

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**RENKLİ KOMPOMER MATERYALLERİNİN NANOSERTLİK VE
SİTOTOKSİSİTELERİNİN İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Ayçin SAĞIROĞLU

Danışman

Prof. Dr. Behiye BOLGÜL

HATAY – 2019

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**RENKLİ KOMPOMER MATERYALLERİNİN NANOSERTLİK VE
SİTOTOKSİSİTELERİNİN İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Ayçin SAĞIROĞLU

Danışman

Prof. Dr. Behiye BOLGÜL

Bu tez, Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
18.U.012 nolu proje olarak desteklenmiştir.

HATAY – 2019

Kabul-Onay

T.C.
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

RENKLİ KOMPOMER MATERYALLERİNİN NANOSERTLİK VE
SİTOTOKSİSİTELERİNİN İNCELENMESİ

Uzmanlık Tezi

Ayçin SAĞIROĞLU

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından 02/05/2019 günü sözlü olarak yapılan tez savunma sınavında oybirliği ile kabul edilmiştir.

TEZ JÜRİSİ:

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Behçet DOĞAN
Üye : Prof. Dr. Tarkan GÜRBÜZ
Üye : Doç. Dr. Ceyhan ALTUN

Bu tez, dekanlığımız Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalında hazırlanmıştır.

02/05/2019

Prof. Dr. Nizami DURAN
Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmam sırasında bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren değerli hocam Prof. Dr. Behiye BOLGÜL'e,

Tezimin laboratuvar aşamasında emeği geçen Sayın Prof. Dr. Nizami DURAN, Öğr. Gör. Selvin TURGUT ve Arş. Gör. Emrah AY'a,

Tez çalışmamın istatistiksel sonuçlarını değerlendiren ve elde edilen sonuçların yorumlanmasında bana yardımcı olan Arş. Gör. Emre DİRİCAN'a,

Tez çalışmama olan katkısından dolayı Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine,

Tez çalışmam sırasında desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen tüm asistan arkadaşlarıma ve Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı çalışanlarına,

Uzmanlık eğitimim boyunca ve hayatımın her alanında her zaman yanımda olan ve beni destekleyen sevgili eşime ve bütün aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
TEŞEKKÜR	III
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XI
ÖZET	XII
ABSTRACT	XIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanılan Restoratif Materyaller	4
2.2. Kompozit Resinler	5
2.3. Cam İyonomer Simanlar	8
2.3.1. Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması	9
2.3.1.1 Geleneksel Cam İyonomer Simanlar	9
2.3.1.2. Hibrit Cam İyonomer Simanlar	10
2.3.1.2.1. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar	10
2.3.1.2.2. Poliasitle Modifiye Resin Bazlı Kompozitler (Kompomerler)	11
2.3.1.3. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar	12
2.3.1.4. Giomerler	12
2.3.1.5. Nano Özellikli Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar	13
2.3.1.6. Cam Karbomerler	14
2.4. Kompomer Restoratif Materyalleri	15
2.4.1. İçerikleri ve Sertleşme Reaksiyonları	15
2.4.2. Bağlanma Mekanizması	16
2.4.3. Mikrosızıntı	16
2.4.4. Flor ve Diğer İyonların Salımı	17
2.4.5. Endikasyon ve Kontrendikasyonları	18
2.4.6. Avantaj ve Dezavantajları	19
2.4.7. Mekanik Özellikleri	20
2.4.8. Su Emilimi	20
2.5. Renkli Kompomer Materyalleri	21
2.5.1. İçerik	22

2.5.2.	Avantajları	22
2.5.3.	Endikasyon ve Sınırlamaları	22
2.5.4.	Konversiyon (Dönüşüm) Derecesi ve Polimerizasyon Özellikleri	23
2.5.5.	Renkli Restorasyonların Psikolojik Etkileri	25
2.6.	Rezin Esaslı Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları	25
2.6.1.	Kuartz Tungsten Halojen (QTH)	26
2.6.2.	Plazma Ark (PAC)	26
2.6.3.	Argon Lazer	27
2.6.4.	Işık Yayan Diyotlar (LED)	27
2.7.	Kompomer Materyallerinde Biyouyumluluk	28
2.7.1.	Kompomer Materyallerinde Rezidüel Monomer Salımı	30
2.7.2.	Monomerlerin Neden Olduğu Oksidatif Strese Karşı Hücresel Yanıt	32
2.7.3.	İn-Vitro Sitotoksosite Test Yöntemleri	33
2.7.4.	Hücre Kültürleri	33
2.7.5.	Sitotoksosite Değerlendirme Yöntemleri	34
2.7.5.1.	MTT Testi	34
2.8.	Kompomer Materyallerinde Sertlik	35
2.8.1.	Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri	36
2.8.1.1.	Vickers Testi	36
2.8.1.2.	Knoop Testi	36
2.8.1.3.	Nanoindentasyon Testi	37
2.8.1.3.1.	Nanosertlik Ölçümü	37
2.8.1.3.2.	Elastik Modül (Esneklik Katsayısı)	38
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1.	Çalışmada Kullanılan Materyaller	39
3.2.	Çalışmada Kullanılan Cihazlar ve Aletler	43
3.3.	Sitotoksosite Çalışması	46
3.3.1.	Sitotoksosite Testi İçin Örneklerin Hazırlanması	46
3.3.2.	Sitotoksitenin Değerlendirilmesi	48
3.3.2.1.	Hücre Kültürü Çalışmaları	50
3.3.2.2.	Salınım Sıvılarının Toksikitelelerinin Değerlendirilmesi	50
3.3.2.3.	Tripan Mavis Boyama Yöntemi	51
3.3.2.4.	MTT Yöntemi	51

3.4.	Nanoindentasyon Çalışması	53
3.4.1.	Nanoindentasyon Çalışması İçin Örneklerin Hazırlanması	53
3.4.2.	Nanoindentasyon Testi	56
3.5.	İstatistiksel Analiz	58
4.	BULGULAR	59
4.1.	Materyallerin Sitotoksisite Ölçümlerine İlişkin Bulgular	59
4.1.1.	Tripan Mavisi Boyama Yöntemi Sonuçları	59
4.1.2.	Morfolojik Değerlendirme Sonuçları	59
4.2.	Materyallerin Nanoindentasyon Ölçümlerine İlişkin Bulgular	66
4.2.1.	Nanosertlik Ölçümlerine İlişkin Bulgular	67
4.2.2.	Elastik Modül Ölçümlerine İlişkin Bulgular	73
5.	TARTIŞMA	79
5.1.	Sitotoksisite Çalışmasının Tartışılması	79
5.2.	Nanoindentasyon Çalışmasının Tartışılması	88
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	94
7.	KAYNAKLAR	95
	EKLER	109
	EK 1	109
	EK 2	110
	EK 3	111
	ÖZGEÇMİŞ	112

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Nanoindentasyon ölçümlerinde kullanılan uç ve elde edilen yük – penetrasyon derinliği eğrisi	38
Şekil 3.1. Twinky Star (Voco Cuxhaven, Almanya)	40
Şekil 3.2. Nova Compomer Rainbow (Imicryl, Konya, Türkiye)	40
Şekil 3.3. Composan Glitter (Promedica, Neumuenster Almanya)	40
Şekil 3.4. Zenit Color (President Dental, Almanya)	41
Şekil 3.5. Dyract XP (Dentsply, Konstanz, Almanya)	41
Şekil 3.6. Laminar Flow Kabini (Heal Force, Çin)	44
Şekil 3.7. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan steril malzemeler	44
Şekil 3.8. VALO Cordless LED ışık cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, Amerika).....	45
Şekil 3.9. Materyal örneklerinin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıplar	47
Şekil 3. 10. Materyalin teflon kalıba yerleştirilmesi.....	47
Şekil 3.11. Teflon kalıba yerleştirilen materyalin cam lameller arasında sıkıştırılması	48
Şekil 3.12. Sitotoksisite testi için hazırlanan örneklerden bir görüntü... ..	48
Şekil 3.13. Vero (Afrika yeşil maymun sağlıklı böbrek hücresi) hücre kültürü.....	50
Şekil 3.14. MTT yönteminde kullanılan pleyt örneklerinden bir görüntü.....	52
Şekil 3.15. MTT yönteminde pleytlerin spektrofotometrede değerlendirilmesi.....	52
Şekil 3.16. Bakalit blokların yapımında kullanılan fenolik toz (Metkon, Türkiye)... ..	53
Şekil 3.17. Bakalit blok yapımında kullanılan ECOPRESS 100 cihazı(Metkon, Türkiye).53	
Şekil 3.18. Hazırlanan bakalit blok örneklerinden bir görüntü	54
Şekil 3.19. Bakalit blok örneği üzerinde açılmış oyuklar.....	54
Şekil 3.20. Yerleştirilen materyalin şeffaf bant ve cam lamel ile sıkıştırılması... ..	55
Şekil 3.21. Materyalin üretici firma önerileri doğrultusunda sertleştirilmesi.....	55
Şekil 3.22. Polisajı tamamlanan örneklerden bir görüntü.....	56
Şekil 3.23. Hysitron TI 950 TriboIndenter nanoindentasyon cihazı (Hysitron, ABD).....	57
Şekil 3.24. Örneklerin bulunduğu bakalit kalıpların cihazın tablasına yerleştirilmesi.....	57
Şekil 4.1. Tripan mavisi ile boyandıktan sonra canlı ve ölü hücre görünümü	59
Şekil 4.2. Nova Compomer Rainbow (Turuncu) 24 saatlik (A), 48 saatlik (B), 72 saatlik (C) salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki etkisi.....	60

Şekil 4.3. Kullanılan her bir kompomer materyalinin 24 saatlik salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki etkisi.....	61
Şekil 4.4. İnkübasyonun 24. Saatinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki hücre canlılığına etkisi.....	62
Şekil 4.5. İnkübasyonun 48. Saatinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki hücre canlılığına etkisi.....	64
Şekil 4.6. İnkübasyonun 72. Saatinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki hücre canlılığına etkisi.....	65
Şekil 4.7. Materyallerin renklere göre ortalama nanosertlik değerleri.....	67
Şekil 4.8. Kompomer materyallerinin marka ve renklere göre yapılan nanosertlik değerlendirmesi.....	68
Şekil 4.9. Materyallerin renklere göre ortalama elastik modül değerleri.....	73
Şekil 4.10. Kompomer materyallerinin marka ve renklere göre yapılan elastik modül değerlendirmesi.....	74
Şekil 4.11. Composan Glitter – Mavi renkli numuneden alınan SPM görüntüsü.....	

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri	42
Çizelge 3.2. Materyal gruplarına ve kategorilerine ilişkin kodlama.....	43
Çizelge 3.3. Örneklerin hazırlanmasında materyallerin uygulanma şekilleri ve sertleşme süreleri	46
Çizelge 3.4. Toksikite çalışılan örneklerin gruplara ayrılması ve deney düzeneği.....	49
Çizelge 4.1. Grupların 24. saatte kontrol grubu ile karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri	63
Çizelge 4.2. Grupların 48. saatte kontrol grubu ile karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri	64
Çizelge 4.3. Grupların 72. saatte kontrol grubu ile karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri	65
Çizelge 4.4 Kompomer materyallerinin renklere göre nanosertlik ve elastik modül ortalama, minimum ve maksimum değerleri (GPa).....	66
Çizelge 4.5 Nanosertlik için Tamhane's T2 testi kullanılarak renkler arasında yapılan ikili kıyas	67
Çizelge 4.6 Twinky Star materyaline ait renk gruplarının nanosertliklerinin değerlendirilmesi	68
Çizelge 4.7 Twinky Star materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması.....	69
Çizelge 4.8 Composan Glitter materyaline ait renk gruplarının nanosertliklerinin değerlendirilmesi	69
Çizelge 4.9 Composan Glitter materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması.....	70
Çizelge 4.10 Nova Compomer Rainbow materyaline ait renk gruplarının nanosertliklerinin değerlendirilmesi	70
Çizelge 4.11 Nova Compomer Rainbow materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması.....	71
Çizelge 4.12 Zenit Color materyaline ait renk gruplarının nanosertliklerinin değerlendirilmesi	71

Çizelge 4.13 Zenit Color materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması.....	72
Çizelge 4.14 Renkler arasında elastik modül için Tamhane's T2 testi kullanılarak yapılan ikili kıyas.....	73
Çizelge 4.15 Twinky Star materyaline ait renk gruplarının elastik modül değerlendirmesi.....	74
Çizelge 4.16 Twinky Star materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması.....	75
Çizelge 4.17 Composan Glitter materyaline ait renk gruplarının elastik modül değerlendirmesi.....	75
Çizelge 4.18 Nova Compomer Rainbow materyaline ait renk gruplarının elastik modül değerlendirmesi.....	76
Çizelge 4.19 Nova Compomer Rainbow materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması.....	76
Çizelge 4.20 Zenit Color materyaline ait renk gruplarının elastik modül değerlendirmesi	77
Çizelge 4.21 Zenit Color materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması.....	77

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ART	: Atravmatik restoratif tedavi
Bis-GMA	: Bisfenol A glisidil metakrilat
BPA	: Bisfenol A
CİS	: Cam İyonomer Siman
DEGDMA	: Dietilen glikol dimetakrilat
dk	: Dakika
EGDMA	: Etilen glikol dimetakrilat
FBS	: Fetal dana serumu
GCİS	: Geleneksel Cam İyonomer Siman
GPa	: Gigapascal
GSH	: Glutasyon
HEMA	: 2-hidroksietil metakrilat
IC ₅₀	: Hücre üremesinin en azından %50'sini inhibe eden konsantrasyon
LED	: Işık yayan diyot
ml	: Mililitre
µl	: Mikrolitre
Max	: Maksimum
Min	: Minimum
mm	: Milimetre
µm	: Mikrometre
mN	: Mikro Newton
MTS	: 3-(4,5- dimetiltiyazol-2-yl)-5-(3-karboksümetoksifenil)-2-(4- sülfofenil)-2H-tetrazolyum
MTT	: 3-(4,5 dimetiltiyazol- 2-yl)-2,5-difeniltetrazolyum-bromür
nm	: Nanometre
PAC	: Plazma Ark ışık kaynağı
PBS	: Fosfat tamponlu salin
PÇK	: Paslanmaz çelik kuron
PRG	: Pre-Reacted Glass İonomer
QTH	: Quartz-tungsten-halojen
RMCİS	: Rezin modifiye cam iyonomer siman
ROT	: Reaktif oksijen türleri
s	: Saniye
SPM	: Taramalı uç mikroskopu
SS	: Standart sapma
TCB	: Tetrakarboksilik bütan
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Uretan dimetakrilat
WST	: 2-(4-iodofenil)-3-(4-nitrofenil)- 5-(2,4-disülfofenil)-2H-tetrazolyum
XTT	: 2,3-bis-(2- metoksi-4-nitro-5-sülfofenil)-2H-tetrazolyum-5- karboksianilid

ÖZET

Renkli Kompomer Materyallerinin Nanosertlik ve Sitotoksitelerinin İncelenmesi

Giriş ve Amaç: Bu çalışmada çocuk diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan renkli kompomer materyallerinin nanosertlikleri ile sitotoksitelerinin in vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada çocuk diş hekimliğinde kullanılan Twinky Star, Nova Compomer Rainbow, Composan Glitter renkli kompomer materyalleri ve Dyract XP geleneksel kompomer materyaline Zenit Color kompozit bazlı boya maddesi eklenerek elde edilmiş renkli kompomer materyallerinin mavi, sarı, turuncu renkleri ile Dyract XP geleneksel kompomer materyalinin A2 renginin sitotoksitite ve nanosertlik özelliklerinin incelenmesi yapılmıştır. MTT testi ile sitotoksik etkilerinin incelenmesi için materyaller steril ortamda üretici firmanın önerileri dikkate alınarak her materyal silindirik standart teflon halkalar içerisine yerleştirilerek örnekler hazırlanmıştır. Hazırlanan örneklerin Kolorimetrik MTT (tetrazolium salt 3-[4, 5dimethylthiazol-2-yl]-2, 5- diphenyltetrazolium bromide) testi ile sitotoksitelerinin incelenmesi Mustafa Kemal Üniversitesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan laboratuvarlarda yapılmıştır. Bakalit kalıplar üzerine açılan standart oyuklar üzerine materyal örneklerinin yerleştirilip polimerizasyon sonrası düz yüzeyler oluşturularak Mustafa Kemal Üniversitesi Teknoloji ve Ar-Ge Uygulama ve Araştırma Merkezinde bulunan Hysitron TI 950 TriboIndenter cihazı kullanılarak nanosertlik incelenmesi yapılmıştır.

Bulgular: Çalışmamızda veriler % 95 güvenle, SPSS 21 (Armonk, NY: IBM Corp.) paket programı kullanılarak analiz edilmiştir. İstatistiksel değerlendirmeler sonucunda sitotoksitite çalışmasının bulgularına göre kullanılan tüm materyallerin üç farklı zaman diliminde elde edilen salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerinde non-toksik olduğu, hücrelerin tipik morfolojide görüldüğü, kültür kabı yüzeyine yapışmış halde ve üremeye devam ettikleri izlenmiştir. Nanoindentasyon testlerinin bulgularına göre mavi renkli numune grupları en yüksek ve sarı renkli numune grupları ise en düşük nanosertlik değerleri göstermiştir. Gruplar marka ve renklere göre kıyaslandığında nanosertlik değeri en yüksek Nova Compomer Rainbow kompomer materyalinin mavi renginde bulunurken, en düşük nanosertlik değerini ise Zenit Color ile renklendirilmiş sarı renkli materyal göstermiştir. En yüksek elastik modül değeri mavi renkli, en düşük elastik modül değeri turuncu renkli numunelerde bulunmuştur. Gruplar marka ve renklere göre kıyaslandığında elastik modül değeri en yüksek Twinky Star kompomer materyalinin sarı renginde bulunurken, en düşük elastik modül değerini ise Twinky Star materyalinin turuncu rengi göstermiştir.

Sonuçlar: Sonuç olarak kompomerlerde nanosertlik değerlerinin farklı renk ve markalarda değişkenlik gösterdiği tespit edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan üç farklı renkte renkli kompomer ve diş rengindeki geleneksel kompomer materyallerinin hiçbiri anlamlı derecede sitotoksitite göstermemiştir.

Anahtar kelimeler: Renkli kompomerler, Nanosertlik, Sitotoksitite, Süt dişleri.

ABSTRACT

Investigation of Nanohardness and Cytotoxicity of Colored Compomer Materials

Introduction and Aim: The aim of this study was to investigate the in vitro nanohardness and cytotoxicity of colored compomer materials commonly used in pediatric dentistry.

Materials and Methods: In this study, we investigated the cytotoxicity and nanohardness properties of Dyract XP traditional compomer material with color shade A2 and colored compomer materials with color blue, yellow, orange of Twinky Star, Nova Compomer Rainbow, Composan Glitter and obtained by adding Zenit Color composite-based dyestuff to Dyract XP, used in pediatric dentistry. In order to investigate the cytotoxic effects of the materials by MTT test, samples were prepared by taking into consideration the manufacturer's recommendations in sterile environment and placing each material in cylindrical standard Teflon rings. Examination of cytotoxicity of the prepared samples with Colorimetric MTT (tetrazolium salt 3- [4, 5dimethylthiazol-2-yl] -2,5-diphenyltetrazolium bromide) test was performed in the laboratories of Mustafa Kemal University Microbiology Department. Material samples were placed into standard carvings on the bakelite molds and flat surfaces were formed after polymerization. Nanohardness was performed by using Hysitron TI 950 TriboIndenter device in the Technology and Research and Application Center of Mustafa Kemal University.

Results: In our study, the data were analyzed with 95% confidence using SPSS 21 (Armonk, NY: IBM Corp.) package program. As a result of statistical evaluations, it was observed that all the materials used according to the findings of the cytotoxicity study revealed that the release fluids obtained in three different time periods were non-toxic on Vero cells, the cells were observed in typical morphology, the cells were adhered to the culture vessel surface and continued to reproduce. According to the findings of the nanoindentation tests, the blue colored sample groups showed the highest and the yellow colored sample groups showed the lowest nanohardness values. When the groups were compared with the colors and brands, the highest nanohardness value is Nova Compomer Rainbow compomer material has the blue color and the lowest nanohardness value is colored with Zenit Color. The highest elastic modulus value was found in blue colored and the lowest elastic modulus value was found in orange colored samples. When the groups were compared to the brands and colors, the highest elastic modulus was found in the yellow color of Twinky Star compomer material. The lowest elastic modulus was found in the orange color of Twinky Star material.

Conclusion: As a result, it was determined that the nanohardness values of the compomers vary in different colors and brands. None of the colored compomer materials with three different colors used in our study and none of the tooth-colored traditional compomer materials significant cytotoxicity.

Key words: Colored compomers, Nanoindentation, Cytotoxicity, Deciduous teeth.

1. GİRİŞ

Süt dişleri için mevcut olan restoratif materyaller, geleneksel amalgamdan en güncel kompomerlere kadar çeşitlilik göstermektedir. Klinik durumlara bağlı olarak, tüm bu materyaller süt dişi restorasyonları için kullanılabilir.¹ Son yıllarda amalgamın klinik kullanımı, umut verici özelliklere sahip yeni materyaller nedeniyle terk edilmiştir. Günümüzde süt dişlerinin restorasyonları için en çok tercih edilen materyaller; cam iyonomer simanlar (CİS), rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS), rezin kompozitler ve kompomerlerdir.¹

İdeal estetik restoratif materyal için yapılan araştırmalarda, rezin bazlı kompozitler ve cam iyonomerler olmak üzere iki ana gelişim yolu izlenmiştir. Her iki materyalin kendi uygulama yöntemini ve kullanıldığı klinik durumları ayırt eden bireysel avantajları ve sınırlamaları bulunmaktadır.² Diş hekimliğinde estetik beklentilerin artması, klinik kullanıma yönelik çeşitli restoratif materyallerin geliştirilmesine yol açmıştır.³

Cam iyonomer simanlar 1970'lerin başlarında tanıtılmıştır. Bu materyallerin iyi biyouyumluluğu, mineralize dokuya kimyasal adezyonu, dentine benzer termal genleşme göstermesi, flor alımı ve salımı gibi özellikleri, süt dişi restorasyon materyalleri olarak diş hekimleri arasında yaygın kullanımını sağlamaktadır. Öte yandan, düşük kırılma dayanımı ve aşınma gibi zayıf mekanik özellikleri nedeniyle stres taşıyan alanlarda restoratif materyaller olarak kullanımı tercih edilmemektedir.⁴

Birçok üretici, materyallerin porözitesini azaltarak, metalik parçacıkları matrise dahil ederek ve materyal yüzeyini dehidrasyon veya kontaminasyondan korumak için bir rezin kaplaması üreterek CİS'lerin mekanik özelliklerini geliştirmeye çalışmaktadır. 1980'lerde rezin modifiye cam iyonomer siman olarak adlandırılan yeni bir materyal geliştirilmiştir. Bu materyalde, matrise ışıqla sertleşen rezin bileşenler eklenerek CİS'lerin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır.⁵ RMCİS'ler, hızlı tedavi ve yüksek flor salımı nedeniyle pediatrik dental hastalar için iyi bir restoratif materyal olarak kabul edilmektedir.⁵ Bu materyallerin ana dezavantajı, hidrofilik polimer matrisinden dolayı artan su emilimidir; bu da aşınma direnci gibi mekanik özellikleri etkileyebilir.⁶

Poliasitle modifiye kompozit rezinler (kompomerler), RMCİS'lerden on yıl sonra piyasaya sürülmüştür. Bu materyaller, kompozit rezinlerin estetik ve adeziv özelliklerini ve CİS'lerin flor salımını birleştirmektedir. Aşınma direncinin daha yüksek olması

nedeniyle kompomerler, RMCİS ve CİS'lere kıyasla daha geniş bir uygulama aralığında kullanılabilir ve kompozit rezinlerle benzer klinik endikasyonlara sahiptir. Özellikle flor salımı ve RMCİS ve CİS'lere kıyasla daha yüksek aşınma direnci nedeniyle süt dişleri için iyi restoratif materyaller olarak kabul edilirler. Özellikle çocuklar için üretilmiş olan, onları daha çekici hale getirecek şekilde parlıtlı partiküller içeren renkli kompomerler de bulunmaktadır.⁷

Süt dişlerinde çürük lezyonlarının erken tedavisi, ağız sağlığının korunması için önemlidir. Dünyada çürük görülme sıklığında genel bir azalma olmasına rağmen, 6 yaşındaki çocukların süt dentisyonunda görülen tüm çürük lezyonlarının yaklaşık % 30'unun restorasyonlarla tedavi edilmediği bildirilmektedir.⁸ Bunun bir nedeni, evde ağız bakımına uyum göstermeyen çocukların diş tedavisinden de korkan çocuklar olmasıdır. Bu çocukları etkin tedavi almaları için motive etmek zordur. Onları motive etmenin bir yolu da, renkli restorasyonları kullanmak olabilir. Bazı çocuklar diş renginde, fark edilmeyen restorasyonları tercih ederken, bazı çocuklar ise süt dişleri için renkli restoratif materyalleri tercih edebilirler.⁹ Kaygılı ve tedaviyi kolayca reddeden çocukları teşvik söz konusu olduğunda karar verici faktör renkli restorasyonlar olabilir.⁸

Işıkla aktive olan rezin bazlı dental restoratif materyallerin avantajları arasında, restorasyon sırasında konturun kontrol edilebilmesi, geliştirilmiş renk stabilitesi, artmış polimerizasyon ve kimyasal aktive edilen materyallere kıyasla hızlı sertleşmeleri sayılabilir.¹⁰ Ancak, bu avantajlara rağmen; hem kimyasal hem de ışıkla aktive edilen dental materyallerin biyolojik etkileri ve biyouyumlulukları ile ilgili araştırmalar devam etmektedir.^{11,12}

Dental materyallerin biyolojik özelliklerinin değerlendirilmesi, materyallerin klinik kullanımı açısından önemlidir.¹³ Dental materyallerin ön taraması için in vitro deneyler, insanlarda kullanılmak üzere tasarlanmıştır. İn vitro deneyler, in vivo deneyler gerçekleştirilirken sıklıkla problem olan deneysel faktörlerin kolay kontrol edilmesinin avantajına sahiptir. In vitro yöntemler basit, tekrarlanabilir, uygun maliyetli, uygulanabilir ve dental materyallerin temel biyolojik özelliklerinin değerlendirilmesi için elverişlidir.¹⁴

Dental kompozit rezinlerin organik matrisinin, ağız boşluğuna salındığında, mukozal irritasyon, epitelyal proliferasyon, oral likenoid reaksiyon, aşırı duyarlılık gibi geniş çaplı biyolojik reaksiyonlara ve bitişik yumuşak dokunun fibrozuna neden

olabileceği anlaşılmıştır.^{15,16} Dental materyallerin biyolojik ve toksik özellikleri oral dokularla ve hatta genel sağlıkla uyumlu olmalıdır. Bu nedenle, biyouyumlu dental materyal ihtiyacı toksisite testinin gerekliliğine işaret etmektedir.¹⁷

Konvansiyonel kompomerlerde olduğu gibi, renkli kompomerlerin de sertleşme reaksiyonları geleneksel kompozit rezinlere benzer şekilde ışık ile polimerizasyonu içerir.¹⁸ Renkli kompomerlerin markasına ve rengine bağlı olarak polimerizasyon derinliği ile monomer dönüşüm derecelerinin büyük ölçüde farklılıklar gösterdiği saptanmıştır.⁷ Farklı dönüşüm dereceleri, renkli kompomerlerin içeriğindeki reaksiyona girmemiş artık monomer oranları açısından önemlidir. Kompomerlerin yapısında mevcut olan artık monomerlerin yapılan çalışmalarda sitotoksik, mutajenik ve östrojenik etkilerinin olduğu bildirilmiştir.¹⁹⁻²¹

Renkli kompomerler, 2002 yılından bu yana süt azı dişlerinin restorasyonunda kullanılmaktadır.²² Ancak yapılan literatür taramasında bu materyallerin sitotoksitesi ile ilgili sadece birkaç çalışmaya rastlanmıştır.²³⁻²⁵

İdeal olarak, süt dişlerindeki restorasyonlar dişlerin düşmesine kadar devam etmelidir; yani yaşam süreleri yaklaşık 8 yıl ile sınırlıdır.²⁶ Süt dişlerinde yaygın olarak kullanılan renkli kompomerler; motivasyon amaçlı üretilmiş olsa da restore edilen süt dişinin düşme zamanına kadar ağızda tutulması için yeterli fiziksel özelliklere sahip olmalıdır.²⁷

Literatürde az sayıda çalışma renkli kompomerleri araştırmış ve bu çalışmalar temel olarak klinik performans, mikrosertliğe, mikro-gerginlik dayanım gücüne, sertleşme derinliğine, yüzey pürüzlülüğüne ve dönüşüm derecelerine odaklanmıştır.^{18,27-33} Ancak yapılan literatür incelemesine göre renkli kompomerlerin nanosertliğinin incelenmesine yönelik bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu in vitro çalışmanın amacı, farklı markalara ait kompomerlerin farklı renklerinin sitotoksisite ve nanosertliklerini karşılaştırmalı olarak incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanılan Restoratif Materyaller

Çocuk diş hekimliğinde restoratif tedavi, diş yapısının restore edilmesi ve böylece dişlerin yer değiştirmesini önleme ve pulpanın korunması gibi birçok faydaya sahiptir.³⁴ Posterior süt dişlerini restore etmek için kullanılan geleneksel restoratif materyaller arasında amalgam, geleneksel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, kompomer ve kompozit rezin sayılabilir.³⁵

Araştırmalar, dental amalgam dolguları olan bireylerin ağızlarında yüksek seviyelerde elementer cıva (yüksek maruziyet seviyelerinde toksisitesi olan ağır bir metal) buharı tespit etmiştir.³⁶ Ek hayvan araştırmaları, dental dolgulardaki cıvanın, amalgam yerleşim alanından uzak dokularda birikebileceğini öne sürmüştür.³⁷ İskandinavya'da ve diğer bazı Avrupa ülkelerinde, amalgam ve diğer restoratif materyallerin çevre kirliliği üzerindeki potansiyel toksik etkilerine çok önem verilmiştir. Bazı İskandinav ülkelerinde süt ve kalıcı dişlerin çoğu restorasyonu için cıva kullanımı yasağı nedeniyle 2008 yılında amalgam kullanımı sona erdirilmiştir.²⁶

Daha estetik restorasyonlar için artan talep, çeşitli diş renginde restoratif materyallerin bulunmasına yol açmıştır. Restoratif materyal dizisinin her iki ucunda geleneksel cam iyonomerler ile rezin kompozitler bulunur ve bunlar arasında rezin modifiye cam iyonomerler ve poliasit modifiye kompozit rezinler gibi ara özelliklerde ürünler bulunur.^{26,38} Süt azı dişlerini restore etmek için materyal seçimi çok geniş ve karmaşıktır.³⁹

Cam iyonomerler veya cam polialkenoat simanlar 1970'li yıllarda piyasaya tanıtılmıştır. Dişe kimyasal bağlanma, diş yapısına benzer termal genişleme, florür alınması ve serbest bırakılması ve biyouyumluluk gibi çeşitli özelliklerden dolayı bugüne kadar pediatrik diş hekimliğinde favori materyaller arasında yer almıştır. Öte yandan, mevcut geleneksel cam iyonomer formülasyonlarının düşük mekanik mukavemetleri materyali, Sınıf II restorasyonlar gibi yüksek stresli alanlarda kullanım için uygun olmayan hale getirmektedir.⁴⁰⁻⁴² Bu sebepten ötürü çeşitli yönlerde geliştirme çalışmaları yapılmıştır.

CİS'lerin dişe mükemmel bağlanma özelliklerine ve ayrıca antimikrobiyal özelliklere sahip oldukları söylenir; ancak bunlar nem kontaminasyonuna karşı duyarlıdırlar. Bununla birlikte düşük mekanik özelliklere ve düşük translüsense sahiptirler.

Bu nedenle, cam iyonomer simanların dezavantajlarının üstesinden gelmek için, son zamanlarda cam iyonomerlerin ve kompozitlerin teknolojilerini birleştiren hibrit materyaller geliştirilmiştir. Bu hibrit materyaller esas olarak RMCİS, kompomerler ve giomerleri içerir.⁴³

Pediyatrik diş hekimliğinde en çok tercih edilen restoratif materyal olan CİS'in negatif özelliklerini ortadan kaldırmak için cam karbomer siman üretilmiştir. Nano boyutta parçacıklar ve floroapatit bu yeni materyalin bileşenleri arasındadır.^{44,45}

Kompomerler, 1993'te geleneksel kompozit rezinlerin estetik ve cam iyonomer simanların flor salım özelliklerini birleştiren hibrid dental materyaller olarak tanıtılmıştır.⁴⁶ Kompomerlerin kullanımı kolaydır, estetikdir, süt dişleriyle uyumlu aşınma ve yerleştirmek için minimum adım gerektirme özelliklerine sahiptir ve flor salımı ile çürüklere karşı koruma sağlarlar.^{38,47}

Çocuklarda tedavinin kabul edilebilirliği amacıyla, süt dişleri için farklı renklerde üretilen kompomerler yaygın olarak kullanılmaktadır.^{18,48} Kompomerlerin renk ve cazibesi nedeniyle, çocuklar daha fazla işbirliği yapmaya ve tedavi sırasında farklı renkleri seçme imkanı sunulduğundan daha az stres, korku ve sabırsızlık yaşamaya teşvik edilir.^{18,48}

Halen, süt dişlerinin restorasyonu için birçok materyal kullanılmaktadır; ancak, hangi restoratif materyallerin süt dişlenme için en uygun olduğu konusunda belirsizlik mevcuttur. Uygulamada kullanılan materyallerin kullanım kolaylığı, restorasyonların uzun ömürlülüğü, fiziksel ve kimyasal nitelikleri ile materyallerin biyolojik özellikleri de dahil olmak üzere birçok faktör göz önünde bulundurulmalıdır.²⁶

2.2. Kompozit Rezinler

Rezin bazlı kompozit restorasyonlar, yarım asır önce 1962 yılında Dr. Ramsey Bowen tarafından diş hekimliğinde estetik restoratif materyal olarak tanıtılmıştır.⁴⁹ Sonrasında çürük lezyonlarının restorasyonu için amalgam yerine giderek daha fazla kullanılmaya başlanmıştır.⁵⁰

Kompozit restoratif materyaller genellikle üç bileşen içermektedir. Birinci bileşen, inisiyatorler, seyrelticiler, pigmentler ve stabilizatörlere sahip ışığa duyarlı organik rezin matristir.⁵¹ İkincisi, kolloidal silika, cam tozu ve kuvars gibi boyut olarak 0,04 ila 5 µm arasında değişen inorganik doldurucu partiküllerdir.⁵² Üçüncü bileşen, organik sistem ile

inorganik dolgu malzemesi arasında bir bağlayıcı madde olarak işlev gören silan birleştirici ajandır.⁵³

Polimerize edilebilir matris, bisfenol A glisidil metakrilat (BisGMA) ve / veya üretan dimetakrilat (UDMA) gibi bir veya daha fazla baz monomer; etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), dietilen glikol dimetakrilat (DEGDMA) ve / veya trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi seyreltici ko-monomerler, foto-başlatıcılar, ko-başlatıcılar, polimerizasyon inhibitörleri ve fotostabilizörler gibi çeşitli katkı maddeleri içermektedir.⁵⁴

Mevcut polimer kompozit formülündeki monomer, baskın olarak BisGMA'dır.⁵³

Bununla birlikte, BisGMA'nın hidroksil grupları moleküller arası hidrojen bağları oluşturarak monomerlerin viskozitesini arttırmakta ve bu da ikinci ve üçüncü bileşenlerle karıştırılmasını zorlaştırmaktadır. İşlenebilirlik özelliğini geliştirmek için TEGDMA gibi bir seyreltici, BisGMA ile birleştirilmektedir. Monomer karışımının viskozitesi azalmakta; ancak polimerizasyon sırasında TEGDMA'nın lineer moleküler yapısına bağlı olarak önemli bir büzülme olmaktadır.⁵⁵ Hacimsel büzülme, kompozitlerin uzun süreli mekanik özelliklerini etkileyen ara yüzey boşluklarına ve artık gerilmelere yol açmaktadır.^{56,57}

BPA ve türevleri rezin bazlı fissür örtücüler ve kompozitlerin bileşenleridir. Eser miktarda BPA türevleri, tükürük enzimatik hidrolizi yoluyla dental rezinlerden salınır ve rezinin yerleştirilmesinden sonra 3 saate kadar tükürükte saptanabilmektedir.⁵⁸ Belli BPA türevlerinin östrojenik özelliklerine atfedilebilecek sağlık riskleri taşıyabileceğini gösteren kanıtlar bulunmaktadır. BPA maruziyetinin azaltılması, dolgu yüzeylerinin ponza, pamuk rulo ve durulama yolu ile temizlenmesiyle elde edilmektedir. Ek olarak, potansiyel bir maruziyet, rubber-dam kullanımıyla azaltılabilmektedir.⁵⁸

Rezinler, amalgamlardan daha fazla teknik hassasiyete sahiptir ve daha uzun yerleştirme süreleri gerektirmektedir. İzolasyon veya hasta kooperasyonunun şüpheli olduğu durumlarda rezin bazlı kompozit, tercih edilen restoratif materyal olmayabilir.⁵⁹ Rubber-dam kullanımı restorasyon ömrünü önemli ölçüde artırmaktadır.⁶⁰

Dental kompozit materyallerde kayda değer gelişmelere rağmen, günümüz kompozitleri hala yetersiz derecede dönüşümden ve marjinal adaptasyon problemlerinden muzdariptirler.⁶¹ Yetersiz polimerizasyon, aşınmaya karşı zayıf direnç, zayıf renk stabilitesi, ikincil çürükler ve ters doku reaksiyonları, artan su emme oranları, çözünürlük gibi düşük fizikomekanik özellikler ve erken restorasyon başarısızlığı ile

sonuçlanmaktadır.^{56,62} Bu nedenle, yeterli polimerizasyon, optimal fiziksel özellikler elde etmede ve kompozitlerin tatmin edici klinik performansında önemli bir faktördür.⁶³

Estetik kaliteye, dental yapının korunmasına ve doğal süt dişlerine benzer abraziv aşınma oranına rağmen, tüm kompozit rezinler, marjinal bütünlüğü ve restorasyon ömrünü tehlikeye atabilecek polimerizasyon büzülmesine maruz kalmaktadır.⁶⁴ Ayrıca kompozit rezinin özelliklerinden tam olarak yararlanabilmek için rubber-dam ile mutlak izolasyon gerekmektedir.⁶⁰ Dolayısıyla bu gereksinim pediatrik hasta için restorasyonu tekniğe duyarlı, zaman alıcı ve daha travmatik hale getirmektedir.⁶⁴

Halen, diş hekimliğinde kullanılmak üzere büzülmeyen polimerler bulunmamaktadır; ancak bu hedefe yönelik araştırmalar yapılmaktadır. Bis-GMA'nın rezin matrisi olarak yerini alan bis-EMA6 içerikli bir rezin bazlı kompozit piyasaya tanıtılmıştır.⁶⁵ Daha büyük bis-EMA6 molekülü nedeniyle, polimerizasyon büzülme yüzdesi yaklaşık olarak yüzde 25 oranında azaltılmıştır.⁶⁶

Kompozit rezinlerin sınıflandırılması, inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne, partiküllerin ağırlıkça ya da hacimce yüzdesine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre yapılmaktadır.^{67,68} Kompozitler, doldurucu boyutuna göre sınıflandırılmıştır; çünkü doldurucu boyutu cilalanabilirlik, polimerizasyon derinliği, polimerizasyon büzülmesi ve fiziksel özellikleri etkilemektedir. Hibrit rezinler, estetiği korurken daha fazla mukavemet için partikül boyutlarının bir karışımını içermektedir.⁶⁹ Daha küçük doldurucu partikül boyutu daha fazla cilalanabilirlik ve estetik sağlarken, daha büyük boyutlar mukavemet sağlamaktadır. Akışkan rezinler, hibrit rezinlerden daha düşük hacimsel doldurucu yüzdesine sahiptir.⁷⁰

Kompozit restorasyonlar dayanıklı, estetik ve uygulamaları nispeten kolaydır, ancak genel olarak flor salımı yapmamaktadırlar.² Kompozit rezinin kullanıldığı geleneksel tedavi hala pediatrik dental klinikler için en yaygın yaklaşımlardan biridir.²⁶

Süt molar dişlerdeki rezin esaslı kompozitler, adezivlerin titizlikle uygulanması ile koopere hastalarda rubber-dam izolasyonu altında kullanıldığında, yüksek çürük riski olan hastalarda uygun bir restoratif materyal olarak bulunmuştur. Bu, rezin bazlı kompozitin ebeveynlerin / hastaların estetik taleplerinin yüksek olduğu durumlarda paslanmaz çelik kuronlar (PÇK) için geçerli bir alternatif olmasını sağlamaktadır.⁷¹

2.3. Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomerler, 1970'lerin başlarında Wilson ve Kent tarafından silikat restoratif simanlarla ilgili eksikliklerin üstesinden gelmek için bulunmuş ve geliştirilmiştir.⁷²

CİS'ler, zayıf polimerik asitlerin bazik alumino-silikat cam tozları ile reaksiyonu sonucu oluşan asit-baz materyallerdir.^{73,74} CİS'ler hızlı bir başlangıç sertleşme reaksiyonuna maruz kalmakta, ancak bu sertleşme tamamlandıktan sonra bir süre değişim geçirmeye devam etmektedir. Bu sonraki süreçler, maturasyon olarak bilinmektedir.⁷⁵ Başlangıç sertleşme reaksiyonu, sulu polimerik asit çözeltisi ile cam tozu arasında gerçekleşen nötralizasyondur.⁷⁴ Bu reaksiyondan hemen sonra kalsiyum (veya stronsiyum) poliakrilat oluşmakta, daha sonra az oranda alüminyum poliakrilat oluşmaktadır. Siman, polimerik matriste takviye edici dolgu maddesi olarak görev yapan önemli miktarda reaksiyona girmemiş cam partikülleri içermektedir. Sertleşme genellikle 2–6 dakikalık sürede hızla gerçekleşmektedir.⁷⁵

Kompozit rezinlerle kıyaslandığında, cam iyonomerler zayıf translüsens ve daha az estetik özellik göstermektedir.⁷⁶ Bununla birlikte, diğer tüm diş simanlarından farklı olarak, modern materyaller bir dereceye kadar geçirgenliğe sahiptir ve bu, olgunlaşma fazı sırasında zamanla değişmekte; böylece 24 saat sonra translüsens çok daha iyi hale gelmektedir. İlk cam iyonomer materyaller, kullanılan cam tozunun yüksek flor içeriğine bağlı olarak nispeten opaktır; ancak bu, çağdaş cam iyonomerlerde geliştirilmiş olan özelliklerden biridir.⁷⁵ Cam iyonomerin maturasyon süreci ile materyaller güçlenmekte, su kaybına ve yüzey sertliğine daha az duyarlı hale gelmekte ve görünümleri translüsens arttıkça gelişmektedir. Bu süreçler nispeten yavaş bir şekilde meydana gelmekte ve iyonlar ile suyun siman içinden yayılma hızına göre kontrol edilmektedir.⁷⁵

CİS'ler, klinik diş hekimliğinde liner ve kaidelerde, fissür örtücülerde, ortodontik braketler için bağlayıcı ajanlarda ve özellikle çocuklarda süt dişlerinin I., II., III., IV. ve V. sınıf kavitelerinde ve sürekli dişlerin V. sınıf kavitelerinde direkt restoratif materyaller olarak kullanılan çok yönlü materyallerdir.⁷⁴ Atravmatik restoratif tedavi (ART) tekniği için tercih edilen materyallerdir; bu uygulamada birkaç yıl boyunca yüksek dayanıklılık ve iyi klinik sonuçlar göstermişlerdir.^{77,78}

Bütün cam iyonomerler, çocuklarda kullanım için uygun olan çeşitli özelliklere sahiptir. Mine ve dentine kimyasal bağlanma, termal uyumluluk, düşük sitotoksisite, flor alımı ve salımı, rezinlere kıyasla azalmış nem hassasiyeti, sert dokunun minimal

uzaklaştırılması ile diş preparasyonu ve kullanıcı dostu olmak gibi birçok avantajı nedeniyle süt dişlerinin restorasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır.^{35,79,80}

Flor, karıştırma sırasında cam tozundan salınmakta ve matris içinde serbest kalmaktadır. Bu nedenle simanın fiziksel özelliklerini etkilemeden serbest bırakılabilmektedir.⁸¹ Bir çalışma, flor salımının en az 1 yıl boyunca ortaya çıkabileceğini göstermiştir.⁸² Cam iyonomerler, diş macunlarından, ağız çalkalama solüsyonlarından ve topikal flor uygulamalarından flor alınabileceğinden, flor rezervuarı olarak hareket edebilmektedir.^{83,84} Çürük riski yüksek hastalarda yararlı olan bu flor koruması, cam iyonomerlerin paslanmaz çelik kuronlar, yer tutucular ve ortodontik bantlar için yapıştırıcı siman olarak kullanılmasına yol açmıştır.⁸⁵ Ayrıca, dişlerin kesin restorasyonundan önce, multipl geniş çürük lezyonları olan çocuklarda çürük kontrolü için CİS'ler kullanılabilir.³⁵

Cam iyonomer materyali, çevresi ile iyon değişimi nedeniyle biyoaktif olarak tanımlanmaktadır.⁸⁶⁻⁸⁹ Bu özelliğinden dolayı, CİS, kavitasyonlu çürüklerin erken müdahalesinde spesifik bir uygulamaya sahiptir ve bu, yüksek çürük riskli hastaların yönetiminde önemli bir rol oynamaktadır.^{87,90}

CİS, avantajlarından dolayı pediatrik diş hekimliğinde geniş bir uygulama alanına sahiptir. Bununla birlikte, oklüzyon kuvvetlerine bakan yerlerde kalıcı dişler üzerinde kullanımı kısıtlıdır.⁵ EQUIA™ GC® adı verilen yüksek viskoziteli cam iyonomer materyali son yıllarda CİS'lerin negatif özelliklerini azaltmayı başarmıştır.⁹¹

2.3.1. Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması

2.3.1.1 Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanların (GCİS) tozunu esas olarak floro-alumino-silikat cam partikülleri oluştururken; likidini ise poliakrilik asit, tartarik asit, itakonik asit polimer ve kopolimerleri oluşturur.⁵

GCİS'in termal genişleme katsayısı, diş sert dokularına yakındır ve bu özellik, cam iyonomer restorasyonlarının iyi marjinal adaptasyonu için önemli bir gerekçe olarak gösterilmektedir. Marjinal adaptasyonun iyi olması, mikrosızıntının azalmasını sağlamaktadır.^{81,92} CİS'in elastik modülü 7 GPa ila 13 GPa arasında değişmektedir. CİS,

kompozit rezinlere kıyasla aşınmaya karşı daha az direnç göstermekte, ancak siman olgunlaştıkça aşınma direnci gelişmektedir.^{81,92}

CİS'lerin flor iyon salım özelliği vardır ve bu da tekrarlayan çürüme insidansının azalmasına katkıda bulunabilmektedir. Aynı zamanda, mine ve dentine fizikokimyasal olarak adezyon yeteneğine sahiptir, ancak manipülasyonu daha zordur. Yüzey mikro-profili, pürüzsüz bir parlak yüzey elde edilmesine izin vermemektedir.^{93,94}

GCİS'lerin, süt dişlerinde kalıcı restorasyon için endikasyonlarını sınırlayan birtakım dezavantajları bulunmaktadır. Özellikle, CİS'ler sadece orta dereceli stres taşıyan bölgeler için tavsiye edilmektedir.⁹⁵ Bu şekilde, sınıf II GCİS restorasyonları, RMCİS'lerle ve kompomerlerle restore edilenlere kıyasla, süt molarlarda önemli ölçüde daha kısa bir ömür göstermektedir.²⁶ Marjinal defektler, aşınmalar ve sekonder çürükler süt dişlerindeki CİS restorasyonlarının uzun süreli performansını tehlikeye sokan diğer faktörlerdir.^{96,97} Ayrıca, uygulama esnasında neme, sertleşme reaksiyonlarının erken evrelerinde ise dehidratasyona karşı hassastır.⁹⁸

Sistematik bir derleme ve meta-analiz bulgularına dayanarak, geleneksel cam iyonomerler, süt molarlarda Sınıf II restorasyonlar için önerilmemektedir.^{99,100} Qvist ve ark. CİS restorasyonlarının Sınıf II kavitelere başarısız olmasının ana nedeninin restorasyonun kırılması olduğunu bildirmişlerdir.²⁶ Bu kırık şekli, CİS'in yetersiz fiziksel özelliklerini göstermektedir.¹⁰¹

2.3.1.2. Hibrit Cam İyonomer Simanlar

2.3.1.2.1. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

GCİS'lerin avantajlı özellikleri korunurken düşük kırılma direnci ve estetik gibi zayıf fiziksel özelliklerinin üstesinden gelmek için 1980'lerin sonlarında resin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) geliştirilmiştir.¹⁰² İçeriğinde % 80 cam iyonomer, % 20 oranında resin bulunmaktadır. Fuji II LC (GC, Corporation, Tokyo, Japonya), Ionolux (VOCO, Cuxhaven, Almanya) ürünleri piyasada bulunan RMCİS örnekleridir.⁷⁹

RMCİS'lerin avantajları, GCİS'lere benzer şekilde flor salımı yapması, özellikle de çekme mukavemeti ve aşınma direncine ilişkin fiziksel özelliklerin iyileştirilmesi, mine ve dentine iyi adezyon ve daha iyi estetiğe sahip olmalarıdır.¹⁰³ RMCİS, daha az nem duyarlılığı, geliştirilmiş mekanik dayanıklılık, uzun çalışma süresi ve klinik kullanım

kolaylığı göstermiştir.^{42,104} Bununla birlikte, geleneksel cam iyonomerden daha sitotoksik oldukları tespit edilmiştir.^{80,105}

Rezin modifiye cam iyonomerlerin, rezinin ışıkla ikinci bir polimerizasyonu ile desteklenen asit-baz polimerizasyonu ile, süt dişlerinde etkili olduğu gösterilmiştir. Sistematik bir derleme, küçük ve orta büyüklükteki Sınıf II kavitelerde RMCİS kullanımını desteklemektedir.⁹⁹ Flor salımı nedeniyle, yüksek çürük riski taşıyan popülasyonda süt molarların Sınıf I ve Sınıf II restorasyonları için RMCİS düşünülebilir.¹⁰⁶ Dentinin şartlandırılmasının (conditioning), RMCİS'lerin başarı oranını artırdığına dair bazı kanıtlar vardır.⁹⁹ Randomize bir klinik çalışmaya göre, kenar yüzey eğimi (bevel), RMCİS restorasyonlarında yüksek marjinal yetmezliğe yol açmakta ve önerilmemektedir.¹⁰⁷

Retansiyon kaybı, RMCİS için en az görülen başarısızlıktır. Dual-cure mekanizması, malzemenin daha iyi bir şekilde sertleştirilmesini ve CİS'e kıyasla kırılmaya karşı daha fazla direnç kazanmasını sağlayabilmektedir.⁹⁷ CİS ile restore edilen süt molarlarda sınıf II restorasyonların RMCİS ile karşılaştırıldığında beş kat daha fazla başarısızlık riski bulunmaktadır.⁹⁷

RMCİS'in, giomer ve kompomer ile karşılaştırıldığında Streptococcus Mutans'a karşı üstün antibakteriyel aktiviteye sahip olduğu, bir in vitro çalışma ile gösterilmiştir.¹⁰⁸ Bu sebeple, bazı çocuklarda kooperasyon eksikliği nedeniyle, antimikrobiyal özelliği iyi olan RMCİS ile restorasyon tercih edilebilmektedir.

Kserostomi olan hastalarda, siman hızlı parçalanma geçireceğinden, GCİS kullanımından kaçınılması önerilmektedir. Rezin modifiye cam iyonomerler, GCİS'e göre çözünmeye ve parçalanmaya daha dirençlidir.^{81,92}

2.3.1.2.2. Poliasitle Modifiye Rezin Bazlı Kompozitler (Kompomerler)

1990'ların ortalarında piyasaya tanıtılan, yaygın olarak kompomerler olarak adlandırılan poliasitle modifiye rezin bazlı kompozitler, ışıkla sertleşen kompozitlerin istenen özelliklerini flor salımı yapan cam iyonomer simanla birleştiren doğrudan estetik restoratif materyaller olarak geliştirilmiştir.¹⁰⁹

Kompomerler renk uyumu, kenar-yüzey renkliği, anatomik şekil, marjinal bütünlük ve sekonder çürükler ile ilgili kompozit rezine benzer klinik performansa sahiptir. Kompomerler, süt dişlerinin restorasyonu için CİS veya RMCİS'den daha iyi fiziksel

özelliklere sahiptir, ancak karyostatik etki bu tür materyallere benzer şekildedir. Kompomerler, süt molarlarda Sınıf I ve Sınıf II kaviteilerin hızlı bir şekilde restorasyonuna izin vermektedir.³⁵

Düşük ısı iletkenlikleri, kavite preparasyonunda diş yapısının korunması, bileşenlerinin stabilitesi, flor salımı ve ebeveynlerin çocuklarına estetik restorasyon sağlanması için artan talepleri nedeniyle yaygın kabul görmektedirler.³⁰

2.3.1.3. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer materyallerinin nem hassasiyetinin azaltıldığı ve aşınma direncinin artırıldığı modern versiyonları tipik olarak kurutulmuş formdaki bazı polimerik asitleri ihtiva eden tozlar içermektedir, böylece asit çözeltisi çok viskoz olmamakta ve yeni karıştırılmış simanın hızlı sertleşmesi ve yüksek dayanıklılık elde etmek için gerekli yüksek miktarlarda asit içermektedir. Bu tip formülasyon, "yüksek viskoziteli" cam iyonomerler olarak adlandırılan, tipik olarak toz: sıvı oranı 3.6 ila 1 arasında olan materyallerdir.⁷⁵ Mekanik özellikleri GCİS'den daha iyi olmakla birlikte RMCİS'den daha düşüktür.¹¹⁰

ART, el aletlerinin özel kullanımı ile restoratif prosedürü basitleştiren minimal bir müdahale yaklaşımı ve ardından kimyasal adeziv bir materyalin uygulanması şeklindeki uygulamadır.¹¹¹ ART'nin daha az kaygı ve daha az ağrıya neden olduğu ve nadiren lokal anestezi gerektirdiği bildirilmektedir.¹¹² Şu anda, ART için tercih edilen materyal, biyouyumluluk, flor salımı, diş yüzeyine kimyasal adezyon ve doğal dişlere benzer bir termal genleşme katsayısı sağlayan yüksek viskoziteli cam iyonomer simandır.¹¹³ Dahası bu materyalin kullanımı kolaydır; çünkü tek bir katman halinde yerleştirilebilmektedir.⁶⁴

Piyasada bulunan Fuji IX (GC, Corporation, Tokyo, Japonya), Ketac Molar (ESPE, Seefeld, Almanya) ve Equia (GC, Corporation, Tokyo, Japonya) ürünleri bu simanlara örnek olarak verilebilir.

2.3.1.4. Giomerler

Son zamanlarda piyasaya "giomerler" olarak bilinen yeni bir hibrit kompozit restoratif materyal grubu tanıtılmıştır.¹¹⁴ "Önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer" (Pre-

Reacted Glass Ionomer -PRG) kompozitleri olarak da bilinen giomerler, cam iyonomer doldurucuları rezin matrise dahil eden CİS hibrit malzeme türüdür.¹¹⁵ Giomerler, silika dolduruculu bir üretilen, rezine dahil edilmeden önce suda poliakrilik asit ile reaksiyona giren floro-alumino-silikat cam doldurucu içermektedir. CİS'lerin flor salım ve yeniden yükleme (reşarj) özelliklerine sahiptirler.^{116,117}

Giomer restoratif materyalleri, UDMA içermeyen Bis-GMA / TEGDMA karışımlarına dayanan rezin matrise sahiptir. Hidrofiliklik ve yüksek su emme kapasitesi özellikleri, yapılan bir çalışmada giomer kompozit örneklerinin daha yüksek renk değişimi değerlerini açıklayabilmektedir.¹¹⁸ Yapılan çalışmanın sonuçlarına göre; test edilen farklı materyallerden, en yüksek su emilimi ve renk değişimi değerlerine sahip olan giomer materyalinin estetik restoratif uygulamalarda kullanımından kaçınılması önerilmektedir.¹¹⁸ Sınıf V restorasyonlarda ise giomerlerin başarı oranı yüksek olduğundan, bu materyallerin çürük kök yüzeylerinin restorasyonunda kullanılabilmesi düşünülmektedir.¹¹⁹

Floro-alumino-silikat cam doldurucu ile poliakrilik asitin, rezinle birleşmeden önce reaksiyona girmesiyle nem bloke olmaktadır. Bu özellik, giomerleri kompomer materyallerinden ayırmaktadır. Kompomerlerde cam doldurucu ile asit arasındaki reaksiyon ortamına su gelene kadar meydana gelmemektedir.¹²⁰⁻¹²²

Bu hibrid materyallerin bakteriyel sızıntıya karşı neredeyse mükemmel bir sızdırmazlık sağladığı, daha az mekanik ve kimyasal pulpa irritasyonuna neden olduğu ve demineralizasyonu inhibe ettiği gösterilmiştir.¹²³ Bir çalışmada, giomer dolguların iki yıllık klinik performansının, rezin iyonomerler ve kompomerlere benzer veya onlardan biraz daha iyi olduğu gösterilmiştir.¹²⁴

Reactmer (Shofu Inc. Kyoto, Japonya) ve Beautifil II (Shofu Inc. Kyoto, Japonya) piyasada bulunan giomerlere örnektir.

2.3.1.5. Nano Özellikli Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Nano-iyonomer)

Dental materyal alanındaki en önemli gelişmelerden birisi nanoteknolojinin restoratif materyallere uygulanmasıdır. Nano özellikli materyaller, düşük büzülme gösteren ve iyi adaptasyonları ile karakterize materyallerdir. Buna bağlı olarak, bu materyallerin uzun dönem klinik performanslarının da daha iyi olduğu bildirilmektedir.^{125,126}

Nano-iyonomer, diğer cam iyonomerlere kıyasla daha yüksek aşınma direnci, estetik ve cilalanabilirlik sağlarken, geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomerlere benzer şekilde flor salımı sağlar.⁸¹ Günümüzde yeni bir RMCİS olarak kullanıma sunulan Ketac N100 (3M-ESPE, Seefeld, Almanya) materyali ışıkla sertleşen bir nano iyonomerdir.

2.3.1.6. Cam Karbomerler

Son zamanlarda, CİS'in fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmeyi amaçlayan, cam karbomer siman adı verilen yeni bir materyal geliştirilmiştir. Cam karbomer, CİS'e eklenen fluoroapatit ve hidroksiapatit partikülleri içeren karbomize nano parçacıklardan oluşmaktadır.¹²⁷ Üreticiye göre, cam karbomer siman düşük çözünürlük, yüksek basınç ve eğilme dayanımı ile yüksek aşınma direnci sunmaktadır. Ek olarak, bu materyalin, remineralizasyon sürecini hızlandırma avantajı ile birlikte dentin ve mineye mükemmel kimyasal bağlanma sağladığı iddia edilmektedir.¹²⁸

Fluoroapatitin toza eklenmesi mantığı, Van Ionen ve arkadaşlarının önceki çalışmalarına dayanmaktadır; bu da cam iyonomerlerin süt dişlerinde fluoroapatit benzeri bir maddeye in vivo kimyasal dönüşümünü göstermiştir.¹²⁹ Cam karbomerin likiti poliakrilik asittir. Yüksek viskoziteli CİS'lere benzer şekilde, nano boyutlu dolgu partiküllerinin cam karbomer simanına dahil edilmesi, sıkıştırma mukavemetini ve aşınma direncini arttırabilmektedir. Üretici bu yeni materyalin foto polimerizasyonu için yüksek bir çıkış aralığına sahip bir dizi ışık kaynağı kullanımını şart koşturmaktadır. Muhtemelen, cam karbomerin bu tip ünitelerle ilk sertleşmesi, materyalin basma dayanımını arttırabilmektedir. Bir cam iyonomer bazlı restoratif olarak, yüzey korumasının uygulanması ayrıca cam karbomer simanın yüzey özelliklerinin ve sızdırmazlık özelliklerinin iyileştirilmesine yardımcı olabilmektedir.¹³⁰

ART restorasyonları için CİS, kompomer ve cam karbomerin incelendiği bir çalışmanın sonuçlarına göre, CİS ve kompomer arasında bir fark bulunmazken, hem oklüzal hem de okluzo-proksimal restorasyonlar için kompomer ve CİS'e kıyasla 3 yıldan sonra cam karbomerin başarı oranının daha düşük olduğu görülmüştür.¹²⁸ Cam karbomer restorasyon başarısızlığının temel nedeni kitlesel kırık / restorasyon kaybı olmuştur.^{131,132}

ART restorasyonları için kompomer ve yüksek viskoziteli CİS ile karşılaştırıldığında cam karbomer daha kötü bir başarı oranı göstermekte ve süt dişlerinde restoratif materyal olarak kullanılması önerilmemektedir.¹²⁸

2.4. Kompomer Restoratif Materyalleri

2.4.1. İçerikleri ve Sertleşme Reaksiyonları

Kompomerlerin içeriğinde, her firmaya göre değişen oranlarda genel olarak %70-80 kompozit rezin ve %20-30 cam iyonmer bulunmaktadır. Daha yüksek oranda rezin içeriğinden dolayı kompomerler geleneksel kompozit rezinlere benzer fiziksel özellikler göstermektedir.¹³³ Ayrıca, kompomerlerin sertleşme reaksiyonu bir ilave polimerizasyonu içermektedir.¹³³ Polimerizasyonu genellikle ışıkla başlatılır ve başlatıcı, amin hızlandırıcı kamforokinondur ve 470 nm'de mavi ışığa duyarlıdır.¹³³ Ağırlıkça % 72 stronsiyum fluorosilikat cam içermektedirler.⁷ Doldurucu oranı % 42 - % 67 arasında değişmektedir. Doldurucu partikül büyüklükleri ortalama 0,5 – 0,8 μm 'dir.¹³⁴

Dual-cure sertleşme reaksiyonuna sahiptirler. Kompomerlerin sertleşmesi, rezinin fotopolimerizasyonu ile gerçekleşmektedir. Işık uygulaması sonrasında, monomerler arasında çapraz bağlar meydana gelmekte ve materyalin ilk sertleşme reaksiyonu oluşmaktadır. Bu sırada, materyal içerisinde su bulunmadığından TCB (tetrakarboxilik bütan) molekülleri üzerindeki karboxilat grupları aktif değildir. Sertleşen materyalin ağız ortamında nem ile temas etmesi sonucu, materyalin içine su emiliminin başladığı, haftalarca devam eden bu emilim sonucunda hidrojen iyonlarının salınarak cam partikülleri ile reaksiyona girdiği bildirilmiştir.¹³⁵ Böylece asit-baz reaksiyonu ve flor iyonu salımı başlamaktadır. Kompomerlerde tuz matris ve hidrojel oluşumu gerçekleşmediğinden, flor rezervuarı gibi davranmadıkları ve flor iyonu salımının sınırlı olduğu bildirilmiştir.^{135,136}

Kompomerlerin önemli bir özelliği, su içermemeleri ve bileşenlerinin çoğunluğunun kompozit rezinlerle aynı olmasıdır. Tipik olarak bunlar, TEGDMA gibi viskozite azaltıcı seyrelticiler ile harmanlanmış olan Bis-GMA veya türevleri ve / veya UDMA gibi büyük makro-monomerlerdir. Bu polimer sistemler, kuvars veya silikat cam gibi reaktif olmayan inorganik tozlarla doldurulmaktadır.¹³⁷ Bu tozlar, dolgu maddesi ve matris arasındaki bağlantının sertleştirilmiş materyalde olmasını sağlamak için bir silan ile kaplanmaktadır.¹³⁸ Kompomerler, geleneksel kompozitlerden farklı olarak asidik

fonksiyonel gruplara sahip ek monomerler içermektedir. Bu türün en yaygın kullanılan monomeri, bütan tetrakarboksilik asit ile 2-hidroksietil metakrilatın bir di-esteri olan TCB'dir.¹³⁷ Bu asit işlevli monomer çok küçük bir bileşendir ve kompomerler aynı zamanda cam iyonmer simanlarda kullanılan tipte bir miktar reaktif cam tozu içermektedir.⁷³

Bu ilave bileşenlerin mevcudiyetine rağmen kompomerler, geleneksel kompozit rezinlerden daha az olmakla birlikte, esas olarak hidrofobik olmaları nedeniyle kompozit rezinlere benzemektedir. Polimerizasyon reaksiyonu ile sertleştirilmekte ve bir kez sertleştiğinde, azınlık hidrofilik bileşenler ikincil bir nötralizasyon reaksiyonunu desteklemek için sınırlı miktarda su çekmektedir.¹³⁷

Kompomerler, baryum alumino-floro-silikat gibi bazı ilave spesifik monomerleri ve cam bileşenleri içermektedir. Bu değişikliklerin, kompomerlerin polimerizasyonunu geleneksel kompozit rezinlerden daha büyük ölçüde etkileyebileceği görülmüştür.¹³⁹

2.4.2. Bağlanma Mekanizması

Mikromorfolojik çalışmalar genellikle kalıcı diş dentini ile karşılaştırıldığında süt dişi dentininde rezin-dentin arayüzünün daha kalın olduğunu göstermektedir ve daha düşük bağlanma kuvveti bildirilmiştir.^{140,141}

Kompomerler diş dokularına bağlanma yeteneğinden yoksundurlar; bu yüzden geleneksel kompozit rezinlerde kullanılan tipte bağlayıcı ajanlar gerektirmektedirler.^{142,143}

Preklinik değerlendirmelerin ümit verici sonuçlarından biri olarak, kompomerler bağlanma için tek şişe adezivlerle birlikte yaygın olarak kullanılmıştır. Mükemmel olmamasına rağmen, bu sistemlerin dentine adezyonu için preparasyon sırasında oluşan undercutların kaldırılması klinik olarak yeterli görünmektedir.¹⁴⁴ Yayınlanmış çalışmaların çoğu fosforik asit işlemi ayrıca uygulanmadığında da kompomerlerin başarılı olduğunu açıkça göstermiştir.¹⁴⁵⁻¹⁴⁷

2.4.3. Mikrosızıntı

Mikrosızıntı, kavite duvarı ve ona uygulanan restoratif materyaller arasında bakterilerin, sıvıların, moleküllerin veya iyonların klinik olarak saptanamayan geçişi olarak

tanımlanabilmektedir.¹⁴⁸ Bu sızıntı, restore edilmiş dişlerin aşırı hassasiyetine, dişte renkleşmeye, tekrarlayan çürüklere, pulpa iltihabına ve bazı restoratif materyallerin hızlı bozulmasına neden olabilmektedir.¹⁴⁹ Adeziv restorasyonların mikrosızıntısına karşı marjinlerin sızdırmazlığının sağlanması, klinik uzun ömürlülüğü etkileyen en önemli faktörlerden biridir.^{150,151}

Kompomerlerin cam doldurucuları kısmen silanlanmış ve rezin matris ile birlikte bağlanma sağlamaktadırlar. Bu nedenle kompomer materyalleri, cam iyonomer simanlardan daha çok kompozit gibi davranmaktadır.¹⁵² Kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesi önemli bir sorundur. Hacimsel büzülme ile sonuçlanır, bağlı restorasyonlarda strese neden olmakta, bu da kaspların deformasyonuna, mine mikro çatlaklarına, marjinal adaptasyonun azalmasına ve postoperatif duyarlılığa yol açabilmektedir.¹⁵³

Renkli kompomerlerde ise, polimerizasyon derecesi, renkli partiküller tarafından ışığın emilmesi nedeniyle daha düşük olabilmektedir.¹⁸ Polimerizasyon derecesi azaldığında, polimerizasyon büzülmesi ve sonrasındaki mikrosızıntı da azalmaktadır.

Su emilimine bağlı genişleme de, kompomerlerde mikrosızıntının azalmasının nedenlerinden biridir.¹⁵⁴ McCabe ve ark. bazı materyallerin su emilimini değerlendirmiş ve her bir kompomerde farklı olduğunu gözlemlemiştir.¹⁵⁵

Rezin restorasyonları ile ilgili bu sorunu azaltmak için çaba sarf edilmiştir. Bunlar, rezinin hacimsel büzülme miktarının azaltılması için, C faktörünün azaltılması ve diş restorasyon ara yüzündeki artık gerilmenin azalmasıyla sonuçlanan stratejik inkremental yerleştirme tekniklerini takiben ışık polimerizasyonu gibi çeşitli teknikler içermektedir.¹⁵⁶ Stratejik inkremental yerleştirme tekniklerinin diş - restorasyon ara yüzündeki artık stresi azalttığı bildirilmiştir.^{130,157} İnkremental teknikler arasında, oblik-inkremental teknik, minimum gerilme skorlarını ve azaltılmış konfigürasyon faktörünü gösteren en az mikrosızıntı ile ilişkilidir ve marjinal kapamada iyileşme ile sonuçlanmıştır.³⁹ Yapılan çalışmanın bulguları özellikle, süt dişlerinde kompomer restorasyonları için inkremental yerleştirme tekniklerinin kullanımını desteklemektedir.³⁹

2.4.4. Flor ve Diğer İyonların Salımı

Asit-baz reaksiyonları düşük seviyede olduğundan kompomerlerin flor salım seviyeleri, CİS'lerden önemli ölçüde daha düşüktür.^{143,158} Ayrıca, geleneksel cam

iyonomerler ve rezin modifiye cam iyonmerlerin aksine kompomerler genellikle ‘burst’ (patlama) etkisi göstermemekte ve zamanla flor salım düzeyleri sabit kalmaktadır.¹⁵⁹

Kompomerler, klinik olarak yararlı miktarlarda flor salımı için tasarlanmıştır. Flor, reaktif cam dolgu maddesi içinde bulunmakta ve camın, su alımının tetiklediği asit fonksiyonel gruplarla reaksiyonunu takiben salınarak kullanılabilir hale gelmektedir. Buna ek olarak, ticari kompomerler, klinik koşullar altında serbest florid iyonu salabilen ve gelişmekte olan polisalt türlerinden meydana gelen nispeten düşük salım seviyesini arttıran stronsiyum florür veya iterbiyum florür gibi flor bileşiklerini içerir. Flor salımı, asidik koşullarda artan oranlarda görülür ve laktat tamponunda difüzyon temelli olduğu gösterilmiştir.^{160,161}

Yazarlar, ayrıca, kompomerlerin flor serbest bırakma kabiliyetinin topikal bir flor ajanı kullanılarak yeniden üretilebileceğini de göstermiştir. Yüksek salımlı kompomerlerde düşük salım kapasitelerine göre daha fazla şarj kapasitesi olduğu görülmektedir.¹⁶¹

Nicholson ve Czarnecka tarafından yapılan bir çalışma, kompomerlerin asidik ve nötr koşullarda ayrıca sodyum, kalsiyum, stronsiyum, alüminyum, fosfor ve silisyum iyonlarını serbest bıraktıklarını göstermektedir.¹⁶² Nötr olanlarla karşılaştırıldığında asit koşullarında daha büyük bir oranda iyon salımının gerçekleştiği sonucuna varılmıştır.¹⁶⁰⁻

162

2.4.5. Endikasyon ve Kontrendikasyonları

Kompomerlerin 1993 yılında piyasaya sürülmesinden beri, endikasyon alanı süt dişlerinin hem anterior hem posterior restorasyonlarında kullanılmak üzere genişlemiştir.^{46,163}

O zamandan beri, kompomerler geleneksel kompozitlerle aynı klinik uygulamalar için tercih edilmektedir. Kompomerler, süt dişlerinde sınıf I, II, III ve V kaviteelerde ve servikal erozyon/abrazyon lezyonlarında, kök çürüğü lezyonlarında, kırık dişlerin geçici tamirinde, ortodontik bantların yapıştırılmasında, açık sandviç tekniğinde ve diş kuronunun yaklaşık yarısının kaldığı olgularda kurona destek amacıyla ‘core’ yapımında kullanılabilirler.¹⁴⁴

Hastada, kontaminasyon olmaksızın kavitede birkaç dakika adeziv ön-muamele yapılmasına izin veren asgari bir miktar uyum zorunludur. Eğer bu durum sağlanamıyorsa,

kompozitlerin kullanımı uygun değildir ve istenen uyum sağlanana kadar cam iyonomerler geçici önlemler olarak uygun görünmektedir.¹⁰⁹

Her türlü restoratif tedavi için bazı kontrendikasyonların mevcut olduğu belirtilmelidir. Bu nedenle, şiddetli çürüklü süt azıları için PÇK'lar hala en etkili restorasyonlardır.⁹⁶

2.4.6. Avantaj ve Dezavantajları

Kilpatrick'in belirttiği gibi, süt dentisyonda restorasyon talepleri kalıcı dişlerden biraz farklıdır.¹⁶⁴ Bunun nedeni, dişlerin sınırlı ömrü, çocukların kooperasyon düzeylerindeki değişiklikler ve dişlerin farklı morfolojileridir. Süt dişleri için ideal restoratif materyalin uygulanması kolay olmalı ve adeziv özelliklere sahip olmalıdır ve bu da geniş preparasyon ihtiyacını sınırlamaktadır.¹⁶⁵

Kompozite yakın estetik, yerleştirmede en az adım ihtiyacı, karıştırma gerektirmemesi, ışıkla polimerizasyon (yönetilebilen sertleşme) ve diğer özellikler, yüksek oranda kullanım kolaylığı için bir araya gelmektedir.¹⁴³ Tek komponentli bir materyal olarak kompozitlerde şırıngalı (basınçlı) tüpler, kompül ve Aplutip de dahil olmak üzere çeşitli taşıma şekilleri mevcuttur. Kompozit bir kompülde taşındığı zaman, materyal doğrudan kavite preparasyonuna enjekte edilebilmektedir. Işıklı sertleştirme tamamlandıktan hemen sonra restorasyon tamamlanabilmektedir.^{143,165}

Kompozitlerin önemli bir avantajı, manipülasyon kolaylığıdır. Kıvamları, onları yapışmadan uygulama ve konturlamayı kolaylaştırmaktadır. Bu nedenle bitirme ve son cilalama için daha az zaman gerekmektedir. Bu nitelikler, özellikle çocuklar için diş hekimliğinde klinik kabulü artırmayı sağlamaktadır.^{109,166}

İyi estetik özelliklere ve değişik renk seçeneklerine sahip olmaları, diş sert dokularına bağlanabilmeleri, flor salımı yapabilmeleri, fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyi olması, radyoopasite göstermeleri, bitirme işlemlerinin kolay olması ve klinik ömürlerinin uzun olması diğer avantajları arasındadır.⁷

Kompozitlerde adezyon, yalnızca hava ile kurutulup ışık uygulanması gereken özel bir primerin uygulanmasıyla elde edilmektedir. Fosforik veya poliakrilik asit gibi diğer tüm konditionerlar, durulama ve kurutma nedeniyle pamuk rulo değişimini

gerektirmektedir. Primerde ise, pamuk rulolar yerinde kalabilir ve kontaminasyon riski daha düşüktür ve çocuk için daha rahat bir işlem sağlamaktadır.^{143,165}

Klinik başarı için rubber-dam kullanımı olmazsa olmaz bir şart değildir; bununla birlikte en azından adeziv uygulama ve tabakalama aşamalarının gerçekleştirilmesi için kontaminasyonsuz bir durumun garantilenmesi gerekmektedir. Bu ön koşulun önemi, uyumu düşük çocuklarda sekonder çürük oranlarıyla açıkça gösterilmiştir: Andersson Wenkert ve ark., 2 yıllık klinik takip sonrası % 12-35 başarısızlık oranı rapor etmiştir ve bu materyal grubu için çok yüksek olan yıllık % 6-17 başarısızlık oranını temsil etmektedir.¹⁶⁷

Kompozitlerle kıyaslandığında daha zayıf fiziksel özellik göstermeleri ve bunun zamanla daha da azalması, uygulama esnasında dentin bağlayıcı ajan gerektirmesi, polimerizasyon büzülmesinin olması, flor salımının sınırlı olması ve yetersiz polimerizasyon sonucu yapısındaki artık monomerlerin serbestleşmesi nedeniyle çevre dokular için risk oluşturabilmesi gibi dezavantajlara sahiptir.⁷

2.4.7. Mekanik Özellikleri

Kompomerlerin mekanik özelliklerine dair çok sayıda çalışma yapılmıştır ve basma dayanımı, çift eksenli esneme ve çapsal gerilme mukavemeti, kırılma dayanımı ve yüzey sertliği gibi bir dizi özellik için tipik değerler bildirilmiştir. Genelde bu özellikler, geleneksel kompozit rezinlerden çok farklı değildir. Kompomerlerin geleneksel kompozit rezinlerden önemli derecede farklı olan bir mekanik özelliği kırılma dayanımıdır. Üç kompomer ve üç konvansiyonel kompozit üzerinde yapılan bir çalışmada, suda 1 haftalık depolama sonrası kompomerlerin ortalama kırılma dayanımı değerleri kompozitlerden düşük bulunmuştur. Bu çalışmanın yazarları, çatlak yayılmasına karşı azalan direnç göz önüne alındığında, kompomerlerin stres alanlarında kullanılmaması gerektiği sonucuna varmışlardır.¹⁶⁸

2.4.8. Su Emilimi

Kompomerlerin ayırt edici bir özelliği, ilk polimerizasyon reaksiyonunu takiben, in situ olarak az miktarda su almalarıdır ve bu, reaktif cam dolgu maddesi ile fonksiyonel

monomerin asit grupları arasındaki asit-baz reaksiyonunu tetiklemektedir.¹³⁸ Bu süreç, florun cam doldurucudan matrise salınmasına neden olmaktadır. Flor, buradan kolayca ağız içine salınabilmekte ve antikaryojenik bir ajan olarak hareket edebilmektedir.⁸³

Kompomerlerin, suda bekletme sonucu %2-3.5 oranında su kütlesi alabildiği belirtilmiştir.^{138,169} Ek olarak su emiliminin, polimerizasyon büzülmesi ve ölçülebilir gerilimleri in vivo olarak azaltmada bir takım rolü olabilmektedir.¹⁵²

Kompomerler, daha sonraki bir nötralizasyonu teşvik etmek için su almak üzere tasarlanmış olsalar da, su emiliminin mekanik özelliklerin birçoğu üzerinde olumsuz bir etkisi olduğu gösterilmiştir. Örneğin, Nicholson ve Alsarheed, ilk kompomer formülasyonlarının basma direncinin, fizyolojik salin çözeltisi içinde depolanmada belirgin bir şekilde düştüğünü gösterirken; Dahl ve ark. , Dyract AP ve Compoglass F'in eğilme direncinin suda depolamada azaldığını göstermiştir.^{170,171}

Sudaki uzun süreli depolamada tüm fiziksel özelliklerin düşüş göstermediği bulunmuştur. Hem mikro-çekme mukavemeti hem de yüzey sertliği etkilenmemektedir.^{172,173}

2.5. Renkli Kompomer Materyalleri

Renkli kompomerler, 2002 yılından bu yana süt azı dişlerinin restorasyonunda kullanılmaktadır. Farklı renklerin ve parlıltı taneciklerinin kullanıldığı renkli restorasyonlar pediatrik diş hekimliği kapsamında restoratif bir seçenektir. Üstelik bu ilgi çekici restorasyonlar, bir çocuğun ağız bakımı konusundaki olumlu ilgisini de geliştirebilmektedir. Renkli kompomerler dekoratif amaçlı yapılmış olsa da, restore edilen süt dişinin düşmesine kadar ağızda tutulması için yeterli fiziksel özelliklere sahip olmalıdır.²⁷

Renkli kompomer materyali Twinky Star, 12 aylık takip çalışmasında süt molarların sınıf II restorasyonlarında umut verici sonuçlar göstermiştir.³¹ Croll ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, 8 yaşındaki bir kız çocuğunda ikinci süt azısı, renkli bir kompomer ile restore edilmiş, yerleştirildikten 10 ay sonra halen amaca hizmet ettiği ve restorasyonun sağlam olduğu bildirilmiştir.²⁷

Yapılan bir çalışma, geleneksel ve renkli kompomerlerin termal iletkenlikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların bulunduğunu göstermiştir.¹⁷⁴ Renkli

kompozitlerin termal iletkenliğindeki fark, derin kavitelere pulpa nekrozuna neden olabilmektedir. Bu nedenle, derin kavite için renkli kompozitlerin kullanımının sınırlandırılması gerektiği sonucuna varılmıştır.¹⁷⁴

2.5.1. İçerik

Geleneksel kompozitlerin aksine, pembe, yeşil, mavi, altın vb. renk tonları üretmek için az miktarda parıltı parçacıkları eklenmiştir. Renkli kompozitlerin dolgu içeriği ve diğer özellikleri geleneksel kompozitlere benzerdir.^{27,109}

2.5.2. Avantajları

Çocuklara renk seçenekleri sunmak, onlara daha fazla kontrol hissi verebilmektedir. Çocuklar, dental tedavi sürecine daha fazla müdahil oldukları için daha iyi kooperatörlükte ve daha az endişe duymaktadırlar.⁸

Renkli restorasyonlar oral hijyen için etkili bir motivasyon aracıdır. Çocuklar, restore edilmiş dişler ile birlikte diğer diş yüzeylerine de özel bir özen göstermekte ve sonuçta süt dişlerinin tamamı bundan faydalanmaktadır. Renkli restoratif materyal, yüksek klinik başarı oranı nedeniyle diş renginde kompozitlere ve diğer restoratif materyallere alternatif olarak kullanılabilir.¹⁷⁵

Renkli kompozitler geleneksel, güçlendirilmiş ve rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomerlerden daha iyi fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikler ve daha iyi aşınma direnci sergilemektedir.^{27,109} Ayrıca renkli kompozitler de, sekonder çürüklerle savaşmak için flor serbest bırakmaktadır.^{22,27,109}

2.5.3. Endikasyon ve Sınırlamaları

Renkli kompozitlerin endikasyon aralığı, süt dişlerinin anterior ve posterior restorasyonlarını içermektedir. Bununla birlikte, flor salım potansiyeli, diş minesini ve dentine bağlanma kapasitesi ve basit uygulama özelliklerine bağlı olarak süt dişlerindeki tüm lezyonların tedavisinde kullanılmaktadır.^{27,109}

Kuru çalışma alanı elde edilemiyorsa, renkli kompomer kullanımı mümkün değildir. Materyaldeki bileşenlere karşı alerjenler biliniyorsa uygulanamamaktadır. Direkt ve indirekt pulpa kaplaması veya daimi dişlerin okluzyon içeren kalıcı dolguları için renkli kompomer kullanılmamalıdır. Öjenol veya karanfil yağı içeren preparatlar renkli kompomerin polimerizasyonunu bozmaktadır ve çinko oksit öjenol simanlarıyla veya öjenol içeren diğer materyallerle kullanılmamalıdır.^{27,109,176}

Her ne kadar renkli kompomerler, cam iyonomerlerden daha iyi özelliklere sahip olsalar da, halen geleneksel rezin kompozitlerden daha düşük özellikler sergilemektedirler.^{26,27,114,27,109}

2.5.4. Konversiyon (Dönüşüm) Derecesi ve Polimerizasyon Özellikleri

Polimerizasyon süreci, malteryalin fiziksel özelliklerini etkileyen çok önemli bir aşamadır, ancak renk ilavelerinin polimerizasyon üzerindeki etkisi iyi bilinmemektedir. Kompomerlerde polimerizasyon, geleneksel kompozit rezinlerde olduğu gibi büzülme stresi ile ilişkilidir. Ayrıca, polimerizasyon derinlikleri, kompomerlerin markasına ve rengine bağlı olarak büyük ölçüde farklılık göstermektedir.⁷ Koupis ve ark., bir kompomerin A2 renginin, A4 rengi ile karşılaştırıldığında, polimerizasyon derinliği için önemli ölçüde daha büyük değerler ile sonuçlandığını bildirmiştir.¹³⁹ Yetersiz polimerizasyon derecesi, su emilimi, aşınma direnci, dayanıklılık ve klinik performans da dahil olmak üzere, kompomerlerin kimyasal ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir.¹³⁹

Daha koyu renkli rezin materyallerin, daha açık renkli rezin materyallere göre daha düşük ışık geçirgenliğine ve daha düşük polimerizasyona sahip olduğu bildirilmiştir. Dahası, daha koyu renkli rezinlerin ışığı soğurduğu bulunmuştur ve bu rezinlerde polimerizasyon açık renkli rezinlerden daha zor olmaktadır.^{177,178}

Çoğulu ve ark., daha açık renkli kompomerlerin, derin kavite için daha koyu renklere göre tercih edilebileceğini bildirmişlerdir.²⁹ Alt yüzeydeki daha koyu renkli kompomerlerin mikro sertliğinin, daha açık renkli olan olan kompomerlerden daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Derin kavite için renkli kompomerlerin yeterli polimerizasyonu için sertleşme süresinin artırılması gerektiğini bulmuşlardır.²⁹

Vandenbulcke ve ark., polimerizasyon derinliğinin, renkli kompomerlerde organik veya inorganik renk pigmentlerinin kullanılmasından etkilendiğini bildirmişlerdir.³²

Nispeten koyu tonların (mavi ve yeşil) dalga boyu dağılımı ve parlaklık etkisinden kaynaklanabilecek en yüksek polimerizasyon derinliklerine sahip olduğunu bulmuşlardır.³² Bu, pigmentlerin önemli rolünü ve bunların polimerizasyon derinliği üzerindeki etkilerini doğrulamaktadır.

Yapılan bir çalışmada, dönüşüm derecesinin hem ışık kaynağına hem de materyale bağlı olduğu bulunmuştur. Çalışmanın sonuçlarına göre materyal özelliklerinin, dönüşüm derecesi değişiminde ışık kaynağı tipinden daha önemli olduğu tespit edilmiştir.¹⁷⁹ Monomer dönüşüm derecesinin düşük olması sitotoksitede artışa, azalmış sertliğe, aşınma artışına, artmış marjinal bozulmaya ve tekrarlayan çürük ve pulpa irritasyonu ile sonuçlanan artmış mikrosızıntıya neden olabilmektedir.^{7,30,180}

Farklı renkler, aynı dönüşüm derecesi için farklı süreler gerektirebileceğinden dikkate alınması gereken önemli bir faktördür. Atabek ve ark. tarafından farklı renkli kompozitlerin ve çeşitli sertleşme sürelerine sahip kompozitlerin dönüşüm derecesinin değerlendirildiği çalışmada, sertleşme öncesi ve sonrası dönüşüm derecesi sonuçlarında gruplar arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur.¹⁸ Tüm ışıklandırma süreleri için, gümüş renkli örnekler % 13 ila % 18 arasında değişen en az dönüşüm derecesi sonuçlarını gösterirken pembe ve mavi renklerin, 40 saniye ışıklandırma sonrasında yeterli dönüşüme sahip olduğu görülmüştür. Farklı renklerin dönüşüm derecesi değerlerinin değişken olduğu sonucuna varılmıştır. Materyal özellikleri, her renk için uygun polimerizasyon süresinin tanımlanmasıyla geliştirilebilmektedir. Pembe ve mavi renkler için 40 saniye polimerizasyon süresi yeterlidir; sarı, turuncu, yeşil ve altın daha fazla ve gümüş renk en yüksek süre gerektirmektedir.⁸ Bu değişkenlik, parçacık büyüklüğü, miktarı ve parıltı türlerindeki farklılıklara bağlı olabilmektedir.¹⁸ Yapılan bir çalışma 40 saniyelik kürleme süresinin, özellikle gümüş ve yeşil renkli materyaller için kabul edilebilir bir nihai dönüşüm derecesine ulaşmak için yeterli olmadığını ortaya koymaktadır.¹⁸

Her ne kadar renkli kompozitler, çocukların diş hekimliği işlemlerini kabul etmeleri için yararlı bir yardımcı gibi görünseler de, hekimler dönüşüm derecesi hakkında dikkatli olmalıdır. Düşük bir dönüşüm, aşınmaya ve renk stabilitesine karşı zayıf dirençle sonuçlanmaktadır.¹⁸

2.5.5. Renkli Restorasyonların Psikolojik Etkileri

Renk neredeyse tüm yaşam alanlarında mükemmel etki için kullanılmakta ve günümüzde, kullanılan renkler ne kadar canlı ise o kadar daha iyi sonuçlar alınmaktadır.⁸ Diş hekimliği alanında, çocuklar birçok açıdan özel hastalardır. Pasif olarak oturmak ve diş tedavisi için beklemek doğal olarak onlar için zordur. Renkli restorasyonlar bu sorunun üstesinden gelmek için bir yol olabilir. Çocuklar kendilerini daha fazla meşgul hissettiklerinden ve bunu eğlenceli bir etkinlik olarak gördüklerinden daha işbirlikçi olmaktadır. Farklı renkler ve parlıltı tanecikleri arasından seçim yapma hakkı da bunu iyi bir seçenek haline getirmektedir. Aynı zamanda farklı favori çizgi karakterleri içeren özel bir renk kılavuzu, diş tedavisi sırasında çocukların ilgisini artırmaktadır. Tedaviye devam eden çocuk hasta bu eğlenceli aktivitede yer almakta ve tedavinin sonucunu aktif olarak beklemektedir.⁸

Renkli restorasyonların görsel etkisi aynı zamanda oral hijyen bilincini geliştirmekte ve teşvik etmektedir. Tedavinin başarısı, diş hekiminin çocuk hastaya onları uygun bir şekilde koruduğu sürece dolgularının iyi görünmeye devam edeceğini açıklamasıyla daha da desteklenmektedir. Renkli restorasyonlar evde oral hijyen için etkili bir motivasyon aracıdır. Çocuklar bu dişin bakımını özel olarak üstlenmektedirler. Böylece diğer diş yüzeyleri de kazanç elde etmekte ve sonuçta tüm süt dentisyonu için yarar sağlanmaktadır.⁸

Fishman ve ark., posterior restorasyonlar için çocukların tercihlerini değerlendirdiği bir çalışmada amalgam, kompozit, renkli kompomer ve PÇK fotoğraflarını gördükten sonra; 5-12 yaş arası 100 çocuk memnuniyet anketine yanıt vermiştir. Yaş, cinsiyet ve etnisitenin etkisi değerlendirilmiş ve istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Çalışmanın verilerine göre kompozit rezinler en çok ve amalgam en az tercih edilmiştir.⁹ Kafkasyalılar çoğunlukla kompozitleri seçerken, Afrikalı-Amerikalılar PÇK'ları tercih etmiştir. Genç, erkek ve Kafkasyalılarda renkli kompomerlere erken ilgi görülmüştür.⁹

2.6. Rezin Esaslı Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları

Günümüzde, kompozitlerin ışıkla polimerizasyonu için dört ana kaynak bulunmaktadır: Quartz-tungsten-halojen (QTH), Plazma Ark (PAC), ışık yayan diyet

(LED), Argon iyon lazeri. Her birinin resin kompozitin ışıkla polimerizasyon derecesini etkileyebilecek bazı avantaj ve dezavantajları vardır.^{181,182}

Kompomerler, kompozit rezinler gibi, ışık ile aktive olan dimetakrilat içeriğine sahiptirler. Işıkla sertleşen dental materyallerin çoğunluğu, 470 nm'de ışık absorpsiyon pikine sahip, kamforokinon gibi foto-başlatıcılar içermektedir.¹⁸³ Resin materyallerin polimerizasyonu için uygun bir ışık cihazının kullanılması şarttır; yapılan çalışmalar kompozit rezinin polimerizasyon miktarının biyolojik ve fizikokimyasal özelliklerine bağlı olduğunu göstermiştir.¹⁸⁴ Bu nedenle, resin kompozitlerin üreticileri, kullanılan foto başlatıcının tipi hakkında bilgi vermeli ya da tüm resin kompozitler veya kompomerler, polimerizasyon için gerekli olan enerji yoğunluğunu ve spektral bant genişliğini belirten bir etiket taşımalıdır. Bu durumda, uygun ışık kaynağının seçilmesi ve materyalin sertleşmesi için gereken sürenin hesaplanması mümkün olacaktır.^{185,186}

2.6.1. Kuartz Tungsten Halojen (QTH)

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için kullanılan en yaygın ışık üniteleri, 400-2800 mW / cm²'lik bir ışık yoğunluğu ile kürlemenin altın standardı olan Quartz-Tungsten-Halojen üniteleridir (QTH). QTH ışık kaynaklarında tungsten halojen ampul kullanılmaktadır. Bu cihazın avantajları arasında düşük maliyetli olması ve geniş çaplı ışık çıkışına sahip olması bulunmaktadır. Sınırlı bir polimerizasyon derinliği, uzun pozlama süresi ve yetersiz polimerizasyona neden olabilecek ampul ve filtre yaşlanmasına bağlı olarak zamanla azalan ışık yoğunluğu ise dezavantajları arasındadır.^{181,187,188}

2.6.2. Plazma Ark (PAC)

Doğrudan resin restorasyonlarında kompozit dolgu materyallerinin yüksek hızda polimerizasyonu için bir plazma ark (PAC) ışık kaynağı tasarlanmıştır. Elektrik akımı varlığında yüksek enerjili, yüksek basınçlı iyonize bir gaz, kompozit rezinlerin sertleşme oranını arttıracak kadar güçlü, yüksek sıcaklıkta bir ışık kaynağı oluşturmak için kullanılmaktadır. Üreticinin açıklamasına göre, yüksek oranda dolduruculu ve pigmentli kompozit materyaller 10 s içinde sertleştirilebilirken, daha şeffaf materyaller 5 s içinde sertleştirilebilmektedir. Bu hızlı sertleştirme özelliği, QTH ile karşılaştırıldığında önemli

bir koltuk-zaman (chair-side time) tasarrufu sağlamaktadır. Bununla birlikte, QTH ile karşılaştırıldığında, PAC cihazları çok daha pahalıdır. Ayrıca, yüksek ışık şiddeti ve hızlı polimerizasyon büzülmesinin olumsuz yan etkilerinin yarattığı radyasyon ısınması ile ilgili endişeler ortaya çıkmış olup, bu da restorasyonların marjinal sızdırmazlığını tehlikeye atabilmektedir.^{189,190}

Plazma ark ışık kaynaklarında xenon lambalar kullanılmaktadır. PAC üniteleri, 470 nm civarında oldukça dar dalga boylarında yüksek bir ışık enerjisi çıkışı ile karakterize edilmektedir.¹⁹¹ Bazı PAC ışık kaynaklarından elde edilen spektral çıkış, bazı rezin kompozitlerde foto başlatıcı ile uyuşmayabilmekte ve bu da polimerizasyonda başarısızlığa neden olabilmektedir.^{192,193}

2.6.3. Argon Lazer

Polimerizasyon derecesinin, artan ışık şiddeti ile geliştirilebileceği görülmektedir. Bu nedenle, 2000 mw / cm²'ye kadar ışık yoğunluğu olan argon iyon lazeri gibi yüksek yoğunluklu ışık üniteleri tanıtılmıştır. Argon lazerlerin polimerizasyonu hızlandırdığı, ancak ışık ünitesinin ucunda yüksek sıcaklığa neden olduğu bildirilmiştir.^{181,187,194}

Ayrıca, cihaz çok yer kaplamakta ve uygulayan hekimin sistemin zararlı etkilerinden korunması için özel önlemler alması gerekmektedir. Yeterli polimerizasyon için etkili bir sistem olmasına rağmen argon lazerler klinik kullanım açısından bu gibi dezavantajlarından dolayı diş hekimliğinde çok sık kullanılmamaktadır.¹⁹⁵

2.6.4. Işık Yayan Diyotlar (LED)

QTH ünitelerine ait problemlerin üstesinden gelmek için, kompozit rezinleri sertleştirmede ışık yayan katı hal diyotları (LED) kullanılmıştır. Bu yüksek verimli cihazlar, 470 nm (450-490) maksimum radyan noktası ile dar bir spektral aralık içinde mavi bir ışık üreten yarı iletken, indiyum galyum nitrür kullanılmaktadır.^{194,196}

Işıkla aktive edilen materyallerin polimerizasyonu için en verimli dalga boyunun, başlatıcı olarak kamforokinon kullanıldığında 470 nm olduğu bildirilmiştir.¹⁹⁷ LED ışık ünitesinin en önemli avantajı, üreticinin ifade ettiği en verimli dalga boyunu (440-490 nm) seçebilme yeteneğidir.¹⁹⁷

Bu cihazların avantajları, azaltılmış sertleşme süresini ve 10.000 saate kadar lamba ömrünü içermektedir. Ek olarak, bu cihazlar minimum enerji kullanır; hafiftir ve portatiftirler, ergonomik tasarıma sahiptirler. Darbeye ve titreşime karşı dayanıklıdır. Halojen akkor filament yerine yarı iletken katkılama kullanılmaktadır, bu nedenle düşük ısıya sahiptirler ve bir fana ihtiyaç duymamaktadırlar.^{187,198} LED lambalar en yüksek fotopolimerizasyon etkisine sahiptir. Söz konusu avantajlar nedeniyle, günümüzde LED ışık üniteleri yaygın olarak kabul edilmektedir.^{181,199}

Polimerizasyon için en yeni ışık teknolojisi olan çoklu diyotlu ve çift emisyonlu zirvelere sahip üçüncü nesil, yüksek yoğunluklu LED üniteleri, yeterli polimerizasyon için sertleştirme süresi azaltımına olanak tanıyacak şekilde piyasaya sürülmüştür.²⁰⁰ Üçüncü nesil LED ışıkla sertleştirme ünitesi olan Valo LED (Ultradent Products, South Jordan, Utah), 1000 mW / cm² ışık yoğunluğuna sahip standart mod, 1400 mW / cm² ışık yoğunluğuna sahip yüksek güç modu ve 3200 mW / cm² ışık yoğunluğuna sahip plazma mod dahil olmak üzere farklı sertleştirme modlarına sahiptir.²⁰¹ Özellikle pediatrik diş hekimleri arasında LED çok yaygın kullanılmaktadır; çünkü daha az koltuk süresi ve yeterli polimerizasyon ana hedefidir.²⁰²

2.7. Kompomer Materyallerinde Biyouyumluluk

Biyouyumluluk veya biyolojik uyum, canlı dokulara temas eden herhangi bir materyalin sistemik ve lokal toksik, alerjik, mutajenik ve karsinojenik etki ve vücudun yumuşak veya sert dokularında doku reaksiyonu oluşturmaması olarak tanımlanmaktadır.²⁰³ İlk biyouyumluluk çalışmaları ağırlıklı olarak polimerize olmamış artık monomerlerin salınmasına odaklanmıştır.²⁰⁴ Ancak daha sonra rezin bazlı dental materyallerin biyodegradasyonu hakkındaki bilgi birikimi, monomerle ilişkili formaldehit gibi metabolik yan ürünlerin toksisitesi ile ilgili ek endişeleri tetiklemiştir.²⁰⁵

Metakrilat monomerlerinin, rezin içeren materyallerin sitotoksik etkisinden sorumlu ana bileşen olduğu konusunda genel bir fikir birliği vardır.^{206,207} Fujisawa ve ark. dental materyallerde bulunan metakrilat monomerlerinin, hücre zarlarının lipid çift katmanlarına katıldığını ve daha sonra membran lipidlerinin monomerlerle çözündüğünü bunun da, hücresel değişikliklere ve sonuç olarak hücre ölümüne yol açan bir fenomen olduğunu varsaymıştır.²⁰⁸

Polimerize edilmemiş bileşiklerin ağız boşluğuna salınmasına ek olarak, aynı zamanda, reaksiyona girmemiş monomerlerin, dentin ve pulpa yoluyla difüzyonu ile hızlı bir sistemik dağılımı meydana gelebilmektedir.^{209,210} Yerleştirmeden hemen sonra artık monomerlerin elüsyonu dışında, dolgu maddelerinin tükürük yüzeyinde gelişen çeşitli kimyasal (örneğin solvoliz, hidroliz ve alkoliz) ve fiziksel (aşınma ve erozyon gibi) reaksiyonlar da resin polimerlerinin sürekli parçalanmasını ve çözünmesini teşvik etmektedir.²⁰⁵ Dahası yeni bulgular, dental polimerlerin de oldukça geniş ölçüde enzimatik hidrolize maruz kaldıklarını göstermektedir, bu da muhtemelen çeşitli farklı metabolik yan ürünlerin üretimine yol açmaktadır.²¹¹

Hem HEMA hem de TEGDMA, dental restoratif materyallerin yaygın olarak kullanılan bileşenleridir ve dental resin bazlı materyallerin sulu ekstrelerinde tanımlanmıştır.^{212,213} TEGDMA, böbrek hücrelerinde glukoneogenezin inhibisyonunu içeren in vitro bir modelde HEMA'ya kıyasla yaklaşık 10 kat daha toksik olarak tanımlanmıştır.²¹⁴ Yapılan çalışmalar, her iki monomerin in vitro apoptozisi indüklemeye potansiyeline sahip olduğunu göstermiştir.^{215,216}

HEMA ve TEGDMA gibi maddeler, reaktif oksijen türlerinin (ROT) oluşumu yoluyla hücrel stresin olası bir sebebidir.^{212,217} Ayrıca TEGDMA ve HEMA'nın genotoksik etkileri indüklemesi, bileşiklerin DNA reaktivitesi belirteci ile in vitro olarak da gösterilmiştir.²¹⁸ Geurtsen ve ark. TEGDMA elüsyonunun, araştırdıkları ışıkla sertleştirilen cam iyonomer simanlar ve kompomerlerin neden olduğu sitotoksik reaksiyonların ana nedenlerinden biri olduğunu göstermişlerdir.²¹². Dolayısıyla, bu komonomerlerin resin restorasyonlardan ayrılması en aza indirilmeli veya önlenmelidir.

Resin bazlı adezivlerden sızabilen monomerler, sindirim sistemi tarafından emilebilmekte, bozunmaya maruz kalabilmekte ve hormon bağlama bölgelerini işgal eden doğal hormonlarla rekabet eden, bir steroid hormonu gibi davranabilen BPA gibi ürünleri oluşturabilmektedir.²¹⁹ BPA'nın genç kızlarda erken ergenliğe neden olma gibi ciddi biyolojik sonuçları olsa da, bu konuda literatürdeki kanıtlar eksiktir.²²⁰ BPA, çoğu diş kompozitlerinde bir bozunma ürünü olarak bulunabilmektedir. BPA'nın çeşitli hücre tiplerinde oksidatif stres aracılı sitotoksositeye neden olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle, bu tür monomerlerin resin formülünden çıkarılması, östrojenik potansiyeli ve ayrıca oral hücrelere sitotoksositeyi azaltabilmektedir.²²¹

Ek olarak sitotoksosite, düşük dönüşüm oranı, düşük monomer moleküler ağırlığı, kimyasal yapı ve doldurucu fonksiyonelliği gibi karmaşık bir faktör kombinasyonuna bağlı olabilmektedir.²²²⁻²²⁴ Bu nedenle, monomer çapraz bağlanmasını en üst düzeye çıkarmak ve sitotoksositeyi azaltmak için sertleştirmede uygun bir ışık yoğunluğu önerilmektedir.²²⁵ Sonuç olarak, rezin oranının redüksiyonu ve monomerlerin seçilimi, restorasyonlarla temas halindeki oral hücrelerin toksisitesinden kaçınmanın en önemli faktörleri olabilir. Geleneksel inorganik doldurucu maddeleri de sito-uyumluluğu etkileyebilmekte; fakat etkileri rezin matrisi ile karşılaştırıldığında göz ardı edilebilir gibi görünmektedir.²²⁶ Sitotoksosite potansiyeli, artık monomerlerin yanı sıra başlatıcılar ve stabilizatörler gibi diğer katkı maddelerinden de etkilenmektedir.²¹³

Rezinlerin sitotoksosite derecesi, rezidüel monomerlerin toplam konsantrasyonu ile orantılıdır, ancak rezidüel monomerin tipi de önemlidir.²¹³ Karbon zinciri ne kadar uzunsa ve daha az hidroksil grubu varsa, monomerin sitotoksitesini daha yüksektir. Bu, herhangi bir monomerin toksisitesinin, lipofilik özellikleri ile korelasyon gösterdiği fikrini desteklemektedir.²²⁷ Yazarlar, oksijen inhibisyon tabakası uzaklaştırılmamışsa ışık ile sertleşen rezinlerin sitotoksitesinin arttığını bildirmişlerdir. Bu tabaka, artık monomerlerin polimerizasyonunun inhibisyonundan sorumlu gibi görünmektedir. Oksijen inhibisyon tabakasının uzaklaştırılmasının kısmen hücre canlılığını arttırdığı bildirilmiştir.²²⁸

Ayrıca, flor salımı da sitotoksik etkilere katkıda bulunabilmektedir. Yapılan bir çalışma, flor salımının hücre büyümesini, proliferasyonunu, mitokondriyal aktiviteyi ve protein sentezini inhibe ederek pulpal toksisite için önemli bir potansiyele sahip olduğunu göstermiştir.²²⁹

Kompomerler, cam iyonomerlerde kullanıldığı şekliyle dimetakrilat monomer ve reaktif floroaluminosilikat cam doldurucudan oluşmaktadır.¹³⁸ Kompomer sızıntıları, hafiften şiddetliye derecelendirildiğinde sitotoksik olarak karakterize edilmiştir.^{206,230}

2.7.1. Kompomer Materyallerinde Rezidüel Monomer Salımı

Genel olarak, monomerlerden polimerlere tam bir dönüşüm mümkün değildir.¹⁸⁰ Resin bazlı restoratif materyalin tamamlanmamış polimerizasyonu ve monomerlerin ayrıştırılması sadece restorasyonun mekanik özelliklerini azaltmakla kalmaz, aynı

zamanda materyalin biyo-uyumluluğunu da olumsuz yönde etkileyebilmektedir.²¹⁷ Monomerler, polimerize edilmiş dental metakrilat bazlı materyallerden ağız boşluğuna ya da dentin tübüleri aracılığıyla pulpaya difüze olabilmektedir.²³¹ Reaksiyona girmemiş monomerlerin tamamen elüsyonu için gereken süre ile ilgili bilgiler de çelişkilidir: Bazı çalışmalar elüsyonun 1 ila 7 gün içinde tamamlandığını, diğer çalışmalar ise daha uzun süre devam ettiğini bulmuşlardır.²³²

Işıklama tamamlandıktan sonra kompomerlerde polimerizasyon sürecinin devam ettiği görülmektedir.²³³ Geleneksel ışıklama koşullarında, tüm dimetakrilat monomerleri, nihai üründe % 55 ila % 75 arasında değişen bir dönüşüm derecesi ile önemli miktarda artık monomer sergilemektedir.^{61,180}

Reaksiyona girmemiş monomer polimerize edilmiş materyalden sızabilmekte ve yumuşak dokuyu tahriş edebilmektedir.²³⁴ Ayrıca, restoratif bir materyaldeki polimerize olmamış resin monomerlerin miktarı ile sitotoksik etkinin büyüklüğü arasında da bir korelasyon vardır.^{212,217}

Ferracane'ye göre monomerlerin kompozit rezinden ayrılması ile ilgili ilk parametre salınan bileşenlerin miktarıdır ve bu da resinin polimerizasyon oranı/dönüşüm derecesinden (örneğin, verilen ışığın enerji yoğunluğu ve resin tabakasının kalınlığından) etkilenmektedir.²⁰⁴ İkinci olarak, çözücülerin kimyası, elüsyonu önemli ölçüde etkilemektedir. Üçüncü olarak, salınan bileşenlerin boyutu ve kimyasal yapısı bir rol oynamaktadır. Ek olarak, resin bazlı dental materyallerin bileşimi, doğrudan monomerlerin elüsyonunu etkilemektedir.²³⁵

Daha küçük moleküllerin daha büyük moleküllerden daha hızlı süzülmesi beklenmektedir. HEMA ve TEGDMA'nın moleküler ağırlıkları sırasıyla 130.14 g / mol ve 236.33 g / mol'dir. HEMA, RMCİS üreticileri tarafından bir içerik olarak listelenmiştir; bununla birlikte, kompomer üreticileri tarafından bir içerik olarak listelenmemiştir. Ancak Geurtsen ve ark. kompomerlerde HEMA varlığını doğrulamıştır.²¹²

In vivo ve in vitro çalışmaların birçoğu, temel resin bazlı monomerlerin (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve HEMA) sitotoksik, genotoksik, mutajenik ve alerjenik etkiler dahil olmak üzere sistemik ve lokal toksik özellikler sergilediğini göstermiştir. Çalışmalar, bu temel monomerlerin sitotoksikite sıralamasının Bis-GMA > UDMA > TEGDMA > HEMA şeklinde olduğunu göstermiştir.^{206,217,226}

2.7.2. Monomerlerin Neden Olduğu Oksidatif Strese Karşı Hücresel Yanıt

Materyallerden salınan bileşenler hücrelerde; interlökin salınımı, iltihabi yanıt ve hücre ölümü gibi çeşitli cevaplara sebep olabilmektedir.²⁰³ Pulpa ve diş eti hücreleri dahil olmak üzere çeşitli hücre tiplerinde apoptozis aracılığıyla TEGDMA veya HEMA gibi rezin monomerler ile indüklenen sitotoksikite ve monomerlerin neden olduğu genotoksik veya mutajenik etkiler rapor edilmiştir. Monomer kaynaklı DNA zincirbozulmalarının bir sonucu olarak memeli hücreleri, düzenleyici proteinlerin koordineli aktiviteleri aracılığıyla fonksiyonel hücre döngüsü kontrol noktalarını aktive edebilmektedir.^{236,237}

Monomerler, ayrıca doğal bağışıklık sisteminin spesifik hücre yanıtlarını da etkilemiştir. TEGDMA ve HEMA, makrofajlarda LPS (lipopolisakkarit) ile indüklenen sitokin üretimini anında regüle etmiş ve immün hücrelerin kontrollü etkileşimi için gerekli olan CD 14 ve diğer yüzey belirteçleri gibi yüzey antijenlerinin ekspresyonunu inhibe etmiştir.^{238,239}

Ayrıca, fizyolojik olarak ilgili rezin monomer seviyeleri, kök hücreler de dahil olmak üzere pulpa kaynaklı hücrelerde, muhtemelen fizyolojik dentin onarımı veya insan daimi dişlerinin gelişimsel süreçleri için ciddi sonuçlarla birlikte, odontojenik farklılaşma ve mineralizasyon süreçlerini önemli ölçüde geciktirmiştir.²⁴⁰ Bu fenomenler, rezin monomerlerin, karmaşık düzenleyici hücresel ağlara ve sinyal iletim yollarına açıkça müdahale eden çevresel stres etkenleri olduğunu göstermektedir.

Rezin monomerlerin, temel non-enzimatik antioksidan olan hücre-içi glutatyon (GSH) miktarını azalttığı ve ROT oluşumunu paralel olarak arttırdığı tespit edilmiştir.²³⁷ Glisin, sistein ve glutamattan sentezlenen bir tripeptid olan GSH, hücrelerde mevcut olan en önemli redoks düzenleyici, enzimatik olmayan tioldür.²⁴¹ Lipitler ve proteinler üzerinde zararlı etkilere ek olarak, ROT muhtemelen şeker parçaları, kromatin proteinleri gibi DNA parçalarıyla ve baz veya nükleotid eksizyon onarımıyla hızla sabitlenebilen pirimidin ve pürinlerle etkileşime girmektedir.²⁴² Daha ciddi hasarlar, tek ya da çift iplik kopmalarına, baz modifikasyonlarına ve DNA protein çapraz bağlarına neden olmakta, bu da genomun stabilitesini bozmaktadır.²⁴³

2.7.3. İn-Vitro Sitotoksosite Test Yöntemleri

Son yıllarda birçok yeni dental restoratif materyal piyasaya girmiştir. Bu ürünlerin, birçok avantajı olduğu iddia edilmektedir. Ancak, birçok durumda, ürün önceden bağımsız değerlendirme yapılmaksızın piyasaya sürülmektedir. Bu bağlamda, sitotoksosite testi, bir maddenin vücuda zararlı olabileceği olasılığının değerlendirilmesidir.²⁰⁷

Ulusal ve uluslararası düzenlemelere göre, dental materyaller hastalara uygulanmadan önce biyouyumluluk açısından değerlendirilmelidir. Bu amaçla, hayvan deneyleri ve hücre kültürü testleri mevcuttur. Dental materyallerin sitotoksitesini test etmek için yapılan hayvan deneyleri, zaman alıcı, pahalı ve geniş çaplı tartışmalara tabidir. İn vitro sitotoksosite testi, in vivo deneyler gerçekleştirilirken sıklıkla sorun olan deneysel faktörlerin kolay kontrol edilmesine izin verme avantajına sahiptir. İn vitro yöntemler tekrarlanabilir, uygun maliyetli, uygulanabilir ve dental materyallerin temel biyolojik özelliklerinin değerlendirilmesi için uygundur.^{244,245}

Dental materyallerin sitotoksitesini belirlemek için farklı in vitro test yöntemleri ve hücre hatları kullanılmıştır. Çoğu klinik durumda, kompozitler hücre ile doğrudan temas halinde değildir, ancak özleri (ekstrakt) hedef hücrelere ulaşabilmektedir. Bu nedenle, dolaylı bir temas yöntemi olan ekstraksiyon tekniği, dental materyallerin sitotoksosite potansiyelini göz önüne alırken yaygın olarak kullanılmaktadır.²⁴⁶

Dental materyallerin sitotoksitesini değerlendirmek için birçok hücre kültürü tekniği uygulanmıştır. Bu yöntemler, yerleşik veya diploid hücre çizgileri ve birkaç doku eksplant tekniği ile hücre kültürlerine dayanan ekstrakt testleri, direkt kontak testleri ve indirekt kontak testleridir.²⁴⁷ Bununla birlikte, giderek artan sayıda yazar, in vitro toksisite testlerinin en uygun hücrelerle (insan dokularıyla en yüksek ilişkili homolog hücrelerle) yapılması gerektiğini belirtmiştir.²⁴⁸

ISO tarafından hazırlanan standartlara göre, kullanılması önerilen in vitro sitotoksosite testleri, agar difüzyon testi, filtre difüzyon testi, direkt kontak testi ve dentin bariyer testidir (ISO 10993-5, 1993).²⁴⁹

2.7.4. Hücre Kültürleri

Rezin esaslı restoratif materyallerin sitotoksitesinin incelendiği deneylerde insan ve hayvanlardan elde edilen hücre kültürleri kullanılmaktadır.²⁵⁰ Hücre kültürleri ile canlı

dokuların vücut dışında yaşatılabilmesi, sürekli üretilmesi ve gelişiminin taklit edilmesi mümkün hale gelmektedir.

Hücre kültür testleri, tekrarlanabilir olması, bireysel faktörlerden etkilenmemesi, etik kaygı yaratmaması ve ara aşamaların kontrol edilebilir olması nedeniyle oldukça sık kullanılmaktadır. Fakat sadece başlangıçtaki sitotoksositeyi göstermesi, materyalin doku ile uzun süreli temasta olduğu durumlarda toksisitenin ne düzeyde olacağı hakkında bilgi verememesi dezavantaj olarak sayılabilir.²⁵⁰

Dental materyallerin toksisitelerinin değerlendirilmesinde kullanılan hücre kültürleri; primer hücre kültürleri, devamlı hücre kültürleri ve diploid hücre kültürleri olarak sınıflandırılmaktadır.

2.7.5. Sitotoksosite Değerlendirme Yöntemleri

Sitotoksosite değerlendirme yöntemleri genel olarak kolorimetrik, lüminesans ve enzimatik yöntemlerdir.²⁵¹

Kolorimetrik yöntemlerde, 3-(4,5 dimetiltiyazol- 2-yl)-2,5-difeniltetrazolyum-bromür (MTT), 3-(4,5- dimetiltiyazol-2-yl)-5-(3-karboksimetoksifenil)-2-(4- sülfofenil)-2H-tetrazolyum (MTS), 2,3-bis-(2- metoksi-4-nitro-5-sülfofenil)-2H-tetrazolyum-5-karboksianilid (XTT), 2-(4-iodofenil)-3-(4-nitrofenil)- 5-(2,4-disülfofenil)-2H-tetrazolyum (WST) gibi tetrazolyum tuzları kullanılarak renk değişikliği ya da kristal viyole, nötral kırmızısı gibi boya maddeleri kullanılarak hücrelerin spesifik boyanması esasına dayalı ölçümler yapılmaktadır.^{252,253}

2.7.5.1. MTT Testi

Son yıllarda materyallerin biyoyumluluğunu değerlendirmek için çok çeşitli in vitro analizler geliştirilmiştir. MTT testi, hücrelerin canlılığı ve çoğalmasının, mitokondri fonksiyonel durumu ile değerlendirildiği hassas, kantitatif ve güvenilir bir kolorimetrik testtir.²⁵⁴ Bu yöntem sağlam hücrelerde mitokondrinin, MTT boyasının tetrazolium halkasını parçalayabilmesi ilkesine dayanmaktadır.²⁵⁵ Canlı hücrelerdeki mitokondriyal dehidrogenazlar (süksinat dehidrogenaz), sarı tetrazolyum tuzu MTT'yi [3-(4,5-dimetiltiyazol-2-il)-2,5-difenil tetrazolyum bromür], mavi-mor renkli çözünmeyen

formazana indirgemektedir. Formazan ürünü oluşumunun, canlı hücrelerin sayısı ile doğru orantılı olduğu bulunmuştur.^{245,256} Çözünür olmayan formazanın renkli bir çözelti içinde çözündürülmesi için asidik bir çözelti eklenmektedir. Bu renkli çözeltinin optik yoğunluğu, belirli bir dalga boyundaki ölçümü ile nitelendirilebilir.

Bu nedenle, optik yoğunluğun ölçülmesi, üretilen formazan miktarını ve mevcut olan canlı hücre sayısını belirlemede yardımcı olacaktır, bu da MTT analizinin temelini oluşturmaktadır.²⁵⁴

2.8. Kompomer Materyallerinde Sertlik

Bir materyalin etrafındaki değişikliklere karşı tepkisi “fiziksel özellikler” olarak adlandırılmaktadır. Fiziksel özellikler; mekanik özellikler, termal özellikler ve elektrokimyasal özellikler olmak üzere üç grupta analiz edilmektedir.²⁵⁷ Ölçümler, makro, mikro ve ileri teknoloji gibi mekanik özelliklere sahip nano ölçekte test ve standartlar uygulanarak yapılabilmektedir.²⁵⁸ Sertlik, pürüzlülük, aşınma direnci ve kırılma tokluğu bu mekanik özelliklerle ilgilidir.^{257,258}

Bir katı maddenin fiziksel bir özelliği olarak sertlik, kütle/ cismin herhangi daha sert bir materyalin potansiyel nüfuzuna karşı gösterdiği direnç veya test edilen materyalin aşınma, çizilme, kesme ve plastik deformasyona karşı direncidir.²⁵⁹

Yüzey sertliği, monomer dönüşüm derecesi ile korelasyon gösteren kalıcı girintiye (indentasyona) direnç olarak da tanımlanmaktadır ve polimerizasyon derecesini değerlendirmek için dolaylı bir yöntemdir.^{184,202} Düşük monomer dönüşüm derecesi, materyalin yetersiz mekanik özelliklerine karşılık gelmekte ve bunu değerlendirmek için farklı teknikler bulunmaktadır.²⁶⁰

Katı materyallerin mekanik karakterizasyonu için bir ana parametre olan girinti sertliği, dental materyallerin mekanik özelliklerini ölçmek için yaygın bir teknik olarak kullanılmaktadır.²⁶¹ Uygulanan girinti kuvvetlerine ve gözlemlenen indikatörün yer değiştirme miktarına göre makro, mikro veya nano ölçekte tanımlanmıştır.

2.8.1. Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri

Brinell, Rockwell, Shore, Barcol, Vickers, Knoop testleri, restoratif materyaller için yaygın olarak kullanılan geleneksel sertlik ölçüm yöntemlerindedir. Brinell ve Rockwell testleri, materyallerin makrosertlik ölçümünde kullanılmaktadır. Materyaller ince bir mikro yapıya sahip olduklarında ise makrosertlik ölçümleri yüzey özelliklerini tanımlayamamaktadır.²⁶² Mikrosertlik yöntemi, dişlerin sertliklerinin ölçülmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Hızlı ve kolay uygulanabilen bu yöntem, örnek yüzeyinin sadece küçük bir alanı üzerinde uygulanmaktadır.²⁶³ Vickers ve Knoop testleri, materyallerin mikrosertlik değerini belirleyen yöntemlerdir. Materyallerin nanometre boyutlarında yüzey özelliklerinin incelenmesi amacıyla ise nanoindentasyon testi kullanılmaktadır.

2.8.1.1. Vickers Testi

Kompozit rezinin sertliğini değerlendirmek için birçok yöntem vardır ve en yaygın olanı, monomer dönüşümü ve polimerizasyon derecesini belirlemek için dolaylı bir yöntem olan Vickers mikro sertlik cihazıdır.²⁶⁴ İngiltere’de 1925 yılında geliştirilmiş olan bir yöntem olan Vickers testinde sertlik, kullanılan kare tabanlı piramit şekilli ucun, belirli bir süre boyunca, belirli bir yükün materyal üzerine uygulanması sonucu oluşan çentiğin diyagonal ölçümleri sonrasında belirlenmektedir.^{262,265} Bu yöntemde, yükleme ucunun izi daha küçük ve derin olduğundan, küçük bölgelerin ve çok sert materyallerin sertlik ölçümünde kullanılabilir.²⁶⁶

2.8.1.2. Knoop Testi

National Bureau Standards (USA) tarafından 1939 yılında geliştirilen Knoop testinde kullanılan uç, Vickers testinde kullanılan uç ile benzerlik göstermektedir. Vickers ucu ile aynı yük, Knoop ucuna göre yaklaşık olarak iki kat daha derin iz bırakır. Knoop çentiğinin köşegeni, Vickers çentiğinin büyük köşegen uzunluğunun yaklaşık 3 katı kadardır. Çok sert kırılğan materyaller ve çok ince kesitlerin sertlik ölçümleri için Knoop yönteminin daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmektedir.²⁶⁷ Knoop sertlik testi ile çekilmiş bir dişin mine ve dentin sertliği, metal ve alaşımların sertlik ölçümleri yapılabilir.⁶⁷

2.8.1.3. Nanoindentasyon Testi

Temel olarak bu yaklaşım, yük-yer değiştirme girinti verilerinden yüzey mekanik özelliklerinin belirlenmesini sağlamaktadır. Ölçülen en yaygın mekanik özellikler sertlik ve elastik modüldür.²⁶⁸

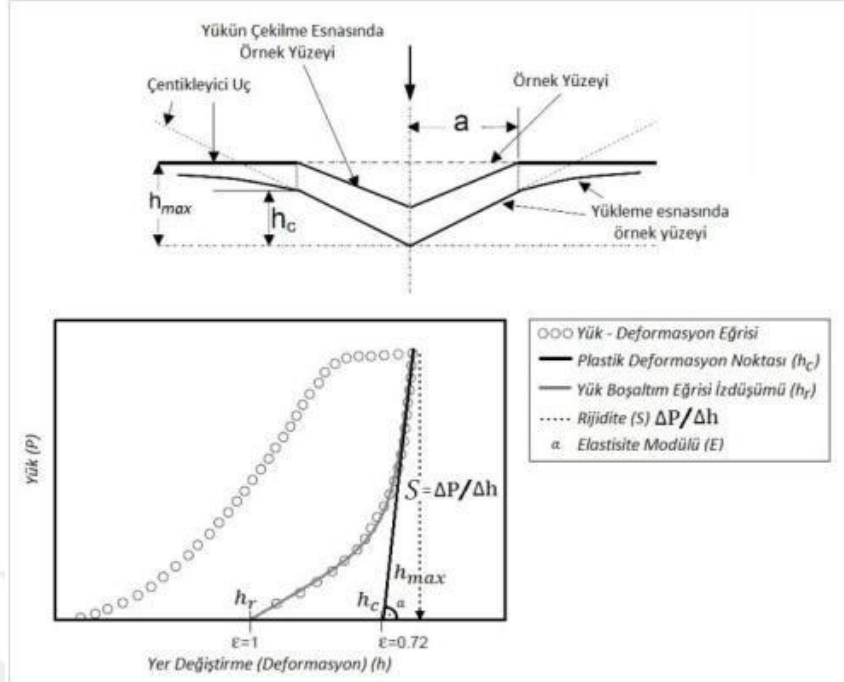
Ölçüm prosedürleri, indikatörün sabit yük veya gerinim oranı ile yüzeye bastırılması, yükleme-boşaltma sırasında yükün bir fonksiyonu olarak yer değiştirme kaymasının kaydedilmesi ve son olarak, yük-yer değiştirme eğrisinden sertliğin ve yük-boşaltma eğrisinden materyalin elastik modülünün hesaplanması şeklindedir.²⁶⁹

Nanoindentasyon cihazlarında Berkovich, Küresel, Vickers ve Sferokonik çentikleiyici uçlar olmak üzere dört farklı uç kullanılmaktadır. Farklı materyaller için uygun olan uç seçilip kalibrasyon işlemi düzenli olarak yapılmalıdır. Metaller ve elmas gibi elastik modülü ve sertliği yüksek materyallerde Berkovich veya Vickers uçları, düşük materyallerde ise Sferokonik veya Konik uçlar tercih edilmektedir.²⁷⁰

2.8.1.3.1. Nanosertlik Ölçümü

Nanoindentasyon tekniği, mikron altı ölçek üzerindeki girintilerin yük-yer değiştirme verilerine dayanarak çeşitli yükleme rejimleri altında malzemelerin lokal mekanik özelliklerinin araştırılmasını sağlamıştır. Bu teknikle sertliğin ölçülmesi, kuvvetin yüksek rezolüsyonu ve doğru girinti konumlandırması için geleneksel mikro sertlik test yöntemlerine göre avantajlı olarak önerilmiştir.^{271,272}

Nanoindentasyon yönteminde 0.1 mN gibi düşük kuvvetler uygulanabilmektedir. Diş dokularına ve dental materyallere ait örnekler üzerindeki ölçümler, batma derinliği 1 µm'den küçük ölçekli bir alanda ve yüksek çözünürlükte yapılabilmektedir (Şekil-1.1).²⁷³⁻²⁷⁵



Şekil 1.1 Nanoindentasyon ölçümlerinde kullanılan uç ve elde edilen yük-penetrasyon derinliği eğrisi.²⁷³

2.8.1.3.2. Elastik Modül (Esneklik Katsayısı)

Elastik modül, bir materyalin sertliği hakkında fikir vermektedir. Gerilme/gerinim grafiğinin eğimi kullanılarak ölçülmektedir. Elastik modülü yüksek olan materyaller rijit, düşük olanlar ise esnek materyaller olarak tanımlanmaktadır.²⁶²

Elastik modül, basma kuvvetinin gerilme kuvvetine olan oranı olarak da ifade edilebilmektedir. Basma kuvveti, materyale uygulanan kuvvet miktarını; gerilme kuvveti ise materyalin uygulanan kuvvete bağlı olarak gösterdiği deformasyon miktarını belirtmektedir.²⁷⁶ Elastik modülün birimi gerilimle aynıdır ve N/m^2 şeklinde ifade edilmektedir ($1GPa=109N/m^2$).^{262,277}

Elastik modül ve sertlik arasında temel bir ilişki olmamakla birlikte nanoindentasyon tekniğinin ilerlemesi ile bu iki parametrenin birlikte değerlendirilmesi mümkün hale gelmiştir.²⁶⁸

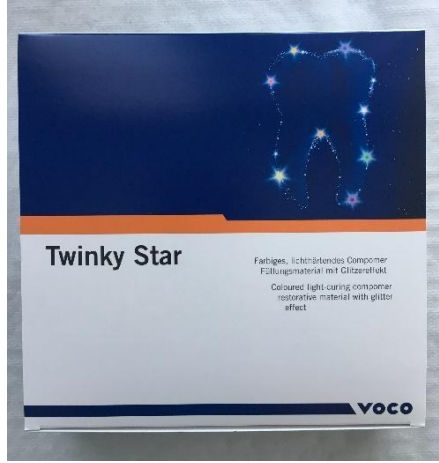
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasının örnek kalıp hazırlama kısmı Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda yapılmıştır. Renkli kompomer materyallerinin sitotoksitelerinin incelenmesi Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Tıp Fakültesi Temel Tıp Bilimleri Bölümü, Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Hücre Kültürü laboratuvarlarında, materyallerin nanosertliklerinin değerlendirilmesi ise Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Teknoloji ve Ar-Ge Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışma Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından desteklenmiştir (Proje No: 18.U.012). Mustafa Kemal Üniversitesi Tayfur Ata Sökmen Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 2018/28 sayılı etik kurul izni ile yürütülmüştür.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada çocuk diş hekimliğinde kullanılan dört farklı markaya sahip renkli kompomer materyali ile bir geleneksel kompomer materyali karşılaştırıldı. Çalışmada Composan Glitter (Promedica, Neumuenster Almanya), Nova Compomer Rainbow (Imicryl, Konya, Türkiye), Twinky Star (Voco, Cuxhaven, Almanya) ve Dyract XP'ye Zenit Color (President Dental, Almanya) boya maddesi eklenerek elde edilen renkli kompomer materyallerinin ortak üç rengi olan mavi, turuncu ve sarı renkleri ile Dyract XP (Dentsply, Konstanz, Almanya) geleneksel kompomer materyalinin A2 rengi kullanıldı (Şekil 3.1 - 3.5). Toplamda 13 grup oluşturuldu. Kullanılan restoratif materyaller ve içerikleri Çizelge 3.1'de, çalışmada kullanılan materyal gruplarına ilişkin kodlama Çizelge 3.2'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1 Twinky Star (Voco, Cuxhaven, Almanya)



Şekil 3.2 Nova Compomer Rainbow (Imicryl, Konya, Türkiye)



Şekil 3.3 Composan Glitter (Promedica, Neumuenster Almanya)



Şekil 3.4 Zenit Color (President Dental, Almanya)



Şekil 3.5 Dyract XP (Dentsply, Konstanz, Almanya)

Materyal	Tip	İçerik	Üretici firma
Twinky Star	Renkli kompomer	Ba-Al- St-florosilikat cam, Silikon dioksit, BisGMA, UDMA, karboksilik asit modifiye metakrilat, kamforokinon, BHT	Voco, Cuxhaven, Almanya
Nova Compomer Rainbow	Renkli kompomer	Dimetakrilatlar, Silanlanmış iterbiyum triflorür, St-Al-fluorosilikat cam, katalizörler, stabilizatörler ve pigmentler (Doldurucu oranı: %77 w/w)	Imicryl, Konya, Türkiye
Composan Glitter	Renkli kompomer	BIS-GMA, diuretan dimetakrilat, TEGDMA, BHT	Promedica, Neumünster Almanya
Dyract XP	Geleneksel kompomer	UDMA, TCB, TEGDMA, TMPTMA, Kamforokinon, Etil-4 (dimetilamino) benzoate, Butile hidroksitoluen (BHT), Stronsiyum-alumino-sodyum-fluoro-fosfor silikat cam, Stronsiyum florid, Cam parçacıkları (0.8µm), Demir oksit ve Titanyum oksit pigmentleri	Dentsply, Konstanz, Almanya
Zenit Color	Kompozit bazlı boya seti	Dolgu bileşimi, anorganik (ağırlığa göre %50) Cam doldurucu (0.7 µm) Pirojenik silis (0.01 µm) Monomerler (Ağırlığın %49'u) UDMA, Bütan diol dimetakrilat Bis-GMA Katkı Maddeleri (Ağırlığın %1'i) Başlatıcılar, stabilizörler, pigmentler	President Dental, Almanya

Çizelge 3.1 Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

Gruplar	Kompomerler	Alt gruplar	Materyal Rengi
Grup 1	Twinky Star	1A	Mavi
		1B	Turuncu
		1C	Sarı
Grup 2	Nova Kompomer Rainbow	2A	Mavi
		2B	Turuncu
		2C	Sarı
Grup 3	Composan Glitter	3A	Mavi
		3B	Turuncu
		3C	Sarı
Grup 4	Zenit Color eklenmiş Dyract XP	4A	Mavi
		4B	Turuncu
		4C	Sarı
Grup 5	Dyract XP	5A	A2

Çizelge 3.2 Materyal gruplarına ve kategorilerine ilişkin kodlama

3.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar ve Aletler

Örneklerin hazırlanması ve sertleştirme işlemleri, aseptik koşulların sağlanması amacıyla Laminar Flow Kabininde (Heal Force, Çin) yapıldı (Şekil 3.6). Örneklerin hazırlanmasında kullanılan cam, siman spatülü, ağız spatülü, presel, kompomer tabancası işlem öncesinde ayrı ayrı paketlenip steril edildi (Şekil 3.7). Tüm işlemler sırasında steril eldiven kullanıldı.



Şekil 3.6 Laminar Flow Kabini (Heal Force, Çin)



Şekil 3.7 Örneklerin hazırlanmasında kullanılan steril malzemeler

Bu çalışmada değerlendirilen kompomerlerin başlatıcısı genel olarak kamforokinon olduğundan LED ışık cihazı, kamforokinonun çok dar dalga boyu çakışması için

tercih edildi. Materyallerin sertleştirilmesinde Valo Cordless (Ultradent Products, Inc) ışık cihazı kullanıldı (Şekil 3.8). Örneklerin hazırlanmasında materyallerin uygulama şekilleri ve sertleşme süreleri Çizelge 3.3’te gösterilmiştir.



Şekil 3.8 VALO Cordless LED ışık cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, Amerika)

Materyal	Uygulama Şekli	Sertleşme süreleri*
Twinky Star	Kompomer tabancası ile doğrudan 2 mm'lik tabakalar halinde	40 s *
Nova Kompomer Rainbow	Kompomer tabancası ile doğrudan 2 mm'lik tabakalar halinde	10 s *
Composan Glitter	Kompomer tabancası ile doğrudan 2 mm'lik tabakalar halinde	40 s *
Dyract XP	Kompomer tabancası ile doğrudan 2 mm'lik tabakalar halinde	10 s *
Zenit Color ile renklendirilmiş Dyract XP	Palet içerisine konulan renklerin kompomer materyali ile kabarcık kalmayacak şekilde karıştırılıp el aleti yardımıyla 2 mm tabakalar halinde uygulanması	Zenit Color LED altında 1dk *

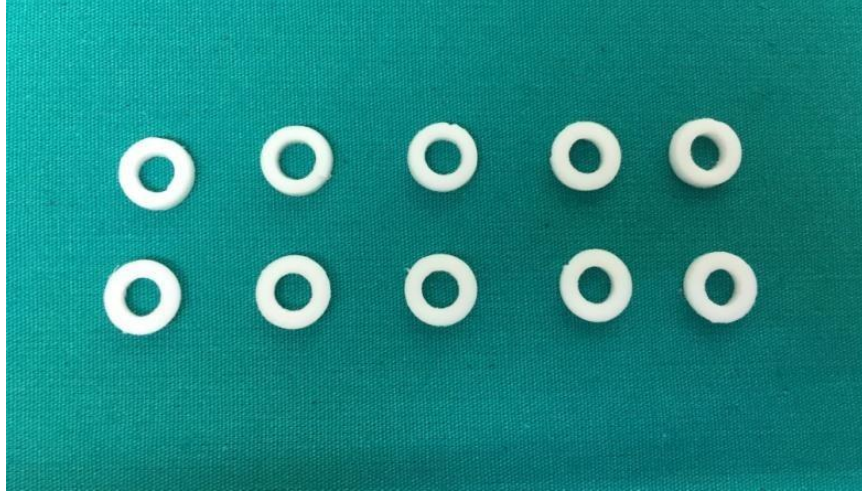
Çizelge 3.3 Örneklerin hazırlanmasında materyallerin uygulanma şekilleri ve sertleşme süreleri

* Valo Cordless LED ışık cihazı kullanıldığında, üretici firmaların önerisi doğrultusunda

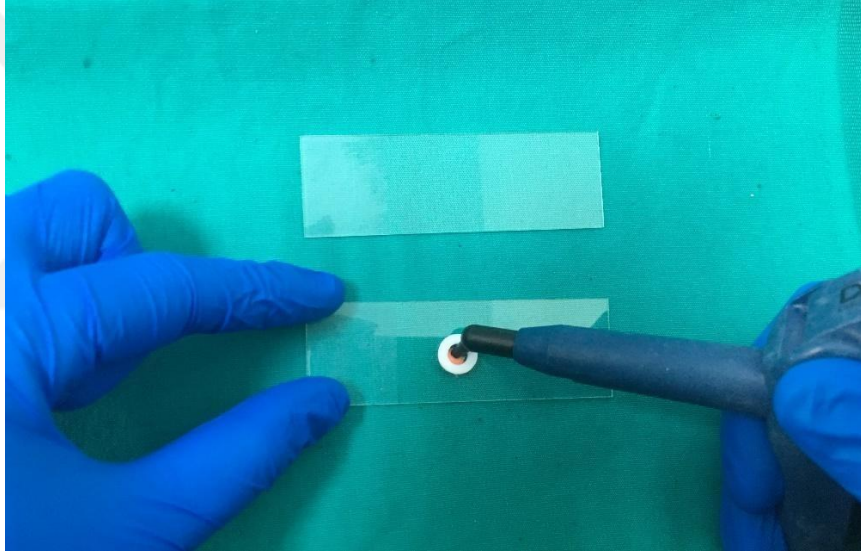
3.3. Sitotoksisite Çalışması

3.3.1. Sitotoksisite Testi İçin Örneklerin Hazırlanması

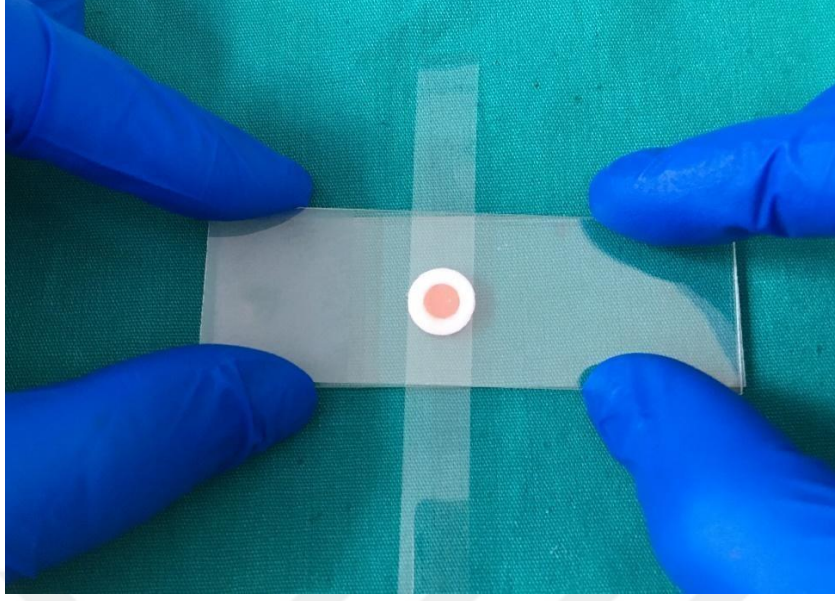
Sitotoksisitelerinin incelenmesi için materyaller, 5 mm çapında ve 2 mm derinliğinde steril teflon kalıplara yerleştirildi (Şekil 3.9, 3.10). Örnekler içerisinde hava kabarcığı kalmaması için ve fazla materyalin uzaklaştırılması amacıyla üstlerine şeffaf bant konup cam lamel ile sıkıştırıldı (Şekil 3.11). Yerleştirilen örnekler, üretici firmaların önerileri doğrultusunda tek yüzeyden ışık cihazı ile sertleştirildi. Sitotoksisite testi için hazırlanan materyal örneklerinin bir kısmı Şekil 3.12'de görülmektedir.



Şekil 3.9 Materyal örneklerinin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıplar



Şekil 3. 10 Materyalin teflon kalıba yerleştirilmesi



Şekil 3.11 Teflon kalıba yerleştirilen materyalin şeffaf bant ve cam lameller arasında sıkıştırılması



Şekil 3.12 Sitotoksosite testi için hazırlanan örneklerden bir görüntü

3.3.2. Sitotoksitenin Değerlendirilmesi

Her gruba ait 12'şer adet örneğin 24, 48 ve 72 saatlik inkübasyon periyotlarının ardından MTT testi ile sitotoksitelerinin incelenmesi için her bir grup 4 adet örnek içerecek şekilde 3 alt gruba ayrılması Çizelge 3.4'te gösterilmektedir.

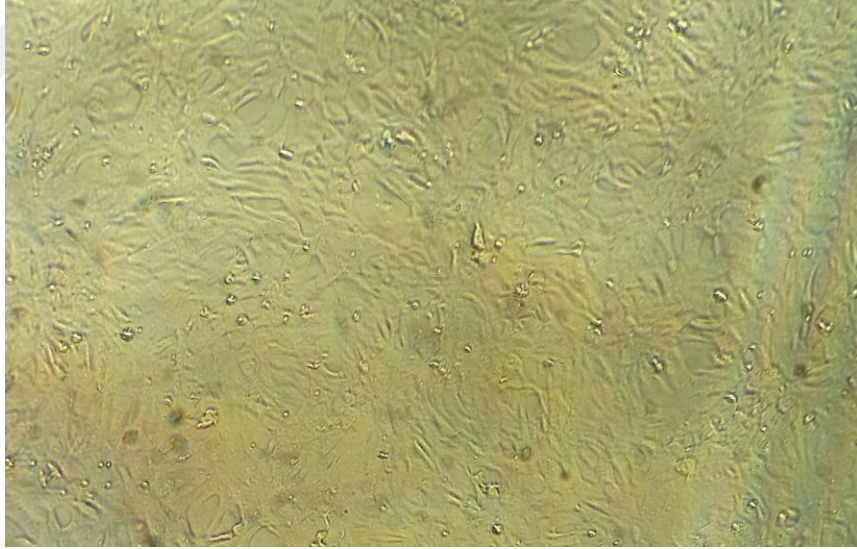
Kullanılacak Materyal Grubu	Materyal Rengine göre gruplar	Alt Gruplar	İnkübasyon Süresi	Örnek Sayısı
Twinky Star (Grup 1)	Mavi (1A)	1A1	24 Saat	n=4
		1A2	48 Saat	n=4
		1A3	72 Saat	n=4
	Turuncu (1B)	1B1	24 Saat	n=4
		1B2	48 Saat	n=4
		1B3	72 Saat	n=4
	Sarı (1C)	1C1	24 Saat	n=4
		1C2	48 Saat	n=4
		1C3	72 Saat	n=4
Nova Compomer Rainbow (Grup 2)	Mavi (2A)	2A1	24 Saat	n=4
		2A2	48 Saat	n=4
		2A3	72 Saat	n=4
	Turuncu (2B)	2B1	24 Saat	n=4
		2B2	48 Saat	n=4
		2B3	72 Saat	n=4
	Sarı (2C)	2C1	24 Saat	n=4
		2C2	48 Saat	n=4
		2C3	72 Saat	n=4
Composan Glitter (Grup 3)	Mavi (3A)	3A1	24 Saat	n=4
		3A2	48 Saat	n=4
		3A3	72 Saat	n=4
	Turuncu (3B)	3B1	24 Saat	n=4
		3B2	48 Saat	n=4
		3B3	72 Saat	n=4
	Sarı (3C)	3C1	24 Saat	n=4
		3C2	48 Saat	n=4
		3C3	72 Saat	n=4
Zenit Color eklenmiş Dyract XP (Grup 4)	Mavi (4A)	4A1	24 Saat	n=4
		4A2	48 Saat	n=4
		4A3	72 Saat	n=4
	Turuncu (4B)	4B1	24 Saat	n=4
		4B2	48 Saat	n=4
		4B3	72 Saat	n=4
	Sarı (4C)	4C1	24 Saat	n=4
		4C2	48 Saat	n=4
		4C3	72 Saat	n=4
Dyract XP (Grup 5)	A2 (5A)	5A1	24 Saat	n=4
		5A2	48 Saat	n=4
		5A3	72 Saat	n=4

Çizelge 3.4 Toksikite çalışılan örneklerin gruplara ayrılması ve deney düzeneği

3.3.2.1. Hücre Kültürü Çalışmaları

Çalışmada, hazırlanan materyal örneklerinin hücresel sitotoksosite testleriyle sitotoksitesinin belirlenmesi için Vero (Afrika yeşil maymun sağlıklı böbrek hücresi) hücre hattı kullanıldı (Şekil 3.13). Tüm deneylerde sitotoksosite çalışmaları için bu hücre hattı kullanıldı. Hücre üretme besiyeri olarak %10 oranında fetal dana serumu (FBS), 10 mM HEPES, 4 mM glutaminli 100 IU/ml penisilin/streptomisin içeren RPMI 1640 üretme besiyeri kullanıldı. Hücre kültürlerinin inkübasyonu ise 37 °C, % 5 CO₂ ve % 95 hava bulunduran inkübatörde gerçekleştirildi. Hücreler, 1×10⁵ hücre/ml olacak şekilde düz tabanlı hücre kültürü plaklarına inoküle edilerek kültürleri yapıldı.

Hazırlanan örnekler, RPMI-1640 besiyeri içinde farklı zaman aralıklarında tutularak salınım sıvıları alındı. Salınım sıvılarının Vero hücreleri ile muamele edilmesi sonrasında, hücre toksisiteyi Tripkan Mavisi yöntemiyle canlı hücre tayini ve MTT yöntemleriyle analiz edilerek değerlendirildi. Ek olarak, denemelerde içerisinde salınım sıvısı bulunmayan hücre kültürleri, kontrol grubu olarak belirlenerek değerlendirildi.



Şekil 3.13 Vero (Afrika yeşil maymun sağlıklı böbrek hücresi) hücre kültürü.

3.3.2.2. Salınım Sıvılarının Toksisitelerinin Değerlendirilmesi

Hazırlanan örneklerin Vero hücre hattı üzerinde değerlendirmeleri için 12 ve 24 kuyucuklu düz tabanlı mikropalaklar kullanıldı. Çalışmada örnekler, hücre dansitesi 1×10⁵/ml olacak şekilde hazırlanan, içerisinde %1 oranında FBS bulunan üretme

besiyerleri içinde değerlendirildi. Her grup örnek 24, 48 ve 72 saatler sonunda kültür kabı yüzeylerinden versen-tripsin solüsyonu ile kaldırıldıktan sonra toplanarak, örnekler 50 ml'lik santrifüj tüplerine alındı. Santrifügasyon işlemi 1500 rpm'de 15 dk süre ile soğutmalı santrifüjde gerçekleştirildi.

3.3.2.3. Tripan Mavisi Boyama Yöntemi

Bu yöntemde ticari olarak temin edilen Tripan Mavisi boyasının PBS (Fosfat tamponlu salin) konsantre yıkama çözeltisi içinde hazırlanmış %1'lik solüsyonu kullanıldı. Çalışmada hücre inkübasyonlarını takiben % 0.25'lik tripsinizasyon solüsyonu ile kültür kaplarından kaldırılan hücreler, boya solüsyonu 1:1 (v/v) nispetinde konarak boyanmaları için oda ısısında 15 dakika inkübe edildikten sonra mikroskop altında incelenerek hücre canlılık tayini yapıldı.

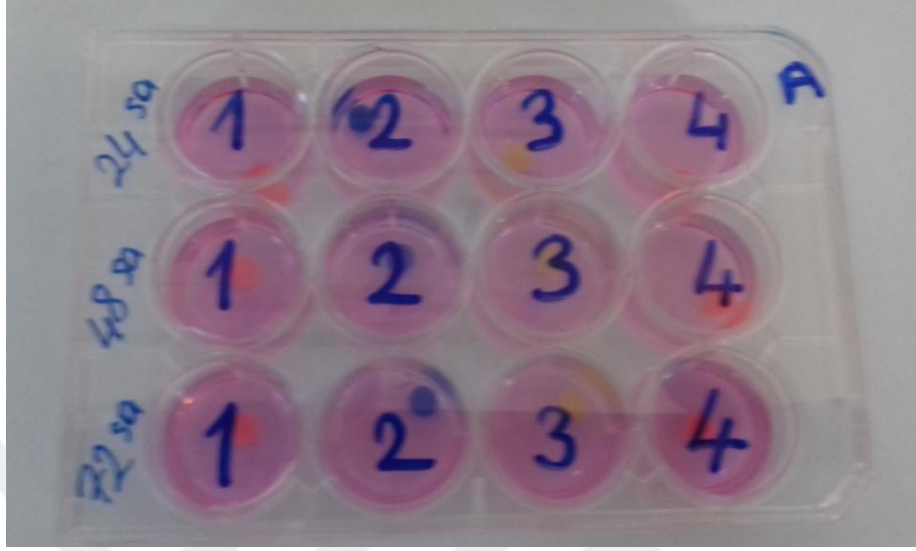
Çalışmada canlı hücre tayini için hücre canlılıklarının tripan mavisi kullanılarak değerlendirilmesi hemositometre ile gerçekleştirildi.

3.3.2.4. MTT [3-(4,5-Dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazolium bromide]

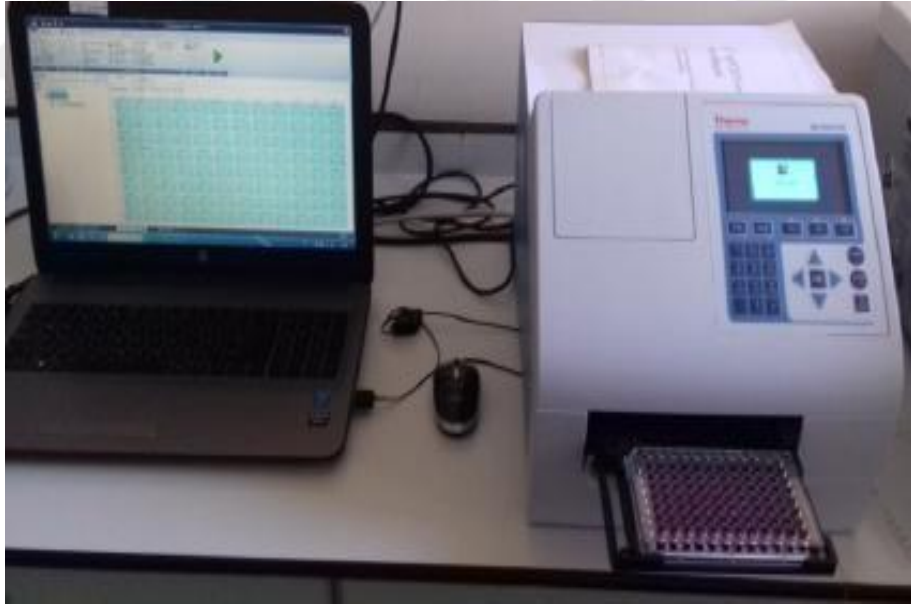
Yöntemi

Bu yöntem hücre canlılığının değerlendirildiği, canlılığın kolorimetrik ve kantitatif olarak saptanabildiği bir yöntemdir.²⁷⁸ Çalışmada örneklerin farklı inkübasyon süreleri sonunda alınan salınım sıvılarının hücre proliferasyonu üzerindeki etkileri MTT hücre proliferasyon yöntemiyle değerlendirildi. Ayrıca çalışmada negatif ve pozitif kontroller, MTT yönteminde birlikte çalışıldı. Salınım sıvıları ile hazırlanan kültürler takiben 1 gece 37 °C'de %5 karbondioksitli inkübatörde inkübasyona bırakıldı. İnkübasyon sonunda her kuyucuğa 10 µl MTT eklenerek pleytler 4 saat için aynı şartlarda inkübe edildi. Absorbans ölçümleri spektrofotometre ile 570 nm'de gerçekleştirildi. Proliferasyon, sentezlenen bis türevi bileşiklerle muamele edilen kuyucuklardaki hücrelerin kontrol grubu hücrelerine oranı olarak ifade edildi. Spektrofotometrik ölçüm tabanlı bir yöntem olan bu metotta salınım sıvılarının hücre proliferasyonu üzerindeki etkileri MTT boyasıyla tespit edildi. İnkübasyon sonunda MTT yöntemiyle hücre yaşayabilirliği veya kimyasal bileşiklerin (sentezlerin) hücreler üzerindeki etkisi mikropalak okuyucu ile okutulmuş IC₅₀ (hücre

üremesinin en azından %50'sini inhibe eden konsantrasyon) değerleri belirlendi (Şekil 3.14-3.15).



Şekil 3.14 MTT yönteminde kullanılan pleyt örneklerinden bir görüntü



Şekil 3.15 MTT yönteminde pleytlerin spektrofotometrede değerlendirilmesi

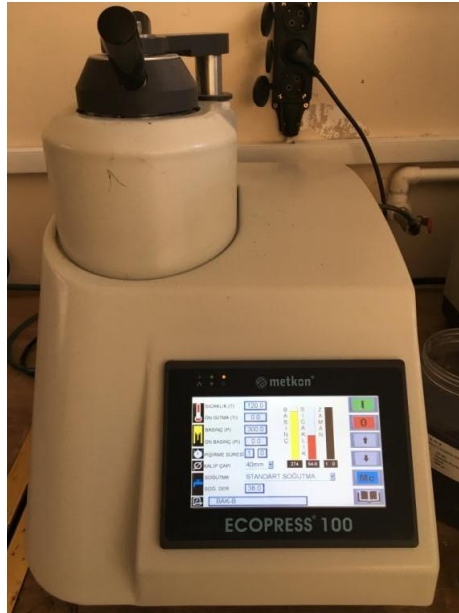
3.4. Nanoindentasyon Çalışması

3.4.1. Nanoindentasyon Çalışması İçin Örneklerin Hazırlanması

Nanosertlik ölçümleri yapılacak olan materyallerin yerleştirilip hazırlanacağı bakalit bloklar İskenderun Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Laboratuvarı'nda Fenolik toz (Metkon, Türkiye) kullanılarak ECOPRESS 100 (Metkon, Türkiye) cihazında yapıldı (Şekil 3.16-3.17).



Şekil 3.16 Bakalit blokların yapımında kullanılan fenolik toz (Metkon, Türkiye)



Şekil 3.17 Bakalit blok yapımında kullanılan ECOPRESS 100 cihazı (Metkon, Türkiye)

Toplamda 13 adet bakalit blok hazırlandı ve bunların her birine pembe taş frez kullanılarak 2 mm derinliğinde 5'er adet oyuk açıldı (Şekil 3.18-3.19). Her gruba ait 5'er adet materyal örneğinin yerleştirileceği 65 adet oyuk hazırlandı.

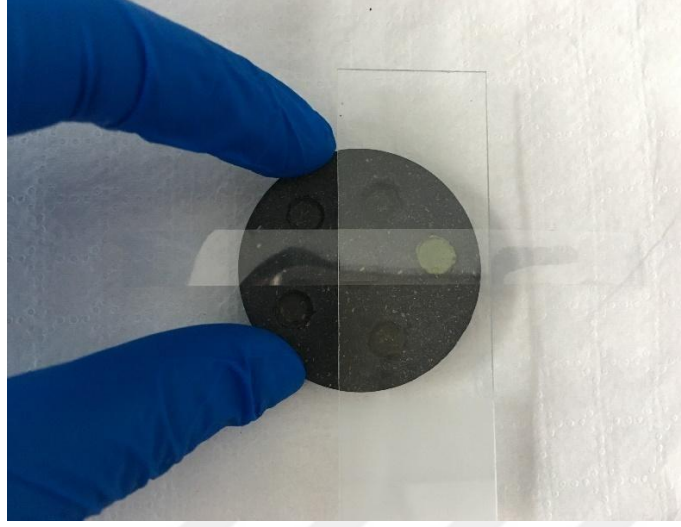


Şekil 3.18 Hazırlanan bakalit blok örneklerinden bir görüntü

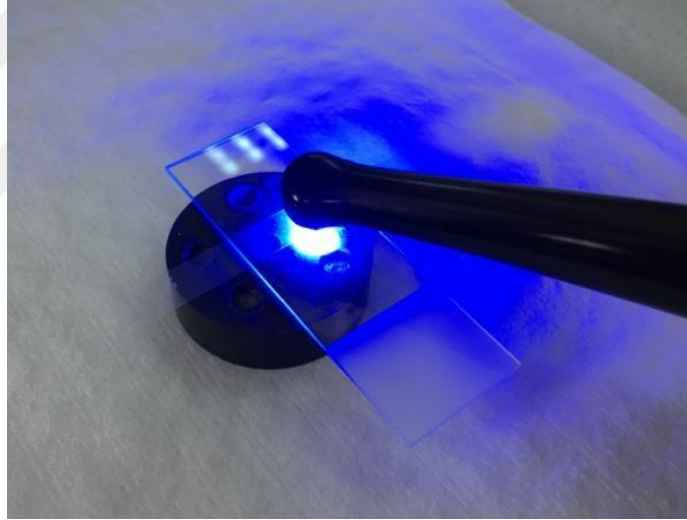


Şekil 3.19 Bakalit blok örneği üzerinde açılmış oyuklar

Nanosertlik ölçümleri yapılacak olan materyaller oyuklar içerisine yerleştirildikten sonra, örnek içerisinde hava kabarcığı kalmamasını sağlamak ve fazla materyalin uzaklaştırılması amacıyla üstlerine şeffaf bant konup cam lamel ile sıkıştırıldı (Şekil 3.20). Materyal örnekleri, üretici firmaların önerileri doğrultusunda ışık cihazı ile sertleştirildi (Şekil 3.21).



Şekil 3.20 Yerleştirilen materyalin şeffaf bant ve cam lamel ile sıkıştırılması



Şekil 3.21 Materyalin üretici firma önerileri doğrultusunda sertleştirilmesi

Işık ile sertleştirildikten sonra hazırlanan örneklerin yüzeylerinin polisajı, kompozit cila diskleri kullanılarak yapıldı. Polisajı tamamlanan örnekler, 24 saat süreyle 37°C’de distile suda saklandı (Şekil 3.22).



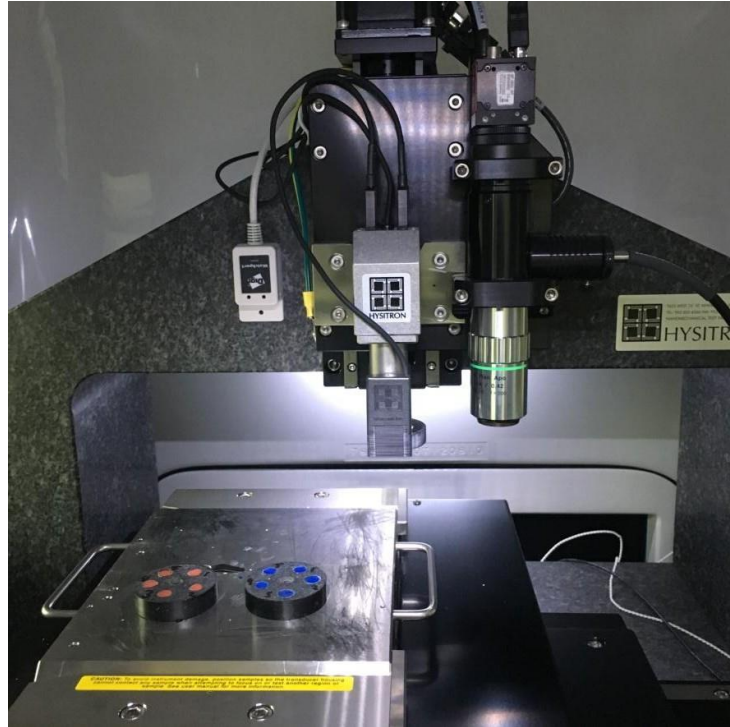
Şekil 3.22 Polisajı tamamlanan örneklerden bir görüntü

3.4.2. Nanoindentasyon Testi

Nanoindentasyon testleri Mustafa Kemal Üniversitesi Teknoloji ve Ar-Ge Uygulama ve Araştırma Merkezi bünyesinde yer alan Hysitron TI 950 TriboIndenter (Hysitron, ABD) cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. (Şekil 3.23). Üçgen piramit şeklindeki Berkovich ucu çentikleyici uç olarak kullanıldı. Materyal örneklerinin bulunduğu bakalit kalıplar, nanoindentasyon cihazının tablasına yerleştirildi (Şekil 3.24). Nanoindentasyon testleri, 5s / 2s / 5s olarak tanımlanan yük fonksiyonu ile her bir örneğin 5 farklı noktasına 6000 μ N kuvvet uygulanarak yapıldı.



Şekil 3.23 Hysitron TI 950 TriboIndenter nanoindentasyon cihazı (Hysitron, ABD)



Şekil 3.24 Örneklerin bulunduğu bakalit kalıpların cihazın tablasına yerleştirilmesi

Nanoindentasyon algoritmalarıyla elde edilen analiz sonuçları, ilgili yazılım yardımı ile her bir ölçüm aşamasına ait, gerilme, gerinim, sertlik, elastisite modül değerleri hesaplandı ve değerler sayısal olarak kaydedildi. Aynı zamanda her bir örnek yüzeyine atılan indentlere ait SPM (taramalı uç mikroskobu) görüntüleri elde edildi.

3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda veriler % 95 güvenle, SPSS 21 (Armonk, NY: IBM Corp.) paket programı kullanılarak analiz edildi.²⁷⁹ Sürekli değişkenler için merkezi yayılım ölçülerinden ortalama \pm standart sapma kullanıldı. Sürekli değişkenler için normalliğe uygunluk değerlendirmesi Shapiro Wilk testi ile yapıldı.

Nanoindentasyon çalışmamızda parametrik testlerden ANOVA ve ikili kıyas için Tamhane's T2 testi kullanıldı. Non-parametrik testlerden Kruskal Wallis ve ikili kıyas için Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi kullanıldı. Bonferroni düzeltmesi karşılaştırılacak ikili grup sayısı için hesaplandı. Tez çalışmamızda, genel olarak üç materyal rengi kontrol grubu olarak kabul edilen beyaz renk ile karşılaştırılacağından ikili kıyaslamada anlamlılık değeri $0,05/3=0,0166$ olarak kabul edildi.

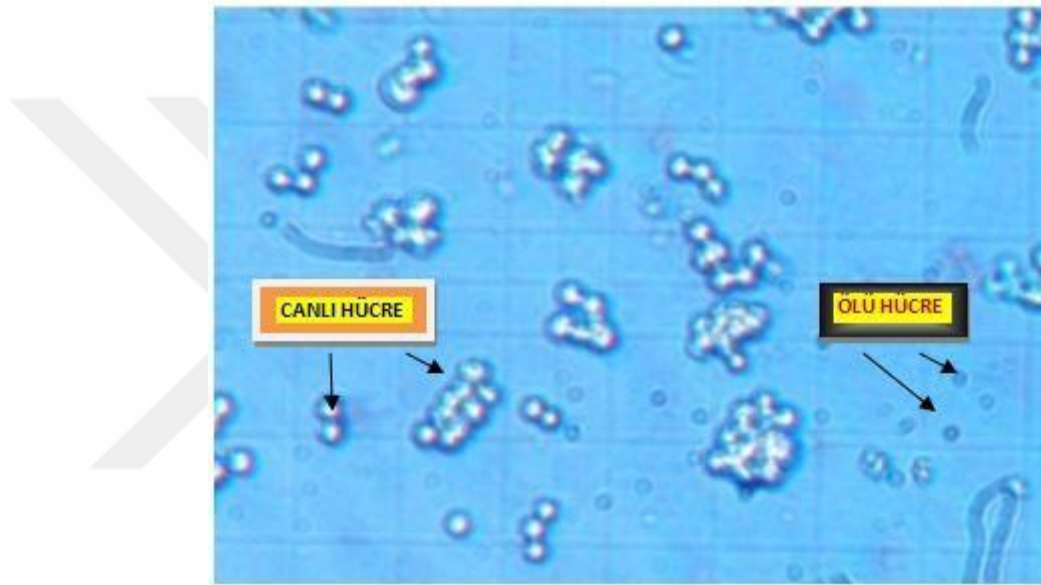
Tüm sitotoksisite deneyleri, her denemede dörtlü olacak şekilde üç kopya halinde gerçekleştirildi. Kategorik veriler (oran kıyası için) Ki-kare (Chi-square) testi kullanılarak analiz edildi. $P<0.05$ ise istatistiksel açıdan anlamlı olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Materyallerin Sitotoksisite Ölçümlerine İlişkin Bulgular

4.1.1. Tripan Mavisi Boyama Yöntemi Sonuçları

Tripan mavisi ile boyamadan sonra ışık mikroskobu altında incelenen preparatlarda hücre duvar bütünlüğü bozulan, ölü ya da parçalanmış hücrelerin tripan mavisi ile boyandığı, canlı hücrelerin ise boya almadığı ve beyaz renkte görüldükleri tespit edilmiştir (Şekil 4.1).

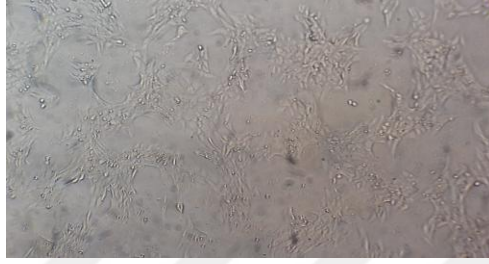


Şekil 4.1 Tripan mavisi ile boyandıktan sonra canlı ve ölü hücre görünümü

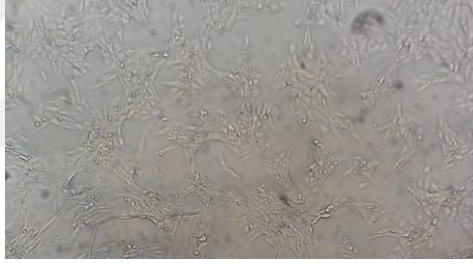
4.1.2. Morfolojik Değerlendirme Sonuçları

Deneylerde Vero hücre kültürlerinde örneklerin salınım sıvılarının hücreler üzerindeki toksik etkileri öncelikle değerlendirilmiştir. Hücrelerin salınım sıvılarına maruz bırakılarak kültüre edildiği deneylerde hücreler 96. saatin sonuna kadar günlük olarak inverted mikroskop altında değerlendirildi. Çalışmada örneklerin 24, 48 ve 72 saatlik salınım sıvıları ile kültüre edilen hücreler üzerinde günlük olarak yapılan morfolojik değerlendirmelerinde hücrelerde hücre yuvarlaklaşması, granülasyon, sitoplazma daralması ve nükleer yapının dens bir hal alması gibi morfolojik herhangi bir değişikliğin olmadığı görüldü. Hücrelerde farklı zaman aralıklarında toplanan salınım sıvılarının herhangi bir sitopatolojik değişim meydana getirmediği tespit edildi.

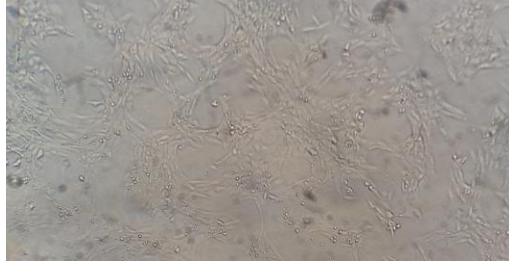
Salınım sıvılarının bulunduğu kültürlerde hücreler morfolojik açıdan kontrol grubunda (içerisinde herhangi bir salınım sıvısı bulunmayan hücre grubu) bulunan hücreler ile kıyaslandığında hücre grupları arasında morfolojik olarak herhangi bir farkın olmadığı tespit edildi. Deney gruplarında bulunan hücrelerin kontrol grubu hücrelerinin morfolojisine benzer olarak tipik morfolojide olduğu görüldü. Kültür kabının yüzeyini tamamen kaplayan, monolayer tarzda hücre üremesinin gerçekleştiği tespit edildi.



A



B

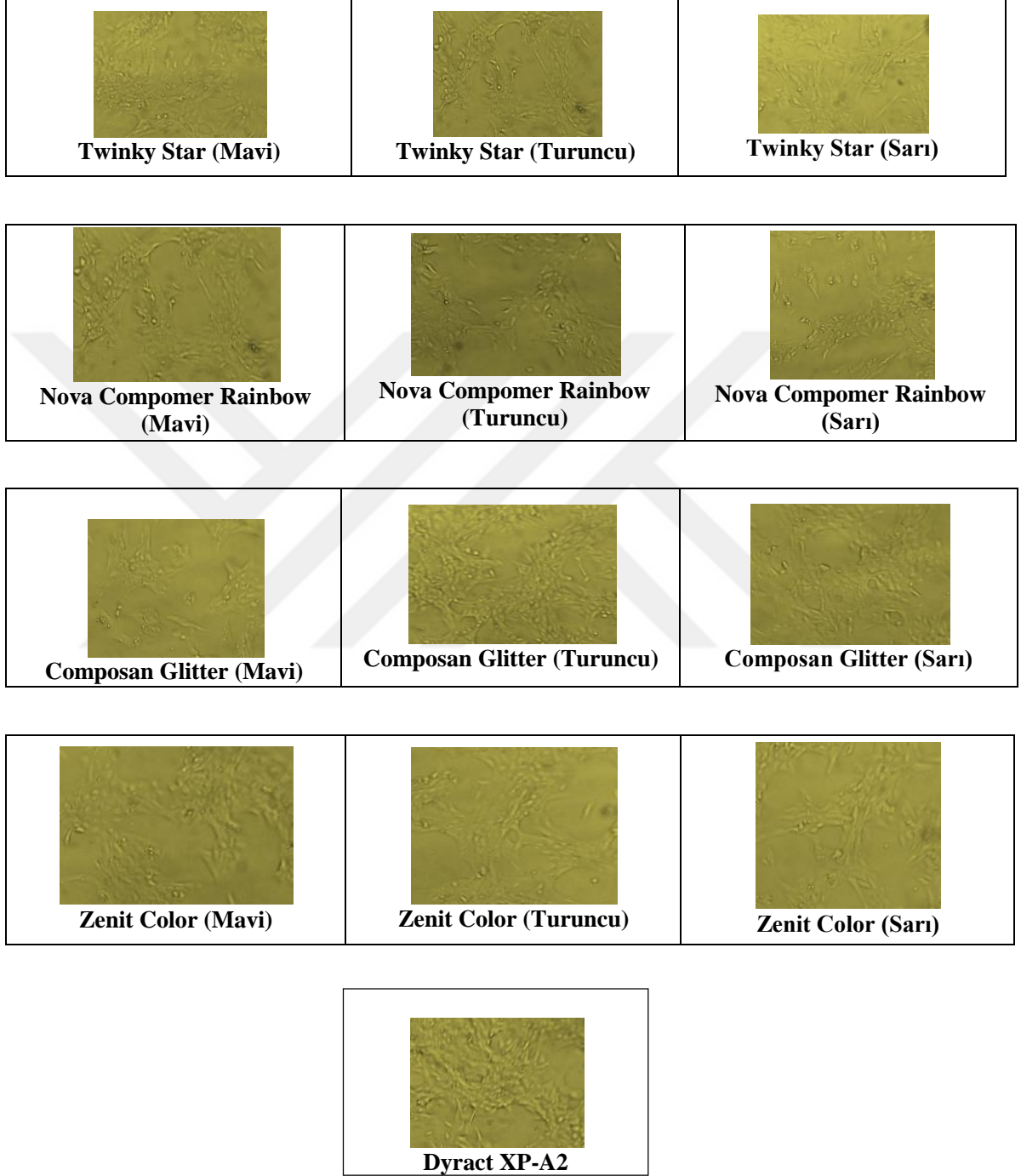


C

Şekil 4.2 Nova Compomer Rainbow (Turuncu) 24 saatlik (A), 48 saatlik (B), 72 saatlik (C) salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki etkisi.

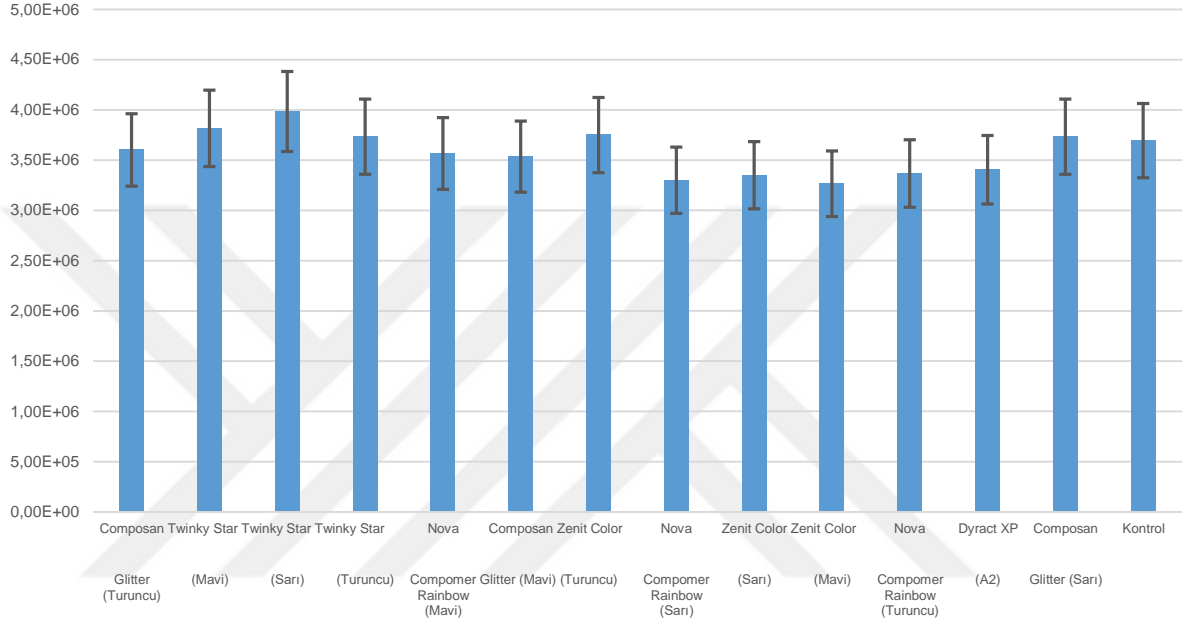
Şekil 4.2’de gösterilen mikroskopik görüntülerde çalışmada kullanılan renkli kompomer materyallerinden biri olan Nova Compomer Rainbow’un turuncu renkli numunelerinden üç farklı zaman diliminde elde edilen salınım sıvılarının Vero hücreleri

üzerinde non-toksik olduğu, hücrelerin tipik morfolojide, kültür kabı yüzeyine yapışmış halde üremeye devam ettikleri görülmektedir.



Şekil 4.3 Kullanılan her bir kompozit materyalinin 24 saatlik salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki etkisi

Şekil 4.3' te gösterilen mikroskopik görüntülerde, çalışmada kullanılan geleneksel ve renkli kompomer materyal gruplarından 24. Saatte alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerinde herhangi bir toksik etkiye sebep olmadıkları görülmektedir. Hücrelerin tipik morfolojide oldukları ve kültür kabı yüzeyini kaplayarak monolayer tarzda hücre üremesinin gerçekleştiği görülmektedir.



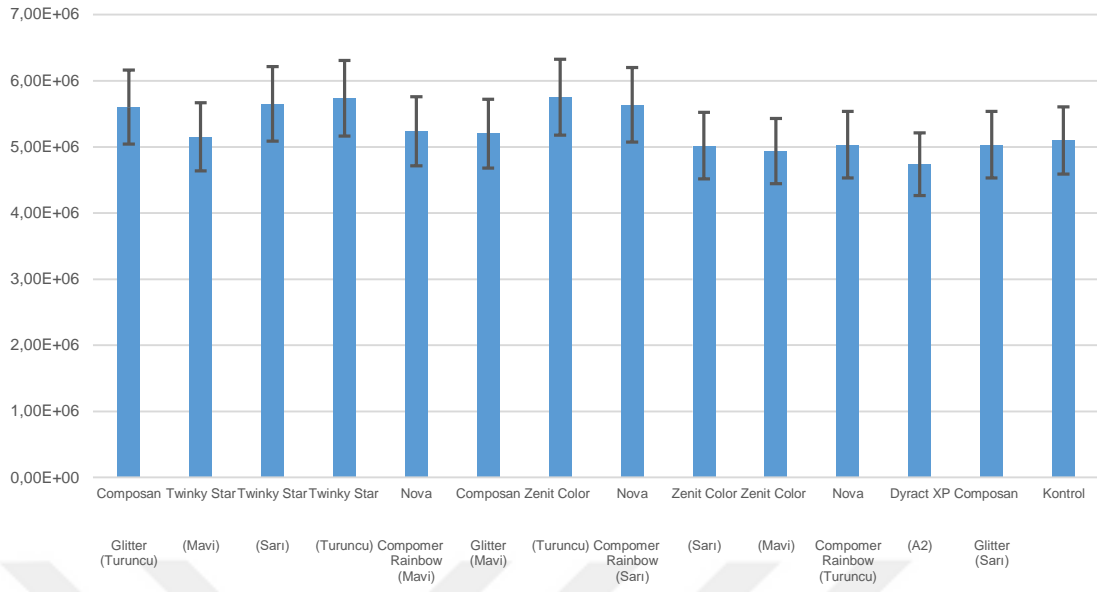
Şekil 4.4 İnkübasyonun 24. saatinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki hücre canlılığına etkisi

Şekil 4.4'te de görüldüğü gibi kontrol grubu hücrelerinin hücre canlılığı ile 13 farklı numunenin 24 saatlik salınım sıvılarının hücre canlılığı açısından aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Çizelge 4.1). Yani 24. saatte alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerinde yapılan denemelerde hücreler için non-toksik olduğu hem hücre sayıları hem de MTT yöntemiyle tespit edildi.

Twinky Star (Mavi)	Kontrol	> 0.05
Twinky Star (Turuncu)	Kontrol	> 0.05
Twinky Star (Sarı)	Kontrol	> 0.05
Nova Compomer Rainbow (Mavi)	Kontrol	> 0.05
Nova Compomer Rainbow (Turuncu)	Kontrol	> 0.05
Nova Compomer Rainbow (Sarı)	Kontrol	> 0.05
Composan Glitter (Mavi)	Kontrol	> 0.05
Composan Glitter (Turuncu)	Kontrol	> 0.05
Composan Glitter (Sarı)	Kontrol	> 0.05
Zenit Color (Mavi)	Kontrol	> 0.05
Zenit Color (Turuncu)	Kontrol	> 0.05
Zenit Color (Sarı)	Kontrol	> 0.05
Dyract Xp-A2	Kontrol	> 0.05

Çizelge 4.1 Grupların 24. saatte kontrol grubu ile karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri

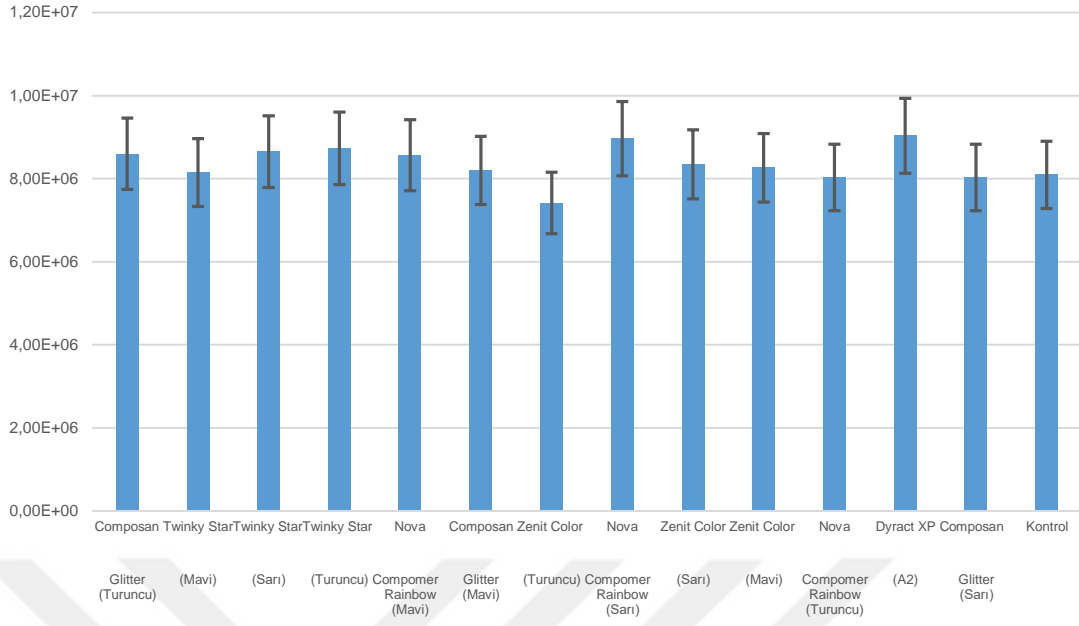
Benzer şekilde Şekil 4.5 ve Şekil 4.6’da da görüldüğü gibi 48. ve 72. saatte alınan salınım sıvılarının da hücre canlılığı üzerinde kontrol grubu hücrelerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede farksız olduğu tespit edildi (Çizelge 4.2- 4.3). 24, 48 ve 72. saatte yapılan sitotoksisite testlerinin sonuçlarına göre hem geleneksel beyaz renkli kompomer materyali hem de çalışılan renkli kompomer materyallerinin her üç renginin Vero hücreleri üzerinde yapılan deneylerde non-toksik olduğu tespit edildi.



Şekil 4.5 İnkübasyonun 48. saatinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki hücre canlılığına etkisi

Twinky Star (Mavi)	Kontrol	> 0.05
Twinky Star (Turuncu)	Kontrol	> 0.05
Twinky Star (Sarı)	Kontrol	> 0.05
Nova Compomer Rainbow (Mavi)	Kontrol	> 0.05
Nova Compomer Rainbow (Turuncu)	Kontrol	> 0.05
Nova Compomer Rainbow (Sarı)	Kontrol	> 0.05
Composan Glitter (Mavi)	Kontrol	> 0.05
Composan Glitter (Turuncu)	Kontrol	> 0.05
Composan Glitter (Sarı)	Kontrol	> 0.05
Zenit Color (Mavi)	Kontrol	> 0.05
Zenit Color (Turuncu)	Kontrol	> 0.05
Zenit Color (Sarı)	Kontrol	> 0.05
Dyract Xp-A2	Kontrol	> 0.05

Çizelge 4.2 Grupların 48. saatte kontrol grubu ile karşılaştırıldığında elde edilen *P* değerleri



Şekil 4.6 İnkübasyonun 72. Saatinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki hücre canlılığına etkisi

Twinky Star (Mavi)	Kontrol	> 0.05
Twinky Star (Turuncu)	Kontrol	> 0.05
Twinky Star (Sarı)	Kontrol	> 0.05
Nova Compomer Rainbow (Mavi)	Kontrol	> 0.05
Nova Compomer Rainbow (Turuncu)	Kontrol	> 0.05
Nova Compomer Rainbow (Sarı)	Kontrol	> 0.05
Composan Glitter (Mavi)	Kontrol	> 0.05
Composan Glitter (Turuncu)	Kontrol	> 0.05
Composan Glitter (Sarı)	Kontrol	> 0.05
Zenit Color (Mavi)	Kontrol	> 0.05
Zenit Color (Turuncu)	Kontrol	> 0.05
Zenit Color (Sarı)	Kontrol	> 0.05
Dyract Xp-A2	Kontrol	> 0.05

Çizelge 4.3 Grupların 72. saatte kontrol grubu ile karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri

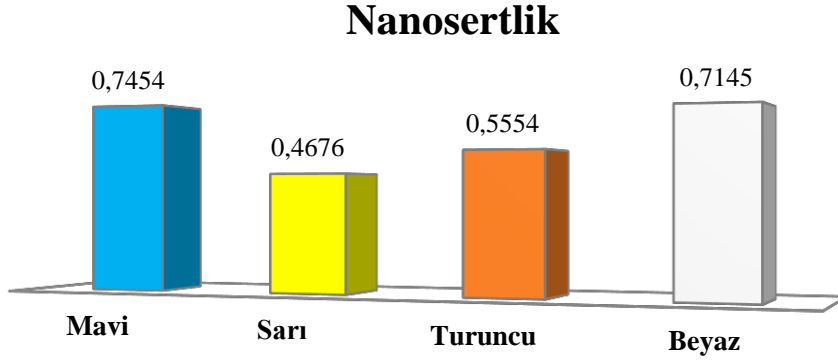
4.2. Materyallerin Nanoindentasyon Ölçümlerine İlişkin Bulgular

Renk		Nanosertlik	Elastik Modül
Mavi	Ort. \pm SS	0,74 \pm 0,17	11,73 \pm 2,38
	Min.	0,24	6,58
	Max.	1,13	18,42
Turuncu	Ort. \pm SS	0,55 \pm 0,22	9,46 \pm 3,87
	Min.	0,02	2,11
	Max.	0,95	16,47
Sarı	Ort. \pm SS	0,46 \pm 0,33	10,72 \pm 3,71
	Min.	0,05	4,09
	Max.	1,17	19,72
Beyaz (A2)	Ort. \pm SS	0,71 \pm 0,11	11,083 \pm 0,88
	Min.	0,53	10,30
	Max.	0,93	13,13
	p	0,001	0,001

Çizelge 4.4 Kompomer materyallerinin renklere göre nanosertlik ve elastik modül ortalama, minimum ve maksimum değerleri (GPa)

Kompomer materyallerinin markalarına göre ayrılmaksızın renklere göre nanosertlik ve elastik modül ortalama, minimum ve maksimum değerleri Çizelge 4.4'te belirtilmiştir. Ortalama değerler göz önünde bulundurulduğunda en yüksek ortalama nanosertlik değerinin mavi, en düşük ortalama nanosertlik değerinin ise sarı renkli numunelerde olduğu görülmektedir. En yüksek ortalama elastik modül değerinin mavi renkte, en düşük değer turuncu renkli numunelerde olduğu görülmektedir. Markalarına göre ayırt etmeksizin çalışmada kullanılan renkler arasında en yüksek mekanik özelliklere sahip kompomer renginin mavi olduğu tespit edilmiştir.

4.2.1. Nanosertlik Ölçümlerine İlişkin Bulgular



Şekil 4.7 Materyallerin renklere göre ortalama nanosertlik değerleri

Çalışmada oluşturulan materyal gruplarının nanosertlik değerleri arasındaki fark, renklere göre One Way Anova testi ile tespit edildi ($p=0,001$). Kompomer materyallerinin markalarından bağımsız olarak renklerine göre yapılan nanosertlik ölçümlerinin sonucunda mavi renkli numune grupları en yüksek ve sarı renkli numune grupları ise en düşük nanosertlik değerleri gösterdi (Şekil 4.7).

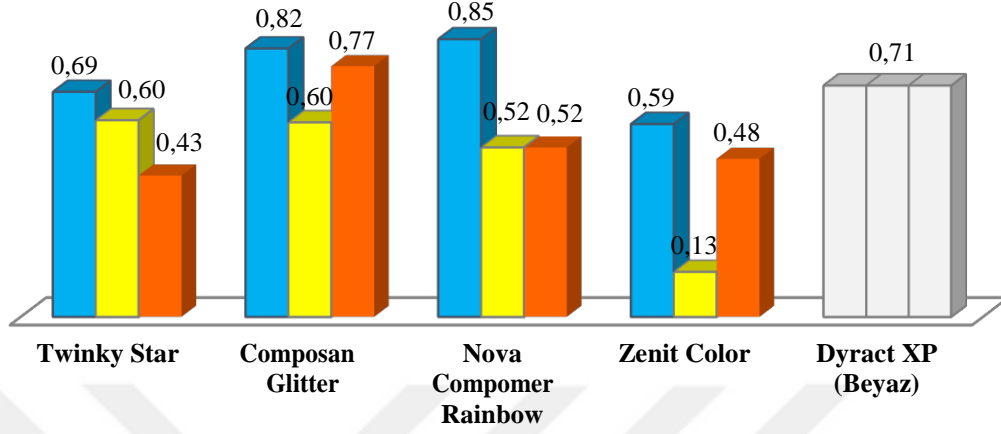
	Kıyaslanan Renkler	Ortalama fark (I-J)	p	
Nanosertlik	Mavi	-0,03	0,87	
	Beyaz	Sarı	0,24	0,001
	Turuncu	0,15	0,001	

Çizelge 4.5 Nanosertlik için Tamhane's T2 testi kullanılarak renkler arasında yapılan ikili kıyas ($p<0,05$)

Renkler arasında ikili kıyaslama için Tamhane's T2 testi kullanıldı. Mavi, sarı ve turuncu renkli numuneler ile kontrol grubu olarak kabul ettiğimiz beyaz renkli numuneler arasında ikili kıyas yapıldı (Çizelge 4.5). Buna göre; sarı ve turuncu renkli numunelerin nanosertlik değerleri istatistiksel olarak anlamlı ölçüde düşük bulundu ($p<0,05$).

Nanosertlik

■ Mavi ■ Sarı ■ Turuncu



Şekil 4.8 Kompomer materyallerinin marka ve renklere göre yapılan nanosertlik değerlendirmesi

Çalışmada kullanılan kompomer materyallerinin hem markalara hem de renklere göre yapılan kıyaslaması Şekil 4.8’de gösterilmektedir. Buna göre Composan Glitter’in mavi ve turuncu renkleri ile Nova Compomer Rainbow’un mavi renkli numunelerinin ortalama nanosertlik değerleri geleneksel beyaz renkli kompomer materyali Dyract XP’den yüksek iken, diğer tüm markalara ait renk gruplarında ortalama nanosertlik değerlerinin Dyract XP’den düşük olduğu görülmektedir.

	Renk	Ort. ± SS	Min.	Max.	p
Twinky Star	Mavi	0,69 ± 0,20	0,24	1,12	0,001*
	Turuncu	0,43 ± 0,16	0,16	0,76	
	Sarı	0,60 ± 0,40	0,06	1,17	
	Beyaz	0,71 ± 0,11	0,53	0,93	

Çizelge 4.6 Twinky Star materyaline ait renk gruplarının nanosertliklerinin değerlendirilmesi

Twinky Star materyaline ait renk gruplarının nanosertlik değerleri izelge 4.6’da belirtilmişir. Buna göre Twinky Star materyaline ait renk grupları arasında One Way Anova testi ile istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edildi ($p=0,001$) (izelge 4.6).

Kompomer Materyali	Kıyaslanan Renkler	p
	Mavi	0,790
Twinky Star	Beyaz	0,135
	Turuncu	0,001

Çizelge 4.7 Twinky Star materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması

Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek için ise Tamhane’s T2 testi kullanıldı. Buna göre farklılığın, turuncu renkli gruptan kaynaklandığı tespit edildi. Twinky Star materyalinin turuncu renkli grubunun nanosertlik değerleri istatistiksel olarak kontrol grubu olan beyaz renkli geleneksel kompomer materyalinden anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,001$) (izelge 4.7).

	Renk	Ort. \pm SS	Min.	Max.	p
Composan Glitter	Mavi	0,82 \pm 0,07	0,70	0,94	0,001**
	Turuncu	0,77 \pm 0,17	0,31	0,95	
	Sarı	0,60 \pm 0,27	0,06	1,09	
	Beyaz	0,71 \pm 0,11	0,53	0,93	

Çizelge 4.8 Composan Glitter materyaline ait renk gruplarının nanosertliklerinin değerlendirilmesi

Composan Glitter materyaline ait renk gruplarında nanosertlik değerleri arasında istatistiksel fark olup olmadığını tespit etmek için Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Buna

göre materyal renkleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edildi (p=0,001) (Çizelge 4.8).

Marka	Kıyaslanan Renkler	p
Composan Glitter	Mavi	0,001
	Beyaz	0,024
	Turuncu	0,043

Çizelge 4.9 Composan Glitter materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması

Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek için ise Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi kullanıldı (p=0,016). Buna göre farklılık, mavi renkli gruptan kaynaklandı. Composan Glitter materyalinin mavi renkli grubunun nanosertlik değerleri istatistiksel olarak kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek bulundu. (p=0,001) (Çizelge 4.9).

Marka	Renk	Ort. ± SS	Min.	Max.	p
Nova Kompomer Rainbow	Mavi	0,85 ± 0,14	0,49	1,13	0,001*
	Turuncu	0,52 ± 0,12	0,31	0,72	
	Sarı	0,52 ± 0,23	0,07	0,80	
	Beyaz	0,71 ± 0,11	0,53	0,93	

Çizelge 4.10 Nova Compomer Rainbow materyaline ait renk gruplarının nanosertliklerinin değerlendirilmesi

Nova Compomer Rainbow materyaline ait renk gruplarının nanosertlik değerleri arasında istatistiksel bir fark olup olmadığını tespit etmek için One Way Anova testi kullanıldı. Buna göre renk grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edildi (p=0,001) (Çizelge 4.10).

Marka	Kıyaslanan Renkler	p
Nova Compomer Rainbow	Mavi	0,002
	Sarı	0,001
	Turuncu	0,001

Çizelge 4.11 Nova Compomer Rainbow materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması

Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek için ise Tamhane's T2 testi kullanıldı. Buna göre farklılığın, her üç renk grubundan da kaynaklandığı tespit edildi (Çizelge 4.11). Nova Compomer Rainbow materyaline ait mavi renkli grubun nanosertlik değerleri istatistiksel olarak kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,002$). Sarı ve turuncu renkli grupların nanosertlik değerleri ise istatistiksel olarak kontrol grubundan anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,001$).

Marka	Renk	Ortalama	Min.	Max.	p
Zenit Color	Mavi	0,59 ± 0,09	0,42	0,78	0,001*
	Turuncu	0,48 ± 0,26	0,02	0,89	
	Sarı	0,13 ± 0,05	0,05	0,22	
	Beyaz	0,71 ± 0,11	0,53	0,93	

Çizelge 4.12 Zenit Color materyaline ait renk gruplarının nanosertliklerinin değerlendirilmesi

Zenit Color materyaline ait renk gruplarının nanosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak fark olup olmadığını tespit etmek için One Way Anova testi kullanıldı. Buna göre materyal renkleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edildi ($p=0,001$) (Çizelge 4.12).

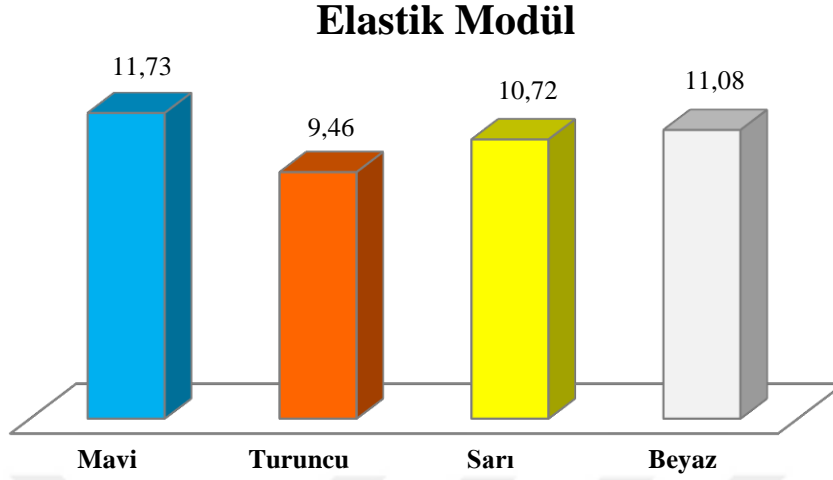
Marka	Kıyaslanan Renkler	p
Zenit Color	Mavi	0,007
	Beyaz Sarı	0,001
	Turuncu	0,001

Çizelge 4.13 Zenit Color materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması

Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek için ise Tamhane's T2 testi kullanıldı. Buna göre farklılığın, her üç renk grubundan da kaynaklandığı tespit edildi. Zenit Color materyaline ait tüm renk gruplarının nanosertlik değerleri istatistiksel olarak kontrol grubundan anlamlı derecede düşük bulundu ($p < 0,05$) (Çizelge 4.13).

Materyal grupları markalarına göre ayrılmaksızın sadece renklere göre karşılaştırıldığında en yüksekte en düşüğe doğru nanosertlik değerleri Mavi > Beyaz > Turuncu > Sarı şeklinde sıralandı. Materyal grupları marka ve renklere göre kıyaslandığında nanosertlik değeri en yüksek Nova Compomer Rainbow kompozit materyalinin mavi renginde bulundu. En düşük nanosertlik değerini ise Zenit Color ile renklendirilmiş sarı renkli materyal gösterdi. Nova Compomer Rainbow materyalinin mavi rengi ile Compositan Glitter materyalinin mavi ve turuncu renklerinin nanosertlik değerleri geleneksel beyaz renkli Dyract XP kompozit materyalinden yüksek bulundu.

4.2.2. Elastik Modül Ölçümlerine İlişkin Bulgular



Şekil 4.9 Materyallerin renklere göre ortalama elastik modül değerleri

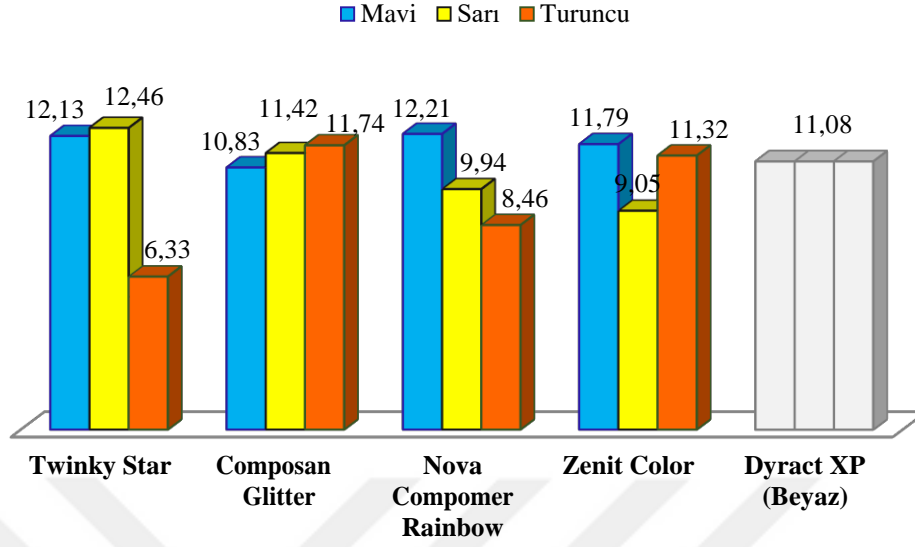
Çalışmada oluşturulan kompomer materyallerine ait grupların elastik modül değerleri arasındaki fark, renklere göre One Way Anova testi ile belirlendi. Kompomer materyallerinin markalarından bağımsız olarak renklere göre yapılan elastik modül değerlendirmeleri sonucunda mavi renkli numune grupları en yüksek ve turuncu renkli numune grupları ise en düşük elastik modül değerleri gösterdi (Şekil 4.9).

	Kıyaslanan Renkler	Ortalama Fark (I-J)	p	
	Elastik Modül	Mavi	-0,65	0,215
	Beyaz	Sarı	0,36	0,949
	Turuncu	1,61	0,002	

Çizelge 4.14 Renkler arasında elastik modül için Tamhane's T2 testi kullanılarak yapılan ikili kıyas

Elastik modül değerlendirmesinde renkler arasında ikili kıyaslama için Tamhane's T2 testi kullanıldı. Mavi, sarı ve turuncu renkli numuneler ile kontrol grubu olarak belirlenen beyaz renkli numuneler karşılaştırıldı. Buna göre; turuncu renkli numunelerin elastik modül değerleri istatistiksel olarak anlamlı ölçüde düşük bulundu ($p=0,002$) (Çizelge 4.14).

Elastik Modül



Şekil 4.10 Kompomer materyallerinin marka ve renklere göre yapılan elastik modül değerlendirmesi

Çalışmada kullanılan kompomer materyallerinin hem markalara hem de renklere göre yapılan elastik modül değerlendirmesi Şekil 4.10'da gösterilmektedir. Buna göre Twinky Star'ın turuncu, Composan Glitter'in mavi, Nova Compomer Rainbow'un sarı ve turuncu, Zenit Color ile renklendirilmiş kompomer materyallerinin sarı renkli numunelerinin ortalama elastik modül değerlerinin geleneksel beyaz renkli kompomer materyali Dyract XP'den düşük olduğu görülmektedir.

	Renk	Ortalama	Min.	Max.	p
Twinky Star	Mavi	12,13 ± 2,68	6,58	17,55	0,001**
	Turuncu	6,33 ± 4,33	2,11	15,06	
	Sarı	12,46 ± 4,74	4,85	18,56	
	Beyaz	11,08 ± 0,88	10,30	13,13	

Çizelge 4.15 Twinky Star materyaline ait renk gruplarının elastik modül değerlendirmesi

Twinky Star materyaline ait renk gruplarının elastik modül değerleri arasında istatistiksel fark olup olmadığını tespit etmek için Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Buna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edildi ($p=0,001$) (Çizelge 4.15).

Marka	Kıyaslanan Renkler	p
Twinky Star	Mavi	0,019
	Sarı	0,064
	Turuncu	0,001

Çizelge 4.16 Twinky Star materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması

Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek için ise Bonferroni düzeltilmiş Mann Whitney U testi kullanıldı ($p=0,016$). Buna göre farklılık, turuncu renkli gruptan kaynaklandı (Çizelge 4.16). Twinky Star materyal grubunun turuncu renkli grubunun elastik modül değerleri istatistiksel olarak kontrol grubundan anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,001$).

	Renk	Ort. \pm SS	Min.	Max.	p
Composan Glitter	Mavi	10,83 \pm 1,83	8,30	13,76	0,422**
	Turuncu	11,74 \pm 2,37	8,29	15,98	
	Sarı	11,42 \pm 4,56	4,09	19,72	
	Beyaz	11,08 \pm 0,88	10,30	13,13	

Çizelge 4.17 Composan Glitter materyaline ait renk gruplarının elastik modül değerlendirmesi

Composan Glitter kompozit materyaline ait renk gruplarının elastik modül değerleri arasında istatistiksel fark olup olmadığını tespit etmek için Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Buna göre materyal grupları arasında elastik modül değerleri açısından

istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmadığı için ikili kıyas yapılmadı ($p=0,422$) (Çizelge 4.17).

	Renk	Ort. \pm SS	Min.	Max.	p
Nova Compomer Rainbow	Mavi	12,21 \pm 3,17	9,18	18,42	0,001**
	Turuncu	8,46 \pm 2,12	6,12	12,80	
	Sarı	9,94 \pm 2,16	6,31	12,00	
	Beyaz	11,08 \pm 0,88	10,30	13,13	

Çizelge 4.18 Nova Compomer Rainbow materyaline ait renk gruplarının elastik modül değerlendirmesi

Nova Compomer Rainbow materyaline ait renk gruplarında elastik modül değerleri arasında istatistiksel fark olup olmadığını tespit etmek için Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Buna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edildi ($p=0,001$) (Çizelge 4.18).

Marka	Kıyaslanan Renkler	p
Nova Compomer Rainbow	Mavi	0,715
	Sarı	0,837
	Turuncu	0,001

Çizelge 4.19 Nova Compomer Rainbow materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması

Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek için ise Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi kullanıldı ($p<0,016$). Buna göre farklılık, turuncu renkli alt gruptan kaynaklandı (Çizelge 4.19). Nova Compomer Rainbow materyal grubunun turuncu renkli alt grubunun elastik modül değerleri istatistiksel olarak kontrol grubundan anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,001$).

	Renk	Ort. ± SS	Min.	Max.	p
Zenit Color	Mavi	11,79 ± 1,26	9,61	14,28	0,001**
	Turuncu	11,32 ± 3,57	2,75	16,47	
	Sarı	9,05 ± 1,28	7,87	13,87	
	Beyaz	11,08 ± 0,88	10,30	13,13	

Çizelge 4.20 Zenit Color materyaline ait renk gruplarının elastik modül değerlendirmesi

Zenit Color materyaline ait renk gruplarının elastik modül değerleri arasında istatistiksel fark olup olmadığını tespit etmek için Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Buna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edildi ($p=0,001$) (Çizelge 4.20).

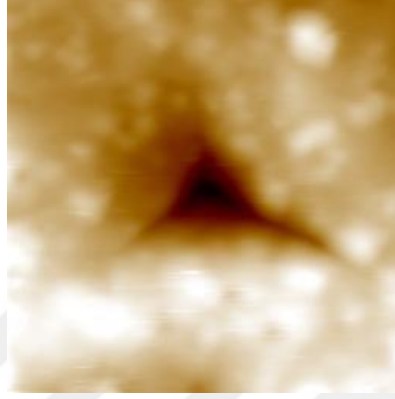
Marka	Kıyaslanan Renkler	p
Zenit Color	Mavi	0,036
	Beyaz (Kontrol)	0,001
	Turuncu	0,100

Çizelge 4.21 Zenit Color materyaline ait renk gruplarının kontrol grubu ile kıyaslanması

Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek için ise Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi kullanıldı ($p<0,016$). Buna göre farklılık, materyalin sarı renkli grubundan kaynaklandı (Çizelge 4.21). Zenit Color materyaline ait sarı renkli grubun elastik modül değerleri istatistiksel olarak kontrol grubundan anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,001$).

Çalışmada bulunan kompomer materyalleri, markalarına göre ayrılmaksızın sadece renklere göre karşılaştırıldığında en yüksekten en düşüğe doğru elastik modül değerleri Mavi > Beyaz > Sarı > Turuncu şeklinde sıralandı. Gruplar marka ve renklere göre kıyaslandığında elastik modül değeri en yüksek Twinky Star kompomer materyalinin sarı

renginde bulundu. En düşük elastik modül değerini ise Twinky Star materyalinin turuncu rengi gosterdi. Twinky Star'ın sarı ve mavi, Nova Compomer Rainbow'un mavi, Zenit Color'un mavi ve turuncu renkleri ile Composan Glitter'in sarı ve turuncu renklerinin elastik modül değerleri geleneksel beyaz renkli Dyract XP kompomer materyalinden anlamlı derecede yüksek bulundu.



Şekil 4.11 Composan Glitter- Mavi renkli numuneden alınan SPM görüntüsü

Çalışmamızda kullanılan kompomer materyalleriyle hazırlanan numunelere 5s / 2s / 5s olarak tanımlanan yük fonksiyonu ile her bir numune yüzeyinin 5 farklı noktasına 6000 μ N kuvvet uygulanarak oluşturulan indentin SPM görüntülerinden bir örnek Şekil 4.11'de görülmektedir.

5. TARTIŞMA

Diş çürüklerinin azalmış prevalansına rağmen, ilerlemiş çürük lezyonları çocukların yaşam kalitesini olumsuz yönde etkileyebilecek sık görülen bir problem olmaya devam etmektedir.²⁸⁰ Bu nedenle dental dolgular, pediatrik diş klinikleri uygulamasında rutin olarak yapılmaktadır.

Hasta olarak çocuklar, diş tedavileri sırasında gerçek bir mücadele gerektirmektedir. Bu durumda, sabır ve empatiye ek olarak, tedavi başarısı için hastanın uyumuna ve uygun bir dolgu materyaline ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaçla renkli kompozitler, özellikle süt dişlerinin restorasyonu için parlak renklerde modern restoratif materyaller olarak geliştirilmiştir.

Renkli kompozitler ile restorasyonlarının hangi renkte olacağını seçmelerine izin verilen çocuk hastaların tedavi fikrini kabul etme olasılıklarının daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Diş hekiminin çocuklara yaptığı açıklamada, hastanın uygun şekilde bakımını sürdürdüğü sürece dolgularının iyi görünmeye devam edeceğini söylemesi tedavinin başarısını artırmada etkili olmaktadır.²⁷

2002'de ilk renkli kompozit materyali MagicFil (Zenith /DMG, Englewood, NJ) cazip renkleri nedeniyle Croll tarafından çocuklar için pazara sunulmuştur. Daha sonra Twinky Star (Voco Cuxhaven, Almanya) ve Composan Glitter (Promedica, Neumuenster Almanya) olmak üzere iki yeni renkli kompozit materyali çıkarılmıştır. Bu renkli kompozitler altın, pembe, mavi, gümüş, yeşil, turuncu, sarı ve mor gibi çok çeşitli özel renklerde mevcuttur.

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte çocuk diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan kompozit materyalleri, hastaların estetik beklentilerinin yanı sıra canlı dokular için biyouyumlu ve mekanik olarak dayanıklı olmalıdır. Dolayısıyla mevcut in vitro çalışmada farklı ticari markalara ait farklı renklerdeki kompozitlerin nanosertlik ve sitotoksitesilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmış ve uygulanmıştır.

5.1. Sitotoksitesite Çalışmasının Tartışılması

Rezin materyallerin klinik kullanımından dolayı ortaya çıkabilecek istenmeyen doku tepkilerini önlemek için materyallerin biyolojik dokularla uyumunu değerlendirmek

gerekmektedir. Salınan artık monomerlerin canlı dokular üzerindeki zararlı etkileri nedeniyle sadece mekanik özellikler değil, materyallerin biyouyumlulukları da sorgulanmalıdır. Bu nedenle, Uluslararası Standartlar Organizasyonu tarafından belirlenen hücre kültürü bazlı in vitro sitotoksikite testleri, kolay uygulama, düşük maliyet ve kısa dönem sonuçları nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir.^{281,282}

Birçok çalışma, erken sitotoksikite bulgularını değerlendirmeye odaklanmış olmasına rağmen, rezin materyallerden monomer salınımının 24 saat sonra devam ettiği ve bu durumun zaman içinde hücre canlılığını azalttığı bildirilmiştir.²⁸³ Bu nedenle, bu çalışma, 24, 48 ve 72 saatlik inkübasyondan sonra kompomer materyallerinin sitotoksik etkilerini değerlendirmeyi amaçlamıştır.

Sitotoksikitede doğru bir risk değerlendirmesi elde etmek için, in vitro test modeli klinik durumu olabildiğince yakından yansıtmalıdır. Bugüne kadar iki ana strateji uygulanmıştır. Birincisi, tek bileşenli kültürde materyal bileşenlerinin hücreler için test edilmesi, doz-yanıt eğrilerinin oluşturulması ve daha sonra bu verilerin, bileşenlerin in vivo sitotoksik potansiyelinin tahmin edilmesi için kullanılması; ikincisi, in vivo mevcut bariyerlerin taklit edilmesi için materyal ve hücreler arasında bariyerlerin kullanılmasıdır.²⁰⁷ Bu tez çalışmasında, sitotoksikite değerlendirmesi için tek bileşenli kültür üzerinde direkt temas test yöntemiyle çalışılırken, hücreler arasında bariyer kullanılmamıştır. Ekstraksiyon sıvılarının Vero hücrelerinin canlılığı üzerindeki etkileri, inkübasyonun sonunda tripan mavisi boyama yöntemi ve MTT tahlili kullanılarak değerlendirilmiştir.

MTT tahlili hücre yaşayabilirliğinin iyi bir göstergesi iken LDH (Laktat dehidrogenaz) tahlili, hücre lizisinin bir göstergesidir.²⁸⁴ Çalışmamızda, kompomer materyallerinin üç günlük süre boyunca hücre yaşayabilirliği üzerindeki etkisini değerlendirmek için MTT tahlili kullanılmıştır.

Bu çalışmada kullanılan Vero hücre hattı üzerinde yapılan renkli kompomer materyallerinin MTT sitotoksikite analizi, kabul edilebilir sonuçlar göstermiştir. Çalışmamızda 24, 48 ve 72 saatlik inkübasyon periyodlarının ardından kompomer materyallerinin hiçbirinde sitotoksik etki tespit edilmemiştir. MTT analizi kullanılarak belirlenen hücre canlılığının sonuçları, hücrelerin inverted mikroskop altında gözlemlendiğinde elde edilen sonuçlarla tutarlıdır.

Hücre kültürü sistemleri, farklı biyomateryallere toksikolojik yanıtların başlangıç değerlendirmesi için uygun, kontrol edilebilir ve tekrarlanabilir değerler sağlamaktadır.²⁸⁵ Dental materyaller için yaygın olarak kullanılan sitotoksitesite testleri, hücre ölüm paternleri arasında ayırım yapmasa da, son nokta olarak hücre ölümüne sahiptir.²⁸⁶

Çok sayıda çalışma, test edilen materyallerin göreceli toksisite derecesinin, test için kullanılan hücre dizilerinin türüne bağlı olarak önemli ölçüde değiştiğini doğrulamıştır.^{287,288} Çalışmamız, kullanılan Vero hücre hattı yerine başka bir hücre hattıyla tekrarlandığında elde edilen sonuçların değişmesi muhtemeldir.

Karşılaştırma sonuçlarının elde edilmesi ve tarama testlerinin daha da geliştirilmesi amacıyla, örneklerin hazırlanması için uluslararası standardizasyon protokolü, örnek yüzeylerinin yanı sıra hücre çizgileri ve hücre hatları hacminin belirlenmesi gereklidir.²⁸⁹

Rezin bazlı materyallerin polimerizasyonu tam olarak elde edilemediğinde, bazı artık monomerler rezinde kalmaktadır; çünkü monomerlerin polimerlere dönüşüm derecesi azalmaktadır. Monomerler, zaman içinde rezin materyalden ayrılmaktadır; bu olay restorasyonun mekanik stabilitesini azaltmakta ve biyolojik uyumunu etkilemektedir.²⁹⁰ İdeal polimerizasyon için geleneksel yaklaşım, materyali 2 mm'lik katmanlarla kaviteye uygulamaktır.²⁹¹ Bizim çalışmamızda da bu bilgiye paralel olarak, hazırlanan kompomer numunelerinin derinliği 2 mm'yi geçmemiştir.

Organik matriksin yapısı ve miktarı, rezin bazlı materyallerin sitotoksitesitesini etkileyen ana faktörlerdir. Bis-GMA, TEGDMA ve HEMA gibi bazı metil metakrilat bazlı monomerlerin östrojenik, genotoksik, sitotoksik, mutajenik, alerjik ve teratojenik etkileri olduğu iddia edilmiştir.²⁹² Al-Hiyasat ve ark., azalmış inorganik dolgu oranına bağlı olarak artmış organik içerik ile sitotoksitesitenin yükseldiğini bildirmiştir. Ayrıca viskozite kontrol edici monomerlerin sitotoksik etki açısından etkili olduğunu bildirmişlerdir.¹⁹

Son zamanlarda, Susila ve ark. yaptıkları çalışmada sitotoksitesitenin, matriks monomerlerinin ve foto-başlatıcıların elüsyonu ile pozitif korelasyon gösterdiği sonucuna varmışlardır.²⁹³ Geurtsen ve ark. ise TEGDMA elüsyonunun, araştırdıkları ışıkla sertleştirilen cam iyonomer simanlar ve kompomerler tarafından uyarılan sitotoksik reaksiyonların başlıca nedenlerinden biri olduğunu göstermiştir.²¹²

Primer rat alveoler makrofajlarında, MTT testi ile ölçülen sitotoksik yanıt ve floresan mikroskopu ile görülen nekrotik yanıt, HEMA'ya verilen yanıtla karşılaştırıldığında TEGDMA'ya maruz kalınmasının ardından daha yüksek

bulunmuştur.²⁹⁴ On yıldan uzun bir süredir, TEGDMA'nın tükürükte kolayca çözünür olduğu ve sitotoksik olduğu bulunmuştur.^{287,295} Bununla birlikte, bu monomeri içeren kompozit ve kompomer materyalleri hala yaygın olarak kullanılmaktadır.

HEMA'nın sitotoksik etkisi bir takım çalışmalar ile doğrulanmıştır.^{212,237} Bunun yanı sıra foto-başlatıcı kamforokinon da hücre kültürlerinde bazı sitotoksik etkiler göstermektedir.²⁹⁶ Schweikl ve ark. tarafından kamforokinonun etkisinin bir sonucu olarak primer insan fibroblast DNA'sının zarar gördüğü doğrulanmıştır.²³⁷

Kompomer materyalleri, cam iyonomer simanlardan çok kompozit rezinlere daha yakındır. Bazı çalışmalarda, kompomerlerin sulu elüatının kültürlenmiş hücrelerde orta derecede hasara neden olduğu bildirilmiştir.^{12,297} Gaz kromatografisi / kütle spektrometresi ile yapılan incelemeden, özütün çok yüksek konsantrasyonda TEGDMA, HEMA ve çeşitli etilen glikol bileşikleri gibi küçük miktarlarda komonomer içerdiği gösterilmiştir.²¹² Kompomer materyallerinin içeriğinde sitotoksositeye sebep olabileceği belirtilen tüm bu maddelerin çalışmamızda kullanılan materyallerin içeriğinde de listelenmesine karşın çalışmamızın sonucunda kullanılan kompomer materyalleri ve kompozit bazlı boya ile renklendirilen materyallerin hiçbirinde, herhangi bir toksik etki görülmemiştir.

Bis-GMA benzeri monomerlerin güvenliği tartışmalıdır.²⁹⁸ Attik ve ark. tarafından yapılan çalışmada Bis-GMA olan ve olmayan kompozitlerin sitotoksitesini karşılaştırılmış ve anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bununla birlikte, BPA içermeyen yeni nesil rezinlerin, sito-uyumluluğu açıkça artırdığı gösterilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre BPA'nın rezin matriksinden çıkarılması önerilmiştir.²⁹⁹ Bizim çalışmamızda BIS-GMA içeriği belirtilen kompomer materyallerinden Twinky Star ve Composan Glitter ile Zenit Color kompozit bazlı boya ile renklendirilmiş geleneksel kompomer numunelerinde toksik etki gözlenmemiştir.

Becher ve ark. tarafından yapılan bir çalışma, ticari olarak temin edilebilen iki kompomer materyali (Freedom ve F2000) ve üç ortak kompomer bileşeni TEGDMA, HEMA ve GDMA (glikol dimetakrilat) monomerlerinin, makrofajlarda in vitro hücre ölümünü indüklemeye kapasitesine sahip olduğunu göstermiştir. Bahsedilen çalışmada Freedom, MTT testi ile değerlendirildiğinde 8 saat maruziyetten sonra sitotoksositeye neden olan tek kompomer olmasına rağmen, 20 saat maruziyetin ardından sitotoksosite iki kompomer özütü için de benzer olmuştur. Dolayısıyla kompomerler ile ilgili olarak, sitotoksik potansiyele dair net bir sonuç çıkarmak zor görünmektedir.²⁹⁴ Bizim

çalışmamızda kullanılan kompomer materyallerinin hiçbirinde üretici HEMA'yı listelememiştir. HEMA'nın, materyal güvenlik veri formuna göre çalışmamızda kullanılan Dyract XP, Twinky Star ve Zenit Color kompozit bazlı boyanın bileşeni olan UDMA'nın bir bozunma ürünü olabileceği belirtilmiştir.³⁰⁰ Ancak çalışmamızda, bu materyallerin hiçbiri toksik bulunmamıştır. TEGDMA içeriği listelenen Dyract XP ve Composan Glitter materyalleri de 24, 48 ve 72 saat maruziyet sonrası toksik etki göstermemiştir.

Kompomer materyalleri, bileşimindeki iyon sızıntısı yapan cam doldurucu maddeleri nedeniyle, özellikle polimerizasyondan sonraki birkaç gün içinde flor salabilir.³⁰¹ Kompomer materyallerinden flor salımı da sitotoksik etkilere katkıda bulunabilir.²⁴ 2012 yılında yapılan bir çalışma, düşük düzeyde flor salımı yapan materyallerin düşük sitotoksik etkiyle ilişkili olduğunu göstermiştir.³⁰² Bizim çalışmamızda kompomer materyallerinin flor salım yeteneğinin cam iyonomer içerikli diğer materyallere göre düşük olması ve bunun zamanla daha da azalması sitotoksik etkinin anlamlı düzeyde bulunmamasının bir sebebi olabilir.

Işık ünitelerinin, ışık yoğunluğunun düzenli olarak kontrol edilmesi gerekliliği konusunda, diş hekimleri arasında zayıf farkındalık bildirilmiştir.³⁰³ Mevcut bulgular ışığa duyarlılık derecesinin bir maddenin toksik potansiyeli üzerinde önemli bir faktör olduğunu göstermektedir; ışıkla sertleşme derecesi ile restorasyon sitotoksitesitesi arasında ters bir ilişki gösterilmiştir.²⁸⁴ Bizim çalışmamızda kullanılan ışık ünitesi VALO Cordless, standart

mod ile 1000 mW/cm²'lik yüksek bir ışık yoğunluğuna sahip olduğundan ve her numunenin ışıkla sertleştirme öncesinde ışık ünitesinin kalibrasyonu sağlandığından materyallerin toksik potansiyelinin olumlu yönde etkilenmiş olabileceğini düşünmekteyiz.

Ping C ve ark., Twinky Star kompomer numunelerinin biyolojik güvenliğini sitotoksitesite testi, in vitro hemolitik test ve akut genel toksisite testi ile değerlendirmiştir.²³ Sitotoksitesite

testinin sonucu, numunelerin sitotoksik olmadığını göstermiştir. İn vitro hemolitik test

sonucu, tüm numunelerin hemolitik oranlarının % 5'ten düşük olduğunu gösterirken

akut genel toksisite testinin sonucu, numunelerin hiçbirinin akut genel toksisiteye sahip

olmadığını göstermiştir. Bu sonuçlara göre araştırmacılar, Twinky Star kompomerinin

iyi biyolojik güvenliğe sahip olduğuna karar vermişlerdir.²³ Bu çalışmadaki sonuçlar, bizim çalışmamızın sonuçları ile uyumludur.

Quinlan ve ark.'nın 2002 yılında bir kompozit (Spectrum) ve bir geleneksel kompomer (Dyract AP) materyali üzerinde yaptıkları toksisite çalışmasına göre,

kompozit materyali tarafından dentin bariyerinden geçerek uygulanan sitotoksiste, son derece sitotoksik olan ve ters pulpal reaksiyona neden olan kompozit materyalinin sitotoksitesinden daha düşük bulunmuştur. Bahsedilen çalışmanın diğer sonuçlarına göre kültür hücrelerine karşı toksisite dentin bariyeri olmadığında daha fazla bulunmuş ve yetersiz ışıkla sertleştirme, materyallerin toksisitesinin artmasına neden olmuştur.²⁸⁴ Bizim çalışmamızda kullanılan geleneksel kompozit materyali Dyract XP'nin dentin bariyeri olmaksızın yapılan toksisite değerlendirmesinde non-toksik olduğu tespit edilmiştir. Farklılık, kullanılan kompozit materyallerinin içeriğinin değişmesinden ve ışıkla sertleşme derecelerinin farklı olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Huang ve ark.nın, 5 rezin bazlı restoratif materyalin (2 RMCİS; 1 geleneksel kompozit; ve 2 kompozit) mitokondriyal aktivite analizleri ile insan pulpa hücreleri üzerindeki sitotoksik etkilerini in vitro çalışmanın sonuçlarına göre, bu materyallerin hücre hattına ve in vitro birincil kültürlerle sitotoksik olduğu gösterilmiştir.¹⁴ Bu çalışmanın aksine bizim çalışmamızda kullanılan geleneksel kompozit materyali Dyract XP, Vero hücreleri üzerinde non-toksik bulunmuştur. Sonuçlardaki farklılık, kullanılan hücre kültürlerinin ve kompozit materyallerinin içeriklerinin farklı olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Botsalı ve ark.'nın RMCİS ve kompozitlerin (Dyract Extra ve Twinky Star) artık monomer (HEMA ve TEGDMA) elüsyonunu değerlendirdikleri ve farklı ışık üniteleri ile sertleştirdikleri RMCİS ve kompozitlerin, fibroblastların canlılığı üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmaya göre, Twinky Star'dan ayrılan TEGDMA miktarı, halojen ünitesiyle sertleştirildiğinde Dyract Extra'dan daha fazla bulunmuştur.²⁴ LED ünitesiyle sertleştirildiğinde test edilen materyallerden benzer miktarlarda TEGDMA'nın serbest bırakıldığı görülmüştür. Hem halojen hem de LED üniteleri ile sertleştirildiğinde, benzer miktarlarda HEMA test edilen materyallerden serbest bırakılmıştır.²⁴ Twinky Star üreticisinin TEGDMA ve HEMA'yı içerik olarak listelememesine karşılık bahsedilen çalışmada bu monomerlerin elüsyonu tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızın aksine, LED ünitesi kullanılarak test edilen tüm materyallerin, fibroblast hücrelerinin yaşayabilirliğini benzer şekilde azalttığı görülmüştür. Bahsedilen çalışmaya göre renkli kompozit materyali, hücrelerin canlılığını geleneksel kompozit materyalinden daha fazla düşürmüştür. LED ünitesi, her iki kompozit için halojen ünitesinden daha fazla sitotoksisiteye neden olmuştur.²⁴ Bizim çalışmamızda standardizasyon sağlamak için

sadece LED ışık ünitesi kullanılmıştır. Farklılık, monomerlerin serbest bırakılmasını kolaylaştıran etanol-su karışımı gibi alkolik bir çözelti kullanılmasından kaynaklanmış olabilir. Organik çözücüler, polimer ağa nüfuz etme ve şişirme yeteneğine sahiptir ve reaksiyona girmemiş monomerlerin serbest bırakılmasını kolaylaştırmaktadır.^{230,304}

Selimović-Dragaš ve ark. tarafından yapılan bir çalışmanın bulgularından yola çıkılarak tüm sızıntı yapabilen bileşenlerin, yetersiz polimerizasyonun bir sonucu olarak değil; aynı zamanda materyalin çözünmesi sonucunda materyallerden salınabildiği belirtilmiştir.²⁸⁹ Oral kavitedeki rezinlerin degradasyonu, tükürük enzimatik reaksiyonlara, asidik koşullara ve yiyecek ve içeceklerin neden olduğu aşındırıcı faktörlere bağlıdır.³⁰⁵ Oral koşulları taklit etmek için etanol, metanol veya bu çözücülerin su ile karışımları gibi organik çözücüler tercih edilmektedir.²⁰⁴ Fakat bizim çalışmamızda intraoral sıvıları taklit edebilecek bir organik çözücü kullanılmamıştır. Bu tür çözeltiler metakrilatlar için iyi çözücüler olmasına karşılık ağız boşluğundaki koşulları tam olarak yansıtmamaktadır.³⁰⁶

Rezin esaslı restoratif materyallerin olası toksik etkilerinin belirlenmesi, hali hazırda kullanımda olan çok çeşitli ışık üniteleri ve dolgu materyalleri göz önünde bulundurulduğunda, hangi kombinasyonların en az toksik etkiye neden olduğu sorusu önem kazanmaktadır.³⁰⁷ Kompomerlerin, LED ışık üniteleri ile polimerize edildiğinde daha toksik olduğu; bununla birlikte RMCİS'lerin halojen ışık üniteleri ile polimerize edildiğinde daha toksik olduğu iddia edilmektedir.²⁴

Tunç ve ark. tarafından yapılan sitotoksisite çalışmasında halojen ve LED ışık üniteleriyle sertleştirilen üç farklı geleneksel kompomer materyalinin (Dyract AP, Hytac, Compoglass) insan pulpa fibroblast hücreleri üzerindeki etkileri araştırılmış ve kompomerlerin insan pulpa fibroblastları için potansiyel olarak toksik olduğu ve LED ışık ünitelerinin kompomerlerin polimerizasyonunda kullanım için uygun olamayacağı bildirilmiştir; çünkü kompomer numuneler LED ile kürlendiğinde halojen ünitelerine göre daha fazla dekolorizasyon göstermiştir.³⁰⁸ Geurtsen ve ark. kompomerlerin içeriğindeki kamforokinon foto-başlatıcıları ve diğer yardımcı başlatıcıların halojen üniteler ile sertleştirilenlere kıyasla LED ile sertleştirilen kompomer numunelerde bulunan yüksek sitotoksisitenin sebebi olabileceğini belirtmiştir.²¹² Tüm bu çalışmaların aksine bizim çalışmamızda kompomer materyallerinin polimerizasyonunda kullanılan LED ışık ünitesi sitotoksisite artışına sebep olmamıştır. Bizim çalışmamızda, ışık kaynağına bağlı değişkenlikleri ortadan kaldırmak için sadece LED ışık ünitesi kullanılmıştır. Sonuçlardaki

farklılık, kullanılan hücre kültürleri ve değerlendirme yöntemlerinin farklılığına bağlı olabilir.

Güncel bulgular, oksidatif stres ile dental kompozit materyallerin veya rezin monomerlerin sitotoksitesisi arasında pozitif bir ilişki olduğunu göstermektedir.³⁰⁹ Dental rezin monomerlerin, birçok çalışmada analiz edildiği gibi, apoptoz yoluyla sitotoksitesite gösterdiği öne sürülmüştür.²³⁷ Artan ROT oluşumunun bir sonucu olarak monomerler tarafından indüklenen oksidatif stres, genlerin ve antioksidan proteinlerin redoks-duyarlı aktivasyonu yoluyla hücrelerin hayatta kalmasını ve ölümünü kontrol eden yolların aktivasyonu için bir sinyal olarak hareket etmektedir. Bu nedenle, hücre içi redoks homeostazının monomer kaynaklı bozulması apoptoz başlangıcını tetiklemektedir.³¹⁰

Demirci tarafından 2013 yılında yapılan Twinky Star materyalinin de kullanıldığı bir çalışmaya göre, kullanılan rezin içerikli materyaller 24 saat, 72 saat ve 7 gün sonunda insan fibroblast hücreleri üzerinde toksik etki göstermiş ve Twinky Star materyalinde 7 gün sonunda total oksidan kapasitesi anlamlı ölçüde yüksek bulunmuştur. Bu çalışma ile oksidatif stresin bir toksitesite mekanizması olduğu görüşü desteklenmiştir. Bizim çalışmamız ile bu çalışma arasında Twinky Star materyalinin toksitesitesinde gözlenen farklılık kullanılan hücre kültürlerinin farklı olmasından kaynaklanıyor olabilir. Çalışmamıza bir sitotoksitesite mekanizması olarak oksidatif stres değerlendirmesi dahil edilerek ileri çalışmalar yapılabilir.²⁵

Rezin bazlı restoratif materyallerin, karıştırma işleminden hemen sonra ve ayrıca son kimyasal yapılarına ulaştıkları kabul edilen bir süreden sonra test edilmeleri gerekmektedir. Bu tür materyaller, taze karıştırılmış, polimerizasyonu tamamlanmamış bir aşamada kavite içine yerleştirilir ve bu nedenle, materyalin klinik uygulamasından sonra nispeten kısa bir süre boyunca, reaksiyona girmemiş veya kısmen reaksiyona giren bileşenler tarafından lokal tepkilerin provoke olması muhtemeldir. Sertleşmeden sonra, potansiyel olarak toksik bileşenlerin materyallerden salınması mümkündür. Bu nedenle, rezin bazlı restoratif materyallerin uzun süreli sitotoksitesitesini belirlemek için farklı zamanlardaki salınımları önemli olabilir.¹⁴

Kompomer materyallerinden monomer salımını inceleyen bazı çalışmalar mevcuttur. Frese ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada kompomer materyali için UDMA salınımında 1 ile 7 gün arasında bir artış tespit edilmiştir.³¹¹ Ferracane ve Condon tarafından yapılan bir çalışmaya göre, bağlanmamış maddelerin çoğu, polimerize edilmiş

rezinlerden 1 gün içinde serbestlenmektedir.³¹² Yapılan diğer çalışmalara göre ayrılabilir bileşenlerin elüsyonu asemptomatiktir ve çoğu ilk saatler içinde serbest bırakılmaktadır.^{306,311,313} Monomer salımı sitotoksiteyi etkileyen önemli bir faktör olduğundan çalışmamıza 1 saat ile 24 saat aralığı ilave edilerek daha ileri bir araştırma yapılabilir.

Twinky Star'ın mavi ve pembe renginin kullanıldığı, renkli kompomer materyallerinden monomer salımının incelendiği bir çalışmada 30. Günde toplamda en çok artık monomer salımının mavi renkte, en az monomer salımının A2 renkli Dyract XP geleneksel kompomer materyalinde olduğu tespit edilmiştir.³¹⁴ BİS-GMA, TEGDMA ve UDMA toplamda en çok mavi renkli kompomer materyalinde, HEMA ise en çok geleneksel kompomer materyalinde bulunmuştur. HEMA salımının en çok ilk 1 saatte, UDMA, BISGMA ve TEGDMA salımlarının ise en çok ilk 12 saatlik zaman diliminde gerçekleştiği belirtilmiştir.

Schedle ve ark.nın yaptığı bir çalışmada kompomerler de dahil olmak üzere çeşitli dental materyallerin L-929 fibroblastlar üzerindeki etkileri standart test sistemi ile araştırılmıştır. Buna göre taze hazırlanmış tüm dental materyallerin sitotoksik olduğu, bu etkilerin farklı preinkübasyon dönemlerinden sonra azaldığı ve 6 hafta sonra anlamlı olmadığı gösterilmiştir.¹² Bahsedilen çalışma, sitotoksik etkilerin, sertleştirilmiş materyalle değil; sertleşme süresi boyunca salınan monomerler tarafından sağlandığını göstermiştir.¹²

Dental materyallerin biyouyumluluğu ile ilgili araştırma sonuçları hala çelişkilidir. Farklı deneysel sistemlerle elde edilen sonuçların tutarsızlığı daha önce bildirilmiştir.^{12,315}

Bizim çalışmamızda renkli kompomer materyalleri, sitotoksite testlerinin umut verici sonuçlarına göre alternatif bir restoratif materyal olarak kabul edilebilir; ancak potansiyel kullanımının in vitro ve in vivo incelemelerle doğrulanması gerekmektedir. Materyallerin sitotoksik etkilerinin in vivo koşullarda farklılık gösterebileceği de not edilmelidir.

İn vitro tarama testleri, dental materyallerin biyolojik etkilerini analiz etmede çok yararlıdır; ancak klinik durumu yansıtmaya yetenekleri sınırlıdır. In vitro araştırmalar daha basit olmakla birlikte, geçerlilikleri sadece dikkatli ve titizlikle yapılan in vivo çalışmalarla kanıtlanabilir. Bununla birlikte, ideal dental restoratif materyallerin tüm özelliklerini yerine getirene kadar rezin bazlı materyalleri araştırmaya devam etmek gerekmektedir. Araştırmacıların genellikle test edilen materyallerin kesin bileşimini bilmedikleri noktada,

restoratif materyallerin sitotoksitesini uzun süreli değerlendirmek ve klinik şartlara benzerliği sağlamak için ileri çalışmaların yapılması önerilmektedir.

5.2. Nanoindentasyon Çalışmasının Tartışılması

Nanoindentasyon testlerinin temel amacı, materyallerin yük yer değiştirme ölçümlerinden temel mekanik özellikleri olarak elastik modül ve sertlik değerlerini kolayca belirlemektir.³¹⁶

Nanosertlik, seçilmiş materyal özelliklerinin mikrondan mikron altı ölçeğe kadar incelenmesini sağlar. Restoratif materyallerin sertliği, materyalin makro ölçekli bozulmasının anlaşılması ve ağızda temas halinde olan çevre dokulara zarar vermemek için önemlidir.⁹¹ Oklüzal bölgelere yerleştirilen restorasyonların çiğneme kuvvetlerine maruz kalması, bir materyalin sertliği ile ilişkilidir ve bu nitelik, tedavi edilen dişlerin ve onların antagonistlerinin sağlığı için mine ve dentin dokusuna benzer olmalıdır.⁹¹ Geleneksel test yöntemlerini kullanarak dental materyallerin mekanik özellikleri üzerine yapılan çalışmalarda, elde edilen penetrasyon subjektif gibi görünmektedir; çünkü uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğü araştırmacının tercihine dayanmaktadır.³¹⁷ Materyallerin mekanik özelliklerinin test edilmesinde nanoindentasyon yönteminin uygulanması diş hekimliğinde önemli bir gelişmedir. Bu sebeple çalışmamızda kompomer materyallerinin sertlik değerlendirmesinde nanoindentasyon yöntemi kullanılmıştır.

Nanoindentasyon yaklaşımı çok daha küçük ölçekte, makrotekniklerden daha büyük bir değişkenlikle bilgi sağlar; ancak incelenen materyalle ilgili olarak göz önünde bulundurulacak varsayımlar ve gözlenen değerlerin dikkate alınması gerekmektedir.³¹⁸

Çalışmamız, farklı renk ve markaya sahip kompomerlerin nanosertlik değerleri arasında anlamlı farklar olduğunu göstermiştir. Çalışmamızda, uygun depolama koşullarını sağlamak için dehidratasyonun sertliği, elastik modülü ve örneklerin kırılma dayanıklılığını artırması nedeniyle numunelerin distile suda 24 saat süreyle depolanmasından sonra nanoindentasyon testi prosedürleri gerçekleştirilmiştir.³¹⁹

Sertlik ölçümünde kullanılan yükün önemli olduğu, elastik materyallere fazla yük uygulandığında örneklerin yüzeylerinde çatlaklar oluşabileceği ve bu durumun yanlış sonuçlar alınmasına sebep olabileceği bildirilmiştir.^{320,321} Bu sebeple, çalışmamızda 5s / 2s

/ 5s olarak tanımlanan yük fonksiyonu ile her bir örneğin 5 farklı noktasından 6000 μN 'luk uygun kuvvet seçilip uygulanmıştır.

Üretici tarafından, Twinky Star'ın bileşiminin, geleneksel kompomerlere benzer olduğu ve tek farkın eklenen pigment olduğu iddia edilmektedir. Farklı renklerin yüzey sertliği arasındaki farklar, organik veya inorganik pigmentlere atfedilebilir. Bu alanda az sayıda çalışma bulunmaktadır. Restoratif materyallerin rengi, materyal içindeki pigmentin türü ve içeriğinden etkilenmektedir. Örneğin, TiO_2 gibi doldurucular, rezinin opaklığını artıran pigmentlerdir. Doldurucunun büyüklüğü, türü ve içeriği de ışığın iletimini ve sonuç olarak polimerizasyon derecesini etkileyen faktörlerdir.¹⁸³ Ek olarak, farklı renkler parlak bileşenlerin farklı değerlerine sahip olabileceğinden, farklı sertlik değerleri sergilenebilir. Bizim çalışmamızda da aynı markaya ait renkli kompomer materyallerinin farklı renkleri arasında sertlik açısından farklılık tespit edilmiştir.

Khodadadi ve ark. 2016 yılında yayınladıkları bir çalışmada Z250 kompozit rezin ve iyonozit kompomer ile Twinky Star kompomerlerinin farklı renklerinin yüzey sertliklerini karşılaştırmıştır. Sonuçlar, iki ayrı ışık ünitesi ve kullanılan 10 materyal grubu ile test edilen materyallerin herhangi biriyle ışık üniteleri arasında sertlikte önemli farklılık göstermiştir. QTH ışık ünitesi genellikle LED ünitesinden daha yüksek sertlik sağlamıştır. Bununla birlikte, kompozit rezin ile mor ve yeşil renkli kompomerlerde, sonuçlar tam tersi LED ile daha yüksek sertlik sağlamıştır. Twinky Star kompomerin farklı renklerinde materyallerin formülasyonu benzer olduğundan sertlikteki farklılıkların, pigmentlerin türü ve miktarındaki farklılıklara bağlanabileceği belirtilmiştir.³²² Bizim çalışmamızın aksine LED ışık ünitesiyle, kompomer renklerinin sertlik dereceleri pembe> yeşil> turuncu> sarı> mavi> gümüş> mor> altın şeklinde sıralanmıştır. Farklılık, sertliğin değerlendirilmesinde kullanılan ölçek ve yöntemlerdeki farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir.

Jafari ve ark. 2015 yılında LED üniteleri kullanarak Twinky Star renkli kompomerlerin farklı renklerinin yüzey sertliği üzerine bir çalışma gerçekleştirmiştir. Sonuçlar, en yüksek sertliğin gümüş renkle ve en düşük sertliğin, sonuçlarımızla tutarlı olmayan şekilde mavi renkle ilişkili olduğunu göstermiştir.³²³ Daha koyu renklerdeki pigmentlerin ışığı daha fazla emdiğini ve böylece ışığın rezine nüfuz etme derinliğini azalttığını bildirmişlerdir.³²³ Dolayısıyla daha düşük polimerizasyon, ışıkla sertleşen materyallerin fiziksel özelliklerini etkileyebilmekte ve mikro sertliği azaltabilmektedir. Bu çalışma ile çalışmamız arasındaki fark ışık kaynaklarının yoğunluğu, örneklem

büyüklikleri, sertliğin incelenmesinde kullanılan ölçek ve yöntemlerdeki farklılıklar ile açıklanabilir.

Vandenbulcke ve ark. farklı ışık üniteleriyle renkli kompomerlerin sertleşme derinliğini incelemiş ve koyu renklerin (mavi ve yeşil) diğer renklere göre daha fazla sertleşme derinliğine sahip olduğunu göstermiştir. Bu çalışmanın sonuçları; Twinky Star kompomerinin farklı renklerdeki en düşük sertlik değerini altın rengi ile ilişkilendirmiştir. Farkı, dalga boyu dağılımı ve parıltılı etkilere bağlamışlardır.³² Bahsedilen çalışmanın bulgularıyla uyumlu olarak, çalışmamızda turuncu ve sarı renge göre nispeten koyu renkli olan mavi renk daha yüksek sertlik değeri göstermiştir.

Atabek ve ark., LED ünitelerini kullanarak Twinky Star kompomerlerinin farklı renklerinde dönüşüm derecesini incelemişler ve 40 saniye içinde mavi ve pembenin altın, yeşil, sarı, turuncu ve gümüşten daha yüksek bir dönüşüm derecesi sergiledikleri sonucuna varmışlardır.¹⁸ Farklı yöntemler kullanılmış olsa da bahsedilen çalışmadaki sonuçlar ile bizim çalışmamızda incelenen mavi, sarı ve turuncu renklerin karşılaştırılan sertlik sonuçları uyumludur. Aynı markalara ait renkli kompomer materyallerinin farklı renklerinin aynı sertleştirme süresinde farklı sertlik değerlerine sahip olmaları dönüşüm derecelerinin farklılığına bağlı olabilir. Dönüşüm derecelerindeki bu fark, parıltılı bileşenlerin boyutu, türü ve miktarı arasındaki değişikliklerle açıklanabilir. Bu nedenle, renkli kompomerler üzerinde daha fazla çalışma yapılarak farklı renkler için en uygun sertleştirme sürelerinin tespit edilmesi gerekmektedir.

Işık ünitesinin yoğunluğu, dalga boyu, ışığa maruz kalma süresi, doldurucu maddelerin boyutu ve türü, ışık ünitesi ucunun konumu ve yönelimi ve renk gibi farklı faktörler, ışıkla sertleşen materyalin polimerizasyonu üzerinde etkilidir.²⁰² Polimerizasyon derecesi de dolaylı olarak sertlik özelliklerini etkilemektedir.

Hwang ve ark. tarafından yapılan bir çalışmaya göre geçirgenlik spektral dağılımın, ışıltılı bileşenlerden etkilenebildiği belirtilmiştir. Çalışmada ışıltılı bileşenlerin, materyalin sertliğini azaltabilen düzensiz şekiller ve boyutlar içerdiği; dolayısıyla kompomer sertliğini azaltabileceği açıklanmıştır. Bu sebeple kompomer rengi, ışık geçirgenliğini polimerizasyon/dönüşüm derecesi aracılığıyla etkileyebilir.¹⁸³ Dönüşüm derecesi de dolaylı olarak materyallerin sertliğini etkilemektedir.

Bors ve ark. nın eroziv solüsyonlarda depolama sonrası iki kompozit rezin, bir geleneksel kompomer ve bir renkli kompomer restoratif materyallerin yüzey analizini

inceledikleri çalışmada estetik geleneksel kompomerin, sitrik asit ve fosforik asite maruziyetinde doldurucu partiküllerde azalma olduğu görülmüştür. Test edilen dört restoratif materyalden eroziv ataklar nedeniyle yüzey morfolojisindeki en ciddi değişiklikler renkli kompomerde bulunmuştur. SEM (Taramalı elektron mikroskobu) görüntüleri ile test edilen tüm materyaller arasında renkli kompomer, en belirgin yüzey bozulması ve madde kaybı göstermiştir.³²⁴

Munack ve ark. yaptıkları bir çalışmada 4 farklı kompomer materyalinin (Compoglass, F2000, Dyract ve Experimental Compomer) distile su, asidik tampon, nötral tampon ile karaciğer enzimi ilave edilmiş nötral tampon ortamlarında tutulmalarının yüzey sertliğine etkisini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre, sıvı ortamda bekletilen tüm örnekler, kuru ortamda bekletilen kontrol grubu numuneleriyle karşılaştırıldığında sertlikte önemli bir düşüş sergilemiştir.³²⁵ Ancak değişen ortam şartlarının incelenen kompomerlerin yüzey sertliğini anlamlı ölçüde etkilemediği belirtilmiştir. Bizim nanoindentasyon çalışmamızda ise standardizasyon sağlamak için numuneler 24 saat distile suda bekletildikten sonra ölçüm yapılmıştır.

Çoğulu ve ark. renk, ışık kaynağı ve dolgu arasındaki mesafe ve ışıklama süresi faktörlerinin iki farklı kompomerde (Compoglass F: A1 ve A4; Twinky Star: yeşil, turuncu ve gümüş) yüzey sertliği üzerindeki etkisini inceledikleri bir çalışmada, koyu renkli materyal gruplarında alt yüzey sertlik değerlerinin, diğer gruplara göre anlamlı düzeyde düşük olduğunu, yeterli polimerizasyon elde edebilmek için uygulanan kompomer materyali renginin, ışık kaynağı ile dolgu arasındaki mesafenin ve ışıklama süresi faktörlerinin önemli olduğunu rapor etmişlerdir.²⁹ Çalışmada geleneksel kompomer materyallerinin üst yüzey sertlikleri, renkli kompomer materyallerine göre yüksek bulunurken, renkli kompomer materyalinin üç farklı renginde üst yüzey sertlik değerleri arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır.²⁹ Bizim çalışmamızda ise kompomer materyallerinin derinliği, ideal polimerizasyon için önerilen şekilde 2 mm olarak hazırlanmış, materyallerin marka ve renklerine bağlı özelliklerinin değerlendirilmesi için diğer faktörlerin standardizasyonu sağlanmıştır. Bahsedilen çalışmanın aksine çalışmamızda materyallerin farklı renklerinin nanosertlik değerleri arasında farklılık bulunmuştur. Bizim çalışmamızın sonucuyla uyumlu olarak turuncu renkli kompomer materyalinin sertliği geleneksel kompomer materyalinden düşük bulunmuştur.

Czarnecka ve ark., Twinky Star'ın çeşitli renklerinin mikrosertliğini ve suda olgunlaşmanın mikrosertlik üzerindeki etkisini belirlemiştir. Çalışma sarı, pembe ve yeşil renkli materyaller kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Materyallerin mikrosertlikleri, fizyolojik bir ortamda saklanırken zamanla artmıştır. Polimerizasyondan hemen sonra, materyal renginin mikrosertlik üzerinde hiçbir etkisi gözlemlenmemiştir. Sonuç olarak suda saklanan kompomerin olgunlaşması sonucunda materyal renginin mikrosertlik üzerine bir etkisi olduğu ortaya koyulmuştur.³²⁶ Bizim çalışmamızda da numuneler distile suda 24 saat süreyle saklandıktan sonra nanoindentasyon testi prosedürleri gerçekleştirilmiş, ancak saklama ortamı değişiminin etkisi değerlendirilmemiştir.

Nanoindentasyon tekniğinde gözlemlenen büyük standart sapmalar, daha küçük girinti temas alanına ve parçacıklar arasına bir rezin tabakası ya da partikülü girme yeteneğine atfedilebilir. Gözlenen değerlerde varyasyona ilişkin bir başka faktör, dolgu maddesi partiküllerinin bileşimindeki farklılık olabilir. Örneğin; baryum oksit doldurucu içeren bir kompozit materyalinin, stronsiyum oksit doldurucu içeren kompozitlerden daha düşük değerlere sahip olduğu gözlenmiştir.³¹⁸ Bizim çalışmamızda da içeriğinde stronsiyum oksit doldurucu olduğu belirtilen Nova Compomer Rainbow ve Dyract XP kompomer materyallerinin ortalama nanosertlik değerleri nispeten yüksek bulunmuştur.

Ayrıca, nanoindentasyon değerleri her zaman Vickers sertlik değerlerinden daha yüksek bulunmuştur.³²⁷ Martı'nez ve Esteve, sertlikteki artışı şekillendirici bir indenterla ve penetrasyon derinliğinde artışa karşılık gelen bir yük artışıyla göstermiştir.³²⁸ Nanoindenter bir uca veya çok ince bir taneciğe çarptığında parçacık kırılabilir, oysa genişlik ve yükseklik bakımından çok daha büyük bir parçacık ile temas ederse, parçacıkların özelliklerinin daha gerçekçi bir ölçüsünü elde etmektedir.³¹⁸

Sertlik ve elastik modül arasında temel bir ilişki olmamakla beraber, indentasyon tekniğinin ilerlemesi ile tanımlanan derinlik duyarlı indentasyon tekniği, bu parametrelerin birlikte değerlendirilmesini olanaklı hale getirmiştir.^{268,269} Sertlik, aynı zamanda indirgenmiş elastik modül olarak da tanımlanmıştır. Bizim çalışmamızda da incelenen kompomer materyallerinin elastik modül ve nanosertlik değerleri arasında pozitif ilişki gösterilmiştir. Renkli kompomer materyallerinde incelenen renkler arasında en yüksek nanosertlik ve elastik modül değeri mavi renkli numunelerde tespit edilmiştir.

Kompomer materyallerinin ideal polimerizasyonu, restorasyonun artan mekanik mukavemetini sağlamak ve sitotoksik etkileri azaltmaktadır.³²⁹ Bu nedenle bu

özelliklerde iyileştirme amaçlandığında en önemli konu ideal polimerizasyonu sağlamak amaçlı önlemler almaktır. Dolayısıyla materyallerin içeriği, rengi ve kullanılan ışık kaynağı gibi polimerizasyonu etkileyen faktörler iyi bilinmeli ve en iyi kombinasyonların oluşturulması amaçlanmalıdır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- 1- Çalışmamızda geleneksel ve renkli kompomer materyallerinin MTT analizi ile yapılan sitotoksisite değerlendirmesi sonucunda 24, 48 ve 72 saatlik inkübasyon periyodlarının ardından kompomer materyallerinin hiçbirinde sitotoksik etki tespit edilmemiştir.
- 2- Örneklerin farklı zaman aralıklarında toplanan salınım sıvıları ile kültürleri yapılan hücreler üzerinde günlük olarak gerçekleştirilen morfolojik değerlendirmelerinde hücrelerde herhangi bir sitopatolojik değişim meydana gelmediği görülmüştür.
- 3- Sitotoksisite bulgularına dayanarak, çocuklarda renkli kompomer materyalleri geleneksel kompomer materyallerine alternatif olarak tercih edilebilir.
- 4- Renkler arasında genel bir karşılaştırma yapıldığında en yüksekten en düşüğe doğru nanosertlik değerleri Mavi > Beyaz > Turuncu > Sarı şeklinde olmuştur.
- 5- Zenit Color ile renklendirilmiş sarı renkli materyal grubu en düşük nanosertlik değerini göstermiştir. Nova Compomer Rainbow'un mavi rengi ile Composan Glitter'in mavi ve turuncu renklerinin nanosertlik değerleri geleneksel beyaz renkli Dyract XP kompomer materyalinden yüksek bulunmuştur.
- 6- Nanosertlik bulgularına dayanarak, fazla yük binen oklüzyon alanlarında, Nova Compomer Rainbow'un mavi ve Composan Glitter materyallerinin mavi ve turuncu renkleri, geleneksel kompomer materyaline alternatif olarak tercih edilebilir.

Bu çalışmada çeşitli markalara ait renkli kompomer materyallerinin sadece 3 farklı rengi kullanılmıştır. Bu nedenle, diğer kompomer renkleri de kullanılarak ileri araştırmaların yapılması önerilir. Ayrıca farklı ışık kaynakları ve süreleri uygulanarak sitotoksisite ve nanosertlik üzerinde diğer faktörlerin etkilerini incelemek için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır. İn vitro bulguları in vivo durumlara aktarmak gerçekçi olmayabilir. Bununla birlikte, ideal dental restoratif materyallerin tüm özelliklerini yerine getirene kadar çocuk diş hekimliğinde rutin olarak kullanılan renkli kompomer materyalleri üzerinde araştırmaların devam etmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. **Lazaridou D, Belli R, Krämer N, Petschelt A, Lohbauer U.** Dental Materials for Primary Dentition: Are They Suitable for Occlusal Restorations? A Two-Body Wear Study. *European Archives of Paediatric Dentistry*. **2015**;16(2):165-72.
2. **Koupis N, Marks L, Verbeek R, Martens L.** Finishing and Polishing Procedures of (Resin-Modified) Glass Ionomers and Compomers in Paediatric Dentistry. *European Archives of Paediatric Dentistry*. **2007**;8(1):22-28.
3. **Ulusoy N, Arikan V, Oba AA.** Effect of Mouthwashes on the Discolouration of Restorative Materials Commonly Used in Paediatric Dentistry. *European Archives of Paediatric Dentistry*. **2018**;19(3):147-53.
4. **Van Noort R.** *Introduction to Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences; **2014**.
5. **Lohbauer U.** Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials?—Properties, Limitations and Future Trends. *Materials*. **2009**;3(1):76-96.
6. **Beriat NC, Nalbant D.** Water Absorption and Hema Release of Resin-Modified Glass-Ionomers. *European journal of dentistry*. **2009**;3(4):267.
7. **Nicholson JW.** Polyacid-Modified Composite Resins (“Compomers”) and Their Use in Clinical Dentistry. *Dental materials*. **2007**;23(5):615-22.
8. **Arora V, Arora P, Srivastava N, Togoo RA.** Multicoloured Restorations for Pediatric Dental Patients. *British Journal of Applied Science & Technology*. **2014**;4(28):4014.
9. **Fishman R, Guelmann M, Bimstein E.** Children's Selection of Posterior Restorative Materials. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. **2007**;31(1):1-4.
10. **Burgess JO, DeGoes M, Walker R, Ripps A.** An Evaluation of Four Light-Curing Units Comparing Soft and Hard Curing. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*. **1999**;11(1):125-32; quiz 34.
11. **Mohsen N, Craig RG, Hanks C.** Cytotoxicity of Urethane Dimethacrylate Composites before and after Aging and Leaching. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*. **1998**;39(2):252-60.
12. **Schedle A, Franz A, Rausch-Fan X, Spittler A, Lucas T, et al.** Cytotoxic Effects of Dental Composites, Adhesive Substances, Compomers and Cements. *Dental materials*. **1998**;14(6):429-40.
13. **Mjor I.** Biologic Assessment of Restorative Dental Materials: Interrelationship of Biologic and Technologic Properties. *Oper Dent*. **1978**;3:9-13.
14. **Huang F-M, Chang Y-C.** Cytotoxicity of Resin-Based Restorative Materials on Human Pulp Cell Cultures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. **2002**;94(3):361-65.
15. **Madhyastha PS, Naik DG, Kotian R, Padma D, Srikant N, et al.** Evaluation of Cytotoxicity of Silorane and Methacrylate Based Dental Composites Using Human Gingival Fibroblasts. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. **2015**;9(1):ZC05.
16. **McParland H, Warnakulasuriya S.** Oral Lichenoid Contact Lesions to Mercury and Dental Amalgam—a Review. *BioMed Research International*. **2012**;2012.
17. **Mousavinasab SM.** Biocompatibility of Composite Resins. *Dental research journal*. **2011**;8(Suppl1):S21.
18. **Atabek D, Bodur H, Kalayci Ş, Tirali E.** Conversion Degrees of a Colored Compomer in Different Colors Utilized by Various Curing Times. *Journal of Dentistry for Children*. **2011**;78(2):83-87.
19. **Al-Hiyasat A, Darmani H, Milhem M.** Cytotoxicity Evaluation of Dental Resin Composites and Their Flowable Derivatives. *Clinical oral investigations*. **2005**;9(1):21-25.
20. **Atkinson JC, Diamond F, Eichmiller F, Selwitz R, Jones G.** Stability of Bisphenol a, Triethylene-Glycol Dimethacrylate, and Bisphenol a Dimethacrylate in Whole Saliva. *Dental materials*. **2002**;18(2):128-35.
21. **Söderholm K-J, Mariotti A.** Bis-Gma–Based Resins in Dentistry: Are They Safe? *The Journal of the American Dental Association*. **1999**;130(2):201-09.
22. **Croll TP.** Magicfil: A Colorful Kiddie Compomer. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. **2002**;23(11):1044-6, 48.
23. **Chang P, Li B, Yan L-j, Li R.** The Biological Safety Evaluation of New New Twinky Star Compomer [J]. *Chinese Journal of Prosthodontics*. **2010**;4:019.

24. **Botsali MS, Kuşgöz A, Altıntaş SH, Ülker HE, Tanriver M, et al.** Residual Hema and Tegdma Release and Cytotoxicity Evaluation of Resin-Modified Glass Ionomer Cement and Compomers Cured with Different Light Sources. *The Scientific World Journal*. **2014**;2014.
25. **Demirci T.** *Çocuklarda Kullanılan Rezin İçerikli Restoratif Materyallerin İnsan Fibroblast Hücrelerinde Oluşturduğu Sitotoksik Etki Ve Oksidatif Stres Seviyesinin Değerlendirilmesi.* Doktora tezi, Atatürk Üniversitesi, Erzurum, **2013**.
26. **Qvist V, Poulsen A, Teglers PT, Mjör IA.** The Longevity of Different Restorations in Primary Teeth. *International journal of paediatric dentistry*. **2010**;20(1):1-7.
27. **Croll TP, Helpin ML, Donly KJ.** Multi-Colored Dual-Cured Compomer. *Pediatric dentistry*. **2004**;26(3):273-76.
28. **Güler Ç, Keskin G, Görgeç VA, DEMİR P, Altunsoy M.** Süt Dişlerinde Farklı Renklerdeki Kompomerlerin Mikrogerilim Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. **2013**;19(2):106-12.
29. **Çoğulu D, Ersin N, Ertuğrul F.** Renk, Işınlama Mesafesi Ve Işınlama Süresinin İki Farklı Kompomer Materyalinin Yüzey Sertliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*.28(2):187-92.
30. **Ertuğrul F, Cogulu D, Özdemir Y, Ersin N.** Comparison of Conventional Versus Colored Compomers for Class Ii Restorations in Primary Molars: A 12-Month Clinical Study. *Medical Principles and Practice*. **2010**;19(2):148-52.
31. **Oba AA, Sönmez İŞ, Sari Ş.** Clinical Evaluation of a Colored Compomer in Primary Molars. *Medical Principles and Practice*. **2009**;18(1):31-34.
32. **Vandenbulcke JD, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM.** Comparison of Curing Depth of a Colored Polyacid-Modified Composite Resin with Different Light-Curing Units. *Quintessence International*. **2010**;41(9).
33. **Avşar A, Tuloglu N.** Effect of Different Topical Fluoride Applications on the Surface Roughness of a Colored Compomer. *Journal of Applied Oral Science*. **2010**;18(2):171-77.
34. **Pires CW, Pedrotti D, Lenzi TL, Soares FZM, Ziegelmann PK, et al.** Is There a Best Conventional Material for Restoring Posterior Primary Teeth? A Network Meta-Analysis. *Brazilian oral research*. **2018**;32.
35. **Dhar V, Hsu K, Coll J, Ginsberg E, Ball B, et al.** Evidence-Based Update of Pediatric Dental Restorative Procedures: Dental Materials. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. **2015**;39(4):303-10.
36. **MacRae P, Zacherl W, Castaldi CR.** A Study of Defects in Class Ii Dental Amalgam Restorations in Deciduous Molars. *J Can Dent Assoc*. **1962**;28(8):491-502.
37. **Myers D.** Factors Producing Failure of Class Ii Silver Amalgam Restorations in Primary Molars. *ASDC journal of dentistry for children*. **1977**;44(3):226-29.
38. **Berg JH.** The Continuum of Restorative Materials in Pediatric Dentistry—a Review for the Clinician. *Pediatric dentistry*. **1998**;20:93-100.
39. **Gupta M, Rao D, Hegde S.** An in Vitro Evaluation of Microleakage Associated with Three Different Compomer Placement Techniques in Primary Molars. *Contemporary clinical dentistry*. **2017**;8(1):48.
40. **Christensen GJ.** Why Is Glass Ionomer Cement So Popular? *Journal of the American Dental Association (1939)*. **1994**;125(9):1257-58.
41. **McLean J.** The Clinical Use of Glass-Ionomer Cements. *Dental Clinics of North America*. **1992**;36(3):693-711.
42. **Wilson AD.** Resin-Modified Glass-Ionomer Cements. *International Journal of Prosthodontics*. **1990**;3(5).
43. **Arora V, Bogra P.** Giomer—a New Hybrid Aesthetic Restorative Material. *Journal of Conservative Dentistry*. **2002**;5(04):149.
44. **Gorseta K, Glavina D, Borzabadi-Farahani A, Van Duinen R, Skrinjaric I, et al.** One-Year Clinical Evaluation of a Glass Carbomer Fissure Sealant, a Preliminary Study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. **2014**;22(2):67-71.
45. **Menne-Happ U, Ilie N.** Effect of Gloss and Heat on the Mechanical Behaviour of a Glass Carbomer Cement. *Journal of dentistry*. **2013**;41(3):223-30.
46. **Krejci I, Gebauer L, Häusler T, Lutz F.** Composite Polymers--an Amalgam Substitute for Deciduous Tooth Cavities? *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. **1994**;104(6):724-30.

47. **Pascon FM, Kantovitz KR, Caldo-Teixeira AS, Borges AFS, Silva TN, et al.** Clinical Evaluation of Composite and Compomer Restorations in Primary Teeth: 24-Month Results. *Journal of dentistry*. **2006**;34(6):381-88.
48. **Castro A, Feigal R.** Microleakage of a New Improved Glass Ionomer Restorative Material in Primary and Permanent Teeth. *Pediatr Dent*. **2002**;24(1):23-8.
49. **Minguez N, Ellacuria J, Soler JL, Triana R, Ibaseta G.** Advances in the History of Composite Resins. *Journal of the History of Dentistry*. **2003**;51(3):103-05.
50. **Opdam N, Bronkhorst E, Loomans B, Huysmans M-C.** 12-Year Survival of Composite Vs. Amalgam Restorations. *Journal of Dental Research*. **2010**;89(10):1063-67.
51. **Stansbury JW.** Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. **2000**;12(6):300-08.
52. **Klapdohr S, Moszner N.** New Inorganic Components for Dental Filling Composites. *Monatshefte für Chemie/Chemical Monthly*. **2005**;136(1):21-45.
53. **Bowen RL.** Silica-Resin Direct Filling Material and Method of Preparation: Google Patents; **1965**.
54. **Ferracane JL.** Current Trends in Dental Composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. **1995**;6(4):302-18.
55. **Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL.** Factors Involved in the Development of Polymerization Shrinkage Stress in Resin-Composites: A Systematic Review. *Dental materials*. **2005**;21(10):962-70.
56. **Venhoven B, De Gee A, Davidson C.** Polymerization Contraction and Conversion of Light-Curing Bisigma-Based Methacrylate Resins. *Biomaterials*. **1993**;14(11):871-75.
57. **Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, et al.** Conversion-Dependent Shrinkage Stress and Strain in Dental Resins and Composites. *Dental materials*. **2005**;21(1):56-67.
58. **Fleisch AF, Sheffield PE, Chinn C, Edelstein BL, Landrigan PJ.** Bisphenol a and Related Compounds in Dental Materials. *Pediatrics*. **2010**;peds. 2009-693.
59. **Antony K, Genser D, Hiebinger C, Windisch F.** Longevity of Dental Amalgam in Comparison to Composite Materials. *GMS health technology assessment*. **2008**;4.
60. **Heintze SD, Rousson V.** Clinical Effectiveness of Direct Class Ii Restorations-a Meta-Analysis. *J Adhes Dent*. **2012**;14(5):407-31.
61. **Tarle Z, Meniga A, Knežević A, Šutalo J, Ristić M, et al.** Composite Conversion and Temperature Rise Using a Conventional, Plasma Arc, and an Experimental Blue Led Curing Unit. *Journal of Oral Rehabilitation*. **2002**;29(7):662-67.
62. **Pearson G, Longman C.** Water Sorption and Solubility of Resin- Based Materials Following Inadequate Polymerization by a Visible- Light Curing System. *Journal of Oral Rehabilitation*. **1989**;16(1):57-61.
63. **Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW.** Degree of Polymerization of Resin Composites by Different Light Sources. *Journal of Oral Rehabilitation*. **2002**;29(12):1165-73.
64. **Casagrande L, Dalpian DM, Ardenghi TM, Zanatta FB, Balbinot C, et al.** Randomized Clinical Trial of Adhesive Restorations in Primary Molars. 18-Month Results. *Am J Dent*. **2013**;26(6):351-5.
65. **Donly KJ, García-Godoy F.** The Use of Resin-Based Composite in Children: An Update. *Pediatric dentistry*. **2015**;37(2):136-43.
66. **Ferracane JL.** Resin Composite—State of the Art. *Dental materials*. **2011**;27(1):29-38.
67. **O'Brien WJ.** Dental Materials and Their Selection. **2002**.
68. **Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J.** Direct Composite Restorative Materials. *Dental Clinics of North America*. **2007**;51(3):659-75.
69. **Burgess J, Walker R, Davidson J.** Posterior Resin-Based Composite: Review of the Literature. *Pediatric dentistry*. **2002**;24(5):465-79.
70. **Pallav P, De Gee A, Davidson C, Erickson R, Glasspoole E.** The Influence of Admixing Microfiller to Small-Particle Composite Resin on Wear, Tensile Strength, Hardness, and Surface Roughness. *Journal of Dental Research*. **1989**;68(3):489-90.
71. **Alyahya A, Khanum A, Qudeimat M.** Clinical Assessment of Class Ii Resin-Based Composites Versus Preformed Metal Crowns Performed on Primary Molars in Patients at High Risk of Caries. *European Archives of Paediatric Dentistry*. **2018**;19(1):39-45.
72. **Wilson AD, Kent B.** The Glass- Ionomer Cement, a New Translucent Dental Filling Material. *Journal of Applied Chemistry and Biotechnology*. **1971**;21(11):313-13.
73. **Mclean JW.** Proposed Nomenclature for Glass-Ionomer Dental Cements and Related Materials. *Quintessence Int*. **1994**;25:587-89.

74. **Sidhu SK, Nicholson JW.** A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *Journal of functional biomaterials.* **2016**;7(3):16.
75. **Nicholson JW.** Maturation Processes in Glass-Ionomer Dental Cements. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica.* **2018**;4(1):63-71.
76. **Cheetham JJ.** The Future of Glass-Ionomers. *Glass-Ionomers in Dentistry:* Springer; **2016**:125-48.
77. **Frencken JE, Leal SC, Navarro MF.** Twenty-Five-Year Atraumatic Restorative Treatment (Art) Approach: A Comprehensive Overview. *Clinical oral investigations.* **2012**;16(5):1337-46.
78. **Banerjee A.** The Art and Science of Minimal Intervention Dentistry and Atraumatic Restorative Treatment. *British dental journal.* **2018**;224(12):922-22.
79. **Croll TP, Nicholson J.** Glass Ionomer Cements in Pediatric Dentistry: Review of the Literature. *Pediatric dentistry.* **2002**;24(5):423-29.
80. **de Souza Costa CA, Hebling J, Garcia-Godoy F, Hanks CT.** In Vitro Cytotoxicity of Five Glass-Ionomer Cements. *Biomaterials.* **2003**;24(21):3853-58.
81. **Cho S, Cheng AC.** A Review of Glass Ionomer Restorations in the Primary Dentition. *Journal-Canadian Dental Association.* **1999**;65:491-95.
82. **Swartz M, Phillips R, Clark H.** Long-Term F Release from Glass Ionomer Cements. *Journal of Dental Research.* **1984**;63(2):158-60.
83. **Forsten L.** Fluoride Release and Uptake by Glass-Ionomers and Related Materials and Its Clinical Effect. *Biomaterials.* **1998**;19(6):503-08.
84. **Donly K, Nelson J.** Fluoride Release of Restorative Materials Exposed to a Fluoridated Dentifrice. *ASDC journal of dentistry for children.* **1997**;64(4):249-50.
85. **Donly KJ, Istre S, Istre T.** In Vitro Enamel Remineralization at Orthodontic Band Margins Cemented with Glass Ionomer Cement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1995**;107(5):461-64.
86. **McCabe J, Yan Z, Al Naimi O, Mahmoud G, Rolland S.** Smart Materials in Dentistry. *Australian dental journal.* **2011**;56:3-10.
87. **Frencken JE, Peters MC, Manton DJ, Leal SC, Gordan VV, et al.** Minimal Intervention Dentistry for Managing Dental Caries—a Review: Report of a Fdi Task Group. *International dental journal.* **2012**;62(5):223-43.
88. **dos Santos Jr VE, Vasconcelos Filho A, Targino AGR, Flores MAP, Galembeck A, et al.** A New “Silver-Bullet” to Treat Caries in Children—Nano Silver Fluoride: A Randomised Clinical Trial. *Journal of dentistry.* **2014**;42(8):945-51.
89. **Rosenblatt A, Stamford T, Niederman R.** Silver Diamine Fluoride: A Caries “Silver-Fluoride Bullet”. *Journal of Dental Research.* **2009**;88(2):116-25.
90. **Nicholson JW.** Chemistry of Glass-Ionomer Cements: A Review. *Biomaterials.* **1998**;19(6):485-94.
91. **Altan H, Bilgic F, Arslanoglu Z, Kale E, Kale AK, et al.** Nanomechanical Properties of Different Dental Restorative Materials. *Acta Physica Polonica A.* **2016**;130(1):394-96.
92. **Mathur S, Jaiswal J, Tripathi AM, Saha S, Palit M.** Restorative Materials Used in Pediatric Dentistry.
93. **De Caluwé T, Vercruyse C, Ladik I, Convents R, Declercq H, et al.** Addition of Bioactive Glass to Glass Ionomer Cements: Effect on the Physico-Chemical Properties and Biocompatibility. *Dental materials.* **2017**;33(4):e186-e203.
94. **Papacchini F, Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Garcia-Godoy F, et al.** Microtensile Bond Strength to Ground Enamel by Glass-Ionomers, Resin-Modified Glass-Ionomers, and Resin Composites Used as Pit and Fissure Sealants. *Journal of dentistry.* **2005**;33(6):459-67.
95. **Tyas M, Burrow M.** Adhesive Restorative Materials: A Review. *Australian dental journal.* **2004**;49(3):112-21.
96. **Hickel R, Kaaden C, Paschos E, Buerkle V, García-Godoy F, et al.** Longevity of Occlusally-Stressed Restorations in Posterior Primary Teeth. *American Journal of Dentistry.* **2005**;18(3):198.
97. **Hübel S, Mejare I.** Conventional Versus Resin- Modified Glass- Ionomer Cement for Class II Restorations in Primary Molars. A 3- Year Clinical Study. *International journal of paediatric dentistry.* **2003**;13(1):2-8.
98. **Cho E, Kopel H, White SN.** Moisture Susceptibility of Resin-Modified Glass-Ionomer Materials. *Quintessence International.* **1995**;26(5).
99. **Chadwick B, Evans D.** Restoration of Class II Cavities in Primary Molar Teeth with Conventional and Resin Modified Glass Ionomer Cements: A Systematic Review of the Literature. *European Archives of Paediatric Dentistry.* **2007**;8(1):14-21.

100. **Toh SL, Messer LB.** Evidence-Based Assessment of Tooth-Colored Restorations in Proximal Lesions of Primary Molars. *Pediatric dentistry.* **2007**;29(1):8-15.
101. **Al-Angari SS, Hara AT, Chu T-M, Platt J, Eckert G, et al.** Physicomechanical Properties of a Zinc-Reinforced Glass Ionomer Restorative Material. *Journal of oral science.* **2014**;56(1):11-16.
102. **Sidhu S.** Glass- Ionomer Cement Restorative Materials: A Sticky Subject? *Australian dental journal.* **2011**;56:23-30.
103. **Burke F, Fleming G, Owen F, Watson D.** Materials for Restoration of Primary Teeth: 2. Glass Ionomer Derivatives and Compomers. *Dental update.* **2002**;29(1):10-17.
104. **Smith DC.** Development of Glass-Ionomer Cement Systems. *Biomaterials.* **1998**;19(6):467-78.
105. **Leyhausen G, Abtahi M, Karbakhsh M, Sapotnick A, Geurtsen W.** Biocompatibility of Various Light-Curing and One Conventional Glass-Ionomer Cement. *Biomaterials.* **1998**;19(6):559-64.
106. **Daou M, Tavernier B, Meyer J-M.** Two-Year Clinical Evaluation of Three Restorative Materials in Primary Molars. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry.* **2009**;34(1):53-58.
107. **dos Santos MPA, Luiz RR, Maia LC.** Randomised Trial of Resin-Based Restorations in Class I and Class II Beveled Preparations in Primary Molars: 48-Month Results. *Journal of dentistry.* **2010**;38(6):451-59.
108. **Tarasingh P, Reddy JS, Suhasini K, Hemachandrika I.** Comparative Evaluation of Antimicrobial Efficacy of Resin-Modified Glass Ionomers, Compomers and Giomers—an In Vitro Study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR.* **2015**;9(7):ZC85.
109. **KrÄmer N, Frankenberger R.** Compomers in Restorative Therapy of Children: A Literature Review. *International journal of paediatric dentistry.* **2007**;17(1):2-9.
110. **Molina GF, Cabral RJ, Frencken JE.** The Art Approach: Clinical Aspects Reviewed. *Journal of Applied Oral Science.* **2009**;17(SPE):89-98.
111. **Frencken JE, Pilot T, Songpaisan Y, Phantumvanit P.** Atraumatic Restorative Treatment (ART): Rationale, Technique, and Development. *Journal of public health dentistry.* **1996**;56(3):135-40.
112. **Frencken JE.** The State-of-the-Art of ART Restorations. *Dental update.* **2014**;41(3):218-24.
113. **van't Hof MA, Frencken JE, Helderma WHvP, Holmgren CJ.** The Atraumatic Restorative Treatment (ART) Approach for Managing Dental Caries: A Meta- Analysis. *International dental journal.* **2006**;56(6):345-51.
114. **Kimyai S, Savadi-Oskoe S, Ajami A-A, Sadr A, Asdagh S.** Effect of Three Prophylaxis Methods on Surface Roughness of Giomer. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* **2011**;16(1):e110-4.
115. **Kooi T, Tan Q, Yap A, Guo W, Tay K, et al.** Effects of Food-Simulating Liquids on Surface Properties of Giomer Restoratives. *Operative Dentistry.* **2012**;37(6):665-71.
116. **Deliperi S, Bardwell D, Wegley C, Congiu M.** In Vitro Evaluation of Giomers Microleakage after Exposure to 33% Hydrogen Peroxide: Self-Etch Vs Total-Etch Adhesives. *Operative Dentistry.* **2006**;31(2):227-32.
117. **Sunico M, Shinkai K, Katoh Y.** Two-Year Clinical Performance of Occlusal and Cervical Giomer Restorations. *Operative Dentistry-University Of Washington-.* **2005**;30(3):282.
118. **Gonulol N, Ozer S, Sen Tunc E.** Water Sorption, Solubility, and Color Stability of Giomer Restoratives. *Journal of esthetic and restorative dentistry.* **2015**;27(5):300-06.
119. **Gordan VV, Blaser PK, Watson RE, Mjör IA, McEdward DL, et al.** A Clinical Evaluation of a Giomer Restorative System Containing Surface Prereacted Glass Ionomer Filler: Results from a 13-Year Recall Examination. *The Journal of the American Dental Association.* **2014**;145(10):1036-43.
120. **Dhull K, Nandlal B.** Effect of Low-Concentration Daily Topical Fluoride Application on Fluoride Release of Giomer and Compomer: An in Vitro Study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry.* **2011**;29(1):39.
121. **Bani M, Öztaş N.** Cam Ionomer İçerikli Farklı Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica.* **2013**;30(1):13-7.
122. **Gordan VV, Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjör IA.** A Clinical Evaluation of a Self-Etching Primer and a Giomer Restorative Material: Results at Eight Years. *The Journal of the American Dental Association.* **2007**;138(5):621-27.
123. **Kimyai S, Mohammadi N, Oskoe PA, Chaharom MEE, Bahari M, et al.** Effects of Surface Treatments of Conventional Glass-Ionomer on Shear Bond Strength to Giomer. *Dental research journal.* **2012**;9(6):700.
124. **Jyothi K, Annapurna S, Kumar AS, Venugopal P, Jayashankara C.** Clinical Evaluation of Giomer-and Resin-Modified Glass Ionomer Cement in Class V Noncarious Cervical Lesions: An In Vivo Study. *Journal of conservative dentistry: JCD.* **2011**;14(4):409.

125. **Chen M-H.** Update on Dental Nanocomposites. *Journal of Dental Research.* **2010**;89(6):549-60.
126. **Uysal T, Yagci A, Uysal B, Akdogan G.** Are Nano-Composites and Nano-Ionomers Suitable for Orthodontic Bracket Bonding? *The European Journal of Orthodontics.* **2009**;32(1):78-82.
127. **Kahvecioglu F, Tosun G, Ülker HE.** Intrapulpal Thermal Changes During Setting Reaction of Glass Carbomer® Using Thermocure Lamp. *BioMed Research International.* **2016**;2016.
128. **Olegário IC, Hesse D, Mendes FM, Bonifácio CC, Raggio DP.** Glass Carbomer and Compomer for Art Restorations: 3-Year Results of a Randomized Clinical Trial. *Clinical oral investigations.* **2018**:1-10.
129. **Van RD, Davidson C, De AG, Feilzer A.** In Situ Transformation of Glass-Ionomer into an Enamel-Like Material. *American Journal of Dentistry.* **2004**;17(4):223-27.
130. **Cehreli SB, Tirali RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC.** Microleakage of Newly Developed Glass Carbomer Cement in Primary Teeth. *European journal of dentistry.* **2013**;7(1):15.
131. **Olegário IC, Malagrana APVFP, Kim SSH, Hesse D, Tedesco TK, et al.** Mechanical Properties of High-Viscosity Glass Ionomer Cement and Nanoparticle Glass Carbomer. *Journal of Nanomaterials.* **2015**;16(1):37.
132. **Zainuddin N, Karpukhina N, Law RV, Hill RG.** Characterisation of a Remineralising Glass Carbomer® Ionomer Cement by Mas-Nmr Spectroscopy. *Dental materials.* **2012**;28(10):1051-58.
133. **Meyer J, Cattani-Lorente M, Dupuis V.** Compomers: Between Glass-Ionomer Cements and Composites. *Biomaterials.* **1998**;19(6):529-39.
134. **Sakaguchi RL, Powers JM.** *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book:* Elsevier Health Sciences; **2012.**
135. **Millar B, Abider F, Nicholson J.** In Vitro Caries Inhibition by Polyacid-Modified Composite Resins ('Compomers'). *Journal of dentistry.* **1998**;26(2):133-36.
136. **Vermeersch G, Leloup G, Vreven J.** Fluoride Release from Glass-Ionomer Cements, Compomers and Resin Composites. *Journal of Oral Rehabilitation.* **2001**;28(1):26-32.
137. **Eliades G, Kakaboura A, Palaghias G.** Acid-Base Reaction and Fluoride Release Profiles in Visible Light-Cured Polyacid-Modified Composite Restoratives (Compomers). *Dental materials.* **1998**;14(1):57-63.
138. **Ruse ND.** What Is a "Compomer"? *Journal (Canadian Dental Association).* **1999**;65(9):500-04.
139. **Koupis NS, Martens LC, Verbeeck RM.** Relative Curing Degree of Polyacid-Modified and Conventional Resin Composites Determined by Surface Knoop Hardness. *Dental materials.* **2006**;22(11):1045-50.
140. **Nor J, Feigal R, Dennison J, Edwards C.** Dentin Bonding: Sem Comparison of the Resin-Dentin Interface in Primary and Permanent Teeth. *Journal of Dental Research.* **1996**;75(6):1396-403.
141. **Bordin-Aykroyd S, Sefton J, Davies E.** In Vitro Bond Strengths of Three Current Dentin Adhesives to Primary and Permanent Teeth. *Dental materials.* **1992**;8(2):74-78.
142. **Martin R, Paul S, Lüthy H, Schärer P.** Dentin Bond Strength of Dyract Cem. *American Journal of Dentistry.* **1997**;10(1):27-31.
143. **Moodley D, Grobler S.** Compomers: Adhesion and Setting Reactions. *SADJ: journal of the South African Dental Association= tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging.* **2003**;58(1):21, 24-8.
144. **Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT.** Class Ii Restorations in Primary Teeth: 7- Year Study on Three Resin- Modified Glass Ionomer Cements and a Compomer. *European journal of oral sciences.* **2004**;112(2):188-96.
145. **Attin T, Opatowski A, Meyer C, Zingg-Meyer B, Buchalla W, et al.** Three-Year Follow up Assessment of Class Ii Restorations in Primary Molars with a Polyacid-Modified Composite Resin and a Hybrid Composite. *American Journal of Dentistry.* **2001**;14(3):148-52.
146. **Roeters J, Frankenmolen F, Burgersdijk R, Peters T.** Clinical Evaluation of Dyract in Primary Molars: 3-Year Results. *American Journal of Dentistry.* **1998**;11(3):143-48.
147. **Welbury R, Shaw A, Murray J, Gordon P, McCabe J.** Paediatric Dentistry: Clinical Evaluation of Paired Compomer and Glass Ionomer Restorations in Primary Molars: Final Results after 42 Months. *British dental journal.* **2000**;189(2):93.
148. **Kidd E.** Microleakage in Relation to Amalgam and Composite Restorations. A Laboratory Study. *British dental journal.* **1976**;141(10):305-10.
149. **Mali P, Deshpande S, Singh A.** Microleakage of Restorative Materials: An in Vitro Study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry.* **2006**;24(1):15.

150. **Kasraie S, Azarsina M, Khamverdi Z, Shokraneh F.** Microleakage of Dual-Cured Adhesive Systems in Class V Composite Resin Restorations. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*. **2012**;9(2):99.
151. **Poureslami HR, Sajadi F, Sharifi M, Ebrahimi SF.** Marginal Microleakage of Low-Shrinkage Composite Silorane in Primary Teeth: An in Vitro Study. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. **2012**;6(3):94.
152. **Chen H, Manhart J, Kunzelmann K-H, Hickel R.** Polymerization Contraction Stress in Light-Cured Compomer Restorative Materials. *Dental materials*. **2003**;19(7):597-602.
153. **Yeolekar TS, Chowdhary NR, Mukunda K, Kiran N.** Evaluation of Microleakage and Marginal Ridge Fracture Resistance of Primary Molars Restored with Three Restorative Materials: A Comparative in Vitro Study. *International journal of clinical pediatric dentistry*. **2015**;8(2):108.
154. **Yaseen S, Subba VR.** Comparative Evaluation of Microleakage of Two Self-Etching Dentin Bonding Agents on Primary and Permanent Teeth. An in Vitro Study. *European journal of paediatric dentistry: official journal of European Academy of Paediatric Dentistry*. **2010**;11(3):127-31.
155. **McCabe JF, Rusby S.** Water Absorption, Dimensional Change and Radial Pressure in Resin Matrix Dental Restorative Materials. *Biomaterials*. **2004**;25(18):4001-07.
156. **Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ.** Longevity of Posterior Composite Restorations: Not Only a Matter of Materials. *Dental materials*. **2012**;28(1):87-101.
157. **Lutz F, Krejci I, Barbakow F.** Quality and Durability of Marginal Adaptation in Bonded Composite Restorations. *Dental materials*. **1991**;7(2):107-13.
158. **Shaw A, Carrick T, McCabe J.** Fluoride Release from Glass-Ionomer and Compomer Restorative Materials: 6-Month Data. *Journal of dentistry*. **1998**;26(4):355-59.
159. **Wiegand A, Buchalla W, Attin T.** Review on Fluoride-Releasing Restorative Materials—Fluoride Release and Uptake Characteristics, Antibacterial Activity and Influence on Caries Formation. *Dental materials*. **2007**;23(3):343-62.
160. **Sales D, Sae-Lee D, Matsuya S, Ana ID.** Short-Term Fluoride and Cations Release from Polyacid-Modified Composites in a Distilled Water, and an Acidic Lactate Buffer. *Biomaterials*. **2003**;24(10):1687-96.
161. **Xu X, Burgess JO.** Compressive Strength, Fluoride Release and Recharge of Fluoride-Releasing Materials. *Biomaterials*. **2003**;24(14):2451-61.
162. **Nicholson J, Czarnecka B.** The Release of Ions by Compomers under Neutral and Acidic Conditions. *Journal of Oral Rehabilitation*. **2004**;31(7):665-70.
163. **Ernst C, Weckmüller C, Willershausen B.** Deciduous Tooth Reconstruction with Composite Polymers. The Itn Care of Amelogenesis Imperfecta (First Dentition) with Composite Polymeric Materials as Well as Steel Crowns--a Case Report. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. **1995**;105(5):664-71.
164. **Kilpatrick N.** Durability of Restorations in Primary Molars. *Journal of dentistry*. **1993**;21(2):67-73.
165. **Al Nowaiser A.** Comparison between Polyacid-Modified Composite Resin and Conventional Composite Resin Used for Primary Molars Restoration. *J Dent Oral Care Med*. **2017**;3(2):204.
166. **Hse KM, Wei SH.** Clinical Evaluation of Compomer in Primary Teeth: 1-Year Results. *The Journal of the American Dental Association*. **1997**;128(8):1088-96.
167. **Andersson-Wenckert IE, Folkesson UH, van Dijken JW.** Durability of a Polyacid-Modified Composite Resin (Compomer) in Primary Molars: A Multicenter Study. *Acta Odontologica Scandinavica*. **1997**;55(4):255-60.
168. **Yap A, Chung S, Chow W, Tsai K, Lim C.** Fracture Resistance of Compomer and Composite Restoratives. *Operative Dentistry-University Of Washington-*. **2004**;29(1):29-34.
169. **Young A, Rafeeka S, Howlett J.** Ftir Investigation of Monomer Polymerisation and Polyacid Neutralisation Kinetics and Mechanisms in Various Aesthetic Dental Restorative Materials. *Biomaterials*. **2004**;25(5):823-33.
170. **Dahl J, Li J, Ruyter I.** Long-Term Water Uptake of Compomers and Its Effect on Mechanical Properties. *J Dent Res*. **1998**;77(Special issue B):657.
171. **Nicholson J, Alsarheed M.** Changes on Storage of Polyacid-Modified Composite Resins. *Journal of Oral Rehabilitation*. **1998**;25(8):616-20.
172. **Mendonça J, Souza Jr M, Carvalho R.** Effect of Storage Time on Microtensile Strength of Polyacid-Modified Resin Composites. *Dental materials*. **2003**;19(4):308-12.

173. **Bayindir YZ, Yildiz M.** Surface Hardness Properties of Resin-Modified Glass Ionomer Cements and Polyacid-Modified Composite Resins. *J Contemp Dent Pract.* **2004**;5(4):42-49.
174. **Guler C, Keles A, Guler MS, Karagoz S, Cora ÖN, et al.** Thermal Conductivity of Different Colored Compomers. *Journal of applied biomaterials & functional materials.* **2017**;15(4).
175. **Juliet S, Gurunathan D.** Behavior Assessment of Children after Placing Colored Restorative Material: A Randomized Controlled Trial. *International Journal of Pedodontic Rehabilitation.* **2017**;2(2):66.
176. In Accordance with Din En Iso 4049 Instructions for Use. Voco GmbH. 2016. https://www.voco.dental/en/portaldata/1/resources/products/instructions-for-use/e1/twinky-star_ifu_e1.pdf. Erişim tarihi: 16.04.2019.
177. **Kawaguchi M, Fukushima T, Miyazaki K.** The Relationship between Cure Depth and Transmission Coefficient of Visible-Light-Activated Resin Composites. *Journal of Dental Research.* **1994**;73(2):516-21.
178. **Shortall A, Wilson H, Harrington E.** Depth of Cure of Radiation- Activated Composite Restoratives- Influence of Shade and Opacity. *Journal of Oral Rehabilitation.* **1995**;22(5):337-42.
179. **Ozturk B, Cobanoglu N, Cetin AR, Gunduz B.** Conversion Degrees of Resin Composites Using Different Light Sources. *European journal of dentistry.* **2013**;7(1):102.
180. **Imazato S, McCabe J, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S.** Degree of Conversion of Composites Measured by Dta and Ftir. *Dental materials.* **2001**;17(2):178-83.
181. **Rode KM, de Freitas PM, Lloret PR, Powell LG, Turbino ML.** Micro-Hardness Evaluation of a Micro-Hybrid Composite Resin Light Cured with Halogen Light, Light-Emitting Diode and Argon Ion Laser. *Lasers in medical science.* **2009**;24(1):87-92.
182. **Ceballos L, Fuentes M, Tafalla Pastor H, Martínez Á, Flores J, et al.** Curing Effectiveness of Resin Composites at Different Exposure Times Using Led and Halogen Units. **2009**.
183. **Hwang S-W, Kwon T-Y, Kim K-H, Kwon Y-H, Kim H-I, et al.** Optical, Mechanical, and Chemical Properties of Colored Compomer. *Biomed Res.* **2007**;11:36-42.
184. **Esmaili B, Safarcherati H, Vaezi A.** Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with Qth and Led. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects.* **2014**;8(1):40.
185. **Richard BP, Dérand T, Dos M.** Effect of Light Source and Specimen Thickness on the Surface Hardness of Resin Composite. *American Journal of Dentistry.* **2002**;15(1).
186. **Suh B.** Controlling and Understanding the Polymerization Shrinkage-Induced Stresses in Light-Cured Composites. *Compendium of continuing education in dentistry.(Jamesburg, NJ: 1995). Supplement.* **1999**(25):S34-41.
187. **Polydorou O, Manolakis A, Hellwig E, Hahn P.** Evaluation of the Curing Depth of Two Translucent Composite Materials Using a Halogen and Two Led Curing Units. *Clinical oral investigations.* **2008**;12(1):45-51.
188. **Kramer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R.** Light Curing of Resin-Based Composites in the Led Era. *American Journal of Dentistry.* **2008**;21(3):135.
189. **Brackett WW, Haisch LD, Covey DA.** Effect of Plasma Arc Curing on the Microleakage of Class V Resin-Based Composite Restorations. *American Journal of Dentistry.* **2000**;13(3):121-22.
190. **Park SH, Krejci I, Lutz F.** Microhardness of Resin Composites Polymerized by Plasma Arc or Conventional Visible Light Curing. *Operative Dentistry.* **2002**;27(1):30-37.
191. **Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E.** Elution of Tegdma and Bisigma from a Resin and a Resin Composite Cured with Halogen or Plasma Light. *European journal of oral sciences.* **2000**;108(4):341-45.
192. **Price RB, Murphy DG, Dérand T.** Light Energy Transmission through Cured Resin Composite and Human Dentin. *Quintessence International.* **2000**;31(9).
193. **Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B.** Comparison between a Plasma Arc Light Source and Conventional Halogen Curing Units Regarding Flexural Strength, Modulus, and Hardness of Photoactivated Resin Composites. *Clinical oral investigations.* **2000**;4(3):140-47.
194. **Correr AB, Sinhoreti MAC, Correr Sobrinho L, Tango RN, Schneider LFJ, et al.** Effect of the Increase of Energy Density on Knoop Hardness of Dental Composites Light-Cured by Conventional Qth, Led and Xenon Plasma Arc. *Brazilian dental journal.* **2005**;16(3):218-24.
195. **Turbino ML, Belan LC, Soprano V, Rode KM, Lloret PR, et al.** Argon Ion Laser Curing Depth Effect on a Composite Resin. *Lasers in medical science.* **2011**;26(4):421-25.
196. **El-Mowafy O, El-Badrawy W, Wasef M, Omar H, Kermanshahi S.** Efficacy of New Led Light-Curing Units in Hardening of Class Ii Composite Restorations. *Journal of the Canadian Dental Association.* **2007**;73(3).

197. **Bala O, Ölmez A, Kalayci Ş.** Effect of Led and Halogen Light Curing on Polymerization of Resin-Based Composites. *Journal of Oral Rehabilitation*. **2005**;32(2):134-40.
198. **Yazici AR, Kugel G, Gul G.** The Knoop Hardness of a Composite Resin Polymerized with Different Curing Lights and Different Modes. *J Contemp Dent Pract*. **2007**;8(2):52-59.
199. **Hubbezoglu I, Bolayir G, Dogan OM, Dogan A, ÖZER A, et al.** Microhardness Evaluation of Resin Composites Polymerized by Three Different Light Sources. *Dental materials journal*. **2007**;26(6):845-53.
200. **Gonulol N, Ozer S, Tunc ES.** Effect of a Third- Generation Led Lcu on Microhardness of Tooth-Colored Restorative Materials. *International journal of paediatric dentistry*. **2016**;26(5):376-82.
201. **Bilgic F, Altan H, Sözer ÖA, Arslanoglu Z, Kale E, et al.** Effects of Third-Generation Led Lcu on Nanomechanical Properties of Orthodontic Adhesives. *Acta Physica Polonica, A*. **2017**;132(3).
202. **Okte Z, Villalta P, Garcia-Godoy F, Garcia-Godoy F, Murray P.** Effect of Curing Time and Light Curing Systems on the Surface Hardness of Compomers. *Operative Dentistry-University Of Washington-*. **2005**;30(4):540.
203. **Schmalz G, Arenholt-Bindslev D.** *Biocompatibility of Dental Materials*. Vol 1: Springer; **2009**.
204. **Ferracane J.** Elution of Leachable Components from Composites. *Journal of Oral Rehabilitation*. **1994**;21(4):441-52.
205. **Santerre J, Shajii L, Leung B.** Relation of Dental Composite Formulations to Their Degradation and the Release of Hydrolyzed Polymeric-Resin-Derived Products. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. **2001**;12(2):136-51.
206. **Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G.** Cytotoxicity of 35 Dental Resin Composite Monomers/Additives in Permanent 3t3 and Three Human Primary Fibroblast Cultures. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*. **1998**;41(3):474-80.
207. **Wataha J, Hanks C, Strawn S, Fat J.** Cytotoxicity of Components of Resins and Other Dental Restorative Materials. *Journal of Oral Rehabilitation*. **1994**;21(4):453-62.
208. **Fujisawa S, Kadoma Y, Komoda Y.** 1h and 13c Nmr Studies of the Interaction of Eugenol, Phenol, and Triethyleneglycol Dimethacrylate with Phospholipid Liposomes as a Model System for Odontoblast Membranes. *Journal of Dental Research*. **1988**;67(11):1438-41.
209. **Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W.** Determination of Leachable Components from Four Commercial Dental Composites by Gas and Liquid Chromatography/Mass Spectrometry. *Journal of dentistry*. **1998**;26(2):137-45.
210. **Hume W, Gerzina T.** Bioavailability of Components of Resin-Based Materials Which Are Applied to Teeth. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. **1996**;7(2):172-79.
211. **Finer Y, Santerre J.** Biodegradation of a Dental Composite by Esterases: Dependence on Enzyme Concentration and Specificity. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*. **2003**;14(8):837-49.
212. **Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G.** Residual Monomer/Additive Release and Variability in Cytotoxicity of Light-Curing Glass-Ionomer Cements and Compomers. *Journal of Dental Research*. **1998**;77(12):2012-19.
213. **Michelsen VB, Lygre H, Skålevik R, Tveit AB, Solheim E.** Identification of Organic Eluates from Four Polymer- Based Dental Filling Materials. *European journal of oral sciences*. **2003**;111(3):263-71.
214. **Reichl F.** Effect of Dental Materials in Rat Kidney Tubules. *Naunyn Schmiedebergs Arch Pharmacol*. **1999**;359(3):676.
215. **Spagnuolo G, Mauro C, Leonardi A, Santillo M, Paterno R, et al.** Nf-Kb Protection against Apoptosis Induced by Hema. *Journal of Dental Research*. **2004**;83(11):837-42.
216. **Janke V, Von Neuhoff N, Schlegelberger B, Leyhausen G, Geurtsen W.** Tegdma Causes Apoptosis in Primary Human Gingival Fibroblasts. *Journal of Dental Research*. **2003**;82(10):814-18.
217. **Gupta SK, Saxena P, Pant VA, Pant AB.** Release and Toxicity of Dental Resin Composite. *Toxicology international*. **2012**;19(3):225.
218. **Schweikl H, Hiller K-A, Bolay C, Kreissl M, Kreissmann W, et al.** Cytotoxic and Mutagenic Effects of Dental Composite Materials. *Biomaterials*. **2005**;26(14):1713-19.
219. **Lygre H, Høl PJ, Solheim E, Moe G.** Organic Leachables from Polymer- Based Dental Filling Materials. *European journal of oral sciences*. **1999**;107(5):378-83.

220. **Gioka C, Bourauel C, Hiskia A, Kletsas D, Eliades T, et al.** Light-Cured or Chemically Cured Orthodontic Adhesive Resins? A Selection Based on the Degree of Cure, Monomer Leaching, and Cytotoxicity. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. **2005**;127(4):413-19.
221. **Styllou M, Reichl F-X, Styllou P, Urcan E, Rothmund L, et al.** Dental Composite Components Induce DNA-Damage and Altered Nuclear Morphology in Gingiva Fibroblasts. *Dental materials*. **2015**;31(11):1335-44.
222. **Durner J, Obermaier J, Draenert M, Ilie N.** Correlation of the Degree of Conversion with the Amount of Elutable Substances in Nano-Hybrid Dental Composites. *Dental materials*. **2012**;28(11):1146-53.
223. **Mallineni SK, Nuvvula S, Matinlinna JP, Yiu CK, King NM.** Biocompatibility of Various Dental Materials in Contemporary Dentistry: A Narrative Insight. *Journal of investigative and clinical dentistry*. **2013**;4(1):9-19.
224. **Praveen S, Sun Z, Xu J, Patel A, Wei Y, et al.** Compression and Aging Properties of Experimental Dental Composites Containing Mesoporous Silica as Fillers. *Molecular Crystals and Liquid Crystals*. **2006**;448(1):223/[825]-231/[833].
225. **Anand VS, Balasubramanian V.** Effect of Resin Chemistry on Depth of Cure and Cytotoxicity of Dental Resin Composites. *Materials Science and Engineering: B*. **2014**;181:33-38.
226. **Goldberg M.** In Vitro and in Vivo Studies on the Toxicity of Dental Resin Components: A Review. *Clinical oral investigations*. **2008**;12(1):1-8.
227. **Yoshii E.** Cytotoxic Effects of Acrylates and Methacrylates: Relationships of Monomer Structures and Cytotoxicity. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*. **1997**;37(4):517-24.
228. **Tang A, Li J, Ekstrand J, Liu Y.** Cytotoxicity Tests of in Situ Polymerized Resins: Methodological Comparisons and Introduction of a Tissue Culture Insert as a Testing Device. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*. **1999**;45(3):214-22.
229. **Chang Y-C, Huang F-M, Tai K-W, Chou M-Y.** The Effect of Sodium Hypochlorite and Chlorhexidine on Cultured Human Periodontal Ligament Cells. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. **2001**;92(4):446-50.
230. **Komurcuoglu E, Olmez S, Vural N.** Evaluation of Residual Monomer Elimination Methods in Three Different Fissure Sealants in Vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*. **2005**;32(2):116-21.
231. **Durner J, Spahl W, Zaspel J, Schweikl H, Hickel R, et al.** Eluted Substances from Unpolymerized and Polymerized Dental Restorative Materials and Their Nernst Partition Coefficient. *Dental materials*. **2010**;26(1):91-99.
232. **Altintas SH, Usumez A.** Hplc Analysis of Hema Released from Two Different Adhesive Systems. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. **2009**;91(2):924-29.
233. **Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL.** Energy Dependent Polymerization of Resin-Based Composite. *Dental materials*. **2002**;18(6):463-69.
234. **Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G.** Effect of Chemical Structure on Degree of Conversion in Light-Cured Dimethacrylate-Based Dental Resins. *Biomaterials*. **2002**;23(8):1819-29.
235. **Polydorou O, König A, Hellwig E, Kümmerer K.** Long- Term Release of Monomers from Modern Dental- Composite Materials. *European journal of oral sciences*. **2009**;117(1):68-75.
236. **Chang H-H, Guo M-K, Kasten FH, Chang M-C, Huang G-F, et al.** Stimulation of Glutathione Depletion, Ros Production and Cell Cycle Arrest of Dental Pulp Cells and Gingival Epithelial Cells by Hema. *Biomaterials*. **2005**;26(7):745-53.
237. **Schweikl H, Spagnuolo G, Schmalz G.** Genetic and Cellular Toxicology of Dental Resin Monomers. *Journal of Dental Research*. **2006**;85(10):870-77.
238. **Eckhardt A, Harorli T, Limtanyakul J, Hiller K-A, Bosl C, et al.** Inhibition of Cytokine and Surface Antigen Expression in Lps-Stimulated Murine Macrophages by Triethylene Glycol Dimethacrylate. *Biomaterials*. **2009**;30(9):1665-74.
239. **Bølling AK, Samuelsen JT, Morisbak E, Ansteinsson V, Becher R, et al.** Dental Monomers Inhibit Lps-Induced Cytokine Release from the Macrophage Cell Line Raw264. *Toxicology letters*. **2013**;216(2-3):130-38.
240. **Bakopoulou A, Leyhausen G, Volk J, Tsiftoglou A, Garefis P, et al.** Effects of Hema and Tedgma on the in Vitro Odontogenic Differentiation Potential of Human Pulp Stem/Progenitor Cells Derived from Deciduous Teeth. *Dental materials*. **2011**;27(6):608-17.

241. **Forman HJ, Zhang H, Rinna A.** Glutathione: Overview of Its Protective Roles, Measurement, and Biosynthesis. *Molecular aspects of medicine.* **2009**;30(1-2):1-12.
242. **Wilson III DM, Sofinowski TM, McNeill DR.** Repair Mechanisms for Oxidative DNA Damage. *Front Biosci.* **2003**;8:d963-d81.
243. **Berquist BR, Wilson III DM.** Pathways for Repairing and Tolerating the Spectrum of Oxidative DNA Lesions. *Cancer letters.* **2012**;327(1-2):61-72.
244. **Schmalz G.** Use of Cell Cultures for Toxicity Testing of Dental Materials—Advantages and Limitations. *Journal of dentistry.* **1994**;22:S6-S11.
245. **Kong N, Jiang T, Zhou Z, Fu J.** Cytotoxicity of Polymerized Resin Cements on Human Dental Pulp Cells in Vitro. *Dental materials.* **2009**;25(11):1371-75.
246. **Cao T, Saw TY, Heng BC, Liu H, Yap AUJ, et al.** Comparison of Different Test Models for the Assessment of Cytotoxicity of Composite Resins. *Journal of Applied Toxicology: An International Journal.* **2005**;25(2):101-08.
247. **Wataha JC.** Principles of Biocompatibility for Dental Practitioners. *The Journal of prosthetic dentistry.* **2001**;86(2):203-09.
248. **Feigal R, Yesilsoy C, Messer H, Nelson J.** Differential Sensitivity of Normal Human Pulp and Transformed Mouse Fibroblasts to Cytotoxic Challenge. *Archives of oral biology.* **1985**;30(8):609-13.
249. **Murray PE, García Godoy C, García Godoy F.** How Is the Biocompatibility of Dental Biomaterials Evaluated? *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal (Internet).* **2007**;12(3):258-66.
250. **Anusavice KJ.** Mechanical Properties of Dental Materials. *Phillip's science of dental materials.* **1996**;457:493.
251. **Crouch S, Kozlowski R, Slater K, Fletcher J.** The Use of Atp Bioluminescence as a Measure of Cell Proliferation and Cytotoxicity. *Journal of immunological methods.* **1993**;160(1):81-88.
252. **Borenfreund E, Puerner JA.** Toxicity Determined in Vitro by Morphological Alterations and Neutral Red Absorption. *Toxicology letters.* **1985**;24(2-3):119-24.
253. **Feoktistova M, Geserick P, Leverkus M.** Crystal Violet Assay for Determining Viability of Cultured Cells. *Cold Spring Harbor Protocols.* **2016**;2016(4):pdb. prot087379.
254. **Vega-Avila E, Pugsley MK.** An Overview of Colorimetric Assay Methods Used to Assess Survival or Proliferation of Mammalian Cells. Paper presented at: Proc West Pharmacol Soc2011.
255. **McGahon AJ, Martin SJ, Bissonnette RP, Mahboubi A, Shi Y, et al.** The End of the (Cell) Line: Methods for the Study of Apoptosis in Vitro. *Methods in Cell Biology.* Vol 46: Elsevier; **1995**:153-85.
256. **Kaga M, Noda M, Ferracane J, Nakamura W, Oguchi H, et al.** The in Vitro Cytotoxicity of Eluates from Dentin Bonding Resins and Their Effect on Tyrosine Phosphorylation of L929 Cells. *Dental materials.* **2001**;17(4):333-39.
257. **Asaro R, Lubarda V.** *Mechanics of Solids and Materials:* Cambridge University Press; **2006.**
258. **Oyen ML.** Handbook of Nanoindentation with Biological Applications. *Handbook of Nanoindentation with Biological Applications.* **2010.**
259. **Tabor D.** The Hardness of Solids. *Review of physics in technology.* **1970**;1(3):145.
260. **Uhl A, Mills RW, Jandt KD.** Photoinitiator Dependent Composite Depth of Cure and Knoop Hardness with Halogen and Led Light Curing Units. *Biomaterials.* **2003**;24(10):1787-95.
261. **Tabor D.** The Physical Meaning of Indentation and Scratch Hardness. *British Journal of Applied Physics.* **1956**;7(5):159.
262. **Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR.** *Phillips' Science of Dental Materials:* Elsevier Health Sciences; **2013.**
263. **Chuenarrom C, Benjakul P, Daosodsai P.** Effect of Indentation Load and Time on Knoop and Vickers Microhardness Tests for Enamel and Dentin. *Materials Research.* **2009**;12(4):473-76.
264. **Torno V, Soares P, Martin JM, Mazur RF, Souza EM, et al.** Effects of Irradiance, Wavelength, and Thermal Emission of Different Light Curing Units on the Knoop and Vickers Hardness of a Composite Resin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* **2008**;85(1):166-71.
265. **Yap A, Cheang P, Chay P.** Mechanical Properties of Two Restorative Reinforced Glass–Ionomer Cements. *Journal of Oral Rehabilitation.* **2002**;29(7):682-88.
266. **Combe E.** Notes on Dental Materials. (Churchill Livingstone, Edinburgh). **1986.**

267. **Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC.** Mechanical Properties of Dental Restorative Materials: Relative Contribution of Laboratory Tests. *Journal of Applied Oral Science.* **2003**;11(3):162-67.
268. **Oliver WC, Pharr GM.** An Improved Technique for Determining Hardness and Elastic Modulus Using Load and Displacement Sensing Indentation Experiments. *Journal of materials research.* **1992**;7(6):1564-83.
269. **Oliver WC, Pharr GM.** Measurement of Hardness and Elastic Modulus by Instrumented Indentation: Advances in Understanding and Refinements to Methodology. *Journal of materials research.* **2004**;19(1):3-20.
270. **Fischer A.** Handbook of Nanoindentation and Indenter Selection Guidelines. *Fischer-Cripps Laboratories Pty. Limited, Sydney, Australia.* **2011.**
271. **Ge J, Cui F, Wang X, Feng H.** Property Variations in the Prism and the Organic Sheath within Enamel by Nanoindentation. *Biomaterials.* **2005**;26(16):3333-39.
272. **Sadr A, Shimada Y, Lu H, Tagami J.** The Viscoelastic Behavior of Dental Adhesives: A Nanoindentation Study. *Dental materials.* **2009**;25(1):13-19.
273. **Lim C, Hairul Nizam B, Omar B, Chng H, Yap A.** Probing the Nanomechanical Properties of Teeth. *ICF11 proceeding.* **2005.**
274. **Ang SF, Scholz T, Klocke A, Schneider GA.** Determination of the Elastic/Plastic Transition of Human Enamel by Nanoindentation. *Dental materials.* **2009**;25(11):1403-10.
275. **Peşkersoy C.** Sağlık Ve Çürük Diş Dokuları Ile Estetik Restoratif Materyallerin, Mekanik Özelliklerinin Nanoindentasyon Yöntemiyle Karşılaştırılması. Ege Üniversitesi, **2013.**
276. **Braem M, Finger W, Van Doren V, Lambrechts P, Vanherle G.** Mechanical Properties and Filler Fraction of Dental Composites. *Dental materials.* **1989**;5(5):346-49.
277. **Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L.** Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara.* **1993**:515.
278. **Mosmann T.** Rapid Colorimetric Assay for Cellular Growth and Survival: Application to Proliferation and Cytotoxicity Assays. *Journal of immunological methods.* **1983**;65(1-2):55-63.
279. IBM Corp. IBM SPSS Statistics for Windows. Version 21.0, Armonk, NY, **2013.**
280. **Ramos-Jorge J, Alencar BM, Pordeus IA, Soares MEdC, Marques LS, et al.** Impact of Dental Caries on Quality of Life among Preschool Children: Emphasis on the Type of Tooth and Stages of Progression. *European journal of oral sciences.* **2015**;123(2):88-95.
281. **Wever D, Veldhuizen A, Sanders M, Schakenraad J, Van Horn J.** Cytotoxic, Allergic and Genotoxic Activity of a Nickel-Titanium Alloy. *Biomaterials.* **1997**;18(16):1115-20.
282. **Elmas Tüfek Atıcı D, Ayna B.** Saudi Journal of Oral and Dental Research (Sjodr) Issn 2518-1300 (Print).
283. **Issa Y, Watts D, Brunton P, Waters C, Duxbury A.** Resin Composite Monomers Alter Mtt and Ldh Activity of Human Gingival Fibroblasts in Vitro. *Dental materials.* **2004**;20(1):12-20.
284. **Quinlan C, Zisterer D, Tipton K, O'sullivan M.** In Vitro Cytotoxicity of a Composite Resin and Compomer. *International endodontic journal.* **2002**;35(1):47-55.
285. **Kingman A, Albers JW, Arezzo JC, Garabrant DH, Michalek JE.** Amalgam Exposure and Neurological Function. *Neurotoxicology.* **2005**;26(2):241-55.
286. **Geurtsen W.** Biocompatibility of Resin-Modified Filling Materials. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine.* **2000**;11(3):333-55.
287. **Moharamzadeh K, Van Noort R, Brook IM, Scutt AM.** Cytotoxicity of Resin Monomers on Human Gingival Fibroblasts and Hacat Keratinocytes. *Dental materials.* **2007**;23(1):40-44.
288. **Modena KCdS, Casas-Apayco LC, Atta MT, Costa CAdS, Hebling J, et al.** Cytotoxicity and Biocompatibility of Direct and Indirect Pulp Capping Materials. *Journal of Applied Oral Science.* **2009**;17(6):544-54.
289. **Selimović-Dragaš M, Huseinbegović A, Kobašlija S, Hatibović-Kofman Š.** A Comparison of the in Vitro Cytotoxicity of Conventional and Resin Modified Glass Ionomer Cements. *Bosnian journal of basic medical sciences.* **2012**;12(4):273.
290. **Moore BK, Platt J, Borges G, Chu TG, Katsilieri I.** Depth of Cure of Dental Resin Composites: Iso 4049 Depth and Microhardness of Types of Materials and Shades. *Operative Dentistry.* **2008**;33(4):408-12.
291. **Ilie N, Stark K.** Curing Behaviour of High-Viscosity Bulk-Fill Composites. *Journal of dentistry.* **2014**;42(8):977-85.

292. **Alshali RZ, Salim NA, Sung R, Satterthwaite JD, Silikas N.** Analysis of Long-Term Monomer Elution from Bulk-Fill and Conventional Resin-Composites Using High Performance Liquid Chromatography. *Dental materials.* **2015**;31(12):1587-98.
293. **Susila AV, Balasubramanian V.** Correlation of Elution and Sensitivity of Cell Lines to Dental Composites. *Dental materials.* **2016**;32(3):e63-e72.
294. **Becher R, Kopperud HM, Al RH, Samuelsen JT, Morisbak E, et al.** Pattern of Cell Death after in Vitro Exposure to Gdma, Tegdma, Hema and Two Compomer Extracts. *Dental materials.* **2006**;22(7):630-40.
295. **Harorlı O-T, Bayındır Y-Z, Altunkaynak Z, Tatar A.** Cytotoxic Effects of Tegdma on Thp-1 Cells in Vitro. *cal.* **2009**;14(9):e489-93.
296. **Volk J, Ziemann C, Leyhausen G, Geurtsen W.** Non-Irradiated Campherquinone Induces DNA Damage in Human Gingival Fibroblasts. *Dental materials.* **2009**;25(12):1556-63.
297. **Tai K-W, Chang Y-C.** Cytotoxicity Evaluation of Perforation Repair Materials on Human Periodontal Ligament Cells in Vitro. *Journal of endodontics.* **2000**;26(7):395-97.
298. **Rochester JR.** Bisphenol a and Human Health: A Review of the Literature. *Reproductive toxicology.* **2013**;42:132-55.
299. **Attik N, Hallay F, Bois L, Brioude A, Grosogeat B, et al.** Mesoporous Silica Fillers and Resin Composition Effect on Dental Composites Cytocompatibility. *Dental materials.* **2017**;33(2):166-74.
300. **Michelsen VB, Moe G, Skålevik R, Jensen E, Lygre H.** Quantification of Organic Eluates from Polymerized Resin-Based Dental Restorative Materials by Use of Gc/Ms. *Journal of Chromatography B.* **2007**;850(1-2):83-91.
301. **Geurtsen W, Leyhausen G, Garcia-Godoy F.** Effect of Storage Media on the Fluoride Release and Surface Microhardness of Four Polyacid-Modified Composite Resins ("Compomers"). *Dental materials.* **1999**;15(3):196-201.
302. **Kanjevac T, Milovanovic M, Volarevic V, L Lukic M, Arsenijevic N, et al.** Cytotoxic Effects of Glass Ionomer Cements on Human Dental Pulp Stem Cells Correlate with Fluoride Release. *Medicinal Chemistry.* **2012**;8(1):40-45.
303. **Martin F.** A Survey of the Efficiency of Visible Light Curing Units. *Journal of dentistry.* **1998**;26(3):239-43.
304. **Altintas SH, Usumez A.** Evaluation of Monomer Leaching from a Dual Cured Resin Cement. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* **2008**;86(2):523-29.
305. **Eliades T, Eliades G, Brantley WA, Johnston WM.** Residual Monomer Leaching from Chemically Cured and Visible Light-Cured Orthodontic Adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1995**;108(3):316-21.
306. **Van Landuyt K, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, et al.** How Much Do Resin-Based Dental Materials Release? A Meta-Analytical Approach. *Dental materials.* **2011**;27(8):723-47.
307. **Sigusch BW, Völpel A, Braun I, Uhl A, Jandt KD.** Influence of Different Light Curing Units on the Cytotoxicity of Various Dental Composites. *Dental materials.* **2007**;23(11):1342-48.
308. **Tunç EŞ, Özer L, Sari Ş, Çetiner S.** Cytotoxic Effects of Halogen- and Light- Emitting Diode-Cured Compomers on Human Pulp Fibroblasts. *International journal of paediatric dentistry.* **2009**;19(1):55-60.
309. **Krifka S, Hiller K-A, Spagnuolo G, Jewett A, Schmalz G, et al.** The Influence of Glutathione on Redox Regulation by Antioxidant Proteins and Apoptosis in Macrophages Exposed to 2-Hydroxyethyl Methacrylate (Hema). *Biomaterials.* **2012**;33(21):5177-86.
310. **Schweikl H, Hiller K-A, Eckhardt A, Bolay C, Spagnuolo G, et al.** Differential Gene Expression Involved in Oxidative Stress Response Caused by Triethylene Glycol Dimethacrylate. *Biomaterials.* **2008**;29(10):1377-87.
311. **Frese C, Wolff D, Krüger T, Staehle HJ, Lux CJ, et al.** Biological Evaluation of Subgingivally Placed Direct Resin Composite Materials. *Journal of oral science.* **2018**;60(1):89-96.
312. **Ferracane J, Condon J.** Rate of Elution of Leachable Components from Composite. *Dental materials.* **1990**;6(4):282-87.
313. **Zingler S, Matthei B, Diercke K, Frese C, Ludwig B, et al.** Biological Evaluation of Enamel Sealants in an Organotypic Model of the Human Gingiva. *Dental materials.* **2014**;30(9):1039-51.

314. **Görgeç V.** *Farklı Renklerdeki Kompomerlerin Polimerizasyonu Sonrasında Açığa Çıkan Artık Monomer Miktarının İncelenmesi.* Doktora tezi, İnönü Üniversitesi ve Selçuk Üniversitesi, Malatya, **2014.**
315. **Hensten- Pettersen A, Helgeland K.** Sensitivity of Different Human Cell Lines in the Biologic Evaluation of Dental Resin- Based Restorative Materials. *European journal of oral sciences.* **1981;**89(1):102-07.
316. **Kale E, Arslanoğlu Z, Altan H, Bilgiç F, Tuzlali M, et al.** Nanomechanical Comparison of Commonly Used Dental Crown Cements to a Newly Developed One. *Acta Physica Polonica, A.* **2017;**132(3).
317. **Gallagher R, Balooch M, Balooch G, Wilson R, Marshall S, et al.** Coupled Nanomechanical and Raman Microspectroscopic Investigation of Human Third Molar Dej. *Journal of dental biomechanics.* **2010;**2010.
318. **Drummond JL.** Nanoindentation of Dental Composites. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* **2006;**78(1):27-34.
319. **Zheng L, Zheng J, Weng L, Qian L, Zhou Z.** Effect of Remineralization on the Nanomechanical Properties and Microtribological Behaviour of Acid-Eroded Human Tooth Enamel. *Wear.* **2011;**271(9-10):2297-304.
320. **Uhl A, Michaelis C, Mills RW, Jandt KD.** The Influence of Storage and Indenter Load on the Knoop Hardness of Dental Composites Polymerized with Led and Halogen Technologies. *Dental materials.* **2004;**20(1):21-28.
321. **García-Godoy F, García-Godoy A.** Effect of Bleaching Gels on the Surface Roughness, Hardness, and Micromorphology of Composites. *General dentistry.* **2002;**50(3):247-50.
322. **Khodadadi E, Khafri S, Aziznezhad M.** Comparison of Surface Hardness of Various Shades of Twinky Star Colored Compomer Light-Cured with Qth and Led Units. *Electronic physician.* **2016;**8(5):2355.
323. **Jafari Z, Javadinejad S, Mirzakochaki P.** Evaluation of Colored Compomer Micro-Hardness with Different Colors in Various Time Curing. **2015.**
324. **Bors A, Antoniac I, Cotrut C, Antoniac A, Szekely M.** Surface Analysis of Contemporary Aesthetic Dental Filling Materials after Storage in Erosive Solutions. *Materiale Plastice.* **2016;**53(4):607-11.
325. **Munack J, Haubert H, Dogan S, Geurtsen W.** Effects of Various Storage Media on Surface Hardness and Structure of Four Polyacid-Modified Composite Resins (" Compomers"). *Clinical oral investigations.* **2001;**5(4):254-59.
326. **Ontiveros J, Davies S, Powers J, Chow A, McKee J.** Hardness of Glitter Compomer Cured with Led and Qth Lights. *J Dent Res.* **2006;**85(Special issue A).
327. **Rice PM, Stoller RE.** Correlation of Nanoindentation and Conventional Mechanical Property Measurements. *MRS Online Proceedings Library Archive.* **2000;**649.
328. **Martínez E, Esteve J.** Nanoindentation Hardness Measurements Using Real-Shape Indenters: Application to Extremely Hard and Elastic Materials. *Applied Physics A.* **2001;**72(3):319-24.
329. **Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ.** Depth of Cure and Surface Microhardness of Composite Resin Cured with Blue Led Curing Lights. *Dental materials.* **2004;**20(4):364-69.

EKLER

EK-1

MKÜ
TAYFUR ATA SÖKMEN TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Renkli kompomer materyallerinin nanosertlik ve sitotoksitelerinin incelenmesi
ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2018/28

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	22/02/2018-40	1
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU		1	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	SIGORTA	<input type="checkbox"/>		
		<input type="checkbox"/>		
	BIYOLOJİK MATERİYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	İLAN	<input type="checkbox"/>		
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>		
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>		
	DİĞER:	<input type="checkbox"/>		
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 07	Tarih: 22/02/2018		
	KARAR 07- Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof.Dr. Behiye BOLGÜL'ün (Arş.Gör.Dt.Ayçin SAĞIROĞLU'nun Tezi "Renkli kompomer materyallerinin nanosertlik ve sitotoksitelerinin incelenmesi" isimli çalışması görüşülmüş olup; çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve etik kurallara uygun bulunmuş olup; çalışmanın finans kaynağı olarak gösterilen, Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'nden (BAP) gerekli belgelerin Kurulumuza ulaştıktan sonra Çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üyelerinin oy birliği ile karar verilmiştir.			

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	PROF.DR.NAZAN SAVAŞ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım		İmza
Prof.Dr.Nazan SAVAŞ	Halk Sağlığı	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Muhyittin TEMİZ	Genel Cerrahi	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Prof.Dr.Aydiner KALACI	Ortopedi ve Travmatoloji	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Burçin ÖZER	Tıbbi Mikrobiyoloji	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr.Enver Ahmet DEMİR	Tıbbi Fizyoloji	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı Prof.Dr.Nazan SAVAŞ
İmza:

ASLI GİBİDİR
Enver Sedat BORAZAN
Etik Kurul Sekreteri



Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

MKÜ
TAYFUR ATA SÖKMEN TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU


ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Renkli kompomer materyallerinin nanosertlik ve sitotoksitelerinin incelenmesi
ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2018/28

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	MKÜ TAYFUR ATA SÖKMEN TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
	AÇIK ADRESİ:	MKÜ Alahan Kampüsü Antakya HATAY
	TELEFON	0326 245 51 14
	FAKS	0326 245 51 14
	E-POSTA	tipetik@gmail.com

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof.Dr. Behiye BOLGÜL'ün (Arş.Gör.Dt.Ayçin SAĞIROĞLU'nun Tezi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Pedodonti Anabilim Dalı			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	MKÜ Diş Hekimliği Fakültesi			
	DESTEKLEYİCİ				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 4	<input type="checkbox"/>		
		Gözlemsel ilaç çalışması	<input type="checkbox"/>		
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>			
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLAR ARASI <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı Prof.Dr. Nazan SAVAŞ
İmza:

ASLI GİBİDİR
Enver Sedat BORAZAN
Etik Kurul Sekreteri



Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

MKÜ
TAYFUR ATA SÖKMEN TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Renkli kompomer materyallerinin nanosertlik ve sitotoksitelerinin incelenmesi						
ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		2018/28						
Yrd.Doç.Dr.Neslihan PINAR	Tıbbi Farmakoloji	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>
Doç.Dr.Erhan YENGLİ	Aile Hekimliği	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>
Av.Nefise Yeşil YILDIZ	Hukuk	MKÜ Hukuk Müşavirliği	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>
Yrd.Doç.Dr.Rana CAN	Sağlık Hizmetleri	MKÜ Sağlık Yüksekokulu	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>
Gül Ayşe APAK	Öğretmen	Milli Eğitim Bakanlığı Hacılar İlköğretim Okulu	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>
Aysel KUŞÇU	Çocuk Gelişimci	Hatay Halk Sağlığı Müdürlüğü	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>
Hakan BORAZAN	Öğretmen	Milli Eğitim Bakanlığı İstahye Yeşilyurt İlköğretim Okulu	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>

*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı Prof.Dr.Nazan SAVAŞ
İmza:

ASLI GİBİDİR
Enver Sedat BORAZAN
Etik Kurul Sekreteri



ÖZGEÇMİŞ

14 Ekim 1991’de Bursa’da doğdu. İlkokul eğitimini Sakarya İlköğretim Okulu’nda ve ortaokul eğitimini Hürriyet İlköğretim Okulu’nda tamamladı, lise eğitimini Nilüfer Milli Piyango Anadolu Lisesi’nde aldı. 2014 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun oldu. 2016 yılında Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı. Halen aynı kurumda eğitimine devam etmektedir.

