Polimerizasyon Büzülmesinin Ölçülmesi**

$\mu$ CT; X ışını kullanılan, üç boyutlu görüntüleme kapasitesi olan yüksek çözünürlükte bilgisayarlı bir sistemdir.  $\mu$ CT yüksek çözünürlüğü ile uzaysal ve üç boyutlu nesnelere inceleyebildiği için biyomedikal araştırmalarda kemiklerin ve dişlerin yapısı ve mineral içeriğini, doku mühendisliğinde yapı iskelelerini ve rejenerasyonunu 3 boyutlu olarak incelemede kullanılmış ve kullanılabilirliği kabul edilmiştir(71, 72).

$\mu$ CT dental materyal araştırmalarında, dentin-adeziv-kompozit ara yüzlerini, mine ve dentinin mineral içeriklerini, kenar uyumlarını analiz etmek için kullanılabilir(73, 74).

$\mu$ CT ile kompozit rezinlerin uyumları, yerleşimleri, internal boşlukları, polimerizasyon büzülmeleri değerlendirilmekte ve incelenen numunelerin yıkımı gerçekleşmeden tüm kavite kantitatif olarak değerlendirilebilmektedir(75, 76). Yine kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesinin daha iyi belirlenebilmesi için interfasiyal açıklıkların çizgisel, alansal ve hacimsel ölçümleri elde edilebilmektedir(76).  $\mu$ CT ölçümleri polimerizasyon büzülmesini değerlendiren yöntemler arasında güçlü, kantitatif ve güvenilir(77). Polimerizasyondan önce cihazın yuvasına yerleştirilip taranan kompozit rezin polimerize edildikten sonra tekrar taranır. Her iki taramada ölçülen hacimler arası fark polimerizasyon büzülmesi olarak kaydedilir. Bunun için insan dişlerine açılan kaviteler kullanılabilir gibi özel olarak hazırlanan kalıplar da kullanılabilir(77, 78).

## **2.5. Kompozit Resinlerin Yüzey Özellikleri**

### **2.5.1. Yüzey Sertliği**

Sertlik, polimerize olan kompozit rezin materyallerin özelliklerini belirlemede kullanılır. Sertliğin artmasıyla kompozit rezinin çizilme ve aşınmaya karşı direnci artar ve kuvvetler karşısında deforme olması zorlaşır. Böylece

dayanıklılığı artar ve klinik ömrü uzar(79). Sertlik materyalin okluzal kuvvetlere karşı direncini açıklayan özelliklerden birisidir. Materyallerin yüzey sertliği; uzayıp genişleyebilme, şekil verilebilme özelliği, çekme ve basma dayanımı gibi özellikleriyle de yakından alakalıdır. Bununla birlikte sertlik, materyallerin aşınma direncinin, abrazyon özelliğinin veya dental yapılar ve/veya materyallere karşı abraze olabilme özelliğinin belirlenmesinde de kullanılmaktadır(80)

Yüzey sertliği kompozit rezinlerin yüksek dönüşüm alanlarındaki polimer çapraz bağlarının küçük değişimlerinden etkilenmektedir(81). Sertlik değerleri ve dönüşüm derecesi arasında literatürde gösterilmiş bir korelasyonun bulunmaktadır(82). Buradan yüzey sertliğinin polimerizasyon derecesinin bir göstergesi olabileceği sonucuna varılmış ve sertlik testleri; uygulamasının kolaylığı ve elde edilen sonuçların güvenilirliği nedeniyle polimerizasyon miktarlarının değerlendirilmesinde de kullanılmıştır (35). Buna göre polimerizasyon derinliğinin yeterli kabul edilebilmesi için polimerize olan kompozit rezinin alt yüzeyinin sahip olduğu sertlik değerinin, üst yüzeyinin sertlik değerinin en az % 80' i olması gerekmektedir(83, 84).

### **2.5.2. Yüzey Pürüzlülüğü**

Pürüzlü restorasyon yüzeyleri lekelenme, plak birikimi, hasta memnuniyetsizliği, gingival irritasyon ve sekonder çürük oluşumuna neden olabilirken aynı zamanda kompozit rezin restorasyonlarının marjinal bütünlüğünü ve aşınmasını da olumsuz etkilemektedir (85, 86).

Kavitenin şekli ya da büyüklüğü ne olursa olsun, kompozit rezinlerin düzgün ve pürüzsüz bir yüzeye sahip olması çok önemlidir. Şeffaf bant kullanılarak düzgün bir kompozit rezin yüzeyi elde edilebilir. Fakat fazla materyalin uzaklaştırılması, ideal bir marjinal uyum ve düzgün bir yüzey için konturlama ve bitirme işlemlerinin yapılması gerekmektedir(87, 88). Bunların yanında restorasyonun yüzey pürüzlülüğü hastanın konforunu da doğrudan etkileyen bir etkendir. Yüzeydeki 0,3 µCT boyutlarındaki bir pürüzlü alan dil tarafından hissedilebilmektedir (89).

### 2.5.3. Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri

Sertlik ölçümü, standart bir ucun malzemeye batırılmasına karşı malzemenin gösterdiği direnci ölçerek gerçekleştirilir. Seçilen sert uç, belirlenen bir yük altında sertlik ölçümü yapılacak olan malzemeye batırıldığında malzeme üzerinde bir iz bırakacaktır. Sonuçta sertlik bu izin büyüklüğü ile ters orantılı olarak hesaplanır. Çok sayıda yüzey sertliği testleri mevcuttur. Bu testlerden bazıları Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop' tur. Bu testlerin çoğunda yukardaki prensip kullanılır. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği test edilen malzemeye bağlıdır(80, 90-92).

#### 2.5.3.1. Vickers Testi

Bu testle materyalin mikro sertliği ölçülmekte olup,ölçme sistemi sertliği ölçülecek materyal örneğinin yüzeyine elmas tabanlı tepe açısı 136 olan piramit şeklindeki bir ucun belirli bir yük altında batırılması ve yük kaldırıldıktan sonra, meydana gelen izin köşegenlerinin ölçülmesi esasına dayanır. Sonuçta vickers sertlik değeri piramit şeklindeki batıcı ucun belirli bir yük altında ve belirli bir süre uygulanması ile materyal yüzeyinde oluşturduğu izin büyüklüğü ile ilgili bir değer olarak tanımlanmaktadır(93, 94).

#### 2.5.3.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AKM) ile Nanosertlik Ölçümü

AKM yüzey topografisini angstrom (Å) mertebesinde 100 mikrona ( $\mu$ ) kadar görüntüleyebilen yeni kuşak bir mikroskoptur. Mikroskop olarak en önemli avantajı, özel bir hazırlama işlemi uygulamadan, örneklerin doğrudan ve hemen hemen her ortamda görüntülenebilmesidir(95, 96). Bu özellikleri nedeniyle AKM, malzemelerin nanometre boyutlarında yüzey özelliklerinin incelenmesi amacıyla, malzeme ile ilgili hemen hemen tüm teknolojilerde gittikçe yaygınlaşan bir uygulama alanı bulmuştur(97).

1970'lerde geliştirilen nanosertlik testleri, çok küçük boyutlardaki malzemelerin dahi mekanik özelliklerinin belirlenmesinde kullanılabildiklerinden yaygın bir şekilde sertlik ölçümlerinde kullanılmaya

başlanmıştır(98).Nanoindentation (nanoiz) yönteminde mikro ve makro boyutlarda yapılan sertlik testleri nano boyuta indirilerek, oldukça düzgün ve hassas bir uç kullanarak yükleme ile eş zamanlı olarak yükleme şekil değiştirme verileri sağlanmaktadır. Nano sertlik ölçümleri için AKM' nin kullanım modu 'nanoindent (nanoiz)' moduna getirilmelidir. Böylece AKM' nin sahip olduğu özel sivri ucun oluşturduğu nano izlerden bilgisayar programları yardımıyla yükleme şekil değiştirme eğrileri elde edilebilmekte ve materyallerin nanosertlikleri hesaplanabilmektedir(97).

#### **2.5.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçüm Yöntemleri**

##### **2.5.4.1. Profilometre ile Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü**

Profilometre dental malzemelerin yüzey yapılarının değerlendirilmesi sırasında yaygın olarak kullanılan yüzey analiz cihazlarından biridir. Bu cihazın özel ucu sayesinde taranan yüzeyin bütün pürüzlülük parametreleri kaydedilebilmekte ve değerlendirilebilmektedir(99).

##### **2.5.4.2. AKM ile Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü**

Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde pürüzlülük ölçümü yapılacak yüzeyi değerlendirmek için yüzeyi karakterize eden bütün girinti ve çıkıntıları kaydeden özel bir sivri uç yüzey boyunca hareket ettirilmekte ve sivri uç yüzeyi çizirken bazal çizgiden itibaren bütün sapmalar ölçülmektedir. Sonuçta matematiksel olarak Ra (roughness average: pürüzlülük ortalaması) denilen değer kaydedilmekte ve bu parametre, sivri uç tarafından çizilen yüzeyin bir kısmı için ortalama pürüzlülük değerini vermektedir. Örneklerin yüzeyinde farklı pürüzlülükte bölgeler olabileceği için her örneğin farklı bölgelerinden pürüzlülük ölçülerek elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alınarak pürüzlülük değeri hesaplanmaktadır(99).

## 2.6. Biyouyumluluk

Biyolojik uyum; canlı doku içerisine yerleştirilen bir restorasyon veya implantın çevresindeki yumuşak ya da sert dokuda herhangi bir etkiye ve farklılığa yol açmadan tepkisiz kalabilmesidir(100). Bu durum bir biyomateryalin herhangi bir olumsuz konak cevabını oluşturmamasını, materyalden herhangi bir ürünün salınmamasını, yeni bir ürünün oluşmamasını veya materyalin lokal veya sistemik olarak karsinojenik olmamasını gerektirmektedir(100). Biyolojik uyum bir materyalin durağan değil sürekli olarak doku içerisinde kaldığı müddetçe devam etmesi gereken bir özelliğidir ve biyolojik olarak uyumlu olabilmesi için konağın, materyalin ve materyalden eklenen fonksiyonun uyum içerisinde olması gerekmektedir(101, 102). Tam tersi durumda biyolojik uyumu olmayan malzemeler dokuda değişik reaksiyonlara neden olurlar(103). Doku ile temas halinde, normal metabolizmayı ve fizyolojik işleyişi değiştirebilirler. Dokularda fiziksel veya kimyasal etkilere, hücrelerde dejenerasyon, ölüm ve nekroza neden olabilirler(100). Tüm bu bilgiler ışığında bir materyalin ağız ortamında kullanılması için biyouyumlu olması gerekmektedir (104).

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin biyouyumluluk kriterleri şu şekilde sıralandırılmıştır(105):

1. Pulpa ve yumuşak dokulara zararlı olmamalıdır.
2. Dolaşım sistemine salınarak ve difüzyon yolu ile absorbe edilerek sistemik toksik cevaba yol açan toksik maddeler içermemelidir.
3. Potansiyel olarak alerjik bir cevap oluşturma olasılığı olan ajanlar bulundurmamalıdır.
4. Karsinojenik potansiyeli olmamalıdır.

Bu bilgilerden yola çıkarak dental malzemeler biyolojik uyumla ilgili olarak beş grupta toplanmıştır(100, 103).

1. Ağız dışında vücudun diğer bölümleri ile yutma, soluma veya dokunma yoluyla temasta olan malzemeler,
2. Ağız içindeki yumuşak doku ile temas eden malzemeler,
3. Pulpanın sağlığını etkileyebilecek malzemeler,
4. Kanal dolgu malzemeleri,
5. Diş sert dokularını etkileyebilecek malzemeler.

### **2.6.1. Biyolojik Uyumluluğun Değerlendirilmesi**

Dental materyallerin biyolojik olarak incelenmesinde çok sayıda yöntem kullanılmaktadır. Bunlar üç grupta sınıflandırılmıştır(103).

1. İn vitro deneyler (birincil ya da eleme testleri),
2. İn vivo hayvan deneyleri (ikincil testler),
3. İnsanlarda klinik çalışmalar.

#### **2.6.1.1. İn Vitro Testler (birincil ya da eleme testleri)**

LD50 ağız içi test, LD50 karın içi test, soluma testi, hemolizis testi, ames testi, styles testi, dominant letal testi ve sitotoksosite testleridir.

*LD50 ağız içi test ve LD50 karın içi testte deney hayvanlarında, ağırlıklarının her kilogramı için belirli bir oran esas alınarak denek grubunun %50' sinin ölümüne neden olan dozun belirlenmesi için malzemenin oral ve karın içinden olarak uygulandığı test yöntemleridir.*

*Soluma testinde, gaz halindeki materyallerin deney hayvanlarına solunum yoluyla uygulanması sonucunda toksisite belirlenmektedir.*

*Hemolizis Testi test edilen malzemenin kanda oluşturduğu hemoliz değerleri ile bir akut toksisite indeksinin oluşturulduğu test yöntemidir.*

*Dominant letal testi fareler üzerinde gerçekleştirilen ve mutajenik materyalin üreme üzerine etkilerinin incelenmesi esasına dayanmaktadır (106, 107).*



### 2.6.1.2. Sitotoksisite Testleri

Sitotoksisite testlerinde hücrelerin çeşitli enzim aktiviteleri, membran geçirgenlikleri, hücre metabolizmaları (DNA, RNA ve protein sentezi), ışık veya elektron mikroskobu ile hücre morfolojileri, hücre gelişimleri ve hücre sayıları incelenerek sitotoksisiteleri hakkında bilgi edinilebilir (108-110).

İn vitro sitotoksisite testlerinde test materyaline maruz bırakılan kültür ortamındaki hücrelerin sayısı veya büyüme hızı değerlendirilmektedir. Test yöntemi; ilk olarak hücrelerin bir hücre kültür kabına yapışması sağlandıktan sonra ortama test materyalinin ilave edilmesinden itibaren geçen belirli bir süre içerisinde hücrelerin proliferasyonunun değerlendirilmesi esasına dayanır (111). Hücrelerin kültür kabına yapışması ve zamanla proliferasyonu devam ederse test materyalinin sitotoksik olmadığı; büyüme durursa sitotoksik olduğu sonucu elde edilmektedir (111, 112).

İn vitro sitotoksisite testlerinin hücre metabolizmasının spesifik bir fonksiyonunun diğer etkenlerden izole edilerek test edilebilmesi, fazla sayıdaki örneklemin hızlı ve düşük maliyetli olarak incelenebilmesine olanak tanınması, sonuçların kantitatif olarak elde edilebilmesi, kullanım testlerine göre toksik materyallere karşı daha hassas sonuçların elde edilmesi, test yöntemlerinin standardize edilebilmesi potansiyeline sahip olması gibi avantajları vardır(102, 113). Bunun yanında sitotoksisite testlerinde test sırasında sadece tek tip hücreler kullanılabilir ve test hücreleriyle konak hücreleri ile arasında benzerlik olmayabilir. Ayrıca hücre kültürü ortamı koruyucu mekanizmalardan yoksundur. Uzun dönemde oluşacak reaksiyonları, inflamasyonları veya immun cevabı ölçemezler(104).

İn vitro sitotoksisite testlerinde; doku kültürleri, organ kültürleri, hücre kültürleri ve hücre organelleri kullanılabilir. Dental materyallerin sitotoksisite testleri için en fazla kullanılmakta olan biyolojik sistemler, kültür hücreleridir. Kültür hücreleri ya ticari olarak kültürlerden elde edilen hücrelerden ya da organizmalardan elde edilen doku parçalarından elde edilebilir (114).

### **2.6.1.3. İn Vivo Hayvan Testleri (ikincil testler)**

İn vivo hayvan testleri kemik implantasyon testi, oral mukoza membran testi, duyarlılaştırma testi, derialtı implantasyon testleridir(115). Bu testlerde biyolojik cevap in vitro testlere oranla daha kapsamlıdır. Ancak, hayvan testlerinde değişkenlerin kontrol edilmesi zordur ve testler zaman alıcı ve pahalıdır. Ayrıca bilinmesi gereken bir nokta ise hayvan türleriyle insanlardaki cevabın aynı olacağı şüpheli bir konudur(116).

### **2.6.1.4. İnsanlarda Klinik Çalışmalar**

İlk iki test gruplarından başarıyla geçen ve güvenilir bulunan materyallerin insanlarda klinik olarak kullanılması hedeflenen alana yerleştirilmesi sonrasında, materyale verilen cevaplar gözlemlenerek gerçekleştirilir(102, 117). Gönüllü hastalara uygulanan bu işlem maliyetli, zaman alıcı ve hukuksal ve etik açıdan tartışmalıdır(102). Bu testler restoratif malzemeler için pulpa ve dentin testi, pulpa kuafaj ve pulpatomi malzemeleri testi, endodontik malzeme testi ve kemik içi implant malzemesi testleridir. Maddelerin biyolojik özelliklerini ve uzun dönem biyoyumluluklarını tespit edebilmek için son aşamada klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir. Ayrıca bu klinik çalışmalar, in vitro ve pre-klinik çalışmalarda biyoyumluluğu kanıtlanmış maddelerde yapılmalıdır(110). Klinik çalışmalarda göz önünde bulundurulabilecek noktalar; pulpa reaksiyonları, gingiva ve periodonsiyum ile biyoyumluluk, oral mukozada irritasyon ve plak oluşumu gibi başlıklardır(118).

### **2.6.2. Hücre Kültürleri**

Rezin esaslı restoratif materyallerin sitotoksik etkilerini araştıran deneylerde insan ve hayvanlardan elde edilmiş hücre kültürleri kullanılmaktadır (105). Hücre kültürleri sayesinde canlı dokuların vücut dışında yaşatılabilmesi, sürekli üretilmesi ve gelişimi taklit edilmiş olur. Bireysel faktörlerden etkilenmez, tekrar uygulanabilir, ara aşamalarda kolay kontrol edilebilir ve hayvan deneylerinde olduğu gibi canlı varlıklar öldürülmez. Bu nedenlerle kullanımları oldukça yaygındır. Fakat hücre kültür testleri, yalnızca başlangıç aşamasındaki sitotoksositeyi göstermekte,

malzemenin uzun süre doku ile temasta olduğu durumlarda toksisitenin ne düzeyde olacağı hakkında bilgi verememektedir.

Canlı yapılardan derive edilen hücreler, vücut ısısında kültüre edilmekte ve kendi özgün fizyolojik konumunu taklit eden besleyici sıvılarda çoğaltılmaktadır(119). Memeli hücresinin kültürü için gerekli besiyeri içerisinde aminoasitler, vitaminler, tuzlar, glukoz, antibiyotikler ve serum ihtiva ederler(114).

### 2.6.2.1. Hücre Kültürlerinin Sınıflandırılması

1. Primer hücre kültürleri
2. Devamlı hücre kültürleri
3. Diploid hücre kültürleri olarak gruplandırılabilir

*Primer hücre kültürleri* canlı organizmadan alınan doku örneğinin hücrelere ayrıştırılmasından sonra in vitro şartlar altında üretilmesi işlemiyle elde edilmektedirler(111). Primer kültür hücreleri direk olarak dokulardan elde edilmektedir. Primer kültürler, ana dokunun karakterine çok yakın özellikler göstermelerine rağmen; ilerleyen günlerde orijinal özelliklerini kaybederek farklılaşırlar(120).

*Devamlı hücre kültürlerinde* primer hücre kültürleri ilk pasajdan sonra bir kültür ortamından diğere taşınırlar. Bu işleme subkültür adı verilir.Devamlı hücre kültürleri,subkültürü sonsuz olarak yapılabilen ve karyotipleri, orijinali olan dokulardan ayrı olarak geliştirilmiş olan kültürlerdir. Bütün hücrelerin % 85' i orijinal olan dokunun karyotipine sahiptir.

*Diploid hücre kültürlerinde* bazı hücrelerde kromozom tipleri kaybolabilir ve yerine başka bir tip yerleşir. Bu hücrelere pseudodiploid hücreler adı verilir(121).

Dental malzemelerin biyolojik uyumunun saptanmasında kullanılan hücre kültürü teknikleri organ veya doku bağlantısını temsil etmemektedir. Çünkü dental dokulara ait hücre kültürlerinde, hücrelerin morfolojileri, DNA ve protein sentezleri

birbirlerinden bağımsız olarak ve hücreler tek tek incelenerek değerlendirilmektedir (122).

### **2.6.3. Diş Pulpası Kök Hücreleri (DPHK)**

Kök hücreler elde edildikleri orjinlerine göre embriyonal (fetal) veya erişkin (postnatal) kök hücreler olarak gruplandırılmaktadır. Embriyonik kök hücreler, embriyodan köken almaktadır ve tıpkı embriyo gibi bütün dokuları oluşturabilme yeteneğine sahiptirler(123). Erişkin kök hücreleri (somatik veya postnatal kök hücreler) ise kemik iliği, göbek kordonu kanı, diş pulpası gibi dokulardan elde edilebilirler ve her biri farklı miktarlarda farklı dokular oluşturabilirler(124, 125). Kök hücrelerin kendini yenileyebilme ve özelleşmiş hücrelere kaynaklık etme (plastisite-farklılaşma) gibi özellikleri de bulunmaktadır (126).

Embriyonik dönemde diş gelişimi ektodermden kaynaklanmaktadır. Ektodermal yapı diş germelerini oluştururken, nöral kret hücreleri dental papil ve dental foliküle farklılaşmaktadır. Bu sebeple dental dokular ektodermal kaynaklı nöral kret hücrelerini de kapsayan mezenkimal bileşenler içermektedir. Diş gelişimi evresinde pek çok tipteki kök hücre ve progenitör hücre rol almaktadır. Bunlar; dental epiteliyal kök hücreler, dental pulpa ile ilişkili olan dental pulpa kök hücreleri (DPKH), süt diş pulpası kök hücreleri, apikal papilladan elde edilen kök hücreler ve periodonsiyum ile ilişkili olan periodontal ligament kök hücreleri ve dental folikül progenitör hücreleridir(127).

Diş pulpası son zamanlarda kök hücre araştırmalarında kullanılan önemli bir kök hücre kaynağıdır. DPKH' nin kolay elde edilebilmeleri, etik problem teşkil etmemeleri, farklılaşma potansiyelinin yüksek olması, biyomateryallerle beraber uygulandıklarında dokuların yeniden yapılandırılması için kullanılabilmesi, uzun süre canlılıklarının devam etmesi ve güvenli olarak dondurulup saklanabilmeleri gibi avantajları vardır (128, 129). Farklı alanlarda uzun yıllardır kullanılmakta olan DPKH' lerinin sitotoksiste çalışmalarında da kullanımları giderek artmaktadır (128, 130, 131).

#### 2.6.4. Hücre Kültürü Test Yöntemleri

Hücre kültürleri kullanılarak dental malzemelerin biyolojik uyumlarının belirlenmesi için çok sayıda in vitro test yöntemi kullanılmaktadır. Bunlar ekstrakt testleri, direkt kontak testleri ve indirekt kontak testleridir (102).

Sitotoksosite deneyleri sonrasında malzemenin sitotoksitesinin değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan enzimatik bir test olan MTT (tetrazolium tuzu 3-[4,5- dimethylthiazol-2-yl]2,5-diphenyltetrazolium bromide ) testidir. MTT yöntemi ile hücre topluluğundaki canlı hücrelerin oranı kolorimetrik yöntemle kantitatif olarak saptanabilmektedir. Bu yöntem sağlam hücrelerde mitokondrinin MTT boyasının tetrazolium halkasını parçalayabilmesi ilkesine dayanmaktadır(132). Bu reaksiyon mitokondrial enzim olan süksinat dehidrogenaz enziminin aktivitesine bağlıdır. Tetrazolium halkasının parçalanması sonucu soluk sarı renkli MTT boyası bozulmamış hücrelerde mor renkte boyanmakta, ölü ya da mitokondri fonksiyonu bozulmuş hücrelerde boyanmamaktadır. Bu yöntem hücrelerin MTT boyası ile inkübasyonu, presipite reaksiyon ürününün çözünür hale getirilmesi ve reaksiyon ürününün kolorimetrik olarak ölçümü basamaklarından oluşmaktadır. Optik yoğunluk ölçülerek formazan oluşumu saptanabilir. Alternatif olarak test örneği çevresindeki formazan ışık veya elektron mikroskobu ile veya özel boya okuyucu cihazlarla belirlenebilir(133, 134).

MTT'den farklı olarak ikinci jenerasyon tetrazolium türevleri örneğin 4-[3-(4-iodophenyl)-2-(4-nitrophenyl)-2H-5tetrazolio]-1,3-benzene disulfonate (WST-1) toksik olmayan, suda çözünebilir membran-geçirgen ürünlere metabolize edilirler, böylelikle kültürde kolayca diffüze olurlar. Bu nedenle WST-1 testinde hücre kültürlerinin canlılığı riske atılmaz ve arada çözünme gibi başka bir aşama içermediği için MTT ile karşılaştırıldığında gerçekleştirilmesi daha kolaydır(135).

WST 1 testi hücre proliferasyonunu ve sitotoksitenin belirlenmesi esasına dayanmaktadır. Yapışık veya süspansiyon halindeki hücreler bir mikro levhada kültür edilirler, daha sonra WST-1 ile inkübe edilirler ve spektrofotometre ile değerlendirilirler. Bu analiz hücresel dehidrogenaz sonucu tetrazolium tuzu WST-

1'in redüksiyonla formazana dönüşmesi ve boya absorbanasının görüntülenmesi esasına dayanmaktadır(136). Yani daha fazla boya absorbanı daha fazla canlılığa işaret etmektedir.

### **2.6.5. Kompozit Rezinlerin Biyouyumluluklarının Değerlendirilmesi**

Kompozit rezin materyaller gelişmeğe olan özellikleri ile diş hekimliğinde kullanımları çok yaygındır. Bu materyallerin güvenilirliği klinik üstünlüklerinin, fiziksel ve kimyasal özelliklerinin yanı sıra aynı zamanda biyolojik güvenilirliklerine de bağlıdır(137).Dental materyaller ve bileşenlerinin in vitro düzeyde dokular ve hücrelerde meydana getirebileceği zararların belirlenmesi klinik açıdan önemlidir. Olumsuz biyolojik durumlara dental kompozit rezin materyallerin organik matriksinin neden olduğu bildirilmiştir(138, 139).

Kompozit rezin materyallerden salınan komponentlerin oluşma mekanizması iki şekildedir. Birincisi polimerizasyondan sonra kalan artık monomerlerin özellikle ilk 24 saat içinde oral sıvılara veya alınan diyet ürünlerine katılmasıyla oluşur. İkincisi ise zamanla bozulma ile oluşan salınımlardır(139, 140).

Kompozit rezinlerden en çok salınan komponentlerin 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmişlerdir(141). HEMA ve TEGDMA çok yüksek miktarlarda salınırsa dentinden difüze olarak pulpada dahi hücre hasarı meydana getirebilmektedir(142). Yine TEGDMA ve HEMA' nın genotoksik etkileri gösterilmiştir(108). Ancak, bu artık monomer salınımlarının genetik ve hücrel toksisitesinin temelinde bulunan moleküler ve hücrel mekanizmalar tam olarak açıklanamamıştır.

### **2.7. Kompozit Rezinlerin Isı İletim Özellikleri**

Bir katı cismin bünyesinde sıcaklık farkları oluştuğu zaman yüksek sıcaklık bölgesinden düşük sıcaklık bölgesine ısı geçiş şekline ısı iletimi adı verilmektedir (143).

Araştırmacılar ağız içerisinde oluşan en yüksek ve en düşük sıcaklık değerlerini araştırırken aynı zamanda bu sıcaklıkların neden olduğu ısıl stres değerleri ve bu streslerin diş dokuları ve restorasyonlara etkisini incelemiştir (144, 145).Dentin, zayıf bir ısı iletken olmasından dolayı pulpayı zararlı termal uyarılardan koruyabilse de derin kavitelere kalan dentin tabakası etkili ısı yalıtımı sağlamak için yetersiz kalabilmektedir (146).

Dental malzemelerin ve diş dokularının ısıl iletkenlik ve ısıl genişleme katsayılarının farklı olması sonucu restore edilmiş dişlerde ısıl streslerin meydana geldiği görülmüştür(147). Dişin kron kısmına ulaşan ısı, diş oluşturulan mine, dentin boyunca pulpaya iletilirken, kök kanalında oluşturulan ısı kök dentini ve sement boyunca kökün dış yüzeyine ve periodonsiyuma iletilmektedir(148, 149). Kullanılan dental malzemelerin ısı iletim etkisinin bilinmesi, hastaların özellikle metalik restorasyonlar sonrası sıcak soğuk yiyecekler veya içeceklerin tüketimi sırasında meydana gelen rahatsızlığı en aza indirmede kullanılabilir. Farklı içerikli dolgu ve kaide materyalleri ile restorasyonda hastaların yaklaşık olarak % 20-30'u post operatif hassasiyet nedeniyle ağrı hissetmektedir(150).

Dişlerdeki ısı iletimi günlük yaşamda beslenme diyet esnasında önemli olduğu kadar dental işlemler sırasında da önemlidir (151). Polimerizasyon ve polisaj gibi dental işlemler sırasında oluşan ısı pulpada hasara neden olabilir(152). Günlük yaşamda dişlerin çevresinde oluşan ısının 0 °C'den 70 °C' ye kadar değiştiği gösterilmiştir. Barclay ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada deneklerden 90°C sıcaklıktaki çay veya kahveyi ve 1°C sıcaklıktaki buzlu suyu içmelerini istemiştir. Isıl dirençlerle (thermistor) en fazla sıcaklığın 70°C, en az sıcaklığın ise 0°C olduğunu bulunmuştur (153).

Kompozit rezin, amalgam ve cam iyonomer siman kaide kullanarak sıcaklık uygulaması sonrası en yüksek stres ve sıcaklık değişiminin dentin ve restoratif materyallerin ara yüz bölgelerinde görüldüğünü bildirilmiştir. Soğuk ve sıcak değişimlerinin zaman içerisinde ısıl yorgunluğa neden olduğu ve bu durumun üzerinde durulması gereken önemli bir nokta olduğu ifade edilmektedir(154).

Bir çalışmada araştırmacılar diş dokuları ve restoratif materyallerde oluşturdukları sıcaklık dağılımı ve ısısız stres analizi yaparak, farklı malzemelerin farklı ısınıp soğuduğunu ve bunun da materyaller arasındaki ısısız iletim katsayıları arasındaki farklılıkla paralel olduğunu belirtmiştir. Ancak aynı çalışmada dişler ve restoratif materyaller üzerinde, ağız içerisinde oluşan kuvvetlerin, ısısız değişikliklerle oluşan kuvvetlerden çok daha etkili olduğu gosterilmiştir(147).

Dental dokuların ve materyallerin ısı iletimi birçok araştırmacı tarafından farklı yöntemler kullanılarak incelenmiştir(151, 155, 156). Dental restorasyonların başarısında, restoratif işlemler sırasında kullanılan cihazlar ve malzemelerin pulpada ve biyolojik dokularda yüksek ısı oluşturma kapasiteleri de dikkate alınarak klinik uygulamalarda dental materyallerin ve restoratif işlemlerde kullanılacak restoratif malzemenin seğiminde bu malzemelerin termal özellikleri de değerlendirilerek seğimlerinin yapılması kritik bir önem taşımaktadır(157).

Bu tez çalışmasının amacı beş farklı bulk fill kompozit rezinin polimerizasyon büzülmelerini, yüzey özelliklerini, sitotoksisitelerini ve ısı iletim özelliklerini araştırmak ve karşılaştırmalı olarak incelemektir.



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu tez çalışması deneysel bir çalışma olup, deneylerde 5 farklı bulk fill kompozit rezin kullanıldı (Şekil 3.1), (Tablo 3.1).

1. Filtek Bulk Fill (FBF)
2. Sonik Fill (SF)
3. SDR (Smart Dentin Replacement)
4. Tetric Evo Ceram Bulk Fill (TEC)
5. X-trafil (XTF)



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan bulk fill kompozit rezin materyaller.

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan bulk fill kompozit rezinler.

<u>Bulk Fill</u> <u>Kompozit</u> <u>Rezin</u>	<u>İçerik</u>	<u>Doldurucu</u> <u>Oranı</u> <u>(Ağırlıkça,</u> <u>Hacimce)</u>	<u>Lot No</u>	<u>Tipi</u>	<u>Üretici Firma</u>
<b>FBF</b>	Bis-GMA,UDMA, Bis-EMA ytterbiyum triflorid,zirkon silika	%64,5 %42,5	N461826	Akışkan	3M Espe, St.Paul,ABD
<b>SF</b>	Bis-GMA, TEGDMA, EBPADMA cam, oksit, silikon dioksit	% 83,5 % 66	4810967	Nanohibrit	Kerr, Orange, CA, ABD
<b>SDR</b>	SDR™ patenli modifiye UDMA, TEGDMA. Baryum ve stronsiyum alumino-floro-silikat cam partikülleri,	% 68 % 45	1306102	Akışkan	Densply, Caulk, Milford, DE, ABD
<b>TEC</b>	Bis-GMA, UDMA (%17-18) Baryum cam, ytterbiyum triflorid	%79-81 %60-61	S09720	Nanohibrit	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
<b>XTF</b>	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	% 86 %50.1	1306516	Hibrit	Voco, GmbH, Cuxhaven, Almanya

***Bu çalışma üç aşamada gerçekleştirilmiştir;***

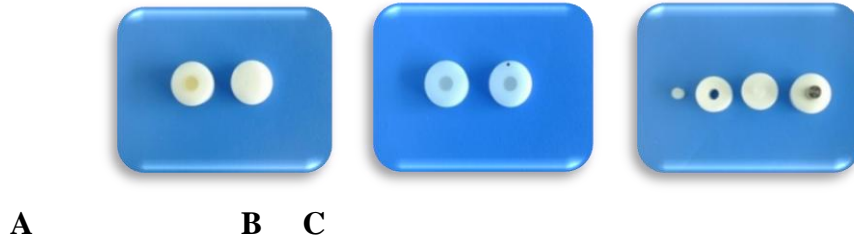
1. Örneklerin hazırlanması
2. Deneyleerin gerçekleştirilmesi
3. Sonuçların istatistiği ve değerlendirilmesi

### **3.2. Örneklerin Hazırlanması**

#### **3.2.1. Polimerizasyon Büzülmesi Ölçümleri İçin Örneklerin Hazırlanması**

Her bir bulk fill kompozit rezin grubu için 5' er tane olmak üzere toplam 25 adet derinliği 4 mm, çapı 5mm üst yüzeyleri açık alt yüzeyleri kapalı plastik kalıplar hazırlandı (Şekil 3.2-A). Sırası ile her bir kalıba tek bir seferde ağız spatülü ve siman fulvarı yardımıyla bulk fill kompozit rezin iyice kondanse edilerek yerleştirildi.

Üzerine şeffaf bant yerleştirildi, cam ile bastırılarak kondensasyon işlemi tamamlandı ve fazlalıklar uzaklaştırıldı.



**Şekil 3.2.** Kompozit rezin disklerin hazırlanmasında kullanılan kalıplar: A)Polimerizasyon büzülmesi deneyleri için hazırlanan kalıp örneği; B)Yüzey ölçümleri için hazırlanan kalıp örneği C) Sitotoksosite ve ısı iletkenlik deneyleri için hazırlanan kompozit rezin disklerinin hazırlandığı kalıp ve çıkarma aparatı.

### 3.2.2. Yüzey Pürüzlülüğü ve Yüzey Sertlik Ölçümleri İçin Örneklerin Hazırlanması

Her bir kompozit rezin markası için 5' er tane olmak üzere toplam 25 tane derinliği 4 mm çapı 5mm olan alt ve üst yüzeyleri açık kalıplar hazırlandı (Şekil 3.2-B).Her bir kalıbın üst yüzeyleri işaretlendi.Sırası ile her bir kalıba tek bir seferde kompozit rezin ağız spatülü ve siman fulvarı yardımıyla iyice kondanse edilerek yerleştirildi.Alt ve üst yüzeylere sırasıyla şeffaf bant ve cam ile bastırılarak kondensasyon işlemi tamamlandı.Daha sonra cam uzaklaştırılarak üst yüzeyden ve şeffaf bandın üzerinden üretici firmaların önerdiği şekilde 20 sn boyunca LED ışık cihazı ile ışık uygulandı. Örnekler 24 saat distile suda, etüvde 37° C bekletildi.

### 3.2.3.Sitotoksosite Deneyleri Ve Isı İletkenlik Ölçümleri İçin Örneklerin Hazırlanması

Her bir kompozit rezinmarkası için 10' ar tane olmak üzere toplam 50 tane bulk fill kompozit rezin disk derinliği 4 mm, çapı 5mm olan silindirik teflon kalıp ve çıkarma aparatı kullanılarak hazırlandı (Şekil 3.2-C). Teflon kalıplar, kullanılacak olan el aletleri ve camlar otoklavda sterilize edildi. Sırası ile her bir kalıba tek bir

seferde kompozit rezin ağız spatülü ve siman fulvarı yardımıyla iyice kondanse edilerek yerleştirildi. Üst yüzeye şeffaf bant yerleştirilerek ve cam ile bastırılarak kondensasyon işlemi tamamlandı. Daha sonra kalıbın üzerindeki cam uzaklaştırılarak şeffaf bandın üzerinden üretici firmaların önerdiği şekilde 20 sn boyunca ışık uygulandı. Hazırlanan kalıplara uygun olarak özel imal edilen çıkarma aparatı yardımıyla kompozit rezin diskler kalıplardan çıkarıldı. İki deney için de her bir grup kompozit rezin örneği 5'er tane oluncaya kadar işlemler tekrarlandı. Tüm ölçümler için SF örneklerinin hazırlanması ünit sistemine takılan ve özel olarak üretilen anguldurvaya bulk fill kompozit rezin içeren uçların takılması ve anguldurvanın çalıştırılmasıyla gerçekleştirildi.

### 3.3. Deneilerin Gerçekleştirilmesi

#### 3.3.1. Bulk Fill Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Büzülmelerinin $\mu$ CT Cihazı İle Ölçülmesi

Hazırlanan ancak ışıkla polimerize edilmeyen bulk fill kompozit rezin polimerizasyon büzülmesi ölçümü için İnönü Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezin' de bulunan  $\mu$ CT cihazı (Sky Scan 1172) kullanıldı (Şekil 3. 3). Örnekler çoklu tekrarlamaya yapılacak şekilde stabil ve aynı pozisyonda  $\mu$ CT cihazı içerisindeki yuvaya tam oturacak şekilde yerleştirildi.



Şekil 3.3. SkyScan 1172  $\mu$ CT cihazı ve verilerin kaydedildiği bilgisayar.

Taramalar SkyScan 1172  $\mu$ CT cihazı ile 9  $\mu$ m izotropik çözünürlük ve 100 kV' da yapıldı.Yapılan taramaların piksel boyutları 6-30  $\mu$ m olarak ayarlanıp, taramalar 1° dönme açısı ve toplam 360° dikey dönme açısı ile gerçekleştirildi.Örnekler ortalama 60 dakika süreyle tarandı.Taramalar sonunda her örnek için ortalama 300 tane ham görüntü elde edildi.Taraması sonlanan kalıp cihazdan çıkarıldı ve LED ışık cihazı ile ışık uygulandı ve tekrar aynı pozisyonda  $\mu$ CT cihazı içerisindeki yuvaya tam oturacak şekilde yerleştirildi. Yukarıda anlatıldığı şekilde taramalar tekrar yapıldı.Tüm örnekler için bu işlemler tekrarlandı.

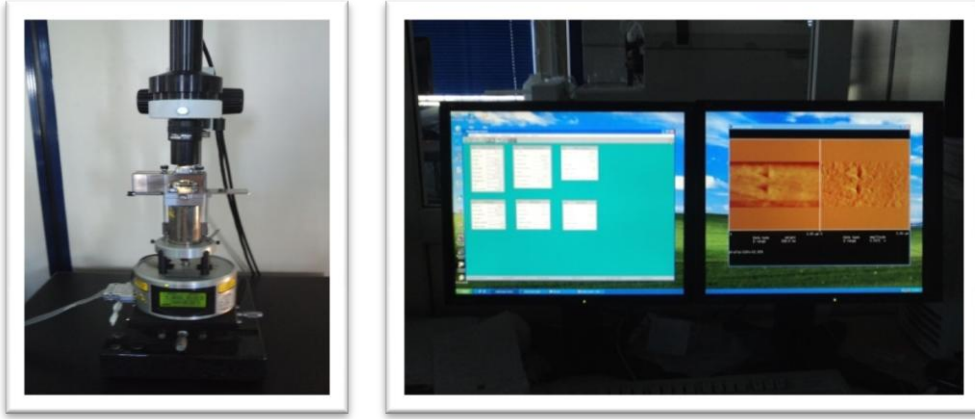
Elde edilen ham görüntüler, NRecon® (SkyScan 1072G; Kontich, Belçika) yazılım programı kullanılarak rekonstrükte edildi ve daha sonra kullanılmak üzere BMP formatında kaydedildi.Alınan kesit görüntüleri üzerinde kontrast ve keskinlik ayarları yapıldı.Rekonstrükte edilen görüntüler Skay Scan CTAn software programı ile görüntülendi.Her bir numune için polimerizasyondan önce ve sonra yapılan taramalarla elde edilen kesitler Skay Scan CTAn software programının alt sekmeleri olan sırasıyla ‘Thresholding, Bitwise, 3D modeling analyze’ işlemlerine tabi tutularak numunelerin hacimleri elde edildi. Polimerizasyondan önce ve polimerizasyondan sonra elde edilen hacimler birbirlerinden çıkartılarak polimerizasyon büzülmesi belirlendi Bu büzülme % cinsinden formül 3.1 ile hesaplandı;

$$\text{Polimerizasyon büzülmesi} = \frac{\text{Büzülme miktarı} (\text{İlk Hacim} - \text{Son Hacim}) \times 100}{\text{İlk Hacim}} \quad (3.1)$$

### 3.3.2. Yüzey Özelliklerinin Ölçümü:

#### 3.3.2.1. Bulk Fill Kompozit Resinlerin Yüzey Pürüzlülüğünün AKM ile Ölçülmesi

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma Uygulama Merkezi laboratuvarında bulunan Atomik Kuvvet Mikroskobu (Veeco multimode 8, Mannheim,Almanya) cihazında ve nanoscope 3d (Veeco multimode 8, Mannheim,Almanya) programı kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 3.4).



**Şekil 3.4.**Atomik kuvvet mikroskobu ve analiz programı.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için örnek taşıyıcı silindire yapıştırıldı ve cihaza yerleştirildi. Kalibrasyon yapıldıktan sonra yüzey pürüzlülüğü ölçümleri nonkontakt modda yapıldı. 1,6 x 3,6 x 0,4 mm boyutlarında destek ve yüzeyi altın kaplamalı piramidial NSGO1 silikon uç kullanıldı. Ölçümler 1,6 Hz tarama hızında gerçekleşti. 20  $\mu\text{m}^2$ 'lik alanlar tarandı. Örneklerin 256 x 256 piksel çözünürlükteki üç boyutlu görüntüleri elde edildi ve ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra) hesaplandı. Kalibrasyon her ölçümden sonra tekrarlandı. Her bir örnek için alt ve üst yüzeylerden ölçümler yapıldı.

### 3.3.2.2. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Nano Sertliklerinin AKM ile Ölçülmesi

Örneklerin nano sertliği Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma Uygulama Merkezi laboratuvarında bulunan Atomik Kuvvet Mikroskobu (Veeco multimode 8, Mannheim,Almanya) cihazında ve nanoscope 3d programı kullanılarak gerçekleştirildi. 1,6 x 3,6 x 0,4 mm boyutlarında destek ve yüzeyi altın kaplamalı piramidial NSGO1 silikon uç kullanılarak nanoindent modda sertlik ölçümleri yapıldı.

Ölçümler sertlik izleri alındıktan sonra izler ve izlerin oluşturduğu grafikler (yükleme boşalma eğrileri) kullanılarak formül 3.2 yardımıyla uygulanan kuvvetler hesaplandı. Uygulanan bu kuvvetlerle birlikte sertlik iz resimleri spip(scanning probe image proses) 6.0 programı kullanılarak nano sertlik değerleri hesaplandı.

Force (N)=Spring constant (N/m) x Trigger threshold (V) x Sensitivity (nm/V) x units conversion factor (3.2)

Bizim çalışmamızda; Spring Constant: 199 N/m lik uçlar kullanıldı. Trigger threshold: 2V-4V arası uygulandı (uygulanan voltaj). Sensitivity: her bir iz grafiginden hesaplandı.

### 3.3.3. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Sitotoksitesine Deneylerinin Gerçekleştirilmesi:

Bulk fill kompozit rezinlerin sitotoksitesinin belirlenmesi amacıyla WST-1 analizi Kocaeli Üniversitesi, Kök Hücre ve Gen Tedavileri Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde (KÖGEM) gerçekleştirildi. Diş pulpası kök hücreleri (DPKH) 3. pasajda 12 kuyucuklu kültür kaplarına  $3 \times 10^4$  hücre/cm<sup>2</sup> olacak şekilde ekildi ve bir gece yüzeye yapışmaları için 37°C' de ve %5 CO<sub>2</sub> içeren inkübatörde bekletildi. Steril ortamda bulk fill kompozit rezin materyallerinden hazırlanmış olan diskler UV' de (Laminar akışlı steril kabin (Class II, Heraeus, Hanau, Almanya) 20'şer dk sterilize edildi (Şekil 3. 5). Bulk fill kompozit diskler DPKH' ler üzerine yerleştirildi ve %10 fetal sığır serumu (FBS), %0,2 primosin içeren düşük glikozlu DMEM (LG-DMEM) besiyerinde inkübatörde kültüre edildi. Kontrol grubu olarak bulk fill kompozit rezin materyallerle muamele edilmeyen DPKH' ler kullanıldı.



Şekil 3.6. KÖGEM' de bulunan laminar akışlı steril kabin.

Bulk fill kompozit disklerin hücreler üzerine yerleştirilmesini takiben 1, 7, 14 ve 21. günlerin sonundaki hücre canlılığını ve sitotoksitesiyi belirlemek amacıyla WST-1 testi yapıldı. Bulk fill kompozit materyalleri hücrelerin üzerinden alındıktan sonra 1:10 (100µl besiyerine 10µl WST-1 boyası) oranında WST-1 Cell Proliferation Assay Reagent (Roche) eklendi. Uygun koşullarda (37 °C’ de, %5 CO<sub>2</sub> içeren inkübatörde) 2,5 saatlik inkübasyonun ardından, absorbanslar 480nm dalga boyunda monokromatik sistemli mikropilaka okuyucu (Microplate Reader, VersaMax, Molecular Devices, ABD) kullanılarak okutuldu (Şekil 3.6).



**Şekil 3.7.**Hücrelerin absorbanslarını belirleyen monokromatik sistemli mikropilaka okuyucu.

### **3.3.4. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Isı İletkenliklerinin PPMS Cihazı İle Ölçülmesi**

Bulk Fill kompozit rezinlerin ısı iletim özellikleri İnönü Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi’ nde bulunan Physical Properties Measurement System (PPMS) cihazı ile ölçüldü (Şekil 3.6).Isı iletkenlik katsayısı ölçümleri için bulk fillkompozit rezin diskin bir ucu ısıtıcı yardımıyla ısıtıldı. Bu ısınmayla beraber numune üzerindeki herhangi a (Thot) ve b (Tcold) noktaları arasındaki sıcaklık farkı bu noktalarda yer alan hassas termometreler aracılığı ile ölçüldü. Ayrıca yine bu noktalardaki ısı akışından kaynaklanan seebeck voltajları da (a (V+) ve b (V-) ölçülerek  $\Delta V$  (V+ - V-) farkı bulundu.Isıtıcı bir süre sabit bir ısıtma oranında ısıttıktan sonra malzemenin soğutulup ikinci bir ölçüme hazırlanması için ısıtıcıyı kapatılarak belli bir süre beklendi. Bu esnada sıcaklık farkı, ve voltaj farkı kaydedildi.



K termal iletkenlik katsayısı yani bir maddenin ısıyı iletme yeteneği formül 3.3.ile hesaplandı.P ısı akışıdır ve direkt olarak ölçülemez ve bu yüzden net iletilen termal iletkenlik ısıtıcının ayarlı direncinde harcanan güç (P rad) olarak tahmin edilmektedir.K shoes değeri ise kontak yapılan ayakların termal iletkenliklerine karşılık gelir.

$$P = I^2 R - PradK = \frac{P}{\Delta t} - Kshoes \quad (3.3)$$



Şekil 3.8. PPMS cihazı ve verilerin kaydedildiği bilgisayar programı.

### 3.4. Verilerin İstatistiksel Olarak Analizi

Bu çalışmada elde edilen veriler IBM SPSS Statistics 20.0 paket programı ile değerlendirildi. Nicel veriler ortalama ve standart sapmalarla özetlendi. Normallik testi Shapiro Wilk sonucunda, gruplar arasında farklılık incelenirken, normal dağılmayan değişkenlerde ikili gruplarda Mann Whitney-U Testi, ikiden fazla gruplarda ise Kruskal Wallis H Testi kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalarda Bonferroni düzeltilmeli Mann Whitney-U Testi kullanıldı. P değeri 0.05' in altındaki değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

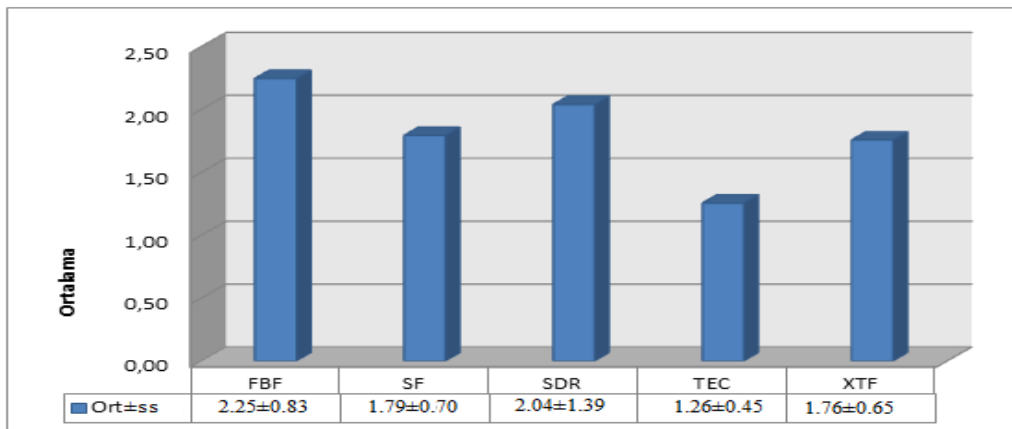
## 4. BULGULAR

### 4.1. Polimerizasyon Büzülmesi Ölçümlerinin Bulguları

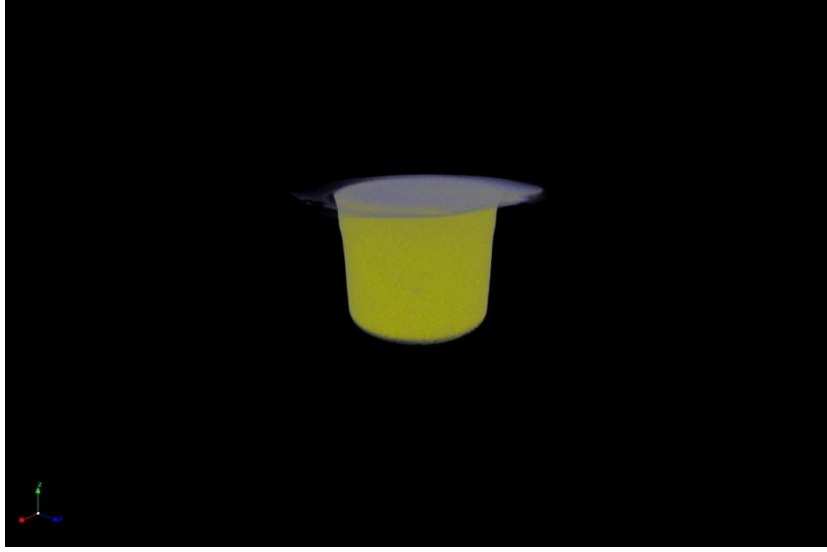
Bulk fill kompozit rezin grupları arasında polimerizasyon büzülmesi değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir ( $p>0.05$ ). Grupların ortalama polimerizasyon büzülmesi (% cinsinden) ve standart sapma değerleri tablo 4.1’ de gösterilmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte büzülme değerleri FBF grubunda daha yüksektir (Şekil 4.1).

**Tablo 4.1.** Grupların ortalama polimerizasyon büzülmesi ortalama (ort) ve standart sapma (ss) değerleri

<i>Bulk Fill Kompozit rezin(n=5)</i>	<i>Ort±ss</i>
<i>FBF</i>	2.25±0.83
<i>SF</i>	1.79±0.70
<i>SDR</i>	2.04±1.39
<i>TEC</i>	1.26±0.45
<i>XTF</i>	1.76±0.65



**Şekil 4.1.** Bulk fill kompozit rezinlerin ortalama polimerizasyon büzülmesi değerlerini gösteren grafik.



**Şekil 4.2.** Gruplardan bir örneğin  $\mu$ CT görüntüsü

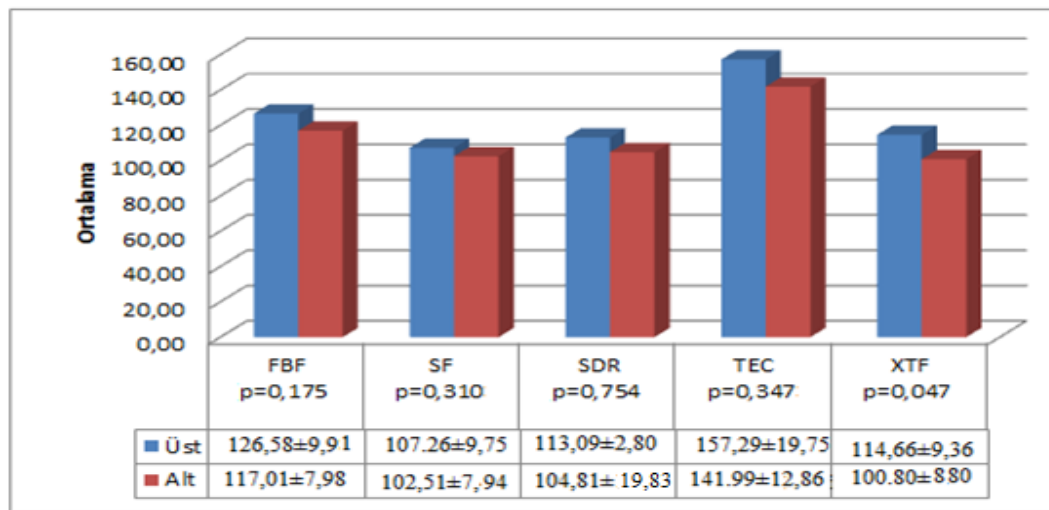
#### **4.2. Yüzey Nanosertliği Ölçümlerinin Bulguları**

Bulk fill kompozit rezin grupları arasında üst yüzey nano sertlik ( $\text{kg}/\text{mm}^2$ ) değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0.05$ ). Üst yüzey nano sertlik değerleri TEC grubunda SF, SDR, FBF ve XTF grubuna göre anlamlı derecede daha yüksektir. Aynı zamanda üst yüzey nano sertlik değerleri FBF grubunda SDR grubuna göre anlamlı derecede daha yüksektir.

Grupların ortalama üst ve alt yüzeyler nano sertlik değerleri ve p değerleri tablo 4.2.' de gösterilmiştir. Buna göre FBF, SF, SDR ve TEC gruplarında; alt yüzeylerin nano sertlik değerleri ile üst yüzeylerin nano sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir ( $p > 0.05$ ). Ancak istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte değerler üst gruplarda daha yüksektir (Şekil 4. 3). XTF grubunda ise alt yüzeylerin nano sertlik değerleri ile üst yüzeylerin nano sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0.05$ ).

**Tablo 4.2.** Grupların ortalama alt yüzey ve üst yüzeyleri arası nano sertlik değerleri ( $\text{kg/mm}^2$ ) ve p değerleri.

<u>Bulk Fill Kompozit rezin(n=5)</u>		<u>Ort±ss</u>	<u>P Değerleri</u>
<i>FBF</i>	<i>ALT</i>	117.01±7.98	p>0.05
	<i>ÜST</i>	126.58±9.91	
<i>SF</i>	<i>ALT</i>	102.51±7.94	p>0.05
	<i>ÜST</i>	107.26±9.75	
<i>SDR</i>	<i>ALT</i>	104.81±19.83	p>0.05
	<i>ÜST</i>	113.09±2.80	
<i>TEC</i>	<i>ALT</i>	141.99±12.86	p>0.05
	<i>ÜST</i>	157.29±19.75	
<i>XTF</i>	<i>ALT</i>	100.80±8.80	p<0.05
	<i>ÜST</i>	114.66±9.36	



**Şekil 4.3.** Bulk fill kompozit rezinlerin ortalama üst yüzey ve alt yüzey nano sertlik değerlerini gösteren grafik.

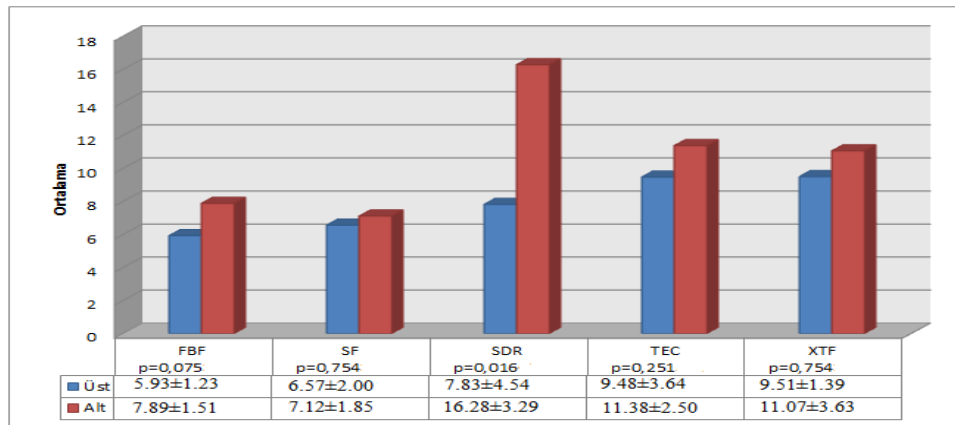
#### 4.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümlerinin Bulguları

Bulk fill kompozit rezin grupları arasında üst yüzey pürüzlülük (nm) değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p>0.05$ ).

İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte üst yüzey pürüzlülük değerleri XTF grubunda daha yüksektir (tablo 4.3), (Şekil 4.4).

**Tablo 4.3.** Grupların alt yüzey ve üst yüzey ortalama pürüzlülük ve standart sapma değerleri değerleri.

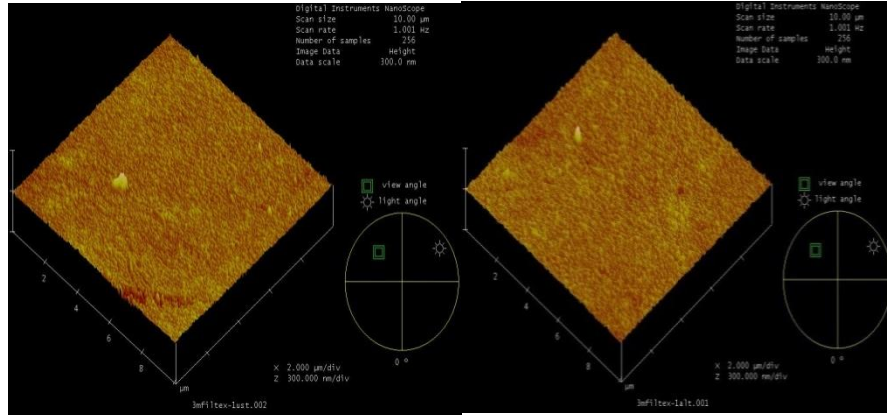
<i>Bulk Fill Kompozit Rezın(n=5)</i>		<i>Ort±ss</i>	<i>P değerleri</i>
<i>FBF</i>	<i>ALT</i>	7.89±1.51	p>0.05
	<i>ÜST</i>	5.93±1.23	
<i>SF</i>	<i>ALT</i>	7.12±1.85	p>0.05
	<i>ÜST</i>	6.57±2.00	
<i>SDR</i>	<i>ALT</i>	16.28±3.29	p<0.05
	<i>ÜST</i>	7.83±4.54	
<i>TEC</i>	<i>ALT</i>	11.38±2.50	p>0.05
	<i>ÜST</i>	9.48±3.64	
<i>XTF</i>	<i>ALT</i>	11.07±3.63	p>0.05
	<i>ÜST</i>	9.51±1.39	



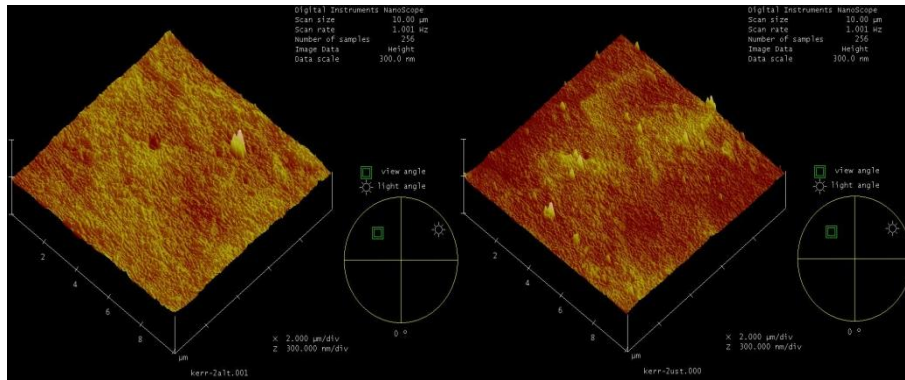
**Şekil 4.4.**Bulk fill kompozit rezınlerin ortalama üst yüzey ve alt yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren grafik.

AKM ile elde edilen FBF, SF, SDR, TEC ve XTF gruplarının sırasıyla alt ve üst yüzeylerinin görüntülerine bakıldığında tüm gruplarda alt yüzeylerin üst

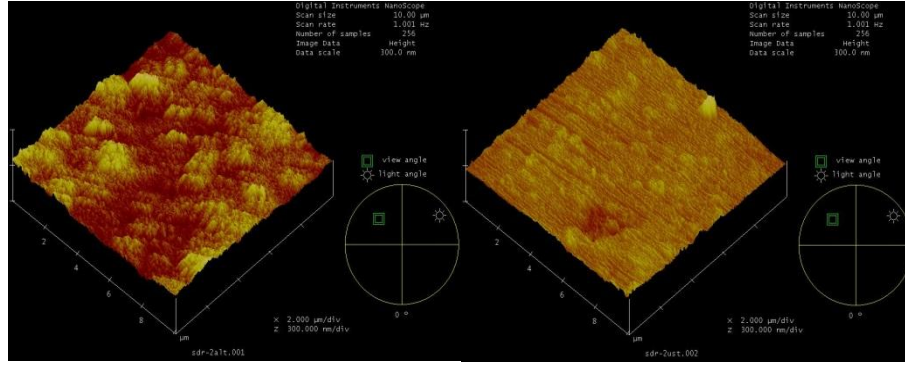
yüzeylerden daha pürüzlü olduğu görülmektedir (Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9).Çalışmada kullanılan bulk fill kompozit rezinlerin alt yüzey ve üst yüzey ortalama pürüzlülük ve standart sapma değerleri şekil 4. 4' te verilmiştir. Bunlardan FBF, SF, TEC ve XTF gruplarında; alt yüzey ve üst yüzey pürüzlülükleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir ( $p>0.05$ ). Ancak istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte değerler alt gruplarda daha yüksektir. SDR grubunda ise alt yüzey ve üst yüzey pürüzlülükleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p<0.05$ ). Değerler alt yüzeyler için üst yüzeylere göre anlamlı derecede daha yüksektir (şekil 4. 7)



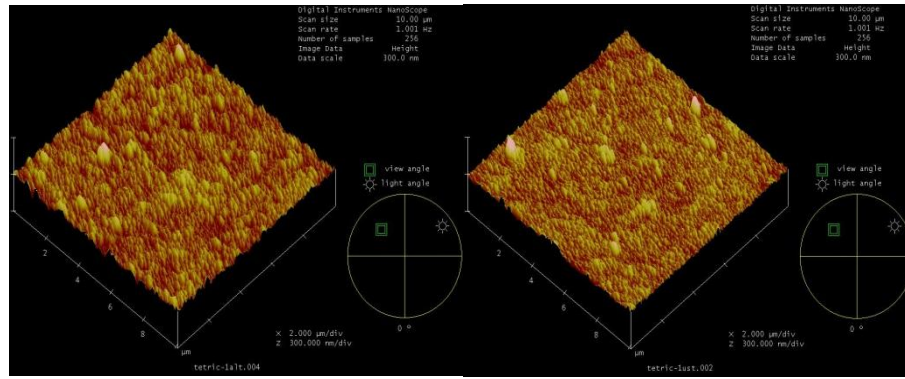
**Şekil 4.5.**FBF' den bir örneğin alt(sol resim) ve üst (sağ resim) yüzeylerin AKM görüntüsü.



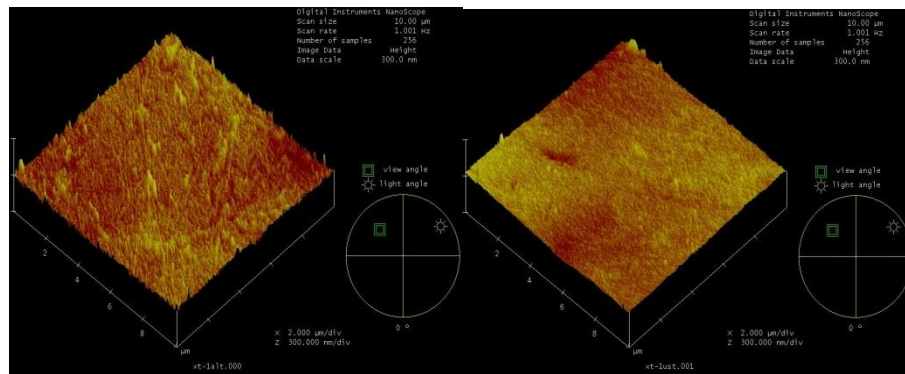
**Şekil 4.6.** SF' den bir örneğin alt(sol resim) ve üst (sağ resim) yüzeylerin AKM görüntüsü.



Şekil 4.7.SDR’den bir örneğin alt(sol resim) ve üst (sağ resim) yüzeylerin AKM görüntüsü.



Şekil 4.8.TEC’den bir örneğin alt(sol resim) ve üst (sağ resim) yüzeylerin AKM görüntüsü.



Şekil 4.9. XTF’den bir örneğin alt(sol resim) ve üst (sağ resim) yüzeylerin AKM görüntüsü.

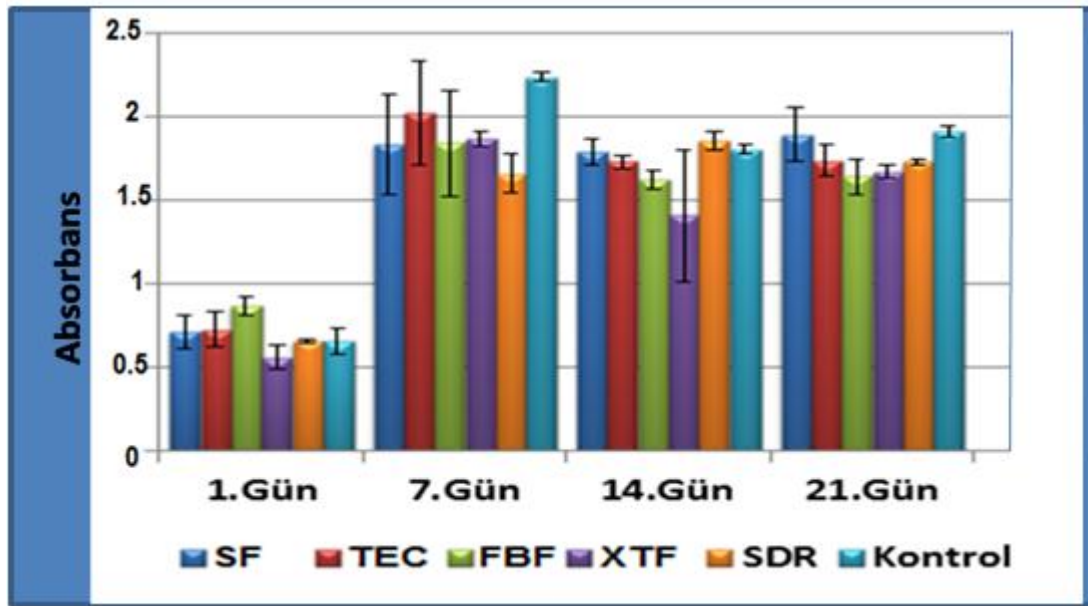
#### 4.4. Sitotoksitate Testi (WST-1 Deneyi) Bulguları

WST- 1 deneyinde kontrol grubu olarak üzerlerine bulk fill kompozit materyallerden hazırlanan disklerin konulmadığı hücreler kullanılmıştır. WST-1 testinde absorbansın artması canlı hücre sayısının fazla olduğunu gösterir. Tablo 4. 4.'de bulk fill kompozit rezinler kontrol grubu ile karşılaştırıldığında 1. günde en fazla canlı hücrenin FBF grubunda, en az canlı hücrenin ise XTF grubunda olduğu görülmüştür. 7. gün yapılan ölçümlerde kontrol grubuna göre en fazla canlı hücre TEC grubunda en az canlı hücre ise SDR grubunda ölçülmüştür. 14. günde yapılan hücre ölçümlerinde tüm gruplarda hücre sayılarında bir azalma görülürken, kontrol grubuna göre en fazla azalma XTF grubunda görülmüştür. 21. günde ise yapılan ölçümlerde tüm grupların hücre sayılarında bir artış görülürken SDR grubunun hücre sayılarında azalma gözlemlenmiştir. Bu sonuçlara göre SDR' nin 21. günde DPKH' ler üzerine daha fazla sitotoksik etki gösterdiği söylenebilir (Şekil 4.10).

**Tablo 4.4.** Bulk fill kompozit rezinlerin ve kontrol grubunun 1, 7, 14, ve 21. günlerdeki ortalama absorbans değerleri.

<u>Bulk Fill Kompozit rezin</u>	<u>1.Gün</u>	<u>7.Gün</u>	<u>14.Gün</u>	<u>21.Gün</u>
<i>Kontrol</i>	0,65±0,07	2,23±0,02	1,80±0,02	1,91±0,03
<i>SF</i>	0,71±0,09	1,83±0,29	1,78±0,07	1,88±0,16
<i>TEC</i>	0,72±0,10	2,02±0,31	1,72±0,03	1,73±0,08
<i>FBF</i>	0,87±0,05	1,83±0,31	1,62±0,05	1,63±0,1
<i>XTF</i>	0,56±0,06	1,86±0,04	1,4±0,39	1,66±0,03
<i>SDR</i>	0,65±0,008	1,657±0,11	1,84±0,05	1,72±0,01





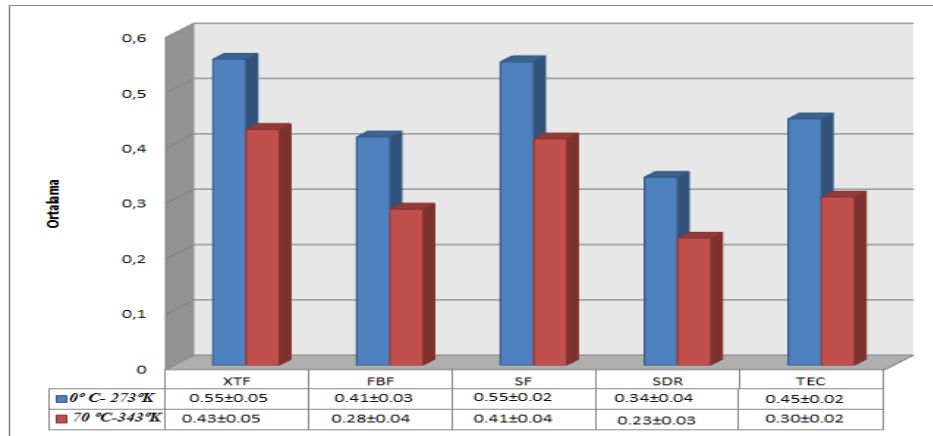
Şekil 4.10. Bulk fill kompozit rezinlerin 1, 7, 14 ve 21. günlerdeki WST-1 testi sonuçlarını gösteren grafik.

#### 4.5. Isı İletkenlik Deneyi Bulguları

Çalışmada kullanılan bulk fill kompozit rezinler arasında 0° C' deki (273°K) ısı iletim değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0.05$ ). Buna göre XTF grubunda ısı iletim değerleri FBF, SDR ve TEC grubuna göre anlamlı derecede daha yüksektir. SF grubunda, FBF, SDR ve TEC grubuna göre anlamlı derecede daha yüksektir. Aynı zamanda SDR grubunda TEC grubuna göre anlamlı derecede daha düşüktür. Gruplar arasında 70 °C'deki (343°K) ısı iletim değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0.05$ ). Buna göre XTF grubunda FBF, SDR ve TEC grubuna göre anlamlı derecede daha yüksektir. Ayrıca SF grubunda ısı iletim değerleri, FBF, SDR ve TEC grubuna göre anlamlı derecede daha yüksektir. Aynı zamanda SDR grubunda TEC grubuna göre anlamlı derecede daha düşüktür. Bu sonuçlara göre grupların 0° C ve 70° C' deki ortalama ısı iletim değerleri ve standart sapma değerleri tablo 4.5' te gösterilmiştir. 0 °C ve 70 °C' lerdeki ısı iletim değerlerinin paralellik gösterdiği ve sıralamaların her iki sıcaklıkta da istatistiksel olarak aynı olduğu görülmektedir.

**Tablo 4.5.** Grupların 0° C ve 70° C’ deki ortalama ısı iletkenlik katsayıları

<i>Bulk Fill KompozitRezin (n=5)</i>	<i>Ort±ss</i>	
	<i>0° C- 273°K</i>	<i>70 °C-343°K</i>
<i>FBF</i>	0.41±0.03	0.28±0.04
<i>SF</i>	0.55±0.02	0.41±0.04
<i>SDR</i>	0.34±0.04	0.23±0.03
<i>TEC</i>	0.45±0.02	0.30±0.02
<i>XTF</i>	0.55±0.05	0.43±0.05

**Şekil 4.11.** Bulk fill kompozit rezinlerin 0° C ve 70° C’ deki ortalama ısı iletkenlik katsayılarını gösteren grafik.

## 5.TARTIŞMA

Kompozit rezinler, formülasyonlarındaki değişiklikleri, geliştirilen fiziksel özellikleri, diş sert dokularına adezyonları ve estetik özellikleriyle günümüzde yaygın bir şekilde restoratif materyal olarak kullanılmaktadır.

Kompozit rezinler ilk üretildiklerinden itibaren yapılarındaki teknik gelişmelere rağmen polimerizasyon derinliklerinin azlığı ve polimerizasyon büzülmesi problemleri devam etmektedir (158, 159). Bu nedenle geniş ve derin kaviterlerde bu sorunları ortadan kaldırmak için inkremental tekniklerle yerleştirme yapılmaktadır. Inkremental tekniğin kullanımı zaman alıcı bir durum olarak karşımıza çıkabilmektedir. Bu zaman problemini ortadan kaldırmak için 'bulk fill' kompozit rezinler üretilmiştir. Ancak yeni üretilen bulk fill kompozitlerin kullanımlarının yaygınlaşabilmesi için mekanik, fiziksel ve sitotoksik özelliklerinin bilinmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

Yapılan bir çalışmada ilk kullanıma sunulan bulk fill kompozit rezin olan SDR' nin üç yıllık klinik başarısı değerlendirilmiştir. Bu amaçla sınıf I ve sınıf II kaviterlerde SDR 4 mm kalınlıkta uygulanmış ve SDR' nin oklüzal yüzeyi 2 mm kalınlığında geleneksel kompozit rezinle kapatılmıştır. Oklüzal yüzeylerin geleneksel kompozit rezinlerle kapatılmasının sebebi olarak SDR' nin yeterli sertlik değerlerine sahip olmaması gösterilmiştir (33). Diğer grupta ise 2 mm kalınlığında inkremental teknikle nano hibrit bir kompozit rezin kullanılmıştır. Üç yılın sonunda tüm restorasyonlar 'anatomik form, kenar adaptasyonu, renk stabilitesi, kenar bozulması ve yüzey pürüzlülüğü' başlıkları altında klinik restorasyonların değerlendirme kriterlerine göre değerlendirildiğinde, SDR, nano hibrit kompozit rezine göre kabul edilebilir klinik etkinliğe sahip kompozit rezin olarak belirtilmiştir (160).

SDR' den sonra kullanıma sunulan diğer bulk fill kompozitler hakkında bu şekilde klinik bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Ancak bazı bulk fill kompozit rezinlerin üreticileri (TEC, XTF, SF) yapılarındaki daha fazla güçlendirdiklerini ve 2 mm ek bir kapatmaya ihtiyaç duymadıklarını iddia etmektedir.

Roggendorf ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada TEC ve SDR'yi geleneksel kompozitlerle kıyaslamak amacıyla bu kompozitlerin marjinal ve internal adaptasyonlarını araştırmıştır. Bu amaçla gerçek dişlerde yapılan kompozit rezin yerleştirmelerinden sonra dişlerden horizontal olarak kesitler alınıp SEM' de görüntülenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda SDR'nin 4mm yerleştirilmesinin herhangi bir olumsuz etkisinin olmadığı belirtilmiştir (161).

Başka bir çalışmada Moorthy ve arkadaşları geleneksel kompozitlerle bulk fill kompozit rezinlerin mikro sızıntı ve tüberkül sapmalarını karşılaştırmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre bulk fill kompozitlerde rezinin ışık uygulaması sırasında meydana getirdiği tüberkül sapmaları belirgin olarak daha az bulunmuştur. Ancak mikro sızıntı değerleri geleneksel kompozitlerle yakın sonuçlar vermiştir (162).

### **5.1. Polimerizasyon Büzülmesi Bulgularının Tartışılması**

Geleneksel kompozit rezinler için kaviteye yerleştirme kütlesi arttığı zaman polimerizasyon büzülmesi de artar.(163). Bu nedenle kaviteye fazla kalınlıkta kompozit yerleştirilerek ışık uygulaması ilgili merak edilen konulardan bir tanesi polimerizasyon büzülmesinin artıp artmayacağıdır. Bulk fill kompozitlerin üretilmesi polimerize edilen kompozit materyalin kalınlığını artırmaya yönelik bir gelişmedir. Ancak bu kompozitlerin polimerizasyon büzülme miktarları hakkında çok az bilgi bulunmaktadır. Bu nedenle bizim çalışmamızda bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesinin araştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız bulk fill kompozitlerden biri olan SDR' nin polimerizasyon büzülmesi yapılan bir araştırmada incelenmiştir (37). Bu çalışmada SDR' nin polimerizasyon büzülmesi geleneksel akıcı ve akıcı olmayan nanohibrit, mikrohibrit ve siloran bazlı kompozit rezinlerle karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda büzülme oranları en az SDR' de bulunmuştur. Başka bir çalışmada ise akıcı bulk fill kompozit olan SDR sınıf II kavitelere kullanıldığında polimerizasyon büzülmesinin bir göstergesi olarak kabul edilen tüberkül sapmaları geleneksel kompozitlere göre belirgin olarak daha az bulunmuştur (162).

Kompozit rezinlerin polimerizasyon bzlmeleri lineer veya hacimsel olarak ölçülebilmektedir (54).Ancak polimerizasyon büzülmesi kompozit rezinin her tarafında gerçekleştiğinden lineer lmenin büzülmeyi tam olarak yansıtmadığı dnlmektedir.Sonuçta polimerizasyon büzülmesi ölçümlerinin hacimsel olarak yapılması önerilmektedir (164). Bu nedenle bizim çalışmamızda da bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi ölçümleri hacimsel olarak yapılmıştır.

Günümüzde yaygın olarak kullanılan polimerizasyon büzülmesinin hacimsel olarak ölçüme metodları, civa dilatometresi(64) direkt hacim azalmasını len arimed prensibidir (bir sıvıda malzeme yüzdürme) (70). Ancak yapılan bir araştırmada Arimed prensibi ölçümlerinde kompozitlerin sıvı içerisine konulmasının sıvı absorpsiyonuna yol açacağı ve bunun sonucunda hacimsel değişim oluşacağı düşüncesi ile bu yöntemin hassas olmadığı belirtilmiştir (165).Rosin ve arkadaşları farklı kompozit rezinlerin polimerizasyon bzlmelerini farklı yöntemler kullanarak lm ve yaptıkları çalışmanın sonuçlarında farklı değerler elde etmelerine rağmen kompozit rezinleri büzülme miktarlarına göre sıraladıklarında  metotta da sıralamanın aynı olduğunu bildirmiştir (166).

Bizim alımamızda yeni kullanıma giren bulk fill kompozitlerin polimerizasyon bzlmeleri oldukça hassas bir cihaz olan  $\mu$ CT cihazıile llmtir.

$\mu$ CT' nin kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmelerinin ölçülmesi amacıyla kullanımı son zamanlarda yaygınlaşmaktadır(77, 167).  $\mu$ CT ile yeterli radyoopaklığa sahip kompozit rezinlerin hacimleri polimerizasyondan önce ve sonra karılatırarak polimerizasyon büzülmesi tam ve doğru bir Şekilde elde edilebilmektedir (167).

Zeiger ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada  $\mu$ CT kullanılarak 3 boyutlu tarama ve görüntü analizleriyle kompozit rezinlerin polimerizasyon bzlmeleri araştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre kullandıkları kavite Őekilleri ve C-faktör polimerizasyon büzülmesini etkilememiştir (77). Araştırmacılar göre  $\mu$ CTkullanımı polimerizasyon büzülmesi ölçümleri için güçlü, güvenilir sonuçlar vermektedir(77).

$\mu$ CT ile kantitatif 3 boyutlu görüntü analizi gerçekleştirilebilmekte, böylece genel hacim kaybı kolayca hesaplanabilmekte ve bu kayba ilişkin konumsal bilgi dağılımı kesit kesit görüntü analizi ile mümkün olabilmektedir. Ayrıca,  $\mu$ CT ile örneğin tamamı, örneğe zarar vermeden değerlendirilebilmekte ve analiz tekrarlanabilmektedir(77).

$\mu$ CT deneylerinde gerçek insan dişleri kullanıldığı zaman dentine benzer katsayıda X ışını emilimi gösteren kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesinin değerlendirilmesi pek mümkün olmamaktadır(75). Böyle bir ihtimalden çalışmamızın etkilenmemesi için bizim çalışmamızda X ışınlarını kolayca geçirebilen plastik kalıplar kullanılmıştır.

Kompozit rezinlerin içindeki doldurucu miktarındaki artış daha az polimerizasyon büzülmesineneden olabilmekteiken, malzemenin bileşiminde bulunan monomer konsantrasyonunda ki artış, polimerizasyon büzülmesinde artmaya yol açabilmektedir (168). Yani akıcı kompozit rezinlerde matriks miktarı fazla olduğundan polimerizasyon büzülmesi ve aşınma oranları artabilmektedir (13, 26). Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre kullanılan beş farklı bulk fill kompozit rezinin polimerizasyon büzülmeleri anlamlı farklılık göstermemektedir. Ancak FBF, SDR, SF, XTF ve TEC grupları içerisinde en fazla büzülme FBF grubunda görülmüştür. Büyükten küçüğe doğru polimerizasyon büzülmeleri sıralandığında FBF, SDR, SF, XTF ve TEC olacak şekildedir. Bu sonuçlara göre kondanse edilebilir bulk fill kompozitlerin polimerizasyon büzülmelerinin akıcı bulk fill kompozitlerden daha az olduğunu söyleyebiliriz.

Garcia ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada bulk fill kompozit rezinlerin lineer polimerizasyon büzülmesini araştırmıştır. Sonuç olarak bizim de çalışmamızda kullandığımız SDR' nin polimerizasyon büzülmesi  $3.57 \pm 0.63$  bulurken SF' nin büzülmesi  $1.76 \pm 0.53$  bulunmuştur (169). Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre SDR' nin polimerizasyon büzülme oranları ortalama  $2.04$  iken SF' nin büzülme oranları ortalama  $1.79$  dir. SF' nin büzülme sonuçları bu çalışmayla neredeyse birebir aynı iken SDR' nin sonuçlarındaki farklılık polimerizasyon büzülmesini ölçmede kullandığımız yöntemlerin farklılığından kaynaklanabilir.

Çok koyu ve çok açık renkli kompozitlerde opasite artışı olduğu, bunun da ilave polimerizasyon süresi gerektirdiği bilinmektedir. Standart renklerde polimerizasyon süresi kısaldır ve koyu renkli kompozitlere göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi meydana gelir(67, 158) Bu nedenle çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacı ile mümkün olduğu kadar benzer renklerde kompozit rezinler kullanılmıştır.Çalışmamızda kullandığımız kompozit rezinlerden SF, TEC ve FBF' nin renk seçeneği vardır. Diğer ürünler ise translüent materyallerdir ve renk seçenekleri bulunmamaktadır. Kompozit rezinlerin renkleri arasında standart oluşturmak amacıyla SF kompozit rezinin A2, TEC kompozit rezinin IVA (A2-A3) rengi diğerlerinin ise universal renkleri çalışmaya dahil edilmiştir. Ancak polimerizasyon büzülmesi sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir.

$\mu$ CT' nin kullanımı 3 boyutlu görüntüleme ve görüntü analizi ile multifacial restorasyonları, bizotaj veya retansiyon olukları gibi geometrilerin tüm açılardan değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Bizim çalışmamızdaki klinik kullanımda bulk fill kompozit rezinlerin diş yüzeylerine bağlanmalarını sağlayan bir bonding materyali kullanılmamıştır. Bunun nedeni kompozit rezinlerin büzülmelerini açıkça gözlemlemek için mümkün olduğunca basit bir sistem ve kolay bir geometri oluşturmaktır (170). Bir bağlanma maddesi kullanılmasının sağlayacağı klinik önemi kabul etmekte ve bunu gelecek çalışmalar için planlanmaktadır.

## **5.2. Yüzey Sertliği Bulgularının Tartışılması**

Dental restoratif materyallerin yüzey sertlik ölçümlerinde mikro sertlik veya nano sertlik testleri kullanılabilir. Mikro sertlik testlerinde yüzeye uygulanan yükü azaltıldıktan sonra yüzeyin fotoğrafı kaydedilmekte ve yüzeyde kalıcı yüzey deformasyonu ölçülerek sertlik değeri elde edilmektedir. Bu testlerde deformasyon alanının ölçülmesi esnasında hatalar meydana gelebilmektedir (171). Nano sertlik testlerinde sertlik ölçümleri AKM cihazının nanoindent moduyla ölçülebilmektedir. Bu testlerin avantajları basit, tekrarlanabilir ve nispeten tahribatsız olmasıdır. Çünkü nanosertlik hesaplamalarında nihai derinlikten ziyade plastik derinlik, yani yük, yüzeyin üzerindeyken olan derinlik ölçülmektedir. AKM' de

yüklenen kuvvete göre yüzeye değen uç yüzeyin nano sertlik değerini otomatik olarak hesaplamaktadır. Böylece sertlik hesaplamak için yüzeyin görüntüsünü almaya ihtiyaç duyulmamakta ve manuel ölçümlerden kaynaklı hata yapılmamaktadır (172). Bu nedenle bizim çalışmamızda bulk fill kompozit rezinlerin nano sertlik değerleri AKM cihazıyla ölçülmüştür.

Kompozit rezinlerin sertlikleri ölçülürken ölçüm yapan ucun matris ya da doldurucu üzerine değmesine bağlı olarak sertlik değerlerinde anlamlı farklılıklar oluşabilmektedir. Bu sebeple yüzey sertliği ölçümleri yapılırken örneklerin üzerinden birden fazla sayıda ölçüm yapılması önerilmektedir (32,94). Bu nedenle bizim çalışmamızda sertlik ölçümleri gerçekleştirilirken altı farklı noktadan ölçüm yapıp ortalamaları alınmıştır. Böylece daha kuvvetli ve gerçeğe yakın sonuçlar alınmaya çalışılmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız bulkfill kompozit rezinlerden SDR ve FBF'yi üreten firmalar, bu materyalleri kaviteye 4 mm kalınlıkta yerleştirip polimerize ettikten sonra üzerinin 2 mm kalınlıkta geleneksel bir kompozit materyal ile örtülmesini tavsiye etmektedir. Ilie ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada bulk fill kompozitlerin sertlik ve elastik modüllerinin geleneksel kompozitlerden daha düşük olduğu sonucuna varılmıştır (33). El-Safty ve arkadaşlarının yaptığı başka bir çalışmada da kullanılan bulk fill kompozitlerin ve akıcı kompozitlerin nanosertlikleri geleneksel kompozitlerden daha düşük bulunmuştur (173). Bu çalışmaların sonuçları üretici firmaların tavsiyelerini desteklemektedir.

Yapılan başka bir çalışmada bulk fill kompozit rezinler düşük ve yüksek viskoziteli bulk fill kompozitler olarak sınıflandırılmış ve düşük viskoziteli (akıcı) bulk fill kompozit rezinlerin düşük mekanik özelliklere sahip olduğu sonucuna varılmıştır (174). Bu nedenle düşük viskoziteli (akıcı) bulk fill kompozit rezinler ile yapılan restorasyonların okluzal yüzeylerinin geleneksel kompozitler ile örtülmesi tavsiye edilirken, yüksek viskoziteli bulk fill kompozitler ile yapılan restorasyonlarda böyle bir uygulamaya gerek duyulmadığı belirtilmiştir (37, 174). Bizim çalışmamızda kullanılan bulk fill kompozitlerin üst yüzey nanosertlik değerleri karşılaştırıldığında yüksek viskoziteli bulk fill kompozit olan TEC nano



sertlik değerleri diğerbulk fill kompozitlere oranla anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Diğer bulk fill kompozit rezinler arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Bizim alışmamızda kullandığımız SF bulk fill kompozit rezin, firmanın sadece bu materyal için ürettiği özel anguldurva yardımıyla kaviteye yerleştirilebilmektedir. SF kompozit rezin içeren uçlar anguldurvaya yerleştirilerek diş üniteye takılmakta ve kompozit rezin anguldurvanın çalıştırılmasıyla oluşan sonik enerji ile akıcı kıvamına gelmektedir. Anguldurvanın alışması durdurulduğunda ise kompozit rezin tekrar kondanse edilebilir kıvamına geri dönmektedir. Bu durum sonik enerjinin moleküller arası bağı gevşetmesiyle açıklanmaktadır (36). SF bulk fill kompozit rezin bir çalışmada, yüksek vizköziteli bulk fill grubunda sınıflandırılmıştır (174). Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre bulk fill kompozitlerin nanosertlik değerleri karşılaştırıldığında anlamlı farklılık olmasa da SF grubu en az sertliğe sahip bulk fill kompozit rezin olarak bulunmuştur. Sonuç olarak SF ile uygulanan restorasyonların okluzal yüzeylerinin geleneksel kompozit rezinler ile örtülmesinin gerekip gerekmediğinin belirlenmesi amacıyla başka çalışmalara da ihtiyaç duyulmaktadır.

Flury ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon derecelerinin yeterli olup olmadığı araştırılmıştır. Bu amaçla şeffaf band yerleştirilen yüzeylere herhangi bir işlem uygulamadan direkt olarak sertlik ölçümleri yapılmıştır (5). Bu nedenle bizim çalışmamızda da şeffaf bandın altındaki bulk fill kompozit rezinlerin üst yüzey ve alt yüzeylerinin nano sertlik ölçümleri uygulamalardan kaynaklanan farklılıklara neden olmamak ve daha pürüzsüz yüzeyler elde edebilmek için yüzeyler üzerine herhangi bir işlem uygulanmamıştır.

Kompozit rezinler kaviteye şeffaf band yardımıyla yerleştirildiklerinde şeffaf band altında kalan oksijen ile reaksiyona giren radikallerin polimerize olmamış monomerlerle reaksiyona girerek zamanla polimerizasyonu sağladıkları düşünölmektedir. Radikallerin yarı ömürleri göz önüne alındığında, ışıkla polimerize edilme işleminden sonra birkaç gün daha polimerizasyon devam

edebilmektedir(175). Bu nedenle çalışmamızda örnekler 24 saat distile su içerisinde etüvde bekletildikten sonra sertlik ölçüm testleri gerçekleştirilmiştir.

Kompozit rezinlerde kullanılan inorganik doldurucu içeriğinin kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyen faktörler arasında olduğu bilinmektedir (176).Yapılan çalışmalar kompozit rezinlerin doldurucu içerikleri ve sertlik değerleri arasında doğru orantı olduğunu, farklı kompozit rezinlerin farklı yüzey sertlik değerlerine sahip olmasının farklı matriks ve farklı dolduruculardan kaynaklandığını göstermiştir (177, 178). Bizim çalışmamızda kullandığımız bulk fill kompozit rezinlerin ağırlıkça doldurucu oranları büyükten küçüğe doğru XTF, SF, TEC, SDR ve FBF olacak şekilde iken hacimce doldurucu oranları ise büyükten küçüğe doğru SF,TEC, XTF, SDR ve FBF olacak şekildedir. Ancak çalışmamızda doldurucu oranları ve nanosertlik değerleri arasında bir doğru orantı bulunamamıştır. Elde ettiğimiz sonuçlara göre bulk fill kompozit rezinlerin nano sertlik değerleri büyükten küçüğe doğru TEC, FBF, XTF, SDR ve SF olarak sıralanmıştır. Bu sonuçlara göre en yüksek oranlarda doldurucu içeren SF grubunun en az sertlikte olması doldurucu içeriklerinin farklılığıyla açıklanabilir.

Demirelve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada indirekt ve direkt kompozit rezin materyallerin sertlikleri karşılaştırılarak sertlik değerleri büyükten küçüğe sıralanmıştır. Bu çalışmada kullanılan tüm kompozit rezin materyallerin doldurucu içeriği, miktarı ve partikül büyüklükleri benzer olmasına rağmen sertlik değerlerindeki farklılıklar polimer matriksiçeriklerindeki farklılıklara bağlanmıştır (179). Bu sonuçlara göre bizim çalışmamızda kullandığımız bulk fill kompozit rezinlerin yüzey sertlik değerlerindeki farklılıklar, yapılarındaki organik ve inorganik doldurucuların farklılıklarından kaynaklanmış olabilir.

Fazla miktarlarda kompozit yerleştirme ile ilgili endişelerden bir tanesi ışığın kompozitlerin alt yüzeylerine ulaşamayacağı ve polimerizasyonun ışık cihazından uzak bölgelerde yeterli miktarda olamayacağıdır.Polimerizasyon derecesini değerlendirmede kullanılan yöntemlerden bir tanesi yüzey sertliği ölçümleridir.Yüzey sertlik ölçümü ile polimerizasyon derecesinin belirlenmesinde kompozit rezinin alt yüzey sertlik değerinin üst yüzey sertlik değerine oranı esas

alınmaktadır. Teorik olarak polimerizasyonun başarılı kabul edilmesi için kompozit rezinin alt yüzey sertliği üst yüzey sertliğinin en az % 80' i olmalıdır(84, 180, 181).Oran 1 ise polimerizasyonun tam olduğu, 0,8 civarında ise yeterli kabul edilebileceği bildirilmiştir(182,183).Buna göre yapılan bir çalışmada XTF, SDR ve TEC' nin yeterli polimerizasyonun sağlanması için gerekli kalınlık miktarı mikrosertlik testi ile araştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre bu bulk fill kompozitlerin 4 mm' den daha fazlakalınlıklarda da polimerize edilebileceği belirtilmiştir (184). Yapılan başka bir çalışmada ise SDR' nin kaviteye yerleştirme kalınlığının 4 mm olduğu rapor edilmiştir(185).

Bu amaçla çalışmamızda test edilen bulk fill kompozit rezinlerin üst yüzey nanosertliklerinin yanısıra alt yüzey nano sertlikleri de ölçülmüştür. Çalışmamızın sonuçlarına göre tüm gruplarda alt yüzeylerin nanosertlik değerleri üst yüzeylerin nanosertlik değerlerinden daha az bulunmuştur. Ancak alt yüzeyler ve üst yüzeylerin arasındaki sertlik değerlerinin oranları daha önce yapılan çalışmalardan yola çıkılarak kabul edilebilir miktarlarda olduğu görülmüştür (182). Çalışmamızda kullanılan XTF bulk fill kompozit grubunda alt yüzey sertlik değerleri üst yüzey sertlik değerlerinden anlamlı olarak düşük bulunmuştur. Bu sonuçlara göre XTF' de polimerizasyonun yeterince olmadığı ya da diğerlerinden daha az olduğu söylenebilir.

### **5.3. Yüzey Pürüzlülüğü Bulgularının Tartışılması**

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin bir çoğu dişler, dil ve çevre dokularla temas halinde bulunmaktadır. Pürüzlü yüzeyler düzgün yüzeylere oranla daha fazla plak birikimine, dolayısıyla rekürrent çürüklere ve periodontal sorunlara neden olurken,ortalama yüzey pürüzlülüğünün 0,2 µm' den fazla olduğu yüzeyler kompozit restorasyona plak birikimini ve renklenmesini kolaylaştırmaktadır (186).

İn vitro çalışmalarda yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için yaygın olarak mekanik profilometre kullanılmaktadır.Çok daha kapsamlı bir cihaz olan AKM ile ise ince film kaplamaların yüzey incelemeleri, organik ve inorganik malzemelerin yüzey incelemeleri, yüzey düzgünlüğü, faz farklılıkları, elektrik iletkenlik

farklılıkları ve manyetik alan yönü farklılıkları konularında çalışmalar yapılabilmektedir (187). AKM' nin görüntü alma mekanizmasına bağlı olarak boyamaya, dehidratasyona, ince filmle kaplamaya ve vakumlu bir ortama ihtiyacı bulunmamaktadır. Böylece mine rodrları ve dentin tübülleri direk olarak karakterize edilebilmektedir (188). Tüm bu özellikleri nedeniyle AKM yardımıyla dental malzemelerin yüzey özelliklerinin araştırılmaları yapılabilmektedir (96, 189). Bu nedenle çalışmamızda bulk fill kompozit rezinlerin nano sertlik ve pürüzlülük özelliklerinin incelenmesi AKM kullanılarak tek bir cihazda gerçekleştirilmiştir.

Yeni üretilen bulk fill kompozit rezinler artan polimerize olabilme kalınlıkları ve farklı doldurucu oranlarıyla arka ve ön grup dişlerde tek başlarına restoratif materyal olarak kullanılmaya başlanmıştır (37). Bu durum bulk fill kompozit rezinlerin yüzey özelliklerini önemli hale getirmektedir. Bu nedenle bizim çalışmamızda farklı yapısal özelliklere sahip beş farklı bulk fill kompozit rezinin yüzey pürüzlülükleri araştırılmıştır.

Kompozit rezinlerin sertlik ve pürüzlülük gibi değerleri polimerizasyon dereceleriyle ilişkilendirilmektedir. Polimerizasyon derecesi ise ışık şiddeti, ışık kaynağının uygulanan yüzeyden uzaklığı, materyalin kalınlığı ve ışığın uygulanma süresinden etkilenebilmektedir (1). Geleneksel kompozit rezinlerin en fazla 2 mm kalınlıkta tabakalar halinde yerleştirilerek ışık uygulaması ve ışık kaynağının ucunun yüzeyden en fazla 3 mm uzakta tutulması önerilmektedir (190, 191). Ancak klinik kullanım için ideal mesafenin 1 mm olduğu belirtilmiştir (192).

Bizim çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği ölçümleri aynı örnekler üzerinde araştırılmıştır. Kullanıldığımız bulk fill kompozitlerin 4 mm kalınlıklarda yerleştirilebileceği ve yeterli polimerizasyon derecelerine sahip olduğu gösterilmiştir (169). Bu nedenle çalışmamızda standardizasyonu sağlamak için 4 mm yükseklikte kalıplara yerleştirilen bulk fill kompozit rezinler 1 mm uzaklıktan, klinik uygulamalara benzemesi açısından sadece üst yüzeylerden, aynı ışık cihazıyla ve üretici firmaların talimatlarına göre ışık uygulamanmıştır. İki yüzeye de yerleştirilen şeffaf bantlar yüzeylerin pürüzsüz ve standart olmasını

sağlamıştır.Örneklerin ilk olarak pürüzlülük daha sonra da sertlik ölçümleri AKM cihazında ölçülmüştür.

Yapılan bir çalışmada üç farklı restoratif materyal karşılaştırıldığında şeffaf bantla yerleştirilen ve polisaj yapılmadan bırakılan kompozitlerin diğer gruplara kıyasla daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğu gösterilmiştir (193).Aynı şekilde başka bir çalışmada en pürüzsüz yüzeyler polisaj uygulanmayan şeffaf bant gruplarında gözlemlenmiştir (194).Ancak restoratif malzemelerin yüzeyleri rezin matrisinin doğası gereği tamamen hatasız değildir ve şeffaf matris bandında da düzensizlikler görülebilmektedir (195).

Bu nedenle çalışmamızda uygulamalardan kaynaklanan farklılıklara neden olmamak ve daha pürüzsüz yüzeyler elde edebilmek için sadece şeffaf bant altındaki yüzeylerden, kompozit disklere hiç bir işlem uygulamadan yüzey pürüzlülüğü ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre kompozit rezinlerin üst yüzey ve alt yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldıklarında üst yüzey ve alt yüzey pürüzlülükleri, arasında FBF, SF, TEC ve XTF gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir. Ancak istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte değerler alt gruplarda daha yüksek bulunmuştur. SDR grubunda ise alt yüzey ve üst yüzey pürüzlülükleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir. Değerler alt yüzeylerde üst yüzeylere göre anlamlı derecede daha fazla bulunmuştur. Bu durum SDR grubunda ışık kaynağından uzak alanlarda yüzey pürüzlülüğünün arttığı anlamına gelebilmektedir.

Bu çalışmada kullanılan materyallerin doldurucu içeriği ve oranları Tablo 3.1.' de gösterilmiştir.Heterojen materyal olan kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü içerdikleri yapılara göre değişkenlik gösterebilir.Buna göre kompozit rezinlerin rezin matrislerinin ve doldurucu partiküllerin farklı sertlik derecelerine sahip olmaları ve farklı büyüklüklerde olmaları farklı yüzey özelliklerine sahip olmalarına sebep olmaktadır.Örneğin hacimsel olarak büyük doldurucu partiküller daha pürüzlü yüzeyler oluşturmaktadırlar (196, 197).Daha küçük boyutlu doldurucu içeren

kompozit rezinler polisajları sonrasında daha büyük boyutlu doldurucu içeren kompozit rezinlerden daha düzgün yüzeyler göstermektedir (196, 198). Buna karşılık polisaj sonrasında yüzey pürüzlülüğünün sadece partikül boyutundan etkilenmediğini, bunun yanında kompozit rezinlerin monomer yapısının da bu durumu etkilediğini savunan araştırmacılar bulunmaktadır (199). Bizim çalışmamızda sadece iki bulk fill kompozit rezin grubunun doldurucu partikül büyüklükleri bilinmektedir. Buna göre SDR, TEC'den çok daha büyük partikül boyutuna sahiptir. Ancak çalışmamızın sonuçlarına göre yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından SDR ve TEC arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır.

Kondanse edilebilir kompozit rezinlerde doldurucu oranı hacimsel olarak ortalama %80 iken akıcı kompozit rezinlerde bu oran %65'tir. Bu nedenle kondanse edilebilir kompozitlerin yüzey pürüzlülüklerinin daha fazla olması beklenmektedir. Kondanse edilebilen kompozit rezinlerle akışkan kompozitlerin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırdığı bir çalışmada iki grup arasında yüzey pürüzlülükleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bunun nedeninin Ra değerlerinin farklı şekillerde değerlendirilmesinden kaynaklanabileceği ifade edilmiştir. (197). Bizim çalışmamızın sonuçları da bu çalışmanın sonuçları ile uyum göstermektedir. Çalışmamızın sonuçlarına göre kullandığımız bulk fill kompozit rezinlerin üst yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırdığımızda grupların üst yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

#### **5.4. Sitotoksosite Bulgularının Tartışılması**

Diş hekimliğinde kullanılan herhangi bir malzemenin fiziksel ve mekanik özelliklerinin yanısıra biyoyumluluğunun da bilinmesi gerekmektedir. Biyolojik uyumu olmayan materyaller lokal, sistemik toksisite veya alerjik reaksiyonlar gibi değişik doku reaksiyonlarına neden olabilmektedir (100, 108).

İn vitro çalışmalar, çalışma koşullarının kontrol edilebildiği ve hücrel toksisitenin mekanizmasını açıklayan, gerçekleştirilmesi kolay çalışmalardır. Deneylerin aynı koşullarda ve aynı şartlarda tekrarlanabilmeleri, sonuçları mümkün olduğunca standart hale getirmektedir. Ayrıca deneylerin

tekrarlanabilmeleri bu yöntemlerinin kullanımını yaygınlaştırmaktadır. İn vitro çalışmalarda elde edilen sonuçlar in vivo toksisitenin belirlenmesinde fikir vermekte ve yönlendirici olmaktadır(103, 115). Bu nedenle çalışmamızda yeni üretilen bulk fill kompozitlerin toksik etkileri in vitro sitotoksitate testleriyle araştırılmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin sitotoksitelerinin incelenmesi için bugüne kadar pek çok in vitro hücre kültür çalışması yapılmıştır. Bazı araştırmacılar dental materyalle hücrelerin temasta olduğu ‘direkt hücre kontak testlerini’(200) veya ekstratın hücrelerle direk temasta olduğu ‘ekstrat testlerini’ kullanırken(201) bazı araştırmacılar da arada bir bariyerin olduğu ‘indirekt kontakt testlerini’ kullanmıştır (202). Cao ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada bu yöntemlerin hepsinin hassasiyetleri karşılaştırılmış ve ekstrat testinin hassasiyetinin en az olduğu belirtilmiştir (203).Bizim çalışmamızda bulk fill kompozit rezinlerden elde edilen diskler hücrelerin inkübe edildikleri kuyucuklara bırakılmış, hücreler ve kompozit materyaller direkt temas ettirilmiştir. Bu şekilde kompozitlerden sızan komponentlerin hücreler üzerindeki etkisi gözlemlenebilmiştir.

İN vitro sitotoksitate testlerinde, materyal ve test hücreleri mümkün olan en fazla yakınlıkta oldukları için klinik kullanımla kıyaslandığında gereğinden fazla sitotoksik ve abartılı sonuçlar verebilmektedir. Ancak in vitro metotlar, klinik olarak uygunluğu bire bir olmasa da tarama ve değerlendirme testleri olarak kabul edilmektedirler(114).

İN vitro çalışmalarda biyouyumluluk testlerinde kullanılan hücre tipi de önem taşımaktadır.Rezinlerin sitotoksitate çalışmalarında pulpa fibroblastları, gingival fibroblastlar, sığır dental papillasından elde edilen hücreler, fareden elde edilen odontoblast benzeri hücreler, DPHK’ ler kullanılabilir(131, 204-206).

DPHK’ ler kolayca elde edilebilirler ve oldukça yüksek derecede populasyon artışı göstererek deneyler için yeterli hücre sayısına kolayca ulaşabilmektedirler. Bu özellikleri nedeniyle dental materyallerin sitotoksitelerinin belirlenmesi deneylerinde kullanılmaktadırlar (131, 207).

Shafiei ve arkadaşları kompozit rezinlerin sitotoksitelerini ölçmek için kompozit rezinlerin ekstratlarını pulpa fibroblastları ve DPHK'lerin üzerine yerleştirdiklerinde DPHK'lerin rezin monomerlere karşı fibroblastlardan daha az duyarlı olduğunu gözlemlemiştir. Özellikle derin kavitelerde pulpanın rejenerasyon kapasitesinin korunmasında DPHK'lerin önemli olduğu bilinmektedir (131) Bizim çalışmamızda sitotoksite deneyleri DPHK'leri kullanarak gerçekleştirilmiştir. Böylece bulk fill kompozit rezinlerin, yapılan restoratif işlemlerde en çok etkilenen hücrelerden olan DPHK'ler üzerindeki sitotoksik etkilerinin araştırılması hedeflenmiştir. Sonuçlarımız klinik olarak tam değerlendirilemese sitotoksite deneylerinde diğer hücrelere göre gerçeğe daha yakın sonuçlar verdiğini düşünmekteyiz.

Materyallerin hücreler üzerine sitotoksik etkilerini belirlemede kullanılan yöntemlerden olan MTT' den farklı olarak WST-1 hücreler ve uygulayıcılar için daha az toksiktir ve suda çözünebilmektedir. Böylelikle kültürde kolayca diffüze olmaktadır. Bu nedenle WST-1 testi, hücre kültürlerinin canlılığını riske atmaz ve arada çözünme gibi başka bir aşama içermediği için uygulanması MTT ile karşılaştırıldığında daha kolay olmaktadır (135). Tüm bu nedenlerle son zamanlarda dental malzemelerin sitotoksite testlerinde DPHK'ler kullanılarak yapılan WST-1 testi de tercih edilmektedir (128, 208). Bu nedenle çalışmamızda WST-1 yöntemi kullanılmıştır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyondan sonra teorik olarak yapılarındaki tüm monomerlerin polimere dönüşmesi istenmektedir. Ancak bu şekilde fiziksel, kimyasal ve klinik özellikleri kabul edilebilir olmaktadır. Buna rağmen kompozit rezinler tamamiyle polimerize olamamakta, polimerizasyondan sonra çok az miktarda da olsa kısa zincirli polimerler bağlanmamış olarak bulunabilmektedir. Kompozit rezinlerin içerisinde sızan polimerize olmayan monomerlerle sitotoksik etkileri arasında kuvvetli bir ilişki olduğu savunulmaktadır (140).

Kompozit rezinlerin oluşturabilecekleri iki temel risk, toksisite ve alerjidir. Bu durumların ortaya çıkmasının temel sebebi kompozitlerden salınan polimerize olmayan artık monomerler ve biyolojik bileşenler olarak gösterilmektedir (108). Kompozit rezinlerin sitotoksiteleri kompozit rezinlerden salınan maddelerin



cinsine ve miktarına bağlanmaktadır(209). Yapılan bir çalışmada beş kompozitrezin monomerinin (HEMA, HPMA, DMAEMA, TEGDMA ve Bis-GMA) sitotoksik özellikleri dehidrojenaz aktiviteleri (MTT) ve laktat dehidrojenaz aktivitelerini (LDH) değerlendirerek karşılaştırıldığında, sitotoksik etki açısından sıralamanın Bis-GMA>TEGDMA>DMAEMA>HPMA>HEMA şeklinde olduğu bulunmuştur (210).Ferracane ve Condon' un yaptıkları bir çalışmada kompozit rezinlerden artık monomer salınımının polimerizasyondan sonra ilk 24 saat içinde gerçekleştiği ve 24 saat sonrasındaki madde salınımının ihmal edilebileceği belirtilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına görekompozit materyallerinin dokulara 24 saatten sonra sitotoksik etkisi olmadığı öne sürülmüştür (211).Bizim çalışmamızın sonuçlarıbu çalışmanın sonuçlarıyla uyumgöstermemektedir (211). Bizim çalışmamızda kontrol grubuna göre hücre sayılarında azalma 7, 14, ve 21. günlerde gözlemlenmiştir. Bu sonuçlardan kompozit rezinlerden sitotoksik etki oluşturabilecek maddelerin salınımının 24 saatin sonrasında da devam edebileceği anlamı çıkarılabilir.

Kompozit rezinlerden monomer salınım süresinin tartışmalı olması çalışmamızda uzun süreli sitotoksik etkiyi incelememize neden olmuştur. WST-1 canlılık testi sonuçlarına göre üzerlerine kompozit rezin diskler yerleştirilen gruplarda ortalama hücre sayıları kontrol grubu hücre sayılarından TEC, SF, FBF ve SDR gruplarının 1. günleri dışında tüm gruplarda daha azdır. XTF grubunun 1.günde ortalama hücre sayıları kontrol grubuyla yakın değerlerdedir. Bu sonuçlara göre XTF dışında çalışmada kullanılan bulk fill kompozit rezinlerin 1. günde hücreler üzerine sitotoksik etki göstermediği söylenebilir. Yedincigünde yapılan ölçümlerde kontrol grubuna göre hücre sayılarındaki en fazla azalma SDR grubunda gözlenmiştir. Ondördüncü günde yapılan hücre ölçümlerinde tüm gruplarda hücre sayılarında bir azalma görülürken, kontrol grubuna göre en fazla azalma XTF grubunda görülmüştür. Yirmibirinci günde ise yapılan ölçümlerde tüm grupların hücre sayılarında bir artış görülürken SDR grubunun hücre sayılarında azalma gözlemlenmiştir. Bu sonuçlara göre SDR' nin 21. günde DPKH' ler üzerine daha fazla sitotoksik etki gösterdiği söylenebilir.

Kompozit rezinler polimerize edildikten sonra yapılarında polimerizasyon reaksiyonuna girmemiş artık monomerler kalabilmektedir. Polimerizasyon safhasının

var olduğu materyallerde artık monomerlerin varlığı arttıkça hücrelerdeki toksik reaksiyonlar da artabilmektedir (140). Caughman ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada kompozit rezinlerin sitotoksik etkilerinin sadece doldurucu rezin içeriğiyle ilgili olmadığı bildirilmiştir. Bu çalışmaya göre kompozit rezinlerin inkremental teknikle yerleştirilmesi ve ışık uygulama sürelerinin artması kompozit rezinlerin sitotoksik etkilerini azaltabilmektedir (212). Ayrıca yetersiz ışık uygulama süresi ve kullanılan ışığın dalga boyunun materyalin polimerizasyonu için yeterli olmaması veya kompozitin fazla kalınlıklarda ışık uygulamasıyla artık monomer miktarı artabilmektedir (213). Bizim çalışmamızda kullandığımız 4 mm kalınlığına kadar ışık uygulanabilen bulk fill kompozitlerden XTF, SDR gruplarında farklı günlerde ölçülen hücre sayılarının diğer gruplardan daha az olması, bu gruplarda polimerizasyondan sonra kalabilen artık monomerlerin daha fazla olabileceğini göstermektedir.

Alshali ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada bulkfill kompozit rezinlerle geleneksel kompozit rezinlerin ışıkla polimerizasyonundan hemen sonra ve 24 saat sonraki polimerizasyon dereceleri karşılaştırılmış ve kompozit rezinlerin sitotoksik etkilerinin polimerizasyon derecelerine göre de kıyaslanabileceği sonucuna varılmıştır. Bu sonuçlara göre 24 saat sonrasında tüm gruplarda polimerizasyon derecelerinin belirgin olarak arttığı ve FBF dışındaki bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon derecelerinin geleneksel kompozitlerle kıyaslanabilir olduğu belirtilmiştir. FBF bulk fill kompozitin ise 24 saat sonrasındaki polimerizasyon derecesinin kabul edilen sınırlardan az olduğu gösterilmiştir (214).

Fleming ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada XTF'nin diferansiye olmamış pulpa hücreleri üzerine 1, 2, 4 ve 7. günlerdeki sitotoksik etkisi araştırılmış ve sonuçta biyouyumlu bir materyal olduğu tespit edilmiştir (215). Ancak bu sonuç bizim çalışmamızın sonuçlarıyla örtüşmemektedir. Bizim çalışmamızda XTF grubunda 1 ve 14. günde ölçülen hücre sayıları kontrol grubuna göre azdır. Bu sonuçlara göre XTF'nin hücreler üzerine sitotoksik etki gösterebileceği söylenebilir.

Bu deneyde elde edilen sonuçlar test edilen bulk fill kompozit rezinlerin sitotoksik etkilerine ilişkin bir ön bilgi vermektedir. Çalışmamızdan elde

edilen sonuçların klinik geçerliliği için daha ileri in vitro testlerin yapılması, hayvan deneyleri ile de sonuçların desteklenmesi gerekmektedir.

### **5.5. Isı İletkenlik Bulgularının Tartışılması**

Diş dokularında ısı iletimi günlük hayatta ve klinik diş hekimliğinde oldukça sık görülen bir süreç olarak karşımıza çıkmaktadır. Diş hekimliği uygulamalarında yüksek enerji çıkışı olan lazerler, polimerizasyon cihazları, yüksek hızla dönen el aletleri yaygın bir şekilde kullanılmaktadır(216-218). Bu cihazların kullanımları sırasında veya günlük hayatta dental dokularda meydana gelen sıcaklık değişimleri diş sert dokularında (mine, dentin, sement) ve yumuşak dokularında (pulpa) hasara neden olabilmektedir. Ayrıca bu sıcaklık değişimleri intrapulpal ağrının sebepleri arasında sayılmaktadır (219, 220). Sonuç olarak restoratif tedavilerde kullanılan malzemelerin ısıyı iletmemeleri istenmektedir. Bu nedenle çalışmamızda bulk fill kompozit rezinlerin ısı iletimleri araştırılmıştır.

Diş pulpası dişin canlılığının devamından sorumludur. Yapılan bir çalışmada pulpa içi sıcaklık değişimi 5,5 °C yi aştığında, pulpada geri dönüşümsüz pulpa hasarına (örneğin pulpa hücre ölümü) neden olabilmektedir (221). Dentinin ısı iletkenlik katsayılarının düşük olması pulpayı termal uyarılardan koruyabilse de, özellikle derin kaviteelerde ince kalan dentin kalınlığı bu durumu zorlaştırmaktadır(146).Dental restorasyonların ısı iletimlerinin bilinmesi,hastaların restorasyon sonrası sıcak/soğuk yiyecekler veya içeceklerin tüketimi sırasında duyduğurahatsızlıkların azaltılmasında önem kazanmaktadır. Yapılan bir çalışmada farklı içerikli dolgu ve kaide materyalleri kullanılarak yapılan restorasyonlarda, hastaların yaklaşık olarak % 20-30'u post operatif hassasiyet nedeniyle ağrı hissetmiştir (150).Yapılan çalışmalarda günlük hayattta ağız içi sıcaklık değişimlerinin alt ve üst sınırları araştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre ağız içi sıcaklık değişimlerinin alt ve üst değerlerinin en geniş aralığı 0 °C ile 70 °C' olarak bulunmuştur (153). Bu nedenle bizim çalışmamızda bulk fill kompozit rezinlerin 0 °C ile 70 °C' deki ısı iletkenlik değerleri araştırılmıştır. Böylece en kritik sıcaklık değerlerinde ısı iletkenlik değerlerinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Dental dolgu malzemelerinin ısı iletimi özelliklerinin diş dokularıyla mümkün olduğunca aynı seviyelerde olması istenmektedir. Bu nedenle bu malzemelerin ısı iletimi özelliklerinin ölçülmesi ve bilinmesi gerekmektedir(222).İnsan dişi mine ve dentininin ısı iletkenlik katsayıları sırasıyla yaklaşık 0.57 ve 0.93 W/Km' dir(223). Çalışmamızda kullandığımız bulk fill kompozit rezinlerin 0 °C ile 70 °C' deki ortalama ısı iletkenlik katsayıları 0.23- 0.55 W/Km değerleri arasında bulunmuştur. Bu değerler, diş minesi ve dentininin ısı iletkenlik katsayılarına yakın değerlerdir. Çalışmamızın sonuçlarına göre bulk fill kompozit rezinlerin ısı iletim özelliklerinin kabul edilebilir bir aralıkta olduğu çıkarımında bulunulabilir.

Bodzenta ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada amalgam, silikat siman ve ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin ısı iletim katsayıları ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre silikat siman ve ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin ısı iletimleri diş dokularıyla benzer bulunurken amalgamın ısı iletimi oldukça fazla bulunmuştur. Kompozitlerin rezinlerin ortalama iletim katsayılarının 0,65 W/Km olduğu ve ısıyı iletmeyen yani yalıtkan maddeler olarak adlandırılacakları sonucuna varılmıştır (222). Bizim çalışmamızda da bulk fill kompozit rezinlerin ısı iletkenlik katsayıları ortalama 0.23- 0.55 W/Km arasında bulunmuştur. Buna göre bulk fill kompozit rezinlerin ısı iletkenlik değerleri Bodzenta ve arkadaşlarının çalışmasındaki kompozit rezinlerin ısı iletkenlik değerleri ile yakın değerlerdedir.

Watts ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada kompozit rezinlerin ısı iletkenlikleri ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonuçlarına göre araştırmacılar kompozit rezinlerin ısı iletkenlik katsayılarındaki farklılıkların, yapılarındaki inorganik doldurucu partiküllerinin farklı ısı iletkenliklerine sahip olmasından kaynaklanabileceğini savunmuştur (224). Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre XTF ve SF' nin hem 0 °C' de hem de 70 °C' de ölçülen ısı iletkenlik değerleri SDR, FBF ve TEC den daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca SDR' nin ısı iletkenlik değerleri TEC' den daha düşük bulunmuştur. Çalışmamızda kullandığımız bulk fill kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikülleri birbirlerinden farklıdır. XTF' nin inorganik doldurucu partikül cinsi üreticisi tarafından bildirilmemiştir. SF' nin inorganik doldurucu partikülleri cam, oksit, silikon dioksit; SDR' nin cam, Ba-alümino-

florosilikat, St-alümino-florosilikat; FBF' nin ytterbium triflorid, zirkon silika; TEC' nin cam, Ba,ytterbium trifloriddir. Bu sonuçlara göre bizim çalışmamızda kullandığımız bulk fill kompozit rezinlerin ısı iletkenlik katsayılarının farklı olması içerdikleri inorganik doldurucu partiküllerin farklılığı ile açıklanabilir.

Kompozit rezinler polimerize olurken çevre dokularda ısı artışına neden olabilmektedir. Isı artışı, ışığın uygulanma süresine, ışığın yoğunluğuna, ışık ucu ile kompozit rezin arasındaki mesafeye bağlı olarak değişebilmektedir. Özellikle vital dişlerde, derin ve pulpaya yakın kavitelere kompozit rezin restorasyon uygulamalarında meydana gelebilecek ısı artışları önemli sayılmaktadır. (225). Bu nedenle kompozit rezinlerin dışsal kaynaklı ısılar dışında, kendileri polimerize olurken oluşan ısıyı da dental dokulara iletmemeleri istenmektedir. Bu amaçla polimerizasyon sırasında meydana gelebilecek ısı artışlarından pulpayı korumak için kavite tabanına kavite örtücü olarak 2mm kalınlığında cam iyonmer siman uygulanması tavsiye edilmiştir (226). Bizim çalışmamızda bulk fill kompozitlerin polimerize olduktan sonraki ısı iletimleri araştırılmıştır. Çalışmamızda bulk fill kompozitlerin ortalama ısı iletkenlikdeğerleri diş sert dokularının ısı iletkenlik değerlerine yakın bulunmuştur.Bu sonuçlara göre çalışmamızda kullandığımız bulk fill kompozitler polimerize edildikten sonra ısıyı iletmeyen maddeler olarak tanımlanabilir, ancak bu materyallerin polimerizasyonları sırasında dental dokulara ısısız etkide bulunup bulunmadıklarını araştırmak için başka çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tek tabaka halinde ve 4mm kalınlığında kaviteye yerleştirilip polimerize edilebilen beş farklı bulk fill kompozitrezin materyalinin kullanıldığı, polimerizasyon büzülmelerinin, nano sertliklerinin, yüzey pürüzlülüklerinin, sitotoksisiteilerinin ve ısı iletkenliklerinin araştırıldığı bu çalışmada elde edilen bulgulara göre;

- Bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmeleri birbirleriyle benzer değerlerdedir.
- İncelenen bulk fill kompozit rezin örneklerinin üst yüzeylerinin nano sertlikleri karşılaştırıldıklarında TEC grubunun sertlik değerleri diğerlerinden yüksektir. Ayrıca XTF grubunda alt yüzeylerin nano sertlik değerlerinin üst yüzeylerden anlamlı derecede daha düşük olması XTF grubunda ışık cihazından uzak bölgelerde polimerizasyonun yeterince gerçekleşmediği anlamına gelebilir.
- Çalışmada kullandığımız bulk fill kompozit rezinlerin alt yüzey ve üst yüzey pürüzlülükleri karşılaştırıldıklarında tüm gruplarda alt yüzeylerin üst yüzeylerden daha pürüzlü olduğu görülmüştür.
- WST-1 deneyinin sonuçlarına göre; 21. günde canlı hücre sayıları kontrol grubuyla kıyaslandığında tüm gruplarda daha azdır.
- Bu çalışmada bulk fill kompozit rezinlerin ısı iletim katsayıları diş dokularıyla yakın değerlerde bulunmuştur. Bu nedenle bulk fill kompozit rezinler dental dokularda kullanılırken kavitelerde ısı yalıtkanlığı sağlaması açısından kavite örtücülerinin kullanılmasına gerek olmayabilir.

Bu sonuçlar doğrultusunda bulk fill kompozit rezinlerin uygulama kolaylığı sağlaması açısından avantajları bulunsada polimerizasyon büzülmesi ve sitotoksisite açısından bazı dezavantajları bulunabilir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Sakaguchi, R. L., Peters, M. C., Nelson, S. R., Douglas, W. H., Poort, H. W. (1992). Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent.* 20 (3). 178-182.
2. Ferracane, J. L., Mitchem, J. C. (2003). Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. *Am J Dent.* 16 (4). 239-243.
3. Ferracane, J. L. (2008). Buonocore Lecture. Placing dental composites--a stressful experience. *Oper Dent.* 33 (3). 247-257.
4. Sarrett, D. (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent. Mater.* 21. 9–20.
5. Flury, S., Hayoz, S., Peutzfeldt, A., Husler, J., Lussi, A. (2012). Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater.* 28 (5). 521-528.
6. Devoto, W., Saracinelli, M., Manauta, J. (2010). Composite in everyday practice: how to choose the right material and simplify application techniques in the anterior teeth. *Eur J Esthet Dent.* 5 (1). 102-124.
7. Bowen, R. L., Marjenhoff, W. A. (1992). Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res.* 6. 44-49.
8. Ferracane, J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med.* 6 (4). 302-318.
9. Furuse, A. Y., Gordon, K., Rodrigues, F. P., Silikas, N., Watts, D. C. (2008). Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *J Dent.* 36 (11). 945-952.
10. Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Ankara:Güneş Kitapevi Ltd. Şti.
11. Khatri, C. A., Stansbury, J. W., Schultheisz, C. R., Antonucci, J. M. (2003). Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dent Mater.* 19 (7). 584-588.
12. Soderholm, K. J., Mariotti, A. (1999). BIS-GMA--based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc.* 130 (2). 201-209.

13. Bayne, S. C., Thompson, J.Y., Swift, E.J. (1998). A characterization of first generation flowable composites.*J.A.D.A.* 129. 567-577.
14. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J. P., Vanherle, G. (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics.*Dent Mater.* 8 (5). 310-319.
15. Craig, R. G. (2000). Direct esthetic Restorative Materials.*Restorative Dental Material.* 244-267.
16. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century.*Quint. Int.* 641-657.
17. Ünlü, N., Çetin, A. R. (2008). Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler.*Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 14. 156-167.
18. Phillips, R. W., Lutz, F. (1983). Status report on posterior composites. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment.*J Am Dent Assoc.* 107 (1). 74-76.
19. Sturdevant, C.M., Roberson, T.M., Heymann, H.O., Sturdevant, J.R. (1995). The Art And Science Of Operative Dentistry. 3rd Ed. St. Louis: Mosby-Year Book Inc., P. : 252-263.
20. Kelsey, W. P., Latta, M. A., Shaddy, R. S., Stanislav, C. M. (2000). Physical properties of three packable resin-composite restorative materials.*Oper Dent.* 25 (4). 331-335.
21. Brackett, W. W., Covey, D. A. (2000). Resistance to condensation of 'condensable' resin composites as evaluated by a mechanical test.*Oper Dent.* 25 (5). 424-426.
22. Ersoy, M., Civelek, A., L'Hotelier, E., Say, E. C., Soyman, M. (2004). Physical properties of different composites.*Dent Mater J.* 23 (3). 278-283.
23. Yazici, A. R., Baseren, M., Dayangac, B. (2003). The effect of flowable resin composite on microleakage in class V cavities.*Oper Dent.* 28 (1). 42-46.
24. Olmez, A. O.N., Bodur, H. (2004). The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations.*Oper Dent.* 29 (6). 713-719.



25. Mohsen, N. M., Craig, R. G., Filisko, F. E. (2000). The effects of different additives on the dielectric relaxation and the dynamic mechanical properties of urethane dimethacrylate. *J Oral Rehabil.* 27 (3). 250-268.
26. Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 15 (2). 128-137.
27. Jin, X. B. S., Hammesfahr, P. D. (2009) New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress. *Journal of Dental Research.* 88(Special Issue A) 1651.
28. Ilie, N., Bucuta, S., Draenert, M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent.* 38 (6). 618-625.
29. Lee, Y. K. (2008). Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. *Dent Mater.* 24 (9). 1243-1247.
30. Versluis, A., Douglas, W. H., Cross, M., Sakaguchi, R. L. (1996). Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res.* 75 (3). 871-878.
31. Cara, R. R., Fleming, G. J., Palin, W. M., Walmsley, A. D., Burke, F. J. (2007). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *J Dent.* 35 (6). 482-489.
32. El-Helali, R., Dowling, A. H., McGinley, E. L., Duncan, H. F., Fleming, G. J. (2013). Influence of resin-based composite restoration technique and endodontic access on cuspal deflection and cervical microleakage scores. *J Dent.* 41 (3). 216-222.
33. Ilie, N., Hickel, R. (2009). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig.* 13 (4). 427-438.
34. Wiczowski, G. Jr., Joynt, R. B., Klockowski, R., Davis, E. L. (1988). Effects of incremental versus bulk fill technique on resistance to cuspal fracture of teeth restored with posterior composites. *J Prosthet Dent.* 60 (3). 283-287.

35. Yap, A. U. (2000). Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time.*Oper Dent.* 25 (2). 113-120.
36. Ching, K. (2012). Deep and fast: Kerr's SonicFill bulk fill composite.*HDA Now.* 24-25.
37. Ilie, N., Hickel, R. (2011). Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology.*Dent Mater.* 27 (4). 348-355.
38. Ilie, N., Oberthur, M. T. (2013). Effect of sonic-activated resin composites on the repair of aged substrates: an in vitro investigation.*Clin Oral Investig.*
39. Hackman, S. T., Pohjola, R. M., Rueggeberg, F. A. (2002). Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques.*Oper Dent.* 27 (6). 593-599.
40. Yoon, T. H., Lee, Y. K., Lim, B. S., Kim, C. W. (2002). Degree of polymerization of resin composites by different light sources.*J Oral Rehabil.* 29 (12). 1165-1173.
41. Soh, M. S., Yap, A. U., Siow, K. S. (2004). Comparative depths of cure among various curing light types and methods.*Oper Dent.* 29 (1). 9-15.
42. Soh, M. S., Yap, A. U., Siow, K. S. (2003). The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths.*Oper Dent.* 28 (6). 707-715.
43. Hofmann, N., Hugo, B., Klaiber, B. (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness.*Eur J Oral Sci.* 110 (6). 471-479.
44. Caughman, W. F., Rueggeberg, F. A. (2002). Shedding new light on composite polymerization.*Oper Dent.* 27 (6). 636-638.
45. Mills, R. W., Uhl, A., Jandt, K. D. (2002). Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs).*Br Dent J.* 193 (8). 459-463; discussion 455.
46. Mills, R. W., Uhl, A., Blackwell, G. B., Jandt, K. D. (2002). High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral

- biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties.*Biomaterials*. 23 (14). 2955-2963.
47. Sharkey, S., Ray, N., Burke, F., Ziada, H., Hannigan, A. (2001). Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study.*Quintessence Int*. 32 (5). 401-405.
  48. Tarle, Z., Meniga, A., Ristic, M., Sutalo, J., Pichler, G., Davidson, C. L. (1998). The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples.*J Oral Rehabil*. 25 (6). 436-442.
  49. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
  50. Hervas-Garcia, A., Martinez-Lozano, M. A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., Fos-Galve, P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications.*Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 11 (2). E215-220.
  51. Yap, A. U., Seneviratne, C. (2001). Influence of light energy density on effectiveness of composite cure.*Oper Dent*. 26 (5). 460-466.
  52. Yap, A. U., Ng, S. C., Siow, K. S. (2001). Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage.*Oper Dent*. 26 (3). 260-266.
  53. Fusayama, T. (1992). Indications for self-cured and light-cured adhesive composite resins.*J Prosthet Dent*. 67 (1). 46-51.
  54. Watts, D. C., Cash, A. J. (1991). Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development.*Dent Mater*. 7 (4). 281-287.
  55. Braga, R. R., Ferracane, J. L. (2004). Alternatives in polymerization contraction stress management.*J Appl Oral Sci*. 12 (spe). 1-11.
  56. Dauvillier, B. S., Aarnts, M. P., Feilzer, A. J. (2000). Developments in shrinkage control of adhesive restoratives.*J Esthet Dent*. 12 (6). 291-299.
  57. Feilzer, A. J., De Gee, A. J., Davidson, C. L. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration.*J Dent Res*. 66 (11). 1636-1639.

58. Lee, M. R., Cho, B. H., Son, H. H., Um, C. M., Lee, I. B. (2007). Influence of cavity dimension and restoration methods on the cuspal deflection of premolars in composite restoration. *Dent Mater.* 23 (3). 288-295.
59. Suh, B. I. (1999). Controlling and understanding the polymerization shrinkage-induced stresses in light-cured composites. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* (25). S34-41.
60. Moreira da Silva, E., dos Santos, G. O., Guimaraes, J. G., Barcellos Ade, A., Sampaio, E. M. (2007). The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Oper Dent.* 32 (4). 356-362.
61. Alonso, R. C., Cunha, L. G., Correr, G. M., Puppini-Rontani, R. M., Correr-Sobrinho, L., Sinhorette, M. A. (2006). Marginal adaptation of composite restorations photoactivated by LED, plasma arc, and QTH light using low-modulus resin liners. *J Adhes Dent.* 8 (4). 223-228.
62. Aguiar, F. H., Dos Santos, A. J., Franca, F. M., Paulillo, L. A., Lovadino, J. R. (2003). A quantitative method of measuring the microleakage of thermocycled or non-thermocycled posterior tooth restorations. *Oper Dent.* 28 (6). 793-799.
63. Aw, T. C., Nicholls, J. I. (2001). Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Oper Dent.* 26 (5). 498-504.
64. de Gee, A. F., Feilzer, A. J., Davidson, C. L. (1993). True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a dilatometer. *Dent Mater.* 9 (1). 11-14.
65. Sharp, L. J., Choi, I. B., Lee, T. E., Sy, A., Suh, B. I. (2003). Volumetric shrinkage of composites using video-imaging. *J Dent.* 31 (2). 97-103.
66. Amore, R., Pagani, C., Youssef, M. N., Anauate Netto, C., Lewgoy, H. R. (2003). Polymerization shrinkage evaluation of three packable composite resins using a gas pycnometer. *Pesqui Odontol Bras.* 17 (3). 273-277.
67. Sakaguchi, R. L., Versluis, A., Douglas, W. H. (1997). Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites. *Dent Mater.* 13 (4). 233-239.

68. de Gee, A. J., Davidson, C. L., Smith, A. (1981). A modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials.*J Dent.* 9 (1). 36-42.
69. Pereira, R. A., Araujo, P. A., Castaneda-Espinosa, J. C., Mondelli, R. F. (2008). Comparative analysis of the shrinkage stress of composite resins.*J Appl Oral Sci.* 16 (1). 30-34.
70. Chutinan, S., Platt, J. A., Cochran, M. A., Moore, B. K. (2004). Volumetric dimensional change of six direct core materials.*Dent Mater.* 20 (4). 345-351.
71. Landis, F. A., Stephens, J. S., Cooper, J. A., Cicerone, M. T., Lin-Gibson, S. (2006). Tissue engineering scaffolds based on photocured dimethacrylate polymers for in vitro optical imaging.*Biomacromolecules.* 7 (6). 1751-1757.
72. Ho, S. T., Hutmacher, D. W. (2006). A comparison of micro CT with other techniques used in the characterization of scaffolds.*Biomaterials.* 27 (8). 1362-1376.
73. De Santis, R., Mollica, F., Prisco, D., Rengo, S., Ambrosio, L., Nicolais, L. (2005). A 3D analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces using X-ray micro-CT.*Biomaterials.* 26 (3). 257-270.
74. Efeoglu, N., Wood, D. J., Efeoglu, C. (2007). Thirty-five percent carbamide peroxide application causes in vitro demineralization of enamel.*Dent Mater.* 23 (7). 900-904.
75. Kakaboura, A., Rahiotis, C., Watts, D., Silikas, N., Eliades, G. (2007). 3D-marginal adaptation versus setting shrinkage in light-cured microhybrid resin composites.*Dent Mater.* 23 (3). 272-278.
76. Cho, E., Sadr, A., Inai, N., Tagami, J. (2011). Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-CT imaging and nanoindentation.*Dent Mater.* 27 (11). 1070-1078.
77. Zeiger, D. N., Sun, J., Schumacher, G. E., Lin-Gibson, S. (2009). Evaluation of dental composite shrinkage and leakage in extracted teeth using X-ray microcomputed tomography.*Dent Mater.* 25 (10). 1213-1220.
78. Sun, J., Eidelman, N., Lin-Gibson, S. (2009). 3D mapping of polymerization shrinkage using X-ray micro-computed tomography to predict microleakage.*Dent Mater.* 25 (3). 314-320.

79. Sonugelen, M., Artunç, C., Güngör, M.A. (2000). Farklı yöntemlerle polimerize edilen estetik restoratif materyallerde aşınma ve sertliğin incelenmesi. *E.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, 21: 1-10.
80. Wassell, R. W., McCabe, J. F., Walls, A. W. (1992). Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater.* 8 (4). 218-223.
81. Rueggeberg, F. A., Margeson, D. H. (1990). The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res.* 69 (10). 1652-1658.
82. Cohen, M. E., Leonard, D. L., Charlton, D. G., Roberts, H. W., Ragain, J. C. (2004). Statistical estimation of resin composite polymerization sufficiency using microhardness. *Dent Mater.* 20 (2). 158-166.
83. Hooshmand, T., Mahmoodi, N., Keshvad, A. (2009). Microhardness of a resin cement polymerized by light-emitting diode and halogen lights through ceramic. *J Prosthodont.* 18 (5). 411-416.
84. Hubbezoglu, I., Bolayir, G., Dogan, O. M., Dogan, A., Ozer, A., Bek, B. (2007). Microhardness evaluation of resin composites polymerized by three different light sources. *Dent Mater J.* 26 (6). 845-853.
85. Joniot, S. B., Gregoire, G. L., Auther, A. M., Roques, Y. M. (2000). Three-dimensional optical profilometry analysis of surface states obtained after finishing sequences for three composite resins. *Oper Dent.* 25 (4). 311-315.
86. Reis, A. F., Giannini, M., Lovadino, J. R., dos Santos Dias, C. T. (2002). The effect of six polishing systems on the surface roughness of two packable resin-based composites. *Am J Dent.* 15 (3). 193-197.
87. Goldstein, R. E. (1989). Finishing of composites and laminates. *Dent Clin North Am.* 33 (2). 305-318, 210-309.
88. Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 42 (4). 613-627.
89. Jones, C. S., Billington, R. W., Pearson, G. J. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J.* 196 (1). 42-45.
90. Uhl, A., Mills, R. W., Vowles, R. W., Jandt, K. D. (2002). Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites

- polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res.* 63 (6). 729-738.
91. Soares, L. E., Martin, A. A., Pinheiro, A. L., Pacheco, M. T. (2004). Vicker's hardness and Raman spectroscopy evaluation of a dental composite cured by an argon laser and a halogen lamp. *J Biomed Opt.* 9 (3). 601-608.
  92. Barton, J. A. Jr., Eick, J. D., Dickson, G. (1973). Comparison of Brinell and Vickers hardness tests on dental casting gold alloys. *J Dent Res.* 52 (1). 163-169.
  93. Baker, S. G. (2013). Remarks on 'A simple decision analytic solution to the comparison of two binary diagnostic tests' by Vickers et al. *Stat Med.* 32 (4). 718.
  94. O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection*. Kanada: Quintessence Publishing Co, Inc.
  95. Fawzy, A. S., Farghaly, A. M. (2009). Probing nano-scale adhesion force between AFM and acid demineralized intertubular dentin: Moist versus dry dentin. *J Dent.* 37 (12). 963-969.
  96. Lainovic, T., Vilotic, M., Blazic, L., Kakas, D., Markovic, D., Ivanisevic, A. (2013). Determination of surface roughness and topography of dental resin-based nanocomposites using AFM analysis. *Bosn J Basic Med Sci.* 13 (1). 34-43.
  97. Varanda, E., Do Prado, M., Simao, R. A., Dias, K. R. (2013). Effect of in-office bleaching agents on the surface roughness and morphology of different dental composites: an AFM study. *Microsc Res Tech.* 76 (5). 481-485.
  98. Poon, B., Rittel, D., Ravichandran, G. (2008). An analysis of nanoindentation in linearly elastic solids. *International Journal of Solids and Structures.* 45 (24). 6018.
  99. Fainman, Y., Lenz, E., Shamir, J. (1982). Optical profilometer: a new method for high sensitivity and wide dynamic range. *Appl Opt.* 21 (17). 3200-3208.
  100. Edgerton, M., Levine, M. J. (1993). Biocompatibility: its future in prosthodontic research. *J Prosthet Dent.* 69 (4). 406-415.
  101. Campbell, S. D. (2003). Biological compatibility of prosthodontic materials. *Int J Prosthodont.* 16 Suppl. 52-54; discussion 68-70.

102. Wataha, J. C. (2001). Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthet Dent.* 86 (2). 203-209.
103. Hanks, C. T., Wataha, J. C., Sun, Z. (1996). In vitro models of biocompatibility: a review. *Dent Mater.* 12 (3). 186-193.
104. Schmalz, G. (1997). Concepts in biocompatibility testing of dental restorative materials. *Clin Oral Investig.* 1 (4). 154-162.
105. Anusavice, K., Philip, S. (1996). *Science of Dental Materials*. 10th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company.
106. International Organization for Standardization. (1997). ISO 7405: Dentistry Preclinical evaluation of biocompatibility of medical devices used in dentistry-Test methods for dental materials.
107. American National Standards Institute. (1979). American Dental Association Document no. 41 for Recommended Standard Practices for Biological Evaluation of Dental Materials. Council on Dental Materials and Devices. *J Am Dent Assoc.* 697-698.
108. Schweickl, H., Hiller, K. A., Bolay, C., Kreissl, M., Kreismann, W., Nusser, A. ve diğ erleri. (2005). Cytotoxic and mutagenic effects of dental composite materials. *Biomaterials.* 26 (14). 1713-1719.
109. Annunziata, M., Aversa, R., Apicella, A., Annunziata, A., Apicella, D., Buonaiuto, C. ve diğ erleri. (2006). In vitro biological response to a light-cured composite when used for cementation of composite inlays. *Dent Mater.* 22 (12). 1081-1085.
110. Geurtsen, W., Leyhausen, G. (1997). Biological aspects of root canal filling materials--histocompatibility, cytotoxicity, and mutagenicity. *Clin Oral Investig.* 1 (1). 5-11.
111. Craig, R. G. (1997). Prosthetic Applications of Polymers. *Restorative Dental Materials (Basel)*. Mosby-Yearbook, Inc. St Louis, (10).
112. Ergün, G. (1998). Farklı yöntemlerle polimerize edilen bazı akrilik rezinlerin biyolojik uyumlarının in vitro incelenmesi. Doktora tezi, Gazi üniversitesi, Ankara.
113. Browne, R. M. (1988). The in vitro assessment of the cytotoxicity of dental materials--does it have a role? *Int Endod J.* 21 (2). 50-58.



114. Schmalz, G. (1994). Use of cell cultures for toxicity testing of dental materials--advantages and limitations.*J Dent.* 22 Suppl 2. S6-11.
115. Hensten-Pettersen, A. (1988). Comparison of the methods available for assessing cytotoxicity.*Int Endod J.* 21 (2). 89-99.
116. Schmalz, G., Schuster, U., Nuetzel, K., Schweikl, H. (1999). An in vitro pulp chamber with three-dimensional cell cultures.*J Endod.* 25 (1). 24-29.
117. de Souza Costa, C. A., Hebling, J., Randall, R. C. (2006). Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations.*Dent Mater.* 22 (10). 954-962.
118. Dunkin, R. T., Chambers, D. W. (1983). Gingival response to class V composite resin restorations.*J Am Dent Assoc.* 106 (4). 482-484.
119. Tunçel, A. ( 2005). Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı fiberle güçlendirilmiş kompozit yapıların yüzey sertliği, yüzey pürüzlüğü ve sitotoksitelerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Doktora tezi, Cumhuriyet Üniversitesi,Sivas.
120. Caughman, W. F., Caughman, G. B., Dominy, W. T., Schuster, G. S. (1990). Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells.*J Prosthet Dent.* 63 (5). 513-521.
121. Technical Report. Biological evaluation of dental materials.( 1984) ISO no: 7405.
122. International Organization for Standardization. (1999).Biological evaluation of medical devices Part 5: Tests for cytotoxicity: In-vitro methods. ISO 10993 part 5,International Standard 10993,Geneva, Switzerland.
123. Fortier, L. A. (2005). Stem Cells: Classifications, controversies and clinical applications.*Vet Surg.* 34. 452-455.
124. Jiang, Y., Jahagirdar, B. N., Reinhardt, R. L., Schwartz, R. E., Keene, C. D., Ortiz-Gonzalez, X. R. ve diğerleri. (2002). Pluripotency of mesenchymal stem cells derived from adult marrow.*Nature.* 418 (6893). 41-49.
125. Gronthos, S., Mankani, M., Brahim, J., Robey, P. G., Shi, S. (2000). Postnatal human dental pulp stem cells (DPSCs) in vitro and in vivo.*Proc Natl Acad Sci U S A.* 97 (25). 13625-13630.

126. Rao, M. S. (2004). Stem sense: a proposal for the classification of stem cells. *Stem Cells Dev.* 13. 452-455.
127. Morsczeck, C., Schmalz, G., Reichert, T. E., Vollner, F., Galler, K., Driemel, O. (2008). Somatic stem cells for regenerative dentistry. *Clin Oral Investig.* 12 (2). 113-118.
128. Martin-Piedra, M. A., Garzon, I., Oliveira, A. C., Alfonso-Rodriguez, C. A., Carriel, V., Scionti, G. ve diğeri. (2014). Cell viability and proliferation capability of long-term human dental pulp stem cell cultures. *Cytotherapy.* 16 (2). 266-277.
129. Gronthos, S., Brahim, J., Li, W., Fisher, L. W., Cherman, N., Boyde, A. ve diğeri. (2002). Stem cell properties of human dental pulp stem cells. *J Dent Res.* 81 (8). 531-535.
130. Nedel, F., Soki, F. N., Conde, M. C., Zeitlin, B. D., Tarquinio, S. B., Nor, J. E. ve diğeri. (2011). Comparative analysis of two colorimetric assays in dental pulp cell density. *Int Endod J.* 44 (1). 59-64.
131. Shafiei, F., Tavangar, M. S., Razmkhah, M., Attar, A., Alavi, A. A. (2014). Cytotoxic effect of silorane and methacrylate based composites on the human dental pulp stem cells and fibroblasts. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*
132. McGahan, A. J., Martin, S. J., Bissonnette, R. P., Mahbaubi, A., Shi, Y., Mogil, R. J., Nishioka, W. K., Gren, D. R. (1995). The end of the (cell) line: Methods for the study of apoptosis in vitro. 'Methods in cell biology, cell death'. *Academic Pres.* 1995; 46: 150-181.
133. Scudiero, D. A., Shoemaker, R. H., Paull, K. D., Monks, A., Tierney, S., Nofziger, T. H. ve diğeri. (1988). Evaluation of a soluble tetrazolium/formazan assay for cell growth and drug sensitivity in culture using human and other tumor cell lines. *Cancer Res.* 48 (17). 4827-4833.
134. Roehm, N. W., Rodgers, G. H., Hatfield, S. M., Glasebrook, A. L. (1991). An improved colorimetric assay for cell proliferation and viability utilizing the tetrazolium salt XTT. *J Immunol Methods.* 142 (2). 257-265.
135. Galluzzi, L., Aaronson, S. A., Abrams, J., Alnemri, E. S., Andrews, D. W., Baehrecke, E. H. ve diğeri. . (2009). Guidelines for the use and

- interpretation of assays for monitoring cell death in higher eukaryotes. *Cell Death and Differentiation*. 16 (8). 1093-1107.
136. Ngamwongsatit, P., Banada, P. P., Panbangred, W., Bhunia, A. K. (2008). WST-1-based cell cytotoxicity assay as a substitute for MTT-based assay for rapid detection of toxigenic *Bacillus* species using CHO cell line. *J Microbiol Methods*. 73 (3). 211-215.
  137. Schmalz, G. (1985). Biological properties of composite filling materials. *Dtsch Zahnarztl Z*. 40 (9). 897-901.
  138. Schmalz, F., Kinsella, J., Koh, S. D., Vogalis, F., Schneider, A., Flynn, E. R. ve diğeri. (1998). Molecular identification of a component of delayed rectifier current in gastrointestinal smooth muscles. *Am J Physiol*. 274 (5 Pt 1). 901-911.
  139. Geurtsen, W., Spahl, W., Leyhausen, G. (1998). Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers. *J Dent Res*. 77 (12). 2012-2019.
  140. Ferracane, J. L. (1994). Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil*. 21 (4). 441-452.
  141. Michelsen, V. B., Lygre, H., Skalevik, R., Tveit, A. B., Solheim, E. (2003). Identification of organic eluates from four polymer-based dental filling materials. *Eur J Oral Sci*. 111 (3). 263-271.
  142. Bouillaguet, S., Wataha, J. C., Hanks, C. T., Ciucchi, B., Holz, J. (1996). In vitro cytotoxicity and dentin permeability of HEMA. *J Endod*. 22 (5). 244-248.
  143. Çengel, Y. A., Boles, M. A. . (2003). *Heat Transfer: A Practical Approach* New York: McGraw-Hill.
  144. Fenner, D. N., Robinson, P. B., Cheung, P. M. (1998). Three-dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration. *Med Eng Phys*. 20 (4). 269-275.
  145. Gungor, M. A., Kucuk, M., Dundar, M., Karaoglu, C., Artunc, C. (2004). Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 31 (2). 172-178.

146. Lin, M., Xu, F., Lu, T. J., Bai, B. F. (2010). A review of heat transfer in human tooth experimental characterization and mathematical modeling.*Dent Mater.* 26 (6). 501-513.
147. Yang, H. S., Lang, L. A., Guckes, A. D., Felton, D. A. (2001). The effect of thermal change on various dowel and core restorative materials.*J Prosthet Dent.* 86 (1). 74-80.
148. Barkhordar, R. A., Goodis, H. E., Watanabe, L., Koumdjian, J. (1990). Evaluation of temperature rise on the outer surface of teeth during root canal obturation techniques.*Quintessence Int.* 21 (7). 585-588.
149. Fors, U., Jonasson, E., Berquist, A., Berg, J. O. (1985). Measurements of the root surface temperature during thermo-mechanical root canal filling in vitro.*Int Endod J.* 18 (3). 199-202.
150. Weiner, R. (2006). Teaching the use of liners, bases, and cements: a 10-year follow-up survey of North American Dental Schools.*Dent Today.* 25 (6). 74, 76, 78-79; quiz 79.
151. Keleş, A., Ahmetoğlu, F., Yalçın, M., Şimşek, N., Bulut, T. E., Karagöz, Ş. (2012). Amalgam, Kompozit ve Cam İyonomer Simanların Isı İletkenlik Özelliklerinin İncelenmesi. *İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi.* 2. 25-28.
152. Jones, C. S., Billington, R. W., Pearson, G. J. (2006). The effects of lubrication on the temperature rise and surface finish of glass-ionomer cements.*J Dent.* 34 (8). 602-607.
153. Barclay, C. W., Spence, D., Laird, W. R. (2005). Intra-oral temperatures during function.*J Oral Rehabil.* 32 (12). 886-894.
154. Toparli, M., Gokay, N., Aksoy, T. (2000). An investigation of temperature and stress distribution on a restored maxillary second premolar tooth using a three-dimensional finite element method.*J Oral Rehabil.* 27 (12). 1077-1081.
155. Zmuda, S., Ignatowicz, E., Stankiewicz, J., Marczyniska-Stolarek, M., Dabrowski, M. (2006). Thermographic assessment of thermal effects of Er:YAG laser in periodontal surgery.*Pol Merkur Lekarski.* 20 (116). 192-194.

156. Ural, Ç., Yenişey, M., Külünk, T., Külünk, Ş., Şanal, A. . (2011). Geçici kron materyallerinin ısısal iletkenliği.*Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 17 (2). 156-161.
157. Eğilmez, F., Çekiç-nagaş, I., Ergün, G. (2010). Ağız İçerisindeki Sıcaklık Değişimlerinin Dental Restorasyonların Başarısızlıklarındaki Rolü. *GÜ. Diş. Hek. Fak. Derg.* 27 (3). 219-226.
158. Sakaguchi, R. L., Douglas, W. H., Peters, M. C. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials.*J Dent.* 20 (3). 183-188.
159. Davidson, C. L., Feilzer, A. J. (1997). Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives.*J Dent.* 25 (6). 435-440.
160. van Dijken, J. W., Pallesen, U. (2014). A randomized controlled three year evaluation of "bulk-filled" posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology.*Dent Mater.*
161. Roggendorf, M. J., Kramer, N., Appelt, A., Naumann, M., Frankenberger, R. (2011). Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite.*J Dent.* 39 (10). 643-647.
162. Moorthy, A., Hogg, C. H., Dowling, A. H., Grufferty, B. F., Benetti, A. R., Fleming, G. J. (2012). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials.*J Dent.* 40 (6). 500-505.
163. Rueggeberg, F. A., Ergle, J. W., Mettenburg, D. J. (2000). Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness.*J Esthet Dent.* 12 (6). 340-349.
164. Lee, I. B., Cho, B. H., Son, H. H., Um, C. M. (2005). A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites.*J Oral Rehabil.* 32 (4). 304-314.
165. Cook, W. D., Forrest, M., Goodwin, A. A. (1999). A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites.*Dent Mater.* 15 (6). 447-449.

166. Rosin, M., Urban, A. D., Gartner, C., Bernhardt, O., Splieth, C. Meyer, G. (2002). Polymerization shrinkage-strain and microleakage in dentin-bordered cavities of chemically and light-cured restorative materials. *Dent Mater.* 18 (7). 521-528.
167. Sun, J., Lin-Gibson, S. (2008). X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. *Dent Mater.* 24 (2). 228-234.
168. Oberholzer, T. G., Grobler, S. R., Rossouw, R. J. (2001). [Polymerization shrinkage by 4 different types of dental materials]. *SADJ.* 56 (11). 513-516.
169. Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., Neiva, G. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent.* 39 (4). 441-448.
170. Zeiger, D. N., Sun, J. R., Schumacher, G. E., Lin-Gibson, S. (2009). Evaluation of dental composite shrinkage and leakage in extracted teeth using X-ray microcomputed tomography. *Dental Materials.* 25 (10). 1213-1220.
171. Doerner, M. F., Nix, W. D. (1986). A method for interpreting the data from depth-sensing indentation instruments. *Journal of Materials Research.* 1:601–8.
172. Van Meerbeek, B., Willems, G., Celis, J. P., Roos, J. R., Braem, M., Lambrechts, P. ve diğerleri. (1993). Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res.* 72 (10). 1434-1442.
173. El-Safty, S., Akhtar, R., Silikas, N., Watts, D. C. (2012). Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dent Mater.* 28 (12). 1292-1300.
174. Ilie, N., Stark, K. (2014). Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *J Dent.*
175. Park, S. H., Krejci, I., Lutz, F. (2000). Hardness of celluloid strip-finished or polished composite surfaces with time. *J Prosthet Dent.* 83 (6). 660-663.
176. Kusgoz, A., Ulker, M., Yesilyurt, C., Yoldas, O. H., Ozil, M., 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.

177. Scougall-Vilchis, R. J., Hotta, Y., Hotta, M., Idono, T., 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.
178. Cekic-Nagas, I., Egilmez, F., Ergun, G. (2010). The effect of irradiation distance on microhardness of resin composites cured with different light curing units. *Eur J Dent.* 4 (4). 440-446.
179. Demirel, F., Saygılı, G., Şahmalı, S. (2003). Comparative mechanical property characterization of three indirect composite resin materials compared with two direct composites. *Polym Adv Technol.* 14. 380-386. .
180. Santos, M. J., Passos, S. P., da Encarnacao, M. O., Santos, G. C., Jr., Bottino, M. A. (2010). Hardening of a dual-cure resin cement using QTH and LED curing units. *J Appl Oral Sci.* 18 (2). 110-115.
181. de Jong, L. C., Opdam, N. J., Bronkhorst, E. M., Roeters, J. J., Wolke, J. G., Geitenbeek, B. (2007). The effectiveness of different polymerization protocols for class II composite resin restorations. *J Dent.* 35 (6). 513-520.
182. Aguiar, F. H., Georgetto, M. H., Soares, G. P., Catelan, A., Dos Santos, P. H., Ambrosano, G. M. ve diğerleri. (2011). Effect of different light-curing modes on degree of conversion, staining susceptibility and stain's retention using different beverages in a nanofilled composite resin. *J Esthet Restor Dent.* 23 (2). 106-114.
183. Campodonico, C. E., Tantbirojn, D., Olin, P. S., Versluis, A. (2011). Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *J Am Dent Assoc.* 142 (10). 1176-1182.
184. Czasch, P., Ilie, N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig.* 17 (1). 227-235.
185. Finan, L., Palin, W. M., Moskwa, N., McGinley, E. L., Fleming, G. J. (2013). The influence of irradiation potential on the degree of conversion and mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials. *Dent Mater.* 29 (8). 906-912.

186. Bollen, C. M., Lambrechts, P., Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater.* 13 (4). 258-269.
187. Bhushan B. (2004). *Springer Handbook of NanoTechnology*. Germany: Spring Verlag
188. Sanches, R. P., Otani, C., Damiao, A. J., Miyakawa, W. (2009). AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron.* 40 (4). 502-506.
189. Buzalaf, M. A., Barbosa, C. S., Leite Ade, L., Chang, S. R., Liu, J., Czajka-Jakubowska, A. ve diğerleri. (2014). Enamel crystals of mice susceptible or resistant to dental fluorosis: an AFM study. *J Appl Oral Sci.* 22 (3). 159-164.
190. Bağış, H. B., Kasar, B., Ulusoy, N. (1996). Işıkla polimerize olan iki hibrid reçinenin yüzey sertliklerinin in-vitro olarak incelenmesi. *.AÜ Diş Hek Fak Der.* (23). 153-160. .
191. Rode, K. M., Kawano, Y., Turbino, M. L. (2007). Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper Dent.* 32 (6). 571-578.
192. ADEPT Report. (1991). *Direct composites restoratives*. Vol. 2. 53-64.
193. Bagheri, R., Burrow, M. F., Tyas, M. J. (2007). Surface characteristics of aesthetic restorative materials - an SEM study. *J Oral Rehabil.* 34 (1). 68-76.
194. Janus, J., Fauxpoint, G., Arntz, Y., Pelletier, H.Etienne, O. (2010). Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dent Mater.* 26 (5). 416-425.
195. Turkun, L. S., Turkun, M. (2004). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent.* 29 (2). 203-211.
196. Ergucu, Z., Turkun, L. S. (2007). Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Oper Dent.* 32 (2). 185-192.



197. Uctasli, M. B., Bala, O., Gullu, A. (2004). Surface roughness of flowable and packable composite resin materials after finishing with abrasive discs. *J Oral Rehabil.* 31 (12). 1197-1202.
198. Koh, R., Neiva, G., Dennison, J., Yaman, P. (2008). Finishing systems on the final surface roughness of composites. *J Contemp Dent Pract.* 9 (2). 138-145.
199. Gonulol, N., Yilmaz, F. (2012). The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *J Dent.* 40 Suppl 2. e64-70.
200. Schedle, A., Franz, A., Rausch-Fan, X., Spittler, A., Lucas, T., Samorapoompichit, P. ve diğeri. (1998). Cytotoxic effects of dental composites, adhesive substances, compomers and cements. *Dent Mater.* 14 (6). 429-440.
201. Selimovic-Dragas, M., Huseinbegovic, A., Kobaslija, S., Hatibovic-Kofman, S. (2012). A comparison of the in vitro cytotoxicity of conventional and resin modified glass ionomer cements. *Bosn J Basic Med Sci.* 12 (4). 273-278.
202. Wataha, J. C., Rueggeberg, F. A., Lapp, C. A., Lewis, J. B., Lockwood, P. E., Ergle, J. W. ve diğeri. (1999). In vitro cytotoxicity of resin-containing restorative materials after aging in artificial saliva. *Clin Oral Investig.* 3 (3). 144-149.
203. Cao, T., Saw, T. Y., Heng, B. C., Liu, H., Yap, A. U., Ng, M. L. (2005). Comparison of different test models for the assessment of cytotoxicity of composite resins. *J Appl Toxicol.* 25 (2). 101-108.
204. Persson-Sjogren, S., Sjogren, G. (2003). Effects of glass ionomers and dental resin composites on viability of beta-cells and insulin release in isolated islets of Langerhans. *Biomaterials.* 24 (21). 3741-3746.
205. Geurtsen, W., Lehmann, F., Spahl, W., Leyhausen, G. (1998). Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *J Biomed Mater Res.* 41 (3). 474-480.
206. Ausiello, P., Cassese, A., Miele, C., Beguinot, F., Garcia-Godoy, F., Di Jeso, B. ve diğeri. (2013). Cytotoxicity of dental resin composites: an in vitro evaluation. *J Appl Toxicol.* 33 (6). 451-457.

207. Rodriguez-Lozano, F. J., Serrano-Belmonte, I., Perez Calvo, J. C., Coronado-Parra, M. T., Bernabeu-Esclapez, A., Moraleda, J. M. (2013). Effects of two low-shrinkage composites on dental stem cells (viability, cell damaged or apoptosis and mesenchymal markers expression).*J Mater Sci Mater Med.* 24 (4). 979-988.
208. Boland, E. J., Carnes, D. L., MacDougall, M., Satsangi, N., Rawls, R., Norling, B. (2006). In vitro cytotoxicity of a low-shrinkage polymerizable liquid crystal resin monomer.*J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 79 (1). 1-6.
209. Darmani, H., Al-Hiyasat, A. S., Milhem, M. M. (2007). Cytotoxicity of dental composites and their leached components.*Quintessence Int.* 38 (9). 789-795.
210. Issa, Y., Watts, D. C., Brunton, P. A., Waters, C. M., Duxbury, A. J. (2004). Resin composite monomers alter MTT and LDH activity of human gingival fibroblasts in vitro.*Dent Mater.* 20 (1). 12-20.
211. Ferracane, J. L., Condon, J. R. (1990). Rate of elution of leachable components from composite.*Dent Mater.* 6 (4). 282-287.
212. Caughman, W. F., Caughman, G. B., Shiflett, R. A., Rueggeberg, F., Schuster, G. S. (1991). Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites.*Biomaterials.* 12 (8). 737-740.
213. Inoue, K., Arikawa, H., Fujii, K., Niihara, A., Fujita, R., Tsukada, G. ve diğ erleri. (1988). Composite restorative resins. Part 3. Cytotoxicity test to mouse fibroblasts in culture of UV and visible light-activated composite resins.*Dent Mater J.* 7 (1). 55-61.
214. Alshali, R. Z., Silikas, N., Satterthwaite, J. D. (2013). Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals.*Dent Mater.* 29 (9). e213-217.
215. Fleming, G. J., Awan, M., Cooper, P. R., Sloan, A. J. (2008). The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth.*Dent Mater.* 24 (4). 522-529.
216. Uhl, A., Volpel, A., Sigusch, B. W. (2006). Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro.*J Dent.* 34 (4). 298-306.

217. Vanderlei, A. D., Borges, A. L., Cavalcanti, B. N., Rode, S. M. (2008). Ultrasonic versus high-speed cavity preparation: analysis of increases in pulpal temperature and time to complete preparation. *J Prosthet Dent.* 100 (2). 107-109.
218. Spitz, S. D. (2008). Lasers in prosthodontics: clinical realities of a dental laser in a prosthodontic practice. *Alpha Omegan.* 101 (4). 188-194.
219. Wigdor, H. A., Walsh, J. T. Jr., Featherstone, J. D., Visuri, S. R., Fried, D., Waldvogel, J. L. (1995). Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med.* 16 (2). 103-133.
220. Sulieman, M., Rees, J. S., Addy, M. (2006). Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro. *Br Dent J.* 200 (11). 631-634; discussion 619.
221. Zach, L., Cohen, G. (1965). Pulp Response to Externally Applied Heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 19. 515-530.
222. Bodzenta, J., Burak, B., Nowak, M., Pyka, M., Szalajko, M., Tanasiewicz, M. (2006). Measurement of the thermal diffusivity of dental filling materials using modified Angstrom's method. *Dent Mater.* 22 (7). 617-621.
223. Brown, W. S., Dewey, W. A., Jacobs, H. R. (1970). Thermal properties of teeth. *J Dent Res.* 49 (4). 752-755.
224. Watts, D. C., McAndrew, R., Lloyd, C. H. (1987). Thermal diffusivity of composite restorative materials. *J Dent Res.* 66 (10). 1576-1578.
225. Stewardson, D. A., Shortall, A. C., Harrington, E., Lumley, P. J. (2004). Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. *J Dent.* 32 (8). 643-651.
226. Hansen, E. K., Asmussen, E. (1993). Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. *Scand J Dent Res.* 101 (3). 176-179.

## **EKLER**

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

13 Nisan 2013 tarih ve 28617 sayı ile T.C. Resmi Gazetede yayınlanan ‘Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik’ in Birinci Bölümünün 2. Maddesinin 1.Fıkrası (Bu Yönetmelik, biyoyararlanım ve biyoeşdeğerlik çalışmaları dâhil, ruhsat veya izin alınmış olsa dahi insanlar üzerinde yapılacak olan ilaç, tıbbi ve biyolojik ürünler ile bitkisel ürünlerin klinik araştırmaları, klinik araştırma yerlerini ve bu araştırmaları gerçekleştirecek gerçek veya tüzel kişileri kapsar.) gereğince sunulan tezin bir klinik araştırma değil sadece laboratuvar çalışması olması sebebiyle Etik Kurul kararı alınmamıştır.

## ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Gümüşhane’ de doğdum. Orta okulu Gümüşhane Anadolu Lisesi’ nde, liseyi Gümüşhane Anadolu Öğretmen Lisesi’ nde tamamladım. 2003 yılında kazandığım Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ nden 2008 yılında mezun oldum. 2008-2010 yılları arasında Viranşehir Devlet Hastanesi’ nde diş hekimi olarak çalıştım. 2011 yılında İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalında doktora eğitimine başladım. Halen aynı anabilim dalında görevime devam etmekteyim. Evli ve bir çocuk annesiyim.

## YAYINLAR

### Yurt dışı SCI, SCI-Expanded Kapsamındaki Dergilerde Yayınlanan Makaleler

1). M. Yalçın, F. Ahmetoğlu, R. Şişman, B.S. Bozkurt, S.S. Hakkı. Cytotoxicity of low-shrink composites with new monomer technology on bovine dental pulp-derived cells. Human and Experimental Toxicology (ISI). DOI: 10.1177/0960327113497773

### Yurt dışı SCI, SCI-Expanded Kapsamı Dışındaki Dergilerde Yayınlanan Makaleler

1) M. Yalçın, Ç. Barutçigil, R. Sisman, T. Yavuz, H. Oruçoğlu. Evaluation of the sealing ability of pulp capping agents against leakage on direct pulp capping with a computerized fluid filtration meter. Journal of Restorative Dentistry 2 (1), 46

### Yurt İçi Dergilerde Yayınlanan Makaleler

1) M. Yalçın, A.R. Tunçdemir, R. Gözlek, B. Kara. Farklı Solusyonlar İçerisinde Beklenen Estetik Restoratif Materyallerin Işık Geçirgenliklerinin Değerlendirilmesi. Ankara Üniv Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi , 2012.

2) R. Şişman, B. Dayı, M. O. Uslu. M. Yalçın. Cam Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Ve Doğal Diş Kullanılarak Estetik Köprü Uygulamaları: İki Olgu Sunumu. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi (Basımda)

### **Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler**

- 1) M. Yalçın, H. Kenar, B. Dayı, R. Gözlek, E. Karaöz. The Effect Of Different Dental Light Curing Units on Human Dental Pulp Stem Cells. 5th ConsEuro Meeting, Clinical Oral Investigations, 779pp, Ekim 2011, İstanbul, Türkiye.
- 2) M. Yalçın, A. Keleş, R. Gözlek, Ş. Karagöz. An Experiment on Heat Conduction of Different Flowable Composites. 5th ConsEuro Meeting, Clinical Oral Investigations, 779pp, Ekim 2011, İstanbul, Türkiye.
- 3) M. Yalçın, B. Dayı, İ. Umar, R. Gözlek, N. Ünlü. The Investigation of Surface Roughness and Ion Exchange of Teeth After Bleaching Agents Were Applied. 5th ConsEuro Meeting, Clinical Oral Investigations, 836pp, Ekim 2011, İstanbul, Türkiye.
- 4) M. Yalçın, A.R. Tunçdemir, R. Gözlek, B. Kara. Estetik Restoratif Materyallerin Farklı Solusyonlarda Bekletilerek Işık Geçirgenliklerinin Değerlendirilmesi. 15. Ege Bölgesi Diş Hekimleri Odaları Uluslar Arası Bilimsel Kongre ve Sergisi, Nisan 2011, 43-44 pp. Fethiye, Türkiye.
- 5) M. Yalçın, F. Ahmetoğlu, R. Şişman, B.S. Bozkurt, S.S. Hakkı. Polimerizasyon Büzülmesi Azaltılmış Farklı Monomer Yapılı Kompozitlerin Sığır Dental Papilla Hücreleri Üzerine Sitotoksitelerinin Real Time xcellinge Cihazı ile Değerlendirilmesi. İnönü Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Diş Hekimliğinde Güncel Yaklaşımlar, 143 pp, Nisan 2012, Malatya, Türkiye.
- 6) R.Sisman, B. Dayı, M. Yalçın. Fiber Reinforced Composite Bridge With Extracted And Bleached Tooth. 18th World Congress on Dental Traumatology 19-21 June, 2014 Istanbul, Turkey.
- 7) R.Sisman, M. Yalçın. Füzyon Görülen Dişlerin Vital Tedavisi. Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Uluslararası Sempozyumu. Eylül 2014.Van, Türkiye.
- 8) M. Yalçın, R.Şişman, E. Kızılcı. Esthetic Treatment Of Maxillary Lateral Agenesis And Dental Traumatic Injuri Of Maxillary Central Tooth: 1 Year Follow-Up. 8th International Congress of Mediterranean Societies of Pediatric Dentistry and 21st

Congress of Turkish Society of Paediatric Dentistry. November 13-15, 2014.İstanbul, Turkey.

9) R.Şişman, B. Dayı, H.Turgut, M. Yalçın. Bulk Fill Kompozitlerin Mikrosertliklerinin Karşılaştırılması.Restoratif Dişhekimliği Derneği19. Uluslararası Bilimsel Kongresi.27-28 Ekim, 2014. İstanbul, Türkiye.

10) M. Yalçın, Ç. Barutçugil, R. Şişman, T. Yavuz, H. Oruçoğlu. Evaluation of Pulpal Mikroleakage of Four Pulp Capping Materials. Dental Materials. Proceedings from the 5th International Congress on Adhesive Dentistry. June 14-15, Haziran, Philadelphia, Pennsylvania.