

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ÜÇ FARKLI KOMPOMER MATERYALİNİN BAZI FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRMALI
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DUYGU ÖZCAN YÜKSEL

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Yağmur ŞENER

KONYA 2019

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ÜÇ FARKLI KOMPOMER MATERYALİNİN BAZI FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRMALI
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DUYGU ÖZCAN YÜKSEL

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Yağmur ŞENER

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **181924002** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA 2019

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi **Duygu Özcan Yüksel**'in “**Üç Farklı Kompomer Materyalinin Bazı Fiziksel Özelliklerinin İn Vitro Olarak Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

28.03.2019

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Yağmur Şener

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Jüri Üyesi

Doç. Dr. Murat Selim Botsalı

Dr. Öğr. Üyesi Emre Korkut

Selçuk Üniversitesi

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Dekan

Prof. Dr. Ali Rıza Tunçdemir

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

İmzası

APPROVAL

We certify that we have read this dissertation entitled “**In Vitro Comparative Evaluation of Some Physical Properties of Three Different Compomer Materials**” by “**Duygu Özcan Yüksel**” that in our opinion it is fully adequate, in scope and quality, as dissertation for the degree of **Specialization Thesis** in the Department of “**Pediatric Dentistry**”, Faculty of Dentistry, University of Necmettin Erbakan.

University of Necmettin Erbakan

Faculty of Dentistry

28.03.2019

Principal Advisor

Prof. Yağmur Şener

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

Examination Committee Member

Assoc. Prof. Murat Selim Botsalı

Selçuk University

Faculty of Dentistry

Examination Committee Member

Asst. Prof. Emre Korkut

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

Dean

Prof. Ali Rıza Tunçdemir

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

Signature

BEYANAT

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

28.03.2019

Duygu ÖZCAN YÜKSEL

İmza



ÖNSÖZ/TEŞEKKÜR SAYFASI

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, deneyim ve önerileri ile bana yol gösteren; kendisinden çok şey öğrendiğim danışman hocam sayın Prof. Dr. Yağmur Şener'e;

Tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak eğitimimde büyük emeği olan saygıdeğer hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Emre Korkut, Dr. Öğr. Üyesi Hazal Özer ve Dr. Öğr. Üyesi Onur Gezgin'e;

Uzmanlık ve özel hayatımın her anında yanımda olan, her zaman desteklerini hissettiğim Arş. Gör. Mutlu Güneş, Arş. Gör. Zeynep Yalçınkaya, Öğr. Gör. Yasemin Derya Fidancıoğlu'na;

Diş hekimliği fakültesine adım attığım ilk günden beri, her zaman yanımda olan ve en büyük desteği veren canım eşim Arş. Gör. İbrahim Burak Yüksel'e;

Hayatım boyunca bana sevgi, anlayış ve sabır gösteren, aldığım tüm kararlarda her zaman yanımda olan, bu noktaya gelmemde tartışmasız en önemli yere sahip sevgili annem Tülay Özcan, babam Sait Özcan ve ablam Arzu Özcan Kıran'a;

Uzmanlık hayatım da dahil olmak üzere her zaman her türlü desteği veren, ihtiyacım olduğu her an maddi manevi hiçbir yardımı benden esirgemeyen sevgili annem Havva Yüksel ve babam Mehmet Yüksel'e

sonsuz teşekkür ederim.

Bu tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından **NEÜ-BAP-181924002** numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

<i>İç Kapak</i>	<i>i</i>
<i>Tez Onay Sayfası</i>	<i>ii</i>
<i>Approval</i>	<i>iii</i>
<i>Beyanat</i>	<i>iv</i>
<i>Önsöz/Teşekkür Sayfası</i>	<i>v</i>
<i>İçindekiler</i>	<i>vi</i>
<i>Kısaltmalar ve Simgeler Listesi</i>	<i>ix</i>
<i>Şekiller Listesi</i>	<i>xi</i>
<i>Tablolar Listesi</i>	<i>xiii</i>
<i>Grafikler Listesi</i>	<i>xv</i>
<i>Özet</i>	<i>xvi</i>
<i>Abstract</i>	<i>xviii</i>
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
<i>2.1. Pedodontide Kullanılan Restoratif Materyaller</i>	<i>3</i>
<i>2.1.1. Amalgam</i>	<i>3</i>
<i>2.1.2. Kompozit</i>	<i>6</i>
<i>2.1.3. Geleneksel Cam İyonomer Siman</i>	<i>21</i>
<i>2.1.4. Hibrit İyonomerler</i>	<i>28</i>
<i>2.2. Restoratif Materyallerin Fiziksel Özellikleri ve Ölçüm Yöntemleri</i>	<i>38</i>

2.2.1. Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü.....	38
2.2.2. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliği.....	39
2.2.3. Restoratif Materyallerin Basma Dayanımı	41
2.2.4. Restoratif Materyallerin Eğilme Dayanımı.....	43
2.2.5. Restoratif Materyallerin Dentine Bağlanma Dayanımı.....	44
2.2.6. Restoratif Materyallerin Renk Değişimi	45
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	48
3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü.....	52
3.2. Yüzey Mikrosertliği Ölçümü.....	52
3.3. Basma ve Eğilme Dayanımı Ölçümü	53
3.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü	56
3.5. Renk Değişimi Ölçümü.....	58
3.6. İstatistiksel Analiz	60
4. BULGULAR.....	61
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü.....	61
4.2. Yüzey Mikrosertliği	62
4.3. Basma Dayanımı	63
4.4. Eğilme Dayanımı.....	65
4.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı.....	66
4.6. Renk Değişimi	68
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	81

6. KAYNAKLAR.....	98
7. ÖZGEÇMİŞ.....	115
8. EKLER.....	116



KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

µg: Mikrogram

4-META: 4-metakriloksietil trimellitat anhidrit

AAPD: Amerikan Pediatrik Diş Hekimliği Akademisi

ADA: American Dental Association

ANOVA: Tek yönlü Varyans Analizi

ANSI: American National Standards Institute

ART: Atravmatik Restoratif Tedavi

BAC: Biyoaktif cam

BHT: Butil hidroksi tolüen

BIS-GMA: Bisfenol A-glisidil metakrilat

Bis-DMA: Bisfenol-dimetakrilat

BPA: Bisfenol A

CADCADMA: Sikloalifatik dikarboksil asit dimetakrilat

CIE: The Commission Internationale de l'Eclairage

CİS: Cam iyonomer siman

cm²: Santimetrekare

cm²: Santimetrekare

Delta E (ΔE): Renk farkı

Dk: Dakika

GCİS: Geleneksel cam iyonomer siman

GPDM: Gliserol fosfat dimetakrilat

HEMA: Hidroksietil metakrilat

Hg: Civa

ISO: International Organization for Standardization

ITR: Geçici Terapötik Restorasyon

KN: Kilonewton

m³: Metreküp

MDPB: Methacryloyloxydodecyl-piridinyum bromid

mg: Miligram

mm: Milimetre

MPa: Megapaskal

mW: Miliwatt

N: Newton

NPG-GMA: N-(2-hidroksi-3-methacryloxypropyl)-N-fenilglisin

Ra: Ortalama yüzey pürüzlülüğü

RMCİS: Rezin modifiye cam iyonomer siman

TCB: Tetrakarboksilik bütan

TEG-DMA: Tetraetilen glikol-dimetakrilat

TMPTMA: Trimetilolpropan trimetakrilat

TS: Türkçe standart

UDMA: Üretan dimetakrilat

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Sandviç Tekniği	25
Şekil 2.2. Vickers Sertlik Testinde Kullanılan Delici Uç ve Meydana Gelen Çentiğin Şematik Resmi	41
Şekil 2.3. Üç Nokta Bükülme Testinin Şematik Görüntüsü ve Stres Bölgeleri	44
Şekil 2.4. Makaslama Testinin Uygulanışı	45
Şekil 3.1. Dyract XP® Kompomer Materyali	50
Şekil 3.2. R&D Series Nova Compomer® Kompomer Materyali.....	50
Şekil 3.3. Compoglass® F Kompomer Materyali.....	51
Şekil 3.4. Örneklerin Polimerizasyonu İçin Kullanılan LED.B Polimerizasyon Cihazı.....	51
Şekil 3.5. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümünde Kullanılan Profilometre Cihazı	52
Şekil 3.6. Yüzey Mikrosertliği Ölçümü İçin Kullanılan Vickers Sertlik Cihazı	53
Şekil 3.7. Basma Dayanımı Örneklerinin Hazırlanmasında Kullanılan Politetrafloroetilen Kalıp.....	54
Şekil 3.8. Eğilme Dayanımı Örneklerinin Hazırlanmasında Kullanılan Metal Kalıp	54
Şekil 3.9. Basma Dayanımı Testi.....	55
Şekil 3.10. Eğilme Dayanımı Testi	55
Şekil 3.11. Ünlversal Test Cihazı	56
Şekil 3.12. Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi	56
Şekil 3.13. Dentin Yüzeylerinin Açığa Çıkarılmasında Kullanılan Isomet Cihazı ...	57
Şekil 3.14. Clearfil™ SE Bond 2 Aşamalı Self-Etch Adeziv Sistemi.....	57
Şekil 3.15. Bağlanma Dayanımı Testi İçin Hazırlanan Örnek.....	58

Şekil 3.16. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	58
Şekil 3.17. Renk Değişimi, Yüzey Sertliği ve Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri İçin Örneklerin Hazırlanmasında Kullanılan Metal Kalıp	59
Şekil 3.18. Renk Değişimi Testi İçin Kullanılan İçecekler (Kola (Coca-Cola), Vişne Suyu (Dimes Vişne Suyu), Portakal Suyu (Dimes Portakal Suyu))	59
Şekil 3.19. Spektrofotometre Cihazı.....	60



TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1. Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	10
Tablo 2.2. Cam İyonomer Simanların Özellikleri.....	38
Tablo 3.1. Kompomer Materyallerinin İçerikleri ve Üretici Firmaları	49
Tablo 4.1. Kompomerlerin Yüzey Pürüzlülüğü Ortalama Değerleri ve ANOVA Test Sonucu.....	61
Tablo 4.2. Kompomerlerin Yüzey Pürüzlülüğü Ortalama Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.	61
Tablo 4.3. Kompomerlerin Yüzey Mikrosertliği Ortalama Değerleri ve ANOVA Test Sonucu.....	62
Tablo 4.4. Kompomerlerin Yüzey Mikrosertliği Ortalama Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.	63
Tablo 4.5. Kompomerlerin Basma Dayanımı Ortalama Değerleri ve ANOVA Test Sonucu.....	64
Tablo 4.6. Kompomerlerin Basma Dayanımı Ortalama Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.	64
Tablo 4.7. Kompomerlerin Eğilme Dayanımı Ortalama Değerleri ve ANOVA Test Sonucu.....	65
Tablo 4.8. Kompomerlerin Eğilme Dayanımı Ortalama Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.	66
Tablo 4.9. Kompomerlerin Makaslama Bağlanma Dayanımı Ortalama Değerleri ve ANOVA Test Sonucu	67
Tablo 4.10. Kompomerlerin Makaslama Bağlanma Dayanımı Ortalama Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.	67
Tablo 4.11. Kompomerlerin Ortalama Renk Değişimi Değerlerinin Zamana Göre Karşılaştırılması	69

Tablo 4.12. Kompomerlerin 24 Saatlik Ortalama Renk Değişimi Değerleri ve ANOVA Test Sonucu	72
Tablo 4.13. Kompomerlerin 24 Saatlik Ortalama Renk Değişimi Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.....	73
Tablo 4.14. Kompomerlerin 1 Haftalık Ortalama Renk Değişimi Değerleri ve ANOVA Test Sonucu	74
Tablo 4.15. Kompomerlerin 1 Haftalık Ortalama Renk Değişimi Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.....	75
Tablo 4.16. Kompomerlerin Ortalama Renk Değişimi Değerlerinin İçeceklere Göre Karşılaştırılması	77
Tablo 4.17. Kompomerlerin Ortalama Renk Değişimi Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Testiyle İçeceklere Göre İkili Karşılaştırılması.	79

GRAFİKLER LİSTESİ

Grafik 4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri	62
Grafik 4.2. Yüzey Mikrosertliği Değerleri.....	63
Grafik 4.3. Basma Dayanımı Değerleri	65
Grafik 4.4. Eğilme Dayanımı Değerleri.....	66
Grafik 4.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri.....	68
Grafik 4.6. Kompomerlerin 24 Saatlik Renk Değişimi Değerleri	73
Grafik 4.7. Kompomerlerin 1 Haftalık Renk Değişimi Değerleri	75
Grafik 4.8. Dyract XP® Kompomerinin Renk Değişimi Değerleri	80
Grafik 4.9. R&D Series Nova Compomer® Kompomerinin Renk Değişimi Değerleri.....	80
Grafik 4.10. Compoglass® F Kompomerinin Renk Değişimi Değerleri.....	81

ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Üç Farklı Kompomer Materyalinin Bazı Fiziksel Özelliklerinin İn Vitro Olarak
Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi

Duygu Özcan Yüksel

Pedodonti Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi/KONYA-2019

Kompomerler, kullanım kolaylıkları ve kompozit rezinlere benzer fiziksel özelliklere sahip olmalarından dolayı, çocuk diş hekimliğinde büyük oranda popülerlik kazanan materyallerdir. Kompomerler; geleneksel kompozitlerin estetik özellikleriyle, geleneksel cam iyonomer simanların florür salınımı ve adezyon özellikleri birleştirilerek tasarlanan bir materyaldir. İçeriğinde, her firmaya göre değişen oranlarda rezin ve cam iyonomer bulunmaktadır.

Çalışmamızda, Dyract XP® (Dentsply, Konstanz, Almanya), R&D Series Nova Compomer® (Imicryl, Konya, Turkey), Compoglass® F (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kompomer materyallerinin; yüzey pürüzlülüğü, yüzey mikrosertliği, basma dayanımı, eğilme dayanımı, makaslama bağlanma dayanımı ve bazı içeceklerdeki renk değişimi özellikleri in vitro koşullarda test edilip karşılaştırılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için, her grupta 20 örnek olacak şekilde toplam 60 tane disk şeklinde kompomer örneği polimerize edilerek hazırlanmıştır. Hazırlanan örnekler, 37 °C'de 24 saat boyunca distile su içerisinde bekletilmiştir. Bu süre sonunda, profilometre cihazı kullanılarak örneklerin farklı bölgelerinden 3'er kez yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılmıştır. Elde edilen Ra değerlerinin ortalaması alınarak kaydedilmiştir.

Yüzey mikrosertliği ölçümü için, her grupta 20 örnek olacak şekilde toplam 60 tane disk şeklinde kompomer örneği polimerize edilerek hazırlanmıştır. Hazırlanan örnekler, 37 °C'de 24 saat boyunca distile su içerisinde bekletilmiştir. Bu süre sonunda, micro vickers sertlik ölçüm cihazı kullanılarak örneklerin üç ayrı noktalarından sertlik ölçümü yapılmıştır. Elde edilen verilerin ortalaması alınarak kaydedilmiştir.

Basma dayanımı ve eğilme dayanımı testi için, her kompomer grubunda 10 örnek olacak şekilde, her iki test için 30'ar tane kompomer örneği polimerize edilerek hazırlanmıştır. Hazırlanan örnekler, 37 °C'de 24 saat boyunca distile su içerisinde bekletilmiştir. Bu süre sonunda, örneklere universal test cihazıyla basma dayanımı ve eğilme dayanımı ölçümü için kırılma oluşana kadar kuvvet uygulanmıştır. Kırılma oluşturan kuvvet değerleri kaydedilmiştir.

Makaslama bağlanma dayanımı testi için, fizyolojik kök rezorbsiyonu sebebiyle çekilmiş 60 adet çürüksüz süt molar dişler, okluzal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde silikon kalıplarda hazırlanmış akrilik bloklar içerisine gömüldükten sonra, dentin yüzeyleri açığa çıkarılmıştır. Yüzeyle Clearfil™ SE Bond (Kuraray, Okayama, Japan) adeziv sistemi üretici firmanın talimatlarına göre uygulandıktan sonra, her üç tip kompomer materyali 20'şerli gruplar şeklinde, hazırlanan dentin yüzeylerine silikon kalıplarla uygulanmış ve polimerize edilmiştir. Örnekler, 37 °C'de 24 saat boyunca distile su içerisinde bekletilmiştir. Daha sonra, universal test cihazı ile adezyon bölgesinde kırılma meydana gelene kadar kuvvet uygulanmıştır. Kırılma oluşturan kuvvet değerleri kaydedilmiştir.

Renk değişimi ölçümü için, her kompomer grubunda 20'şer tane olacak şekilde toplam 60 tane disk şeklinde kompomer örneği hazırlanmıştır. Hazırlanan örnekler, 37 °C'de 24 saat boyunca distile su içerisinde bekletilmiştir. Bu süre sonunda, spektrofotometreyle CIE L*a*b renk sistemi kullanılarak renkleri ölçülmüştür. Daha sonra, her grup kendi içinde beşerli gruplara ayrılarak kola, vişne suyu, portakal suyu ve kontrol grubunda (distile su) 24 saat ve 1 hafta bekletilmiştir. 24 saat ve 1 hafta süreleri sonunda, örneklere yine aynı spektrofotometre cihazıyla renk ölçümü yapılmıştır. Elde edilen verilerden hesaplanan renk değişimi değerleri kaydedilmiştir.

Elde edilen veriler istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Sonuç olarak;

Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F kompomerlerinin yüzey pürüzlülüğü, basma ve eğilme dayanımı değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

Dyract XP® ve Compoglass® F kompomerlerinin yüzey mikrosertliği arasında anlamlı bir farklılık yokken ($p>0.05$), R&D Series Nova Compomer® kompomerinin en yüksek yüzey mikrosertliğine sahip olduğu görülmüştür ($p<0.05$, 53.1795 HV).

Dyract XP® ve Compoglass® F kompomerlerinin makaslama bağlanma dayanımı arasında anlamlı bir farklılık yokken ($p>0.05$), R&D Series Nova Compomer® kompomerinin en yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğu bulunmuştur ($p<0.05$, 18.0763 MPa).

Kompomerlerin, içeceklerdeki 24 saat sonunda oluşan ortalama renk değişimi değerlerinin ikili karşılaştırmaları sonucunda kola, portakal suyu ve distile sudaki kompomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamazken ($p>0,05$); vişne suyunda azdan çoğa Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F olarak bulunmuştur ($p<0.05$, Ortalama ΔE :1.9220, 5.0180, 10.464). Kompomerlerin, 1 hafta sonunda oluşan ortalama renk değişimi değerlerinin ikili karşılaştırmaları sonucunda ise, portakal suyu ve distile sudaki kompomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Ancak, kola sıvısında R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F arasında anlamlı bir farklılık bulunamazken ($p>0.05$); Dyract XP® kompomerinin ortalama renk değişiminin en az olduğu bulunmuştur ($p<0.05$, Ortalama ΔE :1,1520). Vişne suyunda ise azdan çoğa Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F olarak bulunmuştur ($p<0.05$, Ortalama ΔE :3.5640, 9.6980, 17.538).

Anahtar Kelimeler: Kompomer, yüzey pürüzlülüğü, yüzey mikrosertliği, basma dayanımı, eğilme dayanımı, makaslama bağlanma dayanımı, renk değişimi

ABSTRACT

NECMETTİN ERBAKAN UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

In Vitro Comparative Evaluation of Some Physical Properties of Three Different
Compomer Materials

Duygu Özcan Yüksel

Pediatric Dentistry

Specialization Thesis/Konya-2019

Compomers have gained great popularity in pediatric dentistry because of their ease of use and their physical speciality is similar to composite resins. Compomers are designed by combining the aesthetic speciality of conventional composites with the fluoride release and adhesion properties of conventional glass ionomer cements. It contains different rate resin and glass ionomer for every firms.

In our study, Dyract XP® (Dentsply, Konstanz, Germany), R&D Series Nova Compomer® (Imicryl, Konya, Turkey), Compoglass® F (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) compomer materials; in terms of surface roughness, surface microhardness, compressive strength, flexural strength, shear bond strength and color change in some beverages were tested and compared in vitro conditions.

For the measurement of surface roughness, a total of 60 disc shaped compomer samples consisting of 20 samples in each compomer group were prepared by polymerizing. The prepared samples were stored in distilled water for 24 hours at 37 °C. At the end of this period, surface roughness measurement was made 3 times from different regions of the samples by using a profilometer device. It was recorded with the average of the data.

For the measurement of surface microhardness, a total of 60 disc shaped compomer samples consisting of 20 samples in each compomer group were prepared by polymerizing. The prepared samples were stored in distilled water for 24 hours at 37 °C. At the end of this period, the microhardness measurement was made from three different points of the samples by using the micro vickers hardness tester. It was recorded with the average of the data.

For the compressive strength and flexural strength test, a total of 30 compomer samples consisting of 10 samples in each compomer group were prepared by polymerizing for both tests. The prepared samples were stored in distilled water for 24 hours at 37 °C. At the end of this period, some force was applied to the samples with the universal test device until the fracture occurred. Breaking force values were recorded.

For the shear bond strength test, the dentin surfaces of extracted 60 non-cariou molar teeth were revealed after being embedded in acrylic blocks. After Clearfil™ SE Bond (Kuraray, Okayama, Japan) adhesive system was applied to the surfaces according to the manufacturer's instructions, all three types of compomer material were applied to dentin surfaces using silicone molds as 20 samples in each compomer group. The samples were stored in distilled water for 24 hours at 37 °C. Then, the force is applied to the adhesion part with the universal test device. Breaking force values were recorded.

For the color change measurement, a total of 60 disc shaped compomer samples consisting of 20 samples in each compomer group were prepared by polymerizing. The prepared samples were stored in distilled water for 24 hours at 37 °C. At the end of this period, the colors were measured with CIE

L*a*b color system by using spectrophotometer. Then, by dividing each compomer group in five groups among themselves, they were stored in cola, cherry juice, orange juice and control group (distilled water) for 24 hours and 1 week. At the end of 24 hours and 1 week, color measurements were made with the same spectrophotometer. The obtained color changes data were calculated and recorded.

The data were analyzed statistically. As a result; no significant difference was found between the surface roughness, compressive strength and flexural strength values of the Dyract XP[®], R&D Series Nova Compomer[®] and Compoglass[®] F compomers ($p > 0.05$).

As there was no significant difference between the surface microhardness of Dyract XP[®] and Compoglass[®] F compomers ($p > 0.05$), it is observed R&D Series Nova Compomer[®] had the highest microhardness surface ($p < 0.05$, 53.1795 HV).

As there was no significant difference between the shear bond strength of Dyract XP[®] and Compoglass[®] F compomers ($p > 0.05$), it is observed R&D Series Nova Compomer[®] compomer had the highest bond strength ($p < 0.05$, 18.0763 MPa).

At the end of 24 hours, there was no statistically significant difference between the average color change values of Dyract XP[®], R&D Series Nova Compomer[®] and Compoglass[®] F compomers in cola, orange juice and distilled water ($p > 0.05$), but in cherry juice, the average color change values were found from little to more; Dyract XP[®], R&D Series Nova Compomer[®] and Compoglass[®] F in order. ($p < 0.05$, 1.9220, 5.0180, 10.464). At the end of 1 week, there was no statistically significant difference was found the average color change values of the compomers in orange juice and distilled water ($p > 0.05$). In cola, there was no significant difference between the average color change values of R&D Series Nova Compomer[®] and Compoglass[®] F compomers ($p > 0.05$), but the average color change of Dyract XP[®] was found to be the lowest ($p < 0.05$, average ΔE : 1.1520). However, in cherry juice, the average color change values were found from little to more; Dyract XP[®], R&D Series Nova Compomer[®] and Compoglass[®] F in order ($p < 0.05$, average ΔE : 3.5640, 9.6980, 17.538).

Key Words: Compomer, surface roughness, surface micro hardness, compressive strength, flexural strength, shear bond strength, color change

1.GİRİŞ

Restoratif tedavi, ideal bir klinik muayenenin sonuçlarına dayanan kapsamlı bir tedavi prosedürünün parçasıdır. Tedavi planı aşağıdaki unsurlar dikkate alınarak yapılır:

1. Çürük risk değerlendirmesi,
2. Dişlerin gelişim durumu,
3. Hastanın ağız hijyeni,
4. Beklenen ebeveyn uyumu,
5. Hastanın tedavi için işbirliği yapma yeteneği (Anderson 2002; American Academy Pediatric Dentistry 2007; AAPD 2012).

Çürük riski, kırsal bölgelerde yaşayan veya bakımı kısıtlı olan çocuklarda daha yüksektir (Vargas ve ark. 1998). Yüksek çürük risk faktörleri arasında; çocuğun yaşından daha büyük miktarda çürük/kayıp/dolgulu yüzeyler, sayısız beyaz leke lezyonları, yüksek seviyelerde mutans streptokok, düşük sosyoekonomik durum, kardeşlerde ve ebeveynlerde yüksek çürük oranı, yüksek şekerli diyet bulunur (Tinanoff ve Douglass 2001). Çalışmalar, maksiller süt anterior diş çürüklerinin süt molar diş çürükleriyle doğrudan bir ilişkiye sahip olduğunu ve süt dentisyonu çürüklerinin, daimi diş dentisyonunda meydana gelen çürüklerin oldukça belirleyicisi olduğunu göstermiştir (Al-Shal ve ark. 1997; Tinanoff ve Douglass 2001).

Süt dişlerinin restorasyonu, diş morfolojisindeki farklılıklara bağlı olarak daimi dişlerin restorasyonundan kısmen farklıdır. Süt molar kronunun mezio-distal çapı serviko-oklüzal boyuttan daha büyüktür. Bukkal ve lingual yüzeyler oklüzale doğru daha eğimlidir. Mine ve dentin daha incedir. Servikal mine prizmalarının doğrultusu daimi dişlerin aksine gingivale değil, oklüzale eğimlidir ve kalıcı dişlerde olduğu gibi kademeli olarak incelmekten ziyade servikalde aniden sonlanır. Süt dişlerinin pulpa odaları orantılı olarak daha büyüktür ve yüzeye daha yakındır. Süt dişlerinin aproksimal temas alanları; kalıcı dişlerde olduğu gibi küçük, ayrı bir dairesel temas noktası olmaktan ziyade geniş ve düz bir yüzey şeklindedir. Süt dişlerinin daha kısa klinik kron yüksekliği bu dişlerin intrakoronel restorasyonları yeterince desteklemesini ve tutmasını da etkiler. Genç kalıcı dişler ise büyük pulpa odaları ve

süt dişlerine olan geniş aproksimal temas alanları gibi restoratif prosedürlerde dikkate alınması gereken özellikleri sergiler (Waggoner 2005).

Tedavi planlaması yaparken bireysel klinik bulgulara dayanan istisnalar olacağı bilinmelidir. Örneğin, pulpa tedavisi gören dişler için paslanmaz çelik kronlar önerilir. Bununla birlikte, eksfoliasyona 2 yıldan daha az bir süre olan dişlerde amalgam veya rezin restorasyon kullanılabilir. Aynı şekilde, süt dişleri için konservatif Sınıf II restorasyon, dişin 1-2 yıl içinde düşmesi beklendiğinde daha fazla yüzey alanı içerecek şekilde genişletilebilir (Holan ve ark. 2002).

Süt dişlerinin bütünlüğü, ağızda kaldıkları süre boyunca çocuğun gelişimi ve çiğneme fonksiyonu için büyük önem taşımaktadır. Bu sebeple, süt dişlerinin gerçek boyutlarına yakın boyutlarda restore edilerek, eksfoliasyona kadar korunması gerekmektedir. Süt dişleri ve daimi dişlerin morfolojik ve histolojik yapı farklılıkları nedeniyle, restoratif materyal ihtiyaçları da farklılıklar göstermektedir (Gaintantzopoulou ve ark. 2017).

Bu tez çalışmasının amacı, çocuk diş hekimliğinde restorasyon materyali olarak çok sık kullanılan kompomer materyalinin 3 farklı tipinin (Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer®, Compoglass® F); yüzey pürüzlülüğü, yüzey mikrosertliği, basma dayanımı, eğilme dayanımı, makaslama bağlanma dayanımı ve bazı içeceklerdeki renk değişimi özelliklerinin karşılaştırılmasıdır. Çalışmamız için kurulan hipotezler şu şekildedir:

- ✓ H1: Farklı firmalara ait kompomerlerin yüzey pürüzlülüğü farklılık gösterir.
- ✓ H2: Farklı firmalara ait kompomerlerin yüzey mikrosertliği farklılık gösterir.
- ✓ H3: Farklı firmalara ait kompomerlerin basma dayanımı farklılık gösterir.
- ✓ H4: Farklı firmalara ait kompomerlerin eğilme dayanımı farklılık gösterir.
- ✓ H5: Farklı firmalara ait kompomerlerin makaslama bağlanma dayanımı farklılık gösterir.
- ✓ H6: Kompomerlerin renk değişimleri zamana göre farklılık gösterir.
- ✓ H7: Farklı firmalara ait kompomerlerin 24 saatlik renk değişimleri farklılık gösterir.
- ✓ H8: Farklı firmalara ait kompomerlerin 1 haftalık renk değişimleri farklılık gösterir.

- ✓ H9: Kompomerlerin renk değişimleri içeceklerle göre farklılık gösterir.

2. GENEL BİLGİLER

Diş çürüğü, asit üreten karyojenik bakteriler ve fermente olabilen karbonhidratların diş dokularında meydana getirdiği ve oluşumunda pek çok faktörün rol oynadığı fiziksel ve kimyasal yıkımla karakterize kronik bir hastalıktır (Selwitz ve ark. 2007). Diş çürüklerinin önlenmesi amacıyla, koruyucu yaklaşımların yetersiz olması veya geç kalınması, hem süt hem daimi dentisyonda çok sayıda çürük oluşmasına sebep olmaktadır. Süt dişlerindeki çürüklerin restoratif tedavisi; çocuğun beslenme ve konuşma fonksiyonlarının sağlanması, ark boyutunun korunması, yerine gelecek daimi dişlere rehber oluşturması ve estetik açıdan önem taşımaktadır (Dhar ve ark. 2015).

2.1. Pedodontide Kullanılan Restoratif Materyaller

Restoratif tedavinin amaçları; çürüklü kavite veya defektlerin ortadan kaldırılması, demineralizasyonun durdurulması, diş yapısının bütünlüğünün sağlanması, enfeksiyonun pulpa odasına yayılmasının engellenmesi ve diş dokularının kaybindan dolayı dişlerin meziale migrasyonunu önlemektir. Restoratif tedavinin riskleri arasında; dişlerin kırılabilirliğinin artması, çürüklerin tekrarlanması, restorasyonun başarısızlığı, pulpa perforasyonları, ileri pulpal komplikasyonlar ve komşu dişlerdeki iyatrojenik hatalar sayılmaktadır (Lenters ve ark. 2006).

Son yıllardaki teknolojik gelişmelere bağlı olarak çeşitli restoratif materyaller geliştirilmiştir. Bununla beraber, özellikle çocuk diş hekimliği alanında antikaryojenik özellikleri olan, iyi bir klinik performans gösteren ve uygulama süresi kısa olan restoratif materyal kullanımı önem taşımaktadır (Gaintantzopoulou ve ark. 2017).

2.1.1. Amalgam

Amalgam; gümüş, bakır, kalay ve civa gibi maddelerin karışımıyla elde edilen bir dolgu materyalidir (Beazoglou ve ark. 2007). Süt ve daimi dişlerin Sınıf I ve II restorasyonlarında dayanıklılık ve direnç gerektiren; ancak estetik beklenti gerektirmeyen zamanlarda kullanılabilir. Bunun yanı sıra amalgam, rezin esaslı restoratif materyallere göre daha az teknik duyarlılık ve nem hassasiyeti gerektirmesi sebebiyle süt diş restorasyonlarında kullanılabilir (Figueiredo de Magalhaes ve ark.

2008; Dhar ve ark. 2015). Amalgamın bir diğer avantajı ise, civa ve gümüş bileşenlerinin ağız hijyeni zayıf olan hastalara yardımcı olan bakteriyostatik özellikler sağlamasıdır (Bates ve ark. 2004; Roberts ve ark. 2008; Busscher ve ark. 2010).

Dental amalgamın mine ve dentine kimyasal olarak bağlanmaması, minimal invaziv kavite preperasyonunu mümkün kılmaması, düşük kırılma direnci ve ısı iletiminin yüksek olması dezavantajlarıdır (Dhar ve ark. 2015). Süt dişlerinin küçük sınıf I kavitelerinde ise, amalgam restorasyonlarının yerine koruyucu rezin restorasyonlar yapılmalıdır (American Academy on Pediatric Dentistry Council on Clinical Affairs 2014).

Sekonder çürük oluşumunun, genellikle kavite preperasyonu sırasında rezidüel çürük bırakılmasına veya mevcut yüksek çürük riskine bağlı olmasına rağmen, kullanılan restorasyon materyalinin sekonder çürük oluşumuna uygun veya engelleyici etkisiyle de ilişkili olabileceği düşünülmektedir (Metz ve ark. 2015). Dental amalgam materyalinin, rezin içerikli materyallere kıyasla daha az rezidüel çürük oluşumuna sebep olması, amalgam restorasyonların başarı olasılığını yükseltmektedir (Bernardo ve ark. 2007). Yapılan bazı çalışmalara göre, süt dişi Sınıf I amalgam restorasyonlarının 7 yıllık başarı yüzdesi %85-96 iken, yıllık başarısızlık yüzdesi %3,2 olarak bildirilmiştir (Qvist ve ark. 2004; Hickel ve ark. 2005). Başka bir çalışmada ise kompomer, kompozit ve amalgam restorasyonlarının 5 yıllık takibi boyunca, amalgam restorasyonların diğer materyallere göre daha fazla yenilenme ihtiyacı olduğu saptanmıştır (Soncini ve ark. 2007).

Dental amalgam ile yapılan klinik çalışmalarda dişhekimi personeli ve hastaların hem metalik civa hem de civa buharına maruz kalabileceği belirtilmiştir (Pohl ve Bergman 1995; Fuks 2002). Dental ekibin idrar tahlillerinde genel nüfusa göre daha yüksek oranda civaya sahip olduğu görülmüştür. Ancak, bu çalışmalarda civa hijyenine karşı alınan tedbirlerin zayıf olduğu görülmüştür (Fuks 2002). Genel olarak rubber-dam kullanılmasının, plazma ve idrar civa seviyelerini önemli ölçüde azaltabileceği bilinmektedir (DeRouen ve ark. 2006). Ayrıca amalgamın kapsüllenmesi civa maruziyetini azaltmıştır (Tezel ve ark. 2001). Yapılan bir araştırmada, amalgam restorasyonlarının sökülmesi ve parlatılması sırasında çeşitli bazı teknikler üzerinde çalışılmış ve 150 l/dk oranında yüksek hacimli tahliyenin etkili olduğu bulunmuştur (Pohl ve Bergman 1995). Bu, civa buharı seviyelerinin diş

hekiminin nefes alma bölgesinde 1-2 µg Hg/m³ aralığında olmasını sağlar (Pohl ve Bergman 1995; Fuks 2002). Yüksek hacimli aspiratör ve rubber-dam kullanılması, hastanın ve dişhekiminin civa maruziyetinin azaltılmasına yardımcı olacaktır (Fuks 2002).

Amalgam dolgu maddesinin içeriğindeki civanın insan sağlığı üzerine olumsuz etkileri olduğuna dair görüşler, toplumsal endişeler ve daha estetik materyaller tercih edilmesi son zamanlarda bu materyalin daha az kullanılmasına sebep olmuştur (American Academy on Pediatric Dentistry Council on Clinical Affairs 2014). Amalgamın etkileri üzerine yapılan tartışmalarda özellikle biyo-uyumluluk ve güvenlik konusunda amalgama karşı pek çok eleştiri olmuştur. Ancak, sağlık sorunlarının amalgam ile ilişkili olduğuna dair kesin bir delil bulunmadığı bilinmektedir (Luglie ve ark. 2005). Ayrıca, amalgamın hamilelere, fetal hayata ve 6 yaş altındaki çocuklara olan sağlıksal etkilerine dair uzun dönem çalışmaların yetersiz olduğu saptanmıştır. Bunun yanında dental amalgam, civa buharının olası zararlı etkilerinden dolayı civa duyarlılığı olan kişilerde kullanımı kontrendike Sınıf II (bir miktar risk taşıyan) bir materyal olarak tanımlanmıştır (Food ve Drug Administration 2010).

Önceden aşırı duyarlılığı veya civa alerjisi olan bazı kişilerde oral likenoid reaksiyon gibi olumsuz reaksiyonlar gelişebileceği belirtilmiştir (Laeijendecker ve ark. 2004; Pezelj-Ribaric ve ark. 2008). Amalgam alerjisi genellikle gecikmiş bir Tip IV duyarlılık olarak ortaya çıkar (Forte ve ark. 2008). Bir vaka sunumunda, amalgam restorasyonu olan bir hastanın dişi çekildikten sonra yeni bir amalgam pigmentasyonu ile ilişkili yanan ağız sendromu geçirdiği görülmüştür (Donetti ve ark. 2008). Başka bir çoklu vaka sunumunda, amalgam restorasyonları ile ilişkili orofasiyal granülomatozis semptomları, restorasyonların kaldırılmasından sonra üç ay içinde kaybolmuştur (Tomka ve ark. 2011; Ellison ve ark. 2013).

❖ Endikasyonları

- Süt ve daimi dişlerin sınıf I restorasyonlarında,
- Süt molarların çok geniş olmayan sınıf II restorasyonlarında,
- Daimi molar ve premolarların sınıf II restorasyonlarında,
- Süt ve daimi posterior dişlerin sınıf V restorasyonlarında kullanılabilir (Fuks 2002).

❖ **Kontrendikasyonları**

- Estetik gerektiren durumlarda,
- Kalan dokuyu destekleyemediği için aşırı kron harabiyetinde,
- Kompozit restorasyonlar daha muhafazakar olduğundan küçük sınıf I ve sınıf II kavitelere kullanılmamalıdır (Raghu ve ark. 2007).

2.1.2. Kompozit

Kompozit rezin, iki veya daha fazla mikro veya makro bileşenlerden oluşan ve kimyasal birleşim açısından farklılık gösteren çözünmez bir materyaldir (Ruse 1999). Metakrilat veya dimetakrilat monomerler, cam ve/veya kuartz ile farklı seviyelerde doldurulmuş matriksi oluşturmak için polimerize olurlar (Berg 1998). Matriksin kimyasal bağlanmasını sağlamak için, dolgu partikülleri silan-bağlayıcı maddelerle kaplanmıştır (Ruse 1999). Polimerize edilebilir monomerler, çapraz bağlı polimer oluşturmak için bir katalizleme reaksiyonunda görünür ışığı kullanırlar. Günümüzde kompozit rezinler; çimentolarda, diş restorasyonlarında, kron ve köprü kaplamalarında ve geçici kuronlarda kullanılmaktadır (Cramer ve ark. 2011).

1958'de, ön dişlerin restorasyonu için kullanılan güçlendirilmemiş polimetilmetakrilata bir alternatif olarak kompozit rezin takdim edilmiştir (Kovarik 2009). İlk üretilen kompozit materyallerinden yapılan restorasyonlarda; zayıf renk stabilitesi, belirgin polimerizasyon büzülmesi, düşük sertlik ve diş yapısına minimal bağlanma gibi birçok dezavantaj vardı. Dolgu partikülleri silan ile muamele edilerek; rezin matriks bağını güçlendirmekte, polimerizasyon büzülmesini azaltmakta, termal genleşme katsayısını düşürmekte, basınç dayanımını ve sertliğini arttırmaktadır (Kugel ve Ferrari 2000). 1970'lerde, daha uzun çalışma sürelerine ve daha iyi fiziksel özelliklere izin veren ışıkla sertleşen kompozit reçineler piyasaya sürülmüştür (Talib 1993). Aynı zamanda, submikron parçacık büyüklüğüne sahip olan mikro dolgulu reçineler de tanıtıldı. Parçacık büyüklüğü, hem anterior hem de posterior restorasyonlar için kullanılmasını sağlayan daha iyi aşınma özellikleri ve daha fazla cilalanabilirlik yaratmıştır (Talib 1993; Jackson ve Morgan 2000).

Adezyon, dentin tübüllerine ulaşarak daha estetik ve daha uzun ömürlü bir diş restorasyonunun oluşturulmasına izin verir. Ayrıca mikrosızıntı ve tekrarlayan çürüme potansiyelini azaltır. Bununla birlikte, dentine bağlanma girişimleri zayıf bağlanma kuvvetlerine yol açmıştır. Bunun nedeni olarak, dentin hazırlandıktan sonra tübül

blokajına neden olan ve mikrotag oluşumunu engelleyen organik smear tabakası gösterilmektedir (Kugel ve Ferrari 2000).

1955 yılında Buonocore, adezyonu arttırmak için mine yüzeylerine asit muamelesini gerçekleştirmiştir (Kugel ve Ferrari 2000). Asitle aşındırma, mine yüzeyindeki hidroksiapatitin çözülmesini sağlar; böylece mine prizma yapısının açılmasına ve aynı zamanda smear tabakasının kaldırılmasına sebep olur (Van Noort ve ark. 2004). Bonding ajanı, mikro bantlar oluşturmak için mine gözenekleri içine akar, bu da kompozitlerin mikro-mekanik tutunmasını ve azaltılmış mikrosızıntıyı sağlar (Kugel ve Ferrari 2000). Şu anda, sayısız nesil bağlama sistemi vardır. Hibrid tabakası ve rezin tag oluşumu ile elde edilen bağlanma mekanizmasının mekanik özellikleri, polimerizasyon büzülme kuvvetlerinden daha güçlüdür. Bununla birlikte, modern kompozitlerde hala önemli miktarda polimerizasyon büzülmesi vardır. Bu, kompozitin uzun ömürlülüğünü etkiler ve kendi sızdırmazlığını sağlayan amalgamdan daha zayıf yapar (Kugel ve Ferrari 2000).

Kompozit reçinenin antimikrobiyal ve çürük önleyici özelliklerini geliştirmek için birçok girişimde bulunulmuştur. Monomer matriksin içine katılan floroalüminyum silikat-cam veya tetrabütülamonyum florür, in vitro testlerde florürün daha iyi salınmasını ve depolanmasını sağlamıştır (Xu ve ark. 2006). Kompozite ilave edilen klorheksidin ve gümüş iyonlarının, pozitif bir antimikrobiyal etkiye sahip olduğu gösterilmiştir (Yoshida ve ark. 1999). Bununla birlikte, klorheksidin mekanik özellikleri olumsuz etkilemekte ve gümüş restoratif materyalin rengini değiştirmektedir, bu nedenle her ikisi de elverişli değildir. Genel olarak kompozit, antibakteriyel özellik gösteren gümüş ve civa içeren amalgam ile karşılaştırıldığında dezavantajlıdır (Roberts ve ark. 2008; Sousa ve ark. 2009; Zimmerli ve ark. 2010).

❖ **Kompozisyon**

Kompozit rezinlerin ana bileşimi şu şekildedir:

- ✓ Kuvartz, silika veya camdan yapılmış doldurucular,
- ✓ Polimerik rezin matriks,
- ✓ Silan kaplı bağlama maddeleri,

- ✓ Pigmentler, stabilizatörler, polimerizasyon inhibitörü, foto-başlatıcı ve radyoaktif ajanlar gibi diğer bileşenler (Jackson ve Morgan 2000; Zimmerli ve ark. 2010; Cramer ve ark. 2011).

Ağırlık ve hacim sağlayan doldurucu maddeleri, kompozit reçine materyallerinin önemli bir bileşenidir (Dogon 1990). Doldurucu parçacıkları; kompozitin polimerizasyon büzülmesi, termal genleşme katsayısı, basınç dayanımı, aşınma, su emme ve translusenslik özelliklerine etki eder (Jackson ve Morgan 2000; Kim ve ark. 2002; Zimmerli ve ark. 2010; Delaviz ve ark. 2014). Doldurucu içeriğinin artırılmasıyla basınç ve gerilme direnci, elastikiyet modülü ve aşınma direnci genellikle artmaktadır. Kompozitin mekanik özellikleri, hibrid ve nano dolduruculu kompozitlerin geliştirilmesiyle büyük ölçüde iyileştirilmiştir ve bu nedenle bazı yetersizliklerin üstesinden gelinmeye başlanmıştır (Kim ve ark. 2002; Zimmerli ve ark. 2010).

Rezin matriks ise, çoğunlukla Bis-GMA (bisfenol-A-glisidilmetakrilat) içerir (Zimmerli ve ark. 2010). Metil-metakrilat ile karşılaştırıldığında Bis-GMA; daha az polimerizasyon büzülmesine uğrar, daha hızlı sertleşir ve üstün mekanik özelliklere sahiptir (Delaviz ve ark. 2014). Bununla birlikte, kendi kendine kullanıldığında viskozitesi, yüksek miktarlarda doldurucu eklenmesini önler. Bu yüzden, kullanım kolaylığı için TEG-DMA gibi kısa zincirli monomerlerle (trietilenglikol-dimetakrilat) karıştırılır. Bu ekleme, gerilme direncini artırır; ancak malzemenin eğilme dayanımını azaltabilir. Ayrıca dimetakrilat rezin matriksi, kompozit rezin tekniğinin uygulamasını hassas hale getiren hidrofobik özelliklere sahiptir. Bu özellik, bol miktarda tükürük içeren ve ileri davranış yönlendirme tekniklerine ihtiyaç duyan çocuklarda kompozit rezin yapılmasını zorlaştırır (Zimmerli ve ark. 2010; Delaviz ve ark. 2014).

Son zamanlarda iyi adezyon ve renk stabilitesi sağlayan üretan dimetakrilat (UDMA), matrikse eklenmiştir. Daha az viskoziteye sahip olan üretandimetakrilatlar (UDMA), günümüz kompozitlerinin rezin matriksini oluşturmaktadır (Craig ve ark. 2000).

❖ Sınıflandırma

Kompozit restoratif materyaller, gelenekselden nanofile kadar değişen doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılır (Tablo 2.1). Kompozitin

özellikleri doldurucuya göre değiştirilebilir. Daha küçük doldurucu boyutuna sahip olan kompozitte, gerilme direnci artmıştır; ancak basma direnci azalmıştır (Mitra ve ark. 2003).

Nanokompozitler ve hibridlerin azaltılmış polimerizasyon büzülmesi, arttırılmış mekanik özellikler ve gelişmiş estetik özellikler gibi birçok avantajı vardır (Mitra ve ark. 2003; Moszner ve Klapdohr 2004). Ek olarak, aşınma direnci, mikro-dolduruculu ve mikro-hibrid kompozit rezinlerle benzer ya da üstün olmuştur (Yap ve ark. 2004; Manuja ve ark. 2011).

Kompozitler, inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 mm ise megafil, 10-100 mm ise makrofil ve 1-10 mm ise midifil olarak adlandırılır. İlk üretilen kompozitler, makrofil olarak üretilmişlerdir. Makrofil ve midifil kompozitler, geleneksel kompozitler olarak da bilinmektedir (Dayangaç 2000). Doldurucu partikül büyüklüğü, 0.1-1 mm olan kompozitlere minifil; 0.01-0.1 mm olan kompozitlere mikrofil; 0.01 mm olan kompozitlere de nanofil kompozitler denir. Farklı boyutlarda doldurucu içeren kompozitlere ise hibrit kompozitler denilmektedir. (Craig ve ark. 2000; Dayangaç 2000).

Tablo 2.1. Kompozitlerin Sınıflandırılması (Lutz ve Philips 1983)

Kategori	Partikül büyüklüğü(μm)	Partikül yüzdesi	Doldurucu tipi	Klinik karakteri
Geleneksel	8-12	>80	Quartz	Pürüzlü yüzeyler
Minifil	1-5	60-78	Quartz ve cam	Büyük stresler altında daha dayanıklı
Mikrofil	0.04-0.4	50-60	Kolloidal silika, prepolimerize kompozit	İyi polisajlanabilme, kötü stres direnci, iyi estetik ve radyoopasite, yüksek miktarda polimerizasyon büzülmesi
Hibrit	0.04, 1-5	50-75	Kolloidal silika ve cam	İyi radyoopasite, polisajlanabilme, iyi fiziksel özellikler, dayanıklılık, mikrofil kompozitlere benzer estetik, yüksek miktarda polimerizasyon büzülmesi
Nanofil	5-25 75-100 clusters	75-80	Nanosilika, zirkonyum/silika	Yüksek estetik

❖ Özellikler

- Mekanik özellikler: Genellikle, kompozitlerin eğilme dayanımları benzerdir; ancak mikro doldurucu ve akışkan kompozitler düşük doldurucu içeriklerinden dolayı, hibrit ve kondanse edilebilir kompozitlerden %50 daha düşük değerler gösterirler.
- Termal Genleşme Katsayısı: Kompozit rezinler, diş yapısına göre daha yüksek termal genleşme katsayısına sahiptir. Bu, sıcaklık değişimlerine maruz kaldıklarında mine ve dentinden daha fazla genişlemeleri ve büzülmeleri anlamına gelir.
- Aşınma: Kompozit rezinlerin aşınması; çiğneme kuvvetleri, aşındırıcı gıdalar, diş fırçalama ve ağız boşluğunda kimyasal degradasyonun sonucu olarak oluşur.

- Su Emilimi: Su, rezin bileşeni tarafından emilir; böylece rezin içeriği yüksek olduğunda su emilimi artar.
- Çözünürlük: Kompozit rezinlerin suda çözünürlüğü 0,5 ile 1,1 mg/cm² arasında değişir. Kompozitin yetersiz polimerizasyonu çözünürlüğü artırır.
- Marjinal Adaptasyon: Kompozit rezinler, kenar boşlukları mine ve dentin üzerindeyse iyi bir marjinal uyum sergiler.
- Radyoopasite: Modern kompozit rezinler, baryum stronsiyum ve zirkonyum gibi ağır metal atomları içeren cam dolgu maddelerine sahiptir.
- Estetik ve Renk Stabilitesi: Kompozit rezinler, son derece estetik ve doğal dişlerin görünümünü simüle edebilirler. Farklı uygulamalar için, çeşitli renk tonlarında ve opak rezinler mevcuttur (LeSage 2007; Ferracane 2011).
- Polimerizasyon Büzülmesi: Polimerizasyon büzülmesi, preparasyon marjinleri sadece minede olan restorasyonlarda önemli sorunlara neden olmaz. Bununla birlikte, bir diş preparasyonu kök yüzeyine uzandığında, polimerizasyon büzülmesi kompozit ve kök yüzeyinin birleşme yerinde bir boşluk oluşumuna neden olabilir. V-şekilli boşluk, kompozitin polimerizasyon kuvvetinin, kompozitin kök dentinine olan bağlanma mukavemetinden daha büyük olması nedeniyle oluşur (Donly ve Godoy 2002).

Bir çalışmada Vitremer (ışıkla sertleşen cam iyonomer), Z100 (kompozit rezin) ve amalgamın iki yıllık takibi ile klinik ve radyografik bulguları değerlendirilmiştir (Fuks ve ark. 2000). Z100 kompozit restorasyonunun servikal sınırında radyolüsent defekt prevalansının (%47), amalgamdan (%11) ve Vitremer'den (%13) anlamlı derecede daha yüksek olduğu bulunmuştur. Bu sonuçlara dayanarak, kompozitin sadece beklenen ömrünün iki yıl veya daha az olduğu takdirde, süt dişleri için kullanılması gerektiği önerilmiştir (Fuks ve ark. 2000).

Yapılan bir çalışmada, kompozit restorasyonların amalgam restorasyonları gibi yedi kez onarım gerektirdiği saptanmıştır (DeRouen ve ark. 2006; Soncini ve ark. 2007). Başka bir çalışmada, kompozit rezinin sekonder çürük riskinin amalgamdan 3.5 kat daha yüksek, fakat kırık riskinin amalgamdan 0.9 kat daha düşük olduğu belirlenmiştir. Ek olarak, tek yüzey kompozit restorasyonların yedi yıl sonra %93.6'lık bir sağkalım oranına, yedi veya daha fazla yüzeydeki restorasyonların ise %50'lik bir sağkalım oranına sahip olduğu gösterilmiştir (Bernardo ve ark. 2007). Diğer bir

çalışmada, ilk tedaviden beş yıl sonra ek restoratif tedaviye ihtiyacın, kompozit restorasyonlarda yaklaşık %50 daha yüksek olduğu saptanmıştır (DeRouen ve ark. 2006).

Kompozit özellikleri gelişmesine rağmen, uzun ömür ve aşınma özellikleri hala amalgam ve paslanmaz çelik kronlardan daha düşüktür. Kompozit rezin ile ilgili başka bir konu ise postoperatif hassasiyettir. Diş aşırı duyarlılığı, büyük olasılıkla osmotik basınçlardaki farklılıklara bağlı olarak, dentin tübülleri içindeki sıvı akışıyla ilişkilidir (Baratieri ve Ritter 2001). Kompozit, düşük riskli bir popülasyonda ve koşullar ideal olduğunda daha iyi performans gösterebilir (DeRouen ve ark. 2006).

Amalgama benzer şekilde, kompozit rezinler de BPA (Bisfenol-A) türevlerini içerdiğinden toksisite endişelerine sahiptir. BPA, yaygın olarak kullanılan sentetik bir kimyasal reçinedir. Diş materyallerinde üç BPA kaynağı vardır: restorasyonun yüzeyinde polimerize edilmemiş monomer, malzemede bisfenol türevli monomerlerin hidrolize polimerleri ve son olarak, restorasyonun aşınmasıyla üretilen ince parçacıklı polimerler (Santerre 2007). Saf BPA, kompozit rezinin veya diş dolgularının bir bileşeni olmamasına rağmen, tükürükte tükürük esterazlar tarafından Bis-DMA'nın hidrolizine bağlı olarak tespit edilmiştir (Fung ve ark. 2000; Sasaki ve ark. 2005; Fleisch ve ark. 2010). İnsan epidemiyolojik çalışmaları; hem kadınlarda hem de erkeklerde yüksek testesteron seviyeleri, mesleki olarak maruz kalan kadınlarda polikistik over sendromu ve düşük folikül uyarıcı hormon düzeyi ile BPA arasında bir ilişki olduğunu göstermiştir (Fleisch ve ark. 2010). Ayrıca, insan fetal karaciğerindeki glukuronidasyon enzimlerinin sınırlı aktivitesine bağlı olabilen prenatal maruziyet ile kromozomal defektler arasında da bir ilişki görülmüştür (Ring ve ark. 1999; Fleisch ve ark. 2010).

Bununla birlikte, kompozite dayalı materyallerin neden olduğu yan etkiler konusunda birkaç rapor vardır (Van Noort ve ark. 2004; Tillberg ve ark. 2009). En yaygın yan etkiler; kontakt dermatit, intraoral ülserler, şişmiş dudaklar, faringeal ödem ve astım gibi solunum reaksiyonlarıdır (Kanerva ve ark. 2000; Tillberg ve ark. 2009). Semptomların çoğu, öncelikle intraoral tedaviden sonraki ilk 24 saat içinde ortaya çıkmıştır. Bir haftadan kısa bir süre içinde, reaksiyonların yarısı ortadan kaybolmuştur (Tillberg ve ark. 2009). Dental kompozitler, mukozal veya cilt reaksiyonları gibi lokal

advers reaksiyonlar için bir risk oluşturmaktadır; ancak kompozit miktarı sistemik yan etkiler için çok yetersizdir (Tillberg ve ark. 2009).

Reaksiyona girmemiş monomer miktarını önemli ölçüde azaltmak için, kompozit yerleştirildikten sonra 30 saniye boyunca su ile polimerize edilmemiş yüzeysel tabakanın derhal uzaklaştırılmasının, BPA'yı taban seviyesine düşürdüğü gösterilmiştir. Ek olarak, bir rubber-dam kullanılmasının potansiyel absorpsiyonu azaltmak için faydalı olduğu belirtilmiştir (Fleisch ve ark. 2010). Kısacası, kompozit rezin amalgamdan daha düşük toksisiteye sahip estetik bir malzeme olarak pazarlanmakla birlikte, iyi huylu bir malzeme değildir ve toksisitesi araştırılmaya devam edilmektedir.

❖ Endikasyonları

- Küçük pit-fissür çürükleri ve dentine uzanan okluzal çürüklerde,
- Süt dişlerinin çok geniş olmayan sınıf II restorasyonlarında,
- Daimi dişlerin bukkolingual interkusal genişliğinin 1/2-1/3'ü genişliğinde olan sınıf II restorasyonlarında,
- Süt ve daimi dişlerin sınıf III, IV, V restorasyonlarında,
- Süt ve daimi dişlerin strip kronlarında kullanılabilir (Donly ve Godoy 2002).

❖ Kontrendikasyonları

- Yetersiz nem kontrolü sebebiyle dişin izole edilemediği durumlarda,
- Posterior dişlerin büyük çoklu yüzey restorasyonlarında,
- Multiple çürük ve dişlere sahip yüksek çürük riski olan hastalarda kullanılmamalıdır (Donly ve Godoy 2002).

❖ Avantajları

- Estetik,
- Konservatif diş preperasyonu,
- Adezyon,
- Düşük ısı iletkenliği,
- Manipülasyon kolaylığı,
- Onarılabilme,

- Aynı randevuda polisajlanabilme kompozitlerin avantajlarıdır (Ferracane 2011).

❖ **Dezavantajları**

- Polimerizasyon büzülmesi,
- Teknik duyarlılık,
- Zaman alıcı ve pahalı,
- Bitirme ve cilalama işlemlerinin zor olması,
- Termal genişleme katsayısının fazla olması kompozitlerin dezavantajlarıdır (LeSage 2007).

❖ **Son Gelişmeler**

- *Kondanse Olabilen veya Polimerik Sert İnorganik Matriks Malzemesi (PRIMM):* Bu sistem, bir rezin matriksi ve bir inorganik doldurucu bileşeninden oluşur. Doldurucu maddesi, alüminyum oksit ve silikon dioksit cam partikülleri veya baryum alüminyum silikat veya stronsiyum camlarından oluşur. Kolloidal silika partikülleri; viskozite, akışa karşı direnç, kondanse edilebilirlik ve azaltılmış yapışkanlık gibi kullanım özelliklerini kontrol etmek için katılmıştır (LeSage 2007; Ferracane 2011).
- *Akışkan Kompozitler:* Akıcı kompozitler, esas olarak herhangi bir klinik performans kriterinden ziyade kompozit rezinler için özel kullanım özelliklerini yerine getirmeye yanıt olarak geliştirilmiştir. Doldurucu miktarı, bu kompozitlerde azaldığından yüksek gerilmelere dayanacak yeterlilikte bir mukavemet yoktur. Artan rezin miktarı nedeniyle, bu kompozitler daha fazla polimerizasyon büzülmesi sergiler. Daha düşük elastik modül ve yüksek kırılma dayanımına sahiptirler (Bayne ve ark. 1998).
- *İndirekt Kompozit Rezinler:* Klinisyenlerin, direkt posterior kompozit rezin restorasyonlarda karşılaştıkları başlıca klinik problemler nedeniyle indirekt inley veya onley sistemleri tanıtılmıştır (LeSage 2007; Ferracane 2011).
- *Art-glass:* En çok inley, onley ve kronlarda kullanılır. Resin matriksi, bağlanmanın meydana geldiği karbon zinciri boyunca daha yüksek çapraz bağlanma ve daha iyi kontrol sağlayan BISGMA / UDMA'dan oluşur. Artglass,

geleneksel ışıkla sertleşen kompozitlerden daha iyi marjinal adaptasyon, daha iyi estetik ve üstün aproksimal temas sağlar (LeSage 2007; Ferracane 2011).

- *Belleglass HP*: Belleglass HP, 1996 yılında Belle de St. Claire tarafından indirekt bir restoratif materyal olarak tanıtıldı. Rezin matriksi, BISGMA ve doldurucu maddelerinden oluşur (LeSage 2007; Ferracane 2011).
- *Antimikrobiyal Malzemeler*: Kompozitlerin antimikrobiyal özellikleri; klorheksidin, gümüş veya antibiyotik gibi maddeleri içeriğine ekleyerek sağlanabilir (LeSage 2007; Ferracane 2011). Kompozitlerde antibakteriyel etki oluşturmak için, yeni bir monomer olan 12-methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) bulunmuştur. Matriks içinden salınmayan bu monomer, bakteri üremesini ve plak birikimini engeller (Imazato 2003; Saku 2010).
- *Ormoserler (Organik olarak Modifiye edilmiş Seramikler)*: 1998 yılında kullanıma sunulmuş olan ormoserlerin en dikkat çekici özelliği, kompozit rezinlerin organik matriksinde yapısal değişiklikler yapılmış olmasıdır (Craig 2001; Dayangaç 2011). Ormoserlerin kompozit rezinlerden en önemli farkı, organik matrikste esas madde olarak metakrilat polisiloksan kullanılmasıyla dimetakrilat monomer miktarının azalmış olması ve böylece alerjik reaksiyon görülme riskinin minimuma inmiş olmasıdır. Ormoserlerin içeriğinde, silanlanmış inorganik doldurucuların yanı sıra inorganik-organik kopolimer bulunmaktadır. Ormoserlerin avantajları arasında; minimal polimerizasyon büzülmesi, yüksek aşınma dayanımı, biyouyumluluğu ve çürük önleyici özelliği sayılmaktadır (<https://www.researchgate.net/publication/289245716>, 3 Mayıs 2018).
- *Giomerler*: Giomerler rezin esaslı materyallerdir ve yapısında üretan dimetakrilat ve hidroksietil metakrilatla birlikte 'prereacted' cam partiküller (PRG) içermektedir. Bu cam partiküller, cam iyonomer simanlardaki florosilikat gibi materyale katılmadan önce poliakrilik asitle muamele görmüşlerdir. Giomerler ışıkla polimerize olurlar ve dişe bağlanmaları için mutlaka bir adeziv sistemine gerek duymaktadırlar (Itota 2004). Araştırmalar, florür salınımları ile ilgili tartışmalı sonuçlar sunmuştur (Frosten 1998; Xu ve Burgess 2003). Yapılan bir çalışmada, Reactmer'in bir kompomer ve kompozitten daha fazla florür saldığı; ancak materyalin başlangıç iyon salınımı

olmadığı ve zamanla yükselerek, 28 gün sonra bir kompomerden daha az olduğu saptanmıştır (Yap ve ark. 2002).

- *Tek Kütle Olarak Uygulanan Kompozit Reziner (Bulk-Fill kompozit reziner):* Kompozitlerin, tabakalama (inkremental) yöntemle uygulanmasının yerine geçebilecek tek kütle şeklinde ve 4 mm kalınlıkta polimerize edilebilen kompozit rezinlerin geliştirilmesi oldukça yaygınlaşmıştır. Yapılan araştırmalarda, Bulk-Fill kompozit rezinlerin bazı özelliklerde olması gerektiği belirtilmiştir. Kaviteye adaptasyonları için daha akıcı olmaları, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olmaları, kolay uygulanabilmeleri ve en az 4 mm polimerizasyon derinliğine sahip olmaları gerekmektedir (Jose-Luis 2010; Lowe 2010). Birçok firmanın, bu tip ürünleri piyasada mevcuttur. Venus BulkFill (Heraeus Kulzer), X-tra Base (Voco), SDR (Dentsply) ve Filtek BulkFill (3M/ESPE) gibi sadece kavite taban maddesi şeklinde uygulanabilen ürünlere ek olarak, Filtek BulkFill (3M ESPE), SonicFill (Kerr), X-tra Fill (Voco), Tetric Evo Ceram BulkFill (Ivoclar Vivadent) ve QuiXfil (Dentsply) gibi 4 mm'lik birkaç tabaka halinde veya tamamen restorasyon maddesi şeklinde uygulanabilen ürünler de mevcuttur. Son yıllarda, aşırı kron harabiyeti ve derin çürüklerin restorasyonu için geliştirilmiş olan Ever-X Posterior (GC) piyasaya sunulmuştur. Bu materyal de, sadece kaide şeklinde (4mm) uygulanmakta ve kesinlikle bir restoratif kompozit rezin ile tamamlanmaktadır (<https://www.researchgate.net/publication/289245716>, 3 Mayıs 2018).
- *Kendinden Adezivli Kompozit Reziner:* Son zamanlarda geliştirilmiş olan ve diş sert dokularına kendiliğinden bağlanan adezivli ilk materyal Vertise Flow (Kerr)' dur. Bu kompozit, GPDM (gliserol fosfat dimetakrilat) monomeri içermektedir. Bu monomer, diş sert dokularındaki kalsiyum iyonu ile kimyasal bağlanmaktadır. Yapısındaki asidik fosfat grubu, pürüzlü bir yüzey sağlayarak kimyasal bağ oluştururken; moleküldeki diğer metakrilat grupları başka monomerlerle bir ağ yapısı oluştururlar. Fusio Liquid Dentin (Pentron Clinical) ise 4-META monomeri içermektedir. Bu monomer, karboksilat grupları ile diş sert dokularında bir tutuculuk oluşturur (<https://www.researchgate.net/publication/289245716>, 3 Mayıs 2018).
- *Dual-cure Kompozit Resin Simanlar:* Küçük bir indirekt kompozit ya da kompozit veneer simante edileceğinde, genellikle bu simanlar kullanılmakta ve ışıkla polimerize edilmektedirler. İnley, onley, overley ve venerlerin

simantasyonunda, ışığın ulaşamadığı bölgelerde simanın polimerizasyonu için kendiliğinden polimerize olabilen bir katalizör ihtiva ederler (<https://www.researchgate.net/publication/289245716>, 3 Mayıs 2018).

- *İyon Salabilen (Smart) Kompozit Rezinler:* Bu materyaller, florür salabilen cam partiküllere sahiptirler. İçerdikleri florür miktarı cam iyonomer, kompomer ve rezin modifiye kompozit rezinlere göre daha düşüktür. Bu kompozit rezinlerden farklı olarak üretilmiş tek materyal, Ariston pHc (Vivadent)'dir. Bu kompozit rezin akıllı (smart) olarak tanımlanmıştır; çünkü restorasyonun çevresindeki pH seviyesi düştüğünde yapısından florür, kalsiyum ve hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar salınır. Ancak, bu materyalin zayıf fiziksel özelliklere sahip olması ve pulpa hassasiyeti sebebiyle artık üretilmemektedir (Craig 2001; Dayangaç 2011).
- *Çok Az Büzülme Gösteren Kompozit Rezinler:* “Oksibismetakrilat monomerler” dimetakrilatlara kıyasla, polimerizasyon büzülmesini %30-40 düşürmektedirler. Buna ek olarak, likit kristal monomer sistemlerin de polimerizasyon büzülmesini düşüreceğini saptayan çalışmalar yapılmıştır. En son geliştirilen ise, Filtek Silorane (3M/ESPE) ismi ile piyasaya sürülen Silorane ve Oxirane monomeridir. Yapılan çalışmalarda, artmış fiziksel özellikler, biyouyumluluk ve düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdiği saptanmıştır (Weinman ve ark. 2005; Perez ve ark. 2010).

✓ **Adeziv Sistemler**

Restoratif adezyon, mineralize diş yapısı ve dolgu maddesi yüzeylerinin, kimyasal veya fiziksel kuvvetler yardımıyla bağlanmasıdır (Latta ve Barkmeier 1998). Adezivlerin diş dokularına bağlanmasını geliştirmek için; yüzey pürüzlendirmesi, diş yapılarının organik ve inorganik içeriği ile kimyasal bağlanabilen formüller ve ıslatabilirliği arttıran yüzey gerilim değeri düşük dentin bağlayıcılar kullanılmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2003).

Adeziv restoratif materyallerin diş dokularına adezyonu, yapısındaki sentetik rezin ile inorganik diş yapısının yer değiştirmesi ile sağlanır. Bu olay iki şekilde oluşabilmektedir: mine ve dentin yüzeyinden kalsiyum fosfat iyonlarının uzaklaştırılması ve mikro düzeyde pürüzlere sahip bu yüzeye rezinin penetrasyonu ile oluşan hibridizasyon mekanizması. Böylece, bağlayıcı rezinlerin diş yüzeylerine

tutunmasını sağlayan mikromekanik kilitlenme gerçekleşmektedir (Eligüzeloğlu 2009). Ayrıca, son gelişmelere göre rezin yapısındaki fonksiyonel monomerler ve diş dokuları arasında oluşan kimyasal adezyon ile de bağlanmanın artabileceği saptanmıştır (Van Meerbeek ve ark. 2003).

Adeziv sistemler, bu sistemlerin kavite preperasyonu sırasında oluşan smear yapısı üzerine etkisine göre 3 sınıfa ayrılmıştır (Van Meerbeek ve ark. 1998):

1. Smear tabakayı modifiye eden bağlayıcılar: Smear tabakanın doğal bir bariyer görevi sağlayarak pulpayı bakterilerden koruduğu ve pulpa sıvısının dentin tübüllerinden dışarı akmasını azaltarak bağlanmayı arttırdıkları görüşüne göre smear tabakası sadece modifiye edilmiştir (Eligüzeloğlu 2009).
2. Smear tabakayı uzaklaştıran bağlayıcılar: Bu teknikte, mine ve dentine asit uygulanarak smear tabakasının tümüyle kaldırılması amaçlanır. Mine ve dentine aynı anda asit uygulanmasına total-etch tekniği denir (Eligüzeloğlu 2009). Bağlanma, dentinde yüzeysel demineralizasyonla oluşan mikro-pöröz yapıdaki kollajen matriks içine rezinin penetre olması ve polimerizasyonu ile açığa çıkan hibrit tabaka ile gerçekleştirilir (Swift 2002; Perdigo 2002). Asidik solüsyonun yıkanarak uzaklaştırılmasından sonra, hidroksietil metakrilat (HEMA) içeren primer ajan uygulanır. Primerin içeriğindeki hidrofilik grup, dentinin kollajen lifleri ile hidrofobik grup (metakrilat) ise, bonding ajan ile bağlantı yapar (Zorba ve ark. 2004). Ayrıca primer ajan, asitle demineralize olmuş kollojen ağı ıslatır ve hidrofilik diş yapısıyla rezin arasındaki kontakt açısını azaltır (Albers 2002). Daha sonrasında, primer uygulanmış dentine bağlayıcı ajan sürülür. İçeriğinde genellikle bisfenol glisidin metakrilat (Bis-GMA) gibi hidrofobik rezinler vardır. Fakat, büyük bir oranda ıslanabilirliği arttıran hidrofilik rezin (HEMA) yer almaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2003). Üç aşamada uygulanan adezivlere Opti Bond FL, Scotchbond Multi Purpose, Permaquick örnek verilebilir (Eligüzeloğlu 2009). Bu şekilde, bağlayıcı etkenlerin üç aşamada uygulanması teknik hassasiyete yol açar ve uygulama zamanını uzatır. Bu nedenle, üç aşamalı sistemlerin daha kolay uygulanması için primer ile bağlayıcı ajanı bir şişede içeren (one-bottle) sistemler geliştirilmiştir (Van Meerbeek ve ark. 2003). Tek şişe bağlayıcı

adeziv sistemlere Single Bond, Prime Bond NT, One Coat Bond, Optibond örnek verilebilir (Eligüzeloğlu 2009).

3. Smear tabakayı çözen bağlayıcılar: Kendinden pürüzlendiren bağlayıcılar, (self-etch) smear tabakayı geçerek alttaki dentin yüzeyinde demineralizasyon yapabilmektedir. Böylece, smear içeren hibrit tabakası oluşturulur (Van Meerbeek ve ark. 2003). Kuru dentin yüzeylerine uygulanabilmesi ile yıkama ve kurutma gerektirmemesi klinikte avantaj sağlamaktadır. İki aşamalı ve tek aşamalı uygulanabilirler (Tay ve Pashley 2004). İki aşamalı sistemlerde asit ve primer tek şişede bulunmaktadır. Bu sayede, tek seferde dentin yüzeyinin pürüzlendirilmesi ve primer uygulaması gerçekleştirilir. İki aşamalı kendinden pürüzlendiren adezivlere Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond ve Clearfil Liner Bond örnek verilebilir (Eligüzeloğlu 2009). Günümüzde tek aşamalı sistemlerin kullanılmasıyla ise, uygulama aşamaları ve teknik duyarlılık azaltılarak uygulayıcı hataları en minimuma indirilmektedir. Tek aşamalı sistemlere Clearfil S3, G bond, Prompt L Pop, I BOND örnek verilebilir (Eligüzeloğlu 2009). Yapılan in vitro çalışmalarda, tek aşamalı adeziv sistemler ile uygun düzeyde bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesine rağmen, in vivo çalışmalarda düşük klinik başarı görülmüştür (De Munck ve ark. 2005; Knobloch ve ark. 2007). Yapılan bir literatür taramasına göre, 1998-2004 yılları arasındaki yapılan bazı klinik çalışmalarda klinik başarı yönünden smear tabakayı uzaklaştıran üç aşamalı total-etch bağlayıcıların en ideal olduğu, 2 aşamalı self-etch sistemlerin buna yakın başarı gösterdiği ve 2 aşamalı total-etch sistemlerin daha az başarılı olduğu; ancak en başarısız adeziv sistemin ise tek aşamalı self etch bağlayıcılar olduğu saptanmıştır (Peumans ve ark. 2005).

Adeziv sistemler, kuşaklara ve tarihsel gelişimlerine göre 7 grup olarak sınıflandırılmaktadır (Kugel ve Ferrari 2000; Söderholm ve ark. 2005):

- Birinci Kuşak Adeziv Sistemler: Hidroksiapatit yapısına iyonik, kollajene ise kovalent bağlarla tutunan NPG-GMA kökenli adeziv sistemleridir. Bağlanma dayanımları (1-3 MPa), hidrofobik olmalarından dolayı oldukça zayıftır (Dayangaç 2011).

- İkinci Kuşak Adeziv Sistemler: İçerik olarak bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA) veya hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi rezinlere, halofosfat eklenerek oluşturulan adeziv sistemleridir. Hidroksiapatit kristallerine iyonik bağlanma gerçekleştirirler. Bağlanma dayanımları, yaklaşık 1-10 MPa olarak belirlenmiştir (Swift 2002; Freedman 2012). Bu ilk iki kuşak adeziv sistem, smear tabakası üzerine uygulanarak dentinin inorganik yapısına bağlanma sağlamak için geliştirildiğinden başarılı olamamıştır (Swift 2002; Dayangaç 2011; Freedman 2012).
- Üçüncü Kuşak Adeziv Sistemler: Smear tabakasının modifiye edilerek, rezinin dentine mikromekanik bağlanması amacıyla üretilmiş adeziv sistemleridir. Bu adeziv sistem, hem hidrofilik hem hidrofobik fonksiyonel gruplara sahip 4-META (4-metakriloksietil trimellitat anhidrit) monomerinden oluşmaktadır. Ortalama bağlanma dayanımları, 10-14 MPa olarak belirlenmiştir (Van Meerbeek ve ark. 2001; Swift 2002).
- Dördüncü Kuşak Adeziv Sistemler (Üç Aşamalı): Smear tabakasını tamamen uzaklaştırmayı amaçlayan ve total-etch tekniğiyle uygulanan adeziv sistemleridir. Bu teknikte, öncelikle mine ve dentin fosforik asit ile pürüzlendirilir ve yıkanarak hafifçe kurutulur. Yüzeylerin bir miktar nemli kalması, kollajen yıkımını önlediği için önemlidir. Sonrasında, primer ve bonding ajan uygulanmaktadır. Ortalama bağlanma dayanımları, 18-30 MPa olarak belirlenmiştir (Kiremitçi ve Hürmüzlü 2001; Anchieta ve ark. 2015).
- Beşinci Kuşak Adeziv Sistemler (İki Aşamalı): Dördüncü nesil adeziv sistemleri daha kullanışlı hale getirmek için, primer ve adeziv rezinin bir şişede birleştirildiği adeziv sistemleridir. Bağlanma dayanımlarının, dördüncü nesil adeziv sistemlere yakın olduğu bilinmektedir (Kiremitçi ve Hürmüzlü 2001; Gupta ve ark. 2015).
- Altıncı Kuşak Adeziv Sistemler (İki Aşamalı): Smear tabakasını kaldırmaksızın sadece çözmeyi hedefleyen ve asitle pürüzlendirme, yıkama ve kurutma aşamalarının elimine edildiği self-etch adeziv sistemleridir. Sadece asidik primer ve adeziv rezin uygulanarak gerçekleştirilir. Bağlanma dayanımlarının dentinde yeterli, minede ise daha zayıf olduğu bilinmektedir (Tyas ve Burrow 2004).

- Yedinci Kuşak Adeziv Sistemler (Tek Aşamalı): Altıncı kuşak adeziv sistemlere benzer şekilde, smear tabakasını çözmeyi ve teknik hassasiyeti azaltmayı sağlayan adeziv sistemleridir. Asit solüsyon, primer ve bonding ajanın tek şişede birleştirildiği "All in One" sistemlerdir (Tyas ve Burrow 2004; Abraham ve ark. 2013). Son geliştirilen "Universal" veya "Multimode" ürünleri de, "All in One" sistemlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla üretilmiştir. Bağlanma dayanımlarının altıncı nesil adezivlere yakın olduğu bilinmektedir (Hanabusa ve ark. 2012).

2.1.3. Geleneksel Cam İyonomer Siman

Konvansiyonel cam iyonomer simanlar, ilk kez 1972'de Wilson ve Kent tarafından tanıtılmıştır (Wilson ve Kent 1972). Poliakrilik asit ve genellikle florealüminosilikat camdan oluşurlar. Toz ve sıvı birbirine karıştırıldığında, bir asit-baz tepkimesi gerçekleşir. Metalik polialkilat tuzu çökmeye başladıkça jelleşme başlar ve bu süreç siman sertleşene kadar devam eder (Mount 1991).

İnorganik camların asit çözeltisi ile çözünmesi normalde istenmemektedir. Bununla birlikte, cam iyonomer siman oluşumu için poliakrilik asit ince toz haline getirilmiş florealüminosilikat cam ile reaksiyona sokulur. Asit cam ağa saldırmakta, bu da esas olarak Al^{3+} ve Ca^{2+} veya Sr^{2+} olmak üzere katyonların salınmasına neden olmaktadır. Katyonlar daha sonra, poliakrilik zincirler arasında tuz köprülerinin oluşmasına hizmet ederler. Kalsiyum poliakrilat oluşumu, alüminyum poliakrilattan daha hızlı gerçekleşir (Lohbauer 2010).

Bir cam iyonomer simanın mekanik ve fiziko-kimyasal özellikleri ile çalışma özelliklerinin; içeriğindeki poliakrilik asit ve alüminosilikat camın bileşimi, cam tozun büyüklüğü, siman karışımındaki bileşenlerin nispi oranları (cam/poliakrilik asit/tartarik asit/su) ve karıştırma işlemi gibi çeşitli faktörlere bağlı olduğu bilinmektedir (Nagaraja ve Kishore 2005). Üretici, bu faktörlerin çoğunu kontrol edebilir. Klinisyen, karıştırma işlemi kontrol edebilir. Cam iyonları ya da poliakrilatlara inorganik ya da organik bileşenlerin eklenmesiyle, cam iyonomer simanların performansını iyileştirmek için girişimlerde bulunulmuştur (Nagaraja ve Kishore 2005).

Cam iyonomer siman terimi, önemli bir asit - baz reaksiyonu içeren ve sürekli florür salımı gösteren bir malzeme olarak tanımlanmaktadır. Bu tanım kapsamında, bu simanlar için bir takım uygulamalar bulunmaktadır ve şu şekilde sınıflandırılmıştır:

Tip I: Kron, köprü ve braket yapıştırmada kullanılan yapıştırıcı siman,

Tip II a: Estetik restoratif simanlar,

Tip II b: Güçlendirilmiş restoratif simanlar,

Tip III: Kavite taban maddesi ve pit-fissür sealant (Nagaraja ve Kishore 2005).

❖ Özellikleri

- Marjinal adaptasyon ve sızıntı: Konvansiyonel cam iyonomer simanların termal genleşme katsayısı, dental sert dokularinkine yakındır ve bu durum cam iyonomer restorasyonların iyi marjin adaptasyonu için önemli bir neden olarak gösterilmiştir.
- Flor salınımı: Florid, karıştırma sırasında cam tozundan ayrılarak matriks içinde serbest kalır. Bu nedenle, simanın fiziksel özelliklerini etkilemeden serbest bırakılabilir.
- Estetik: Geleneksel cam iyonomer simanlar diş renginde olup farklı tonlarda mevcuttur.
- Renk ve saydamlık: Hem geleneksel hem de rezin modifiye cam iyonomer simanlar, çeşitli renklerde mevcuttur ve kabul edilebilir renk uyumu ile saydamlık sağlarlar.
- Radyoopasite: Konvansiyonel cam iyonomer simanlar radyolüsenttir; fakat rezin modifiye cam iyonomerler, toz içinde lantanum, baryum veya stronsiyumun varlığına bağlı olarak radyopaktır.
- Dayanıklılık ve kırılma direnci: Basma dayanımı, çinko fosfat simana benzer ve gerilme dayanımı biraz daha yüksektir. Cam iyonomer simanın esneklik modülü, 7 Gpa ila 13 Gpa arasında değişir.
- Aşınma direnci: Cam iyonomer simanlar, kompozitlere göre daha az aşınma direnci gösterirler; ancak siman olgunlaştıkça aşınma direnci artar.
- Çözünürlük ve ayrışma: Düzgün bir şekilde sertleşmiş cam iyonomer simanlar, ağız ortamında düşük çözünürlük sergiler. Resin modifiye cam iyonomerler,

geleneksel cam iyonomer simanlara göre çözünürlüğe ve dağılmaya daha dirençlidir.

- Termal genleşme: Cam iyonomer simanlar, dişe yakın termal genleşme katsayısına sahiptir (Cho ve Cheng 1999; Mount ve ark. 2009).
- Adezyon: Cam iyonomer simanların dişe bağlanması iki şekilde gerçekleşir. Öncelikle mikromekanik bir kilitleme oluşur. Bu oluşum, alkenoik asidin diş sert dokuları üzerinde yarattığı yüzeysel demineralizasyon ile hidroksiapatit kristalleriyle kaplı kollajen liflerin yüzeysel hibridizasyonu ile meydana gelir. Daha sonrasında ise, polialkenoik asidin karboksil grubu ile dentin hidroksiapatitinin kalsiyumu arasında iyonik bağın oluşması ile kimyasal bağlanma oluşur (Köroğlu ve ark. 2012).
- Biyouyumluluk: Kimyasal adezyon yapabilen simanların biyouyumlulukları, mine ve dentin ile doğrudan temas gerektirdiğinden oldukça önemlidir. Cam iyonomer simanlar biyouyumludur (Costa ve ark. 2011).

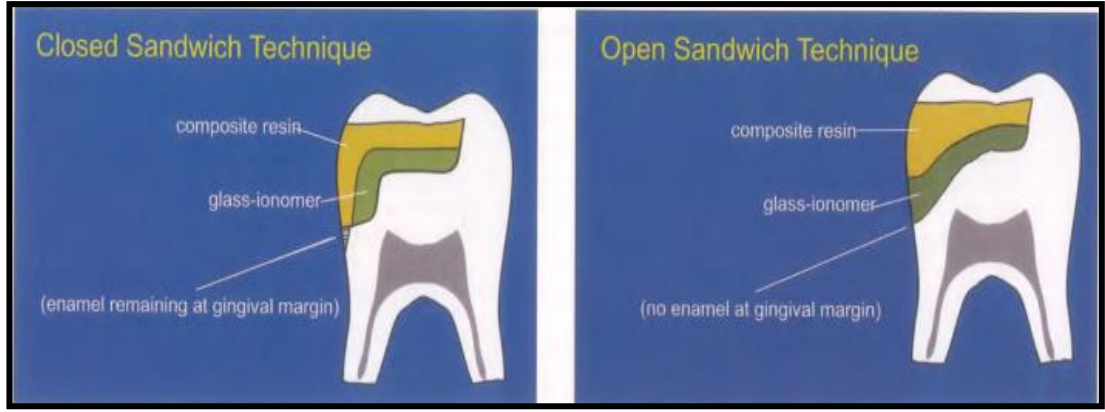
❖ Endikasyonları

- Pit ve fissür örtücü olarak,
- Daimi dişlerin Sınıf III ve V restorasyonlarında,
- Süt dişinin Sınıf I, II, III, IV restorasyonlarında,
- Tünel restorasyonlarda,
- Kök çürüklerinde,
- Kaide materyali olarak,
- Kor yapımında,
- Yapıştırıcı siman olarak,
- Bir ara restoratif siman olarak,
- Çürük riski taşıyan hastalara uygulanan Geçici Terapötik Restorasyon (ITR) ve Alternatif Restoratif Tedavi (ART) tekniklerinde kullanılabilir (Oral Health Policies 2004; AAPD 2008; Mount ve ark. 2009).

❖ Kontrendikasyonları

- Yüksek stres altındaki bölgelerde,
- Daimi molarların sınıf II restorasyonlarında kullanılmamalıdır (Scholtanus ve Huysmans 2007; Mount ve ark. 2009).

- ✓ Atravmatik Restoratif Tedavi: Bu teknik, çürüklerden etkilenen diş yapısını çıkarmak için el aletlerinin kullanımını gerektirir. Daha sonra, hazırlanan kaviteye geleneksel cam iyonomer siman yerleştirilir. ART tekniği, büyük oranda ağrısız ve minimal invaziv bir tedavi şeklidir. Özellikle eğitimli ve yeterli sayıda dental personel, ekipman ve elektrikli cihazlar gibi şartların sağlanamadığı ülke ve bölgelerde uygulanmaktadır (Mandari ve ark. 2001; Smales ve Yip 2002). Ayrıca, çocuklarda ve kooperasyon sorunu olan kişilerde de alternatif bir tedavi tekniğidir. (Mjör ve Gordan 1999; Wadwenya ve ark. 2010). Bu ART tekniği için, özel olarak formüle edilmiş cam iyonomerler geliştirilmiştir. Bunlar, arttırılmış fiziksel özelliklere ve yüksek toz-sıvı oranına sahip geleneksel cam iyonomer malzemeleridir. Buna ek olarak, hasar görmüş diş yapısının hızlı bir şekilde kaldırılmasına izin vermek için çok sayıda ve çok keskin el aletleri geliştirilmiştir (Frencken ve ark. 1996; Phantumvanit ve ark. 1996).
- ✓ Sandviç Tekniği: Cam iyonomer siman, ideal bir dentin replasman malzemesidir. Önemli bir fiziksel özellik olan termal genleşme katsayısı dentininkine çok yakındır. Yaygın olarak kullanılan diğer restoratif materyaller, bu avantajlı özelliğe sahip değildir. Ayrıca, cam iyonomerlerin hidrofilik özelliği, kapladığı dentin yüzeylerine bağlanma ve uyum sağlaması için çok uygundur (Cho ve Cheng 1999). Bu sandviç tekniğini, birçok klinisyen özel durumlarda tercih etmektedir. Örneğin; birincil dişlenmenin Sınıf II restorasyonlarında yüzeydeki rezin kompozitin fiziksel özellikleri ile dentine temas noktasında cam iyonomerin florür açığa çıkarıcı etkilerinin olması istenmektedir (Berg 2002). Cam iyonomerleri kullanan sandviç tipi tekniğin bir başka örneği, "tünel preperasyon" olarak adlandırılır. Bu teknik, aproksimal kontak bölgesine oklüzal erişim gerektirir. Cam iyonomer, bitişik dişe karşı yerleştirilir. Oklüzal yüzey ise rezin kompozit ile restore edilir (Jones 1999) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Sandviç Tekniği (Ferrari 1999)

❖ Avantajları

- Mine ve dentine adezyon,
- Flor salınımına bağlı antikaryojenik etki,
- Kabul edilebilir estetik,
- Düşük çözünürlük,
- Biyolojik uyumluluk,
- Kompozitlere göre daha az teknik hassasiyet,
- Düşük oranda monomer içermesine ya da içermemesine bağlı olarak düşük sitotoksikite cam iyonomer simanların avantajlarıdır (Nicholson 1998; Mount ve ark. 2009).

❖ Dezavantajları

- Aşınma direnci düşük,
- Çalışma zamanı kısa,
- Sertleşme süresi uzun,
- Kırılma direnci düşük,
- Sertleşme sırasında nem kontaminasyonuna duyarlılık,
- Yüksek oranda mikrosızıntı gösterebilmeleri cam iyonomer simanların dezavantajlarıdır (McCabe 2008).

❖ Son Gelişmeler

- *Cam iyonomer sermet simanlar:* Cam iyonomer simanların içeriklerine metal iyonları (amalgam, gümüş altın) ilave edilerek, fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi sağlanmıştır. Bu simanlara Ketac-Silver (ESPE, Seefeld,

Germany), Miracle Mix (GC; Corporation, Tokyo, Japan) ve Hi-Dense (SHOFU, Ratingen, Germany) örnek olarak verilebilir (Nagaraja ve Kishore 2005; Sidhu 2011). Simanın aşınma direncini ve radyoopasitesini arttırmak için geleneksel cam iyonomer simanlara gümüş ilave edilmiştir (Sidhu 2011). Ancak bu simanlarda flor salınımı, geleneksel cam iyonomerlere göre daha düşüktür (Wiegand ve ark. 2007). Bunun sebebi, gümüşün materyale eklenen florür iyonlarını bağlamasıdır. Geleneksel cam iyonomer simanların mikrosertliği ve radyoopasitesini geliştirmek için de seramik ilave edilmiştir. GCİS'e seramik eklenmesiyle, Amalgomer CR (Advanced Health, UK) isimli yeni bir ürün piyasaya sunulmuştur. Bu ürünün, ART restorasyonlarında kullanılması önerilmektedir (Thanjal ve ark. 2009; Tamilselvam ve ark. 2013). Yapılan bir çalışmaya göre Amalgomer CR, Fuji II, Fuji IX, Beautiful II ve Dyract extra simanlarının florür salım miktarları karşılaştırılmış ve her durumda en fazla florür salımını Amalgomer CR'ın yaptığı saptanmıştır. Bunu Fuji II izlemiştir (Bahadure ve ark. 2012).

- *Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar:* Bu simanlara “kondanse olabilen cam iyonomer simanlar” da denilmektedir. Geleneksel cam iyonomer simanlara kıyasla, nem hassasiyetleri daha düşük ve aşınma dirençleri daha yüksektir. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanları geliştirmek için, geleneksel cam iyonomer simanların toz/likit oranı artırılmış; tozuna poliakrilik asit eklenerek doldurucu büyüklüğü değiştirilmiştir (Nagaraja ve Kishore 2005; Crowley ve ark. 2006). Sertleşme reaksiyonları daha hızlı olduğundan dolayı, erken dönemde nem kontaminasyonu gerçekleşirse fiziksel özellikleri bozulmaz (Nagaraja ve Kishore 2005). Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın florür salımının kompomer ve giomer ile karşılaştırıldığı bir çalışmada, giomerin kompomerden daha düşük florür saldığı; en yüksek salımın ise yüksek viskoziteli cam iyonomer simanda olduğu saptanmıştır (Mousavinasab ve Meyers 2009). Diğer bir çalışmada yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, nano iyonomer, kompomer ve giomerin florür salımları karşılaştırılmış ve en yüksek düşüğe sırasıyla yüksek viskoziteli cam iyonomer, nano-iyonmer, kompomer ve giomer olarak bulunmuştur (Dionysopoulos ve ark. 2013). Benzer şekilde Fuji IX GP Extra, GlasIonomer FX-II, Ketac Molar Easymix ve Riva Self Cure simanlarının yıllık florür salım

oranlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, en fazla florür salımının Fuji IX GP Extra'da olduğu bildirilmiştir (Shiozawa ve ark. 2014).

- *Zirkonla güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar:* Son zamanlarda, zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer, diğer restoratif malzemelerin dezavantajlarını ortadan kaldıracak yeni bir malzeme olarak tanıtılmıştır. Zirkonyum oksit, cam tozu, tartarik asit, poliakrilik asit ve deiyonize su içerir. Zirkonya, homojen olarak cam bileşenlere eklendiğinde dayanıklılık ve oklüzal yüke karşı yüksek tolerans sağlar. Bu nedenle, bu biyomateryal üstün dayanıklılık ve sürekli flor salınımla popüler restoratif materyallerin (amalgam ve konvansiyonel GI) faydalarını birleştirmeyi vaat etmektedir (Volpato ve ark. 2011).
- *Biyoaktif cam içeren cam iyonomer simanlar:* Cam iyonomer simanların içeriğine biyoaktif cam (BAC) ilavesi ile materyalin biyoaktivite ve diş rejenerasyonu özelliklerinin geliştirilmesi sağlanmıştır. Biyocamlar, ilk kez kayıp kemik dokusunun yerine kullanılan biyomateryaller olarak geliştirilmiştir (Kulan ve Ulukapı 2011). Yapılan bir çalışmada, BAC eklenen rezin modifiye cam iyonomer simanların basma direncinin bir miktar azaldığı; ancak fizyolojik koşullar altında biyolojik olarak aktif oldukları ve in vitro koşullarda dentini mineralize edebildikleri saptanmıştır (Jones 2013). Biyoaktif cam veya kazein fosfopeptit-amorf kalsiyum fosfat içeren cam iyonomerlerin florür salımının ise geleneksel cam iyonomerlere göre daha yüksek olduğu bilinmektedir (Mazzaoui ve ark. 2003; Yli-Urpo ve ark. 2004).
- *Kapsül cam iyonomer simanlar:* Cam iyonomer simanlar hazırlanırken kullanılan karıştırma şekline bağlı olarak pöröziteler oluşabilir (Fleming ve ark. 2006). Cam iyonomer simanlar, aşırı nem hassasiyeti ve düşük aşınma direnci gibi zayıf fiziksel özelliklerinin geliştirilebilmesi için üretici firmanın önerdiği toz/likit oranına uyularak hazırlanmalıdır. Elde karıştırılarak hazırlanan cam iyonomer simanlarda bu orana tam olarak ulaşamayabilir. Bu nedenle, fiziksel özellikleri geliştirmek için cam iyonomer simanların makinede karıştırılan kapsül formları üretilmiştir (Fleming ve Zala 2003). Kapsül formlarının yüzey sertliği daha fazla, su emilimi daha az ve hekim açısından da hazırlanması daha kolaydır (Şener ve Koyutürk 2006).
- *Çinko eklenmiş cam iyonomer simanlar:* Cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla toz kısmına çinko eklenmesi, özellikle

kırılma dayanıklılığı ve aşınma direnci açısından üstün özellikler sağlamıştır (Zoergiebel ve Ilie 2013; Al-Angari ve ark. 2014). Böylece, cam iyonomer simanların kullanıldığı Sınıf 1 ve Sınıf 2 restorasyonların daha uzun ömürlü olması düşünülmektedir. Bu gruba örnek olarak geliştirilen ChemFil Rock (Dentsply)'ın cam partiküllerinde yapılan kimyasal değişimle birlikte içeriğine yüksek moleküler ağırlıklı yeni bir akrilik asit kopolimer de ilave edilmiştir (Zoergiebel ve Ilie 2013).

2.1.4. Hibrit İyonomerler

Son yıllarda, cam iyonomer simanları geliştirmek amacıyla likit kısmı üzerinde değişiklikler yapılmıştır. Bu değişiklikler sonucu, cam iyonomer simanlar ile kompozitler arasında yer alan yeni bir materyal ortaya çıkmıştır ve hibrid iyonomer materyalleri adı altında sınıflandırılmıştır (Hammesfahr 1994). Hibrit iyonomerlerin ortaya çıkmasındaki en önemli amaç, cam iyonomer simanlara özgü avantajların ve kompozitlerin cam iyonomer simanlardan üstün olan özelliklerinin bir materyalde istenmiş olmasıdır (Hickel ve ark. 1998). Bu yeni jenerasyon materyal grubu, rezin modifiye edilmiş cam iyonomer simanlar ve poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomer) olmak üzere 2 alt grup içermektedir. Rezin modifiye cam iyonomer simanların özellikleri daha çok geleneksel cam iyonomer simanlara; kompomerlerin özellikleri ise kompozitlere benzemektedir (McLean ve ark. 1994; Hammesfahr 1994; Gladys ve ark. 1997; Hickel ve ark. 1998).

➤ Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar 1980'lerde, geleneksel cam iyonomer simanların nem hassasiyeti ve zayıf fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla geleneksel cam iyonomer simanların poliakrilik asitine hidrosietil metakrilat (HEMA) veya bisfenol glisil metakrilat (Bis-GMA) gibi rezinler eklenerek üretilmiştir. İçeriğini %80 cam iyonomer siman, %20 rezin oluşturur. Rezin modifiye cam iyonomer simanlara Fuji II LC ve Ionolux ürünleri örnek verilebilir (Koroğlu ve ark. 2012).

İçeriğe eklenen rezin bileşeninden dolayı, sertleşme sırasındaki temel asit-baz reaksiyonuna ikincil bir polimerizasyon reaksiyonu eklenmiştir. Bu ikincil polimerizasyon reaksiyonunun ışık ile aktivasyonu sonucunda oluşan matriksde, asit-baz reaksiyonuyla materyalin tamamen sertleşmesi sağlanır (Nagaraja ve Kishore

2005; Koroğlu ve ark. 2012). Sonuç olarak iki matriks oluşur: metal poliakrilat tuzu ve polimer zinciri. Rezin modifiye cam iyonomer simanının başlangıç sertleşmesi, polimer matriksinin oluşumunun bir sonucudur ve asit-baz reaksiyonu, oluşan matriksi sertleştirmeye ve güçlendirmeye hizmet eder (Wilson 1990).

❖ **Avantajları**

- Geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha iyi estetik özellikler ile daha yüksek eğilme dayanımı ve aşınma direnci,
- Diş sert dokularına kimyasal adezyon,
- Flor salınımı,
- Geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha düşük çözünürlük,
- Amalgam ve kompozitlere alternatif olabilmeleri,
- Kolay manipülasyon,
- Kompozit restorasyonlara adezyonu ile süt ve daimi diş restorasyonlarında liner yada kaide olarak kullanılabilmesi rezin modifiye cam iyonomer simanların avantajlarıdır (Croll ve ark. 2001; Kramer ve Frankenberger 2007; Kotsanos ve Arizos 2011; Koroğlu ve ark. 2012).

❖ **Dezavantajları**

- Materyalden salınabilen HEMA, dentin tübüllerine penetre olarak pulpa hücrelerine sitotoksikite gösterebilir (Kan ve ark. 1997).
- Polimerizasyon büzülmesi sebebiyle oluşan mikrosızıntı postoperatif hassasiyet ve renklenmeye neden olabilir (Koroğlu 2012).
- Hidrofilik polyHEMA yapısı içermesinden dolayı başlangıç su emilimi polimerizasyon büzülmesini engelliyormuş gibi görünse de, devamlı su emilimi olumsuz etkilere sebep olur (Nakabayashi ve Pashley 1998).
- Genel kuvvetleri ve estetik özellikleri hala rezin kompozitlerden daha düşüktür (Hes ve ark. 1999).

❖ **Özellikleri**

- Adezyon: Rezin modifiye cam iyonomer simanlarda adezyon, hem cam iyonomer simanlara hem de rezin sistemine benzer ancak adezyonu konvansiyonel cam iyonomer simanlardan daha iyidir (Nalbant 2002). Adezyonlarını arttırmanın bir yolu, asit ve primer kullanarak smear tabakasını

kaldırmak ve dentin yüzeyini demineralize ederek içeriğindeki HEMA'nın penetre olmasını sağlamaktır (Frield ve ark. 1995; Miyazaki ve ark. 1998; Pereira ve ark. 1998; Sidhu ve ark. 1999).

- Mekanik Özellikleri: Rezin modifiye cam iyonomer simanlarda bağlantı kuvvetinin, adeziv sistemlerle birlikte kullanıldığında daha da arttığı yapılan çalışmalar sonucu bildirilmiştir (Croll ve ark. 1993; Miyazaki ve ark. 1998). Croll ve ark. (1993), bu simanlarda aşınma direnci, basma dayanıklılığı ve kırılma direnci gibi özellikleri incelemiş ve konvansiyonel simanlardan daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir. Basma dayanıklılığı, hibrit kompozit rezinlerden düşük; cam iyonomer simanlardan yüksektir (Li ve ark. 1996; Lia ve White 1999; Rosenstiel ve ark. 1998).
- Estetik: Estetik özellikleri, konvansiyonel cam iyonomer simanlardan daha iyi; ancak kompozitlerden daha zayıftır (Burgess ve ark. 1994; Christiense 1993; Saygılı 1998; Inokoshi ve ark. 1996).
- Çözünürlük: Rezin modifiye cam iyonomer simanların erken dönem nem hassasiyeti ve suda çözünürlüğü daha iyidir (Bertaochinis ve ark. 1999).
- Flor salımı: Bazı araştırmacılar, materyale rezin ilavesinin flor salınımını etkilediğini tespit etmiştir (Burgess ve ark. 1994). CİS ile karşılaştırıldığı bazı çalışmalarda, RMCİS' in daha az, benzer veya daha fazla florid salımına sahip olduğu bulunmuştur (Momoi ve McCabe 1993; Robertello ve ark. 1999; Vermeersch ve ark. 2001; Selimovic ve ark. 2013). RMCİS'lerin çürük önleyici özelliklerinin olduğu ve rekürrent çürüklere karşı dirençli oldukları bilinmektedir (El-Badrawy ve McComb 1998; Allen ve ark. 2000). Rezin modifiye cam iyonomer simanların rezin matriks içeriğinin, florür salım hızını düşürmesi sebebiyle florür salım işleminin, RCİS'e göre daha uzun sürdüğü saptanmıştır (Yip ve Smales 2000). Rezin modifiye cam iyonomer simanlardan serbestleşen ve matriks yapısına direkt katılmayan sodyum florürün salınımı sonrası, materyalin dayanıklılığının zayıflamayacağı bilinmektedir (Eliades 1999).
- Biyolojik uyumu: Rezin içeriğinden dolayı sitotoksik olabileceği bilinmektedir (Boillaguet ve ark. 1999).

- Radyolojik görüntü: Radyoopasitesi GCİS'den daha üstündür. İçeriğine radyoopasiteyi arttırmak için ağır metaller eklenmiştir (Shah ve ark. 1997; Marouf ve Sidhu 1998).

❖ **Endikasyonları**

- Sınıf II restorasyonlarında,
- Sınıf V restorasyonlarında,
- Erozyon-abrazyon lezyonlarında,
- Süt dişi restorasyonlarında,
- Sıkışma ve esneme dayanıklılığının düşük olmasından dolayı okluzal stresin yoğun olmadığı kavitelere kullanılabilir (Saygılı 1998).

Süt dişi sınıf II restorasyonlarında, GCİS'e alternatif olarak RMCİS'in kullanılmasının avantajlı olduğu bildirilmiştir (Chadwick ve Evans 2007). RMCİS restorasyonlarında, daha az rekürrent çürük oluştuğu ve süt dişlerinin sınıf II kavitelere RMCİS ile yapılan restorasyonların klinik açıdan amalgama benzer başarıya sahip olduğu belirtilmiştir (Donly ve Godoy 2002).

Bu simanlara mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla sferoid silan partikülleri eklenmiştir. Silanize edilmiş partiküllerin eklenmesi, sıkıştırılma mukavemetini %17 oranında; silanize edilmemiş partiküllerin kullanılması ise sıkıştırma mukavemetini sadece %9 arttırmıştır. Her iki doldurucu tipi tarafından %17'lik bir eğilme mukavemeti artışı gözlenmiştir (Tjandrawinata ve ark. 2004).

➤ **Kompomer (Poliasit Modifiye Kompozit Rezine)**

Kompomerler, kompozitlerin estetik özelliklerini ve cam iyonomerlerin flor salma özelliklerini birleştiren poliakrilik modifiye kompozit rezinlerdir (Ruse 1999; Zimmerli ve ark. 2010). İçeriğinde, %30 cam iyonomer siman ve %70 kompozit rezin bulunur. Piyasada bulunan kompomerlere Dyract XP (Dentsply, NewYork, ABD), Compoglass (Ivoclar Vivadent, Zürih, İsviçre) ve F2000 (3M, Ontario, Canada) gibi ürünler örnek verilebilir (Çapan ve Akyüz 2016).

Kompomer restorasyonların; kompozite benzer klinik performansa sahip olmaları, civa salınımından kaynaklanan yan etkiler sebebiyle amalgama alternatif olmaları ve süt dişlerinde estetik açıdan tatmin edilebilir olmaları gibi çocuk hastalarda

kullanımlarını cazip kılan bazı özellikleri mevcuttur (Hickel ve ark. 2005; Kramer ve Frankenberger 2007; Kopperud ve ark. 2012). Ayrıca, kompomerlerin florür salma kabiliyeti ve basit kullanım özellikleri de göz önüne alındığında çocuk dişhekimliğinde yararlı olabileceği düşünülmektedir (Nicholson 2007).

Yapısında, çeşitli polimerize edilebilir monomerlere (ör. UDMA) ek olarak geleneksel cam iyonomerlerin aksine polimerize olabilen çift bağlara sahip dikarboksilik asitlerini de içerir. Cam iyonomer teknolojisinde bulunan reaktif floroalüminyum silikat camları, kompomerlere de katılmaktadır (Zimmerli ve ark. 2010). Bu ürünlerdeki doldurucu maddelerinin parçacık büyüklüğü, 0.2 µm ile 10 µm arasında değişmektedir (Zantner ve ark. 2004).

Cam iyonomer bileşenleri, tam bir kimyasal sertleşme için yeterli asit-baz reaksiyonlarını destekleyemez. Bu nedenle, polimerizasyon için görünür ışık aktivasyonu gereklidir (Berg 1998). Kompomerlerin ilk sertleşme reaksiyonu için ışık ile polimerizasyonu takiben, monomerler arasında çapraz bağlar oluşur. Sertleşen kompomerin ağız (nem) ortamında başlayan su emilimi sonucunda, fonksiyonel monomerin asit grupları ile reaktif cam doldurucular arasında asit-baz tepkimesi oluşur ve cam doldurucudan matriks yapıya florür serbestleşmeye başlar (Bala 1998; Nicholson 2007). Sonuç olarak, kompomerlerin sertleşmesi, rezin modifiye cam iyonomer simanlarda olduğu gibi iki sertleşmeli (dual-cure) sistemlerdir. Ancak, materyalin sertleşmesi sadece ışık uygulaması sonucu başlamakta, su ile temas ettiğinde de asit-baz reaksiyonu ile devam etmektedir (Garcia-Godoy 2000).

Kompomer, dentinde oluşan rezin tagların yardımıyla mikromekanik bağlanma gösterirken; GCİS, mine ve dentindeki hidroksiapatit kalsiyumları ve poliasitlerinin karboksil grupları arasındaki şelasyon ile kimyasal adezyon gösterirler. Bu nedenle, kompomerler kimyasal açıdan karşılaştırıldığında GCİS'e göre kompozitlere daha çok benzemektedirler (Hickel ve ark. 2005).

Yakın zamanda yapılan bir randomize klinik çalışmada, süt dişlerinde Sınıf I kompomer restorasyonların uzun ömürlülüğü amalgam ile karşılaştırılmış ve istatistiksel olarak farklı bulunmamıştır. Ancak, rekürrent çürükler nedeniyle kompomerlerin daha sık replasmana ihtiyaç duyduğu bulunmuştur (Soncini ve ark. 2007). Başka bir çalışmaya göre, süt molarların Sınıf II kompomer restorasyonlarında

iki yıllık bir takip döneminde sekonder çürük ve başarısızlık gelişme riski artmamıştır (Duggal ve ark. 2002; Daou ve ark. 2009). Ayrıca, renk uyumu, anatomik form, marjinal bütünlük ve ikincil çürükler açısından kompozitle karşılaştırılabilir klinik performans bildirilmiştir (Attin ve ark. 2000; Attin ve ark. 2001). Randomize klinik çalışmaların çoğunda kompomerlerin, cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara göre daha güçlü fiziksel özelliklere sahip olma eğiliminde olduğu; ancak bu materyallere kıyasla karyostatik etkilerinde önemli bir farklılık olmadığı görülmüştür (Welbury ve ark. 2000; Qvist ve ark. 2004; Daou ve ark. 2009). Yapılan başka bir çalışmada, süt dişi sınıf II kaviteelerde kompozit, kompomer, GCİS ve RMCİS'in fraktür dayanımı karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak, GCİS ve RMCİS'in kompomer ve kompozite göre daha düşük kırılma direnci gösterdiği saptanmıştır (Yıldız ve ark. 2015). Kompomerlerin, süt dişlerinin Sınıf I ve Sınıf II restorasyonları için diğer restoratif materyallere alternatif olabileceği; ancak çocukların kalıcı dişlerinde diğer restoratif materyallerle kompomerleri karşılaştıran yeterli veri olmadığı bilinmektedir (AAPD 2016).

❖ Endikasyonları

- Sınıf V kaviteeler, kole bölgesindeki erozyon ve kama şeklindeki defektlerde,
- Süt dişlerinin restorasyonlarında,
- Sınıf III kaviteelerde,
- Azı dişlerinin geçici dolgularında,
- Kavite genişliğinin tüberküller arası mesafenin 2/3'ünden az olduğu küçük azı dişlerinin restorasyonlarında,
- Fissür örtücü olarak,
- Ortodontik apareylerin yapıştırılmasında,
- Altın, kompozit, seramik restorasyonların yapıştırılmasında,
- Sınıf II CbC (Compomer bonded Composite) (Sınıf II kaviteelerdeki ara yüz kavite tabanına kompomer koyulup üzerine kompozit uygulanması) tekniğinde kullanılabilir (Hickel 1997; Garcia Godoy 2000).

❖ Kontrendikasyonlar

- Yeterli izolasyonun sağlanamadığı durumlarda,
- Malzemelere bilinen alerjiler varsa,
- Direkt veya indirekt pulpa kaplamalarında,

- Daimi dişlerin oklüzyona gelen kalıcı dolgularında,
- Öjenol veya karanfil yağı içeren müstahzarlar kompomerlerin polimerizasyonunu bozduğu için çinko oksit öjenol siman veya öjenol içeren diğer materyallerle kullanılmamalıdır (Croll ve ark. 2004; Kramer ve Frankenberger 2007) .

❖ Özellikleri

- Flor salımı: Kompomerlerde geleneksel ve rezin modifiye cam iyonmer simanlardan farklı olarak başlangıçtaki patlama etkisi görülmez (Neelekantan ve ark. 2011). Yapılan çalışmaların çoğunda, geleneksel ve rezin modifiye cam iyonmerlerden salınan florür miktarı kompomerlere oranla yüksek bulunmuştur. Kompomerlerin daha düşük florür salımı göstermesinin sebebi olarak, ışık ile polimerizasyonu sonrası ve su emilimi öncesi içerikteki florürün doldurucu partiküllere tutunmuş olması düşünülmektedir (Dionysopoulos ve ark. 2003; Attar ve Turgut 2003; Wiegand ve ark. 2007). Dört geleneksel cam iyonmer siman (Miracle-Mix, Fuji iyonmer type III, Fuji II LC, Ketac-Molar), bir kaide materyali (Ketac Cem), bir kompomer (Compoglass Flow), iki fissür örtücü (Fissurit F, Helioseal F) ve bir kompozit rezin (Tetric) materyallerinin flor salım miktarlarının ölçüldüğü bir çalışmada, flor salım değerlerinin çoktan aza doğru; geleneksel cam iyonmer siman, kompomer, fissür örtücü ve kompozit materyalleri olduğu saptanmıştır (Helvatjoglu-Antoniades ve ark. 2001).
- Adezyonu: Kompomerlerin diş sert dokularına mikromekanik adezyonu, kompomerin yapısında bulunan hidrofilik karboksilik asit üniteleri ve uygulanan adeziv sistemdeki bonding ajan aracılığıyla ikili mekanizma şeklinde gerçekleşir (Nicholson 2007). Kompomerlerin adezyonu için dişin mine dokusuna asitleme yapılmasına gerek yoktur. Kompomerlerde genellikle primer ve adezivin tek şişede kombine edildiği tek basamaklı adeziv sistemler kullanılmaktadır. Kompomerlerin dişe bağlanmasında ek olarak bağlayıcı sistem kullanılması işlem süresini uzatmaktadır, bu da CİS ve RMCİS'e göre bir dezavantajdır (Altan ve ark. 2013).
- Mekanik özellikleri: Mekanik özellikler konusunda çok sayıda çalışma yapılmıştır. Genellikle basma dayanımı, eğilme dayanımı, diametral gerilme

direnci ve yüzey sertliği değerleri konvansiyonel kompozit rezinlere yakın bulunmuştur. Sadece kırılma dayanımı kompozitlerden önemli derecede farklı bulunmuştur (Nicholson 2007). Yapılan bir çalışmada, kompomer ve geleneksel kompozit materyallerinin kırılma dirençleri ölçülmüş ve kompozitlerin direnci 1.75–1.92 MPa m^{1/2} aralığında; kompomerlerin ise 0.97–1.23 MPa m^{1/2} aralığında bulunmuştur. Bu çalışmanın yazarları, kompomerlerin stres yaratan alanlarda kullanılmaması gerektiği sonucuna varmışlardır (Yap ve ark. 2004). Başka bir çalışmada, kompomerlerin fiziksel özelliklerinin (yüzey pürüzlülüğü, sertlik, partikül dağılımı, esneklik katsayısı ve kırılma dayanımı) kompozit rezinlerden zayıf; konvansiyonel cam iyonomer simanlardan ise daha üstün olduğunu; ancak elde edilen değerlerin ideal değerler olmadığını, bu nedenle de özellikle okluzal kuvvetlerin fazla olduğu bölgelerde kullanımlarının doğru olmayacağı belirtilmiştir (Glayds ve ark. 1997).

- Estetik: Restoratif dolgu materyallerinin rengi, diş rengine yakın olmalı ve bu özelliğini uzun süre muhafaza etmelidir. Geleneksel cam iyonomer simanlar bu açıdan kompozitlerle karşılaştırıldığında yetersiz kalmakta ve en iyi renk uyumu kompozit rezinlerle sağlanmaktadır. Kompomerlerin estetik özelliklerinin ise kompozitler kadar tatmin edici olmadığı; fakat optik özelliklerinin kompozitlere benzediği bilinmektedir (Yap ve ark. 1995). Kompomerlerin polisaj işlemiyle sağlanan yüzey pürüzsüzlüğü ve parlaklığı hibrit iyonomerlerden iyi; ancak kompozitler kadar tatmin edici değildir. Ayrıca kimyasal ve mekanik etkileşimler sonucunda yüzey düzgünlüğü azalmaktadır (Christensen 1997; Glayds ve ark. 1997).
- Yüzey Özellikleri: İdeal restoratif materyal, fonksiyon sırasında doğal dişlere benzer yüzey özellikleri göstermelidir (Anusavice 2003). Konvansiyonel cam iyonomer simanların doldurucu çapı büyük; kompozitlerin ise daha küçüktür. Hibrit iyonomerlerin doldurucu büyüklüğü bu ikisinin arasında yer almaktadır. Kompomerler de kompozitler gibi küçük çaplı doldurucular içerdiğinden dolayı kompozit rezinlere yakın yüzey özelliklerine sahiptir (Glayds 1997). GCİS’de büyük partiküllerin varlığı; abrazyon sonucu yüzey açılmalarına, yüzey pürüzlülüğünün artmasına ve mekanik özelliklerin zayıflamasına yol açmaktadır (Xu ve Burgess 2003). Fırça abrazyonuna dayanıklılığın incelendiği

bir çalışmada, kompomerler hibrit iyonomerlere kıyasla kompozitlere daha yakın bulunmuştur (Attin ve ark. 1996).

- Sızıntı: Kompomerlerin diş yüzeyine bağlanması, kompozitler gibi adeziv sistem kullanılmadığında yetersiz olmaktadır. Çoğu firma, bu amaçla kompomerlere özel dentin bonding ajanlarını önerse de, bazıları kompozitlerle kullanılan adeziv sistemlerin de kullanılabileceğini bildirmişlerdir (Tate ve ark. 2000). Çalışmaların çoğunda, adeziv sistemlerle birlikte uygulanan kompomerlerde de sızıntının olduğu ve sızıntının mine kenarında dentine göre daha fazla olduğu saptanmıştır (Chersoni ve ark. 1997; Toledano ve ark. 1999). Yapılan bir çalışmada, sınıf V kavitelerde kompomer ve kompozit restorasyonların iki yıllık klinik performanslarının arasında bir fark olmadığı bildirilmiştir (Brackett ve ark. 2003).

❖ **Avantajları**

- Geleneksel cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara göre daha güçlü fiziksel ve mekanik özellikler,
- Farklı renk seçenekleri,
- Kolay uygulanabilmesi,
- Biyouyumluluğu,
- Florür salma özellikleri,
- Sert diş dokularına adezyonu,
- Bitirme ve cilalama işlemlerinin kolay olması,
- Klinik ömürlerinin uzun olması kompomerlerin avantajlarıdır (Bala 1998; Hickel ve ark. 1999).

❖ **Dezavantajları**

- Florür salınımlarının yetersiz ve sınırlı olması,
- Polimerizasyon büzülmesi,
- Yetersiz polimerizasyon ve artık monomer riski,
- Uygulama sırasında teknik hassasiyet,
- Diş dokularına bağlanma için adeziv sisteme gereksinim duymaları kompomerlerin dezavantajlarıdır (Bala 1998; Uzel 2012).

Renkli kompomerler, 2002'den bu yana süt dişlerinin restorasyonunda kullanılmaktadır (Croll 2002). Geleneksel kompomerlerin aksine kırmızı, yeşil, mavi, altın vb. renklerde mevcuttur. Renk tonlarını üretmek için az miktarda parıltılı parçacıklar da bulunmaktadır. Dolgu içeriği ve diğer özellikleri geleneksel kompomerlere benzerdir (Croll ve ark. 2004; Kramer ve Frankenberger 2007).

Çocuklara renk seçimi yaptırmak onlara daha fazla kontrol hissi verebilir. Çocukların daha fazla işbirliği içinde olmalarını ve kendilerini daha fazla güvende hissetmelerini sağlayarak anksiyeteyi azaltır (Arora ve ark. 2014). Her ne kadar renkli kompomerler görsellik için yapılmış olsa da, restore edilmiş süt dişi kayboluncaya kadar ağızda tutunmak için yeterli olan fiziksel özelliklere sahiptirler. Renkli kompomerler; geleneksel, güçlendirilmiş ve rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomerlere göre daha iyi fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklere ve daha iyi aşınma direncine sahiptirler. İkincil çürüklere karşı savaşmak için flor salım yeteneğine de sahiptirler (Croll ve ark. 2004; Kramer ve Frankenberger 2007).

Tablo 2.2'de geleneksel cam iyonomer siman ve hibrit iyonomerlerin özellikleri gösterilmektedir (Mickenautsch ve ark. 2011; Sidhu 2011).

Tablo 2.2. Cam İyonomer Simanların Özellikleri (Mickenausch ve ark. 2011; Sidhu 2011)

Özellikler	Geleneksel Cam İyonomer Siman	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	Poliasit Modifiye Kompozit Rezin
Sertleşme Mekanizması	Asit-baz reaksiyonu	Asit-baz reaksiyonu + Polimerizasyon	Polimerizasyon + Asit-baz reaksiyonu
Nem Hassasiyeti	Başlangıç nem hassasiyeti fazla	Nem hassasiyeti daha az	Tolere edebilir
İşlenebilirlik	Düşük	Orta	İyi
Estetik	Orta	İyi	Daha iyi
Flor Salımı	Yüksek	Orta	Az
Kenar Sızıntısı	Orta	Orta-Az	Az
Biyolojik Uyumluluk	İyi	Orta-İyi	İyi
Boyutsal Değişim	Termal genişmesi dişe yakın	Yüksek termal genişme	Yüksek termal genişme
Çözünürlük	Yüksek	Orta	Orta-Az
Adezyon	Kimyasal	Kimyasal + Mikromekanik	Mikromekanik

2.2. Restoratif Materyallerin Fiziksel Özellikleri Ve Ölçüm Yöntemleri

Materyallerin özellikleri, bilim ve teknolojinin ilerlemesiyle birlikte gelişmekte ve diş hekimliğinde kullanılmak üzere yeni materyaller sunulmaktadır. Buna bağlı olarak, gelişmelerin takip edilmesi ve kullanılan materyallerin fiziksel özelliklerinin optimum olması, daha uzun ömürlü ve dayanıklı restorasyonlara olanak sağlar (Türel 2015).

2.2.1. Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü

Bitirme ve polisaj işlemleri uygulanmamış ya da iyi yapılmamış restorasyonların pürüzlü yüzeyleri; renkleşmeye, plak birikimine, gingival irritasyona, ikincil çürüklere ve sürtünme katsayısının artışına bağlı olarak aşınabilmektedir (Fruits

ve ark. 1996; Neme ve ark. 2002; Yap ve ark. 2002; Türel 2015) . Bu nedenle, restorasyonun başarısı için gerekli en önemli kriterlerden biri, düzgün bir yüzey elde edilmesi olmuştur (Türel 2015).

Yapılan araştırmalarda, en düzgün yüzeyin strip bant kullanılarak yapılan polimerizasyon işlemi sonrası elde edildiği görülmüştür (Yap ve ark. 1997; St-Georges ve ark. 2005). Ancak, restorasyonların en dış yüzeyine her zaman şeffaf bant yerleştirilmesi mümkün olmadığı için ve restorasyonun şekillendirilmesi gerektiği için, bitirme-polisaj işlemleri gerekmekte ve şeffaf bant kullanılarak elde edilen pürüzsüz yüzey bozulmaktadır (Yap ve ark. 2002).

Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla kullanılan cihazlara profilometre denir. Profilometre cihazının tarayıcı elmas ucu, materyal yüzeyindeki pürüzlerden geçerek materyalin yüzey profili hakkında bilgi verir. Sonuçta Ra, Rz, Rq, Rpm ve Rz/Rpm oranı gibi çoğu değer dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir. Ra, ortalama yüzey pürüzlülüğü; Rz, 5 tane en alçak ve 5 tane en yüksek noktanın ortalaması; Rq, aritmetik ortalama sapmaların karakökü; Rpm, art arda gelen beş örneğin esas derinlik seviyesi olarak belirtilir (Türel 2015). Yüzey profilinin yuvarlak kenarlı olması, Rpm/Rz oranının 0,5 den düşük olduğunu gösterirken; profilin keskin kenarlı olması ise, Rpm/Rz oranının 0,5 den yüksek olduğunu gösterir (Blanchard 1996; Bourauel ve ark. 1998).

Özellikle çocuk hastalarda daha çok kullanılan restoratif materyal olan kompomerin daha kısa sürede ve az aşamada pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi klinik olarak önemlidir (Bozkurt ve ark. 2012).

2.2.2. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliği

Yüzey sertliği, restoratif materyallerin üzerine gelen kuvvetler karşısında oluşabilecek deformasyona karşı direnç olarak tanımlanır (O'Brien 2002; Sakaguchi ve Powers 2011). Materyallere uygulanan devamlı kuvvetler, başlangıçta geri dönüşümlü deformasyona (elastik gerilme) sebep olurken; devamlı artan kuvvetler karşısında geri dönüşümsüz deformasyon (plastik deformasyon) meydana gelir. Plastik deformasyonun ortaya çıktığı başlangıç noktasına ise elastik limit denir. Plastik

deformasyonun ilerleyen safhalarında kırılma ve kopmalar meydana gelmektedir (Ersoy ve ark. 2007).

Restoratif materyallerin yüzey sertliği, bitirme-polisaj işlemleri ve kullanım sırasında rijit materyallerin oluşturduğu basınca karşı restorasyonu korur ve materyalin deformasyon direncini belirlemede hekime değerli bir bilgi sağlar (Anusavice 2003; Sakaguchi ve Powers 2011). Ayrıca, materyallerin fonksiyon esnasında oluşan basma direnci seviyesini aşmayacak elastik limite sahip olmaları gerekmektedir (Türel 2015).

Makro-sertlik ölçüm yöntemleri, daha mikro yapılı materyallerin yüzey incelemesi için yeterli olmadığından dolayı mikro-sertlik ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır. Mikrosertlik testleri, Knoop ve Vickers; makrosertlik testleri ise, Brinell ve Rockwell olarak bilinmektedir (Anusavice 2003). Hangi yöntemin kullanılacağı, materyalin kullanım alanına göre ve beklenen sertlik derecesine göre belirlenmektedir (O' Brien 2002).

Yüzeylerin mikro sertlik ölçüm yöntemlerinde, genellikle materyal yüzeyinde simetrik şekilli küçük bir uçla ve standart bir kuvvetle çentik oluşturulur. Oluşan çentiğin derinliğinin veya ebatlarının mikroskop altında ölçülmesiyle sertlik değeri elde edilir. Uçun yapısı, geometrisi ve uygulanan kuvvet sertlik metodlarına göre değişiklik göstermektedir (Türel 2015). Sertlik ölçümü, materyallerden birkaç kez tekrarlanan ölçümlerden elde edilen değerlerin ortalamaları alınarak yapılır (Poskus ve ark. 2004). Yüzeyde oluşan girintinin boyutlarıyla, ilgili materyalin sertlik seviyesi ters orantılıdır. Bu yüzden, yumuşak materyallere daha düşük kuvvetler uygulanması gerekmektedir (O'Brien 2002; Robenson ve ark. 2011).

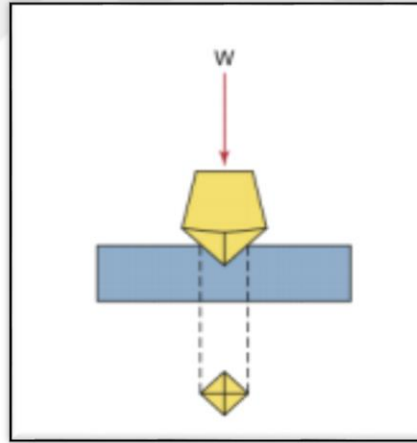
➤ **Vickers Sertlik Ölçüm Yöntemi**

Bu test yönteminde, 136 derecelik tepe açısına sahip ve tabanı kare olan elmas piramit uç aracılığıyla materyal yüzeyine 1 - 120 kg arasında belirli bir kuvvet, belli bir süre uygulanabilir (Wang ve ark. 2003). Yük kaldırıldıktan sonra yüzeyde oluşan izin görüntüsü, mikroskop aracılığıyla cihaz ekranına aktarılır. Ekrandaki hareketli cetvel kullanılarak izin köşegen boyutları ölçülüp, ortalaması alınır (Pober 1998). Özellikle, çok sert materyallerin yüzey sertliği ölçümünde kullanılan bir test metodudur (O'Brien 2002; Robenson ve ark. 2011) (Şekil 2.2).

Vickers sertliği, GPa olarak hesaplanacaksa $HV: 0.0018544 (P/d^2)$ formülü kullanılmaktadır. Vickers sertlik sayısı (VHN: Vickers Hardness Number) olarak hesaplanacaksa;

- ✓ $HV: 1.8544 (P/d^2)$ formülü kullanılır (P: Yükleme kuvveti (kgf), d: Materyal üzerindeki kare izin köşegen boyu (mm)).
- ✓ $HV: (0.102) (1.8544) (P/d^2)$ formülü kullanılır (P: Yükleme kuvveti (N), d: Materyal üzerindeki kare izin köşegen boyu (mm)) (http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Sertlik%20%C3%961%C3%A7me%20Y%C3%B6ntemleri.pdf, 18 Nisan 2018).

Vickers mikrosertlik cihazının avantajları; elde edilen değerlerin güvenilir olması, kullanılan elmas ucun zamanla bozulmaması, tüm materyal yüzeyleri için kullanılabilir olması, küçük bölgelerin ve çok sert materyallerin sertliğinin belirlenmesi için uygun olmasıdır (Türkün ve Gökay 2002). Ayrıca, diş dokularının ve kırılğan materyallerin yüzeyleri için de kullanıma uygun olduğu saptanmıştır (Anusavice 2003).



Şekil 2.2. Vickers Sertlik Testinde Kullanılan Delici Uç ve Meydana Gelen Çentiğın Şematik Resmi (Sakaguchi ve Powers 2011)

2.2.3. Restoratif Materyallerin Basma Dayanımı

Basma dayanımı, bir malzemenin kırılması için gereken maksimum kuvvet veya sıkışan test örneğinin kırılma noktasındaki basma şiddeti olarak tanımlanmaktadır. Ayrıca dayanım, baskı altındaki yapının atomlar arası kuvvetlerinin toplu bir ölçümüdür (Anusavice 2003).

Çiğneme sırasında oluşan fonksiyonel kuvvetlerin çoğu, baskı kuvveti şeklinde olduğu için restoratif materyallerin bu kuvvetlere karşı dayanabilme potansiyeli ve uzun dönem performansı önemlidir. Bu nedenle, basma dayanımı testi klinik performansın kriteri olarak sıklıkla kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve ark. 1993).

Materyalin en son basma dayanımı, uygulanan maksimum kuvvetin, kuvvete dik yönde gelen orijinal kesit alanına bölünmesiyle hesaplanır (Anusavice 2003).

$$k = 4F/\pi d^2$$

k = Basma dayanımı (megapaskal)

F = Maksimum uygulanan kuvvet (newton)

d = Örneğin ortalama çapı (milimetre) (Anusavice 2003).

Basma kuvvetleri sonucunda oluşan streslere bağlı olarak kırılma gerçekleşmektedir. Basma kuvvetleri örneğin her iki ucundan uygulanırsa, uçlardaki koni biçimindeki alan boyunca makaslama kuvvetleri; örneğin merkezinden uygulanırsa, uçtaki koni şekillerinin etkileşimi sonucunda germe kuvvetleri oluşmaktadır. Bu tür kuvvet testlerinde doğru ölçümler için örneklerin belirli standart ve boyutta olması önemlidir. Örnek boyutu çok kısa olursa, uçlarda oluşan güç dağılımları çok karışık bir hal almakta; fazla uzun olursa da, eğilme oluşabilmektedir. Bu nedenle, silindir örneğin boyu çapının yaklaşık olarak bir buçuk veya iki katı olması halinde en doğru sonuçlar elde edilmektedir (Craig ve ark. 1997).

International Organization for Standardization (ISO) 9917-1:2007 standartlarına göre basma dayanımı testinde kullanılacak materyallerin standardizasyonu için örneklerin 6 mm yükseklik ve 4 mm çapında hazırlanması önerilmektedir (ISO 2007). Ayrıca, örnek ile test makinesinin arasındaki yüzeyin üniform olması lokalize stres alanlarının oluşumunu önlemektedir (Zaimoğlu ve ark. 1993).

Yapılan bir çalışmada, basma dayanımı ile retansiyonun ilişkili olduğu, basma dayanımı arttıkça retansiyonun da arttığı belirtilmiştir. Materyalin çiğneme kuvvetleri karşısında deforme olmaması için basma dayanımının yüksek olması gerektiği ve

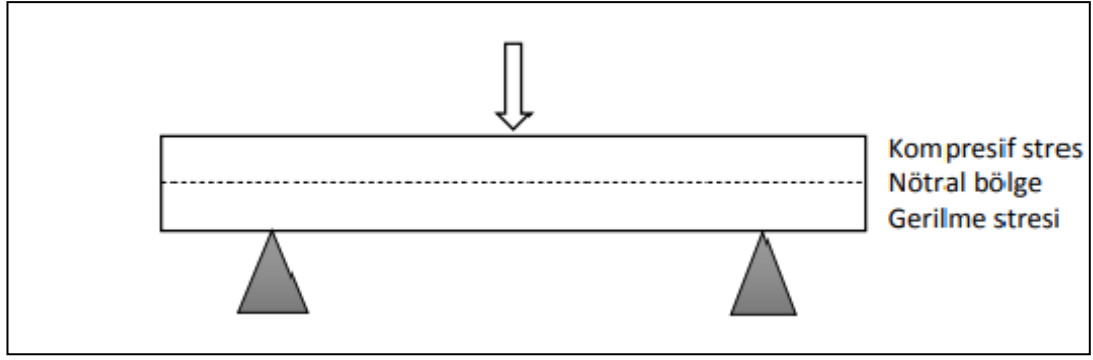
basma dayanımının klinik başarıda belirleyici bir unsur olduğu da bildirilmiştir (Lee ve ark. 2000).

2.2.4. Restoratif Materyallerin Eğilme Dayanımı

Eğilme dayanımı, bir materyalin kırılmadan önceki eğilme yeteneğidir (Anusavice 2003). Eğilme dayanımları yüksek materyallerin çığneme kuvvetlerine karşı dirençli oldukları bilinmektedir (Palin ve ark. 2003). Bükülme dayanıklılığı testi, temelde iki ucundan desteklenmiş ince bir diske tam ortadan uzun aksına dik olacak şekilde bir kuvvet uygulanarak gerçekleştirilir. Bu şekilde uygulanan test yöntemi, üç nokta eğilme testi olarak bilinir ve $\sigma = 3Pl/2bd^2$ (σ : eğilme dayanıklılığı, l : destekler arası mesafe, b : numune genişliği, d : numune kalınlığı ve P : kırılma esnasındaki maksimum yük) formülüyle MPa cinsinden hesaplanır (Anusavice 2003; Sakaguchi ve Powers 2011).

Bu yöntemin avantajı, elde edilen değerlerin kolay bir şekilde karşılaştırılabilmesidir. Ancak, test için hazırlanan örneklerin yüzeyinde meydana gelen çukurlar, çatlaklar ve defektler elde edilen sonuçları büyük ölçüde değiştirmektedir (Palin ve ark. 2003).

Örnek üzerine uygulanan yükler, örneğin bükülmesine sebep olur. Bar şeklindeki örnekte gerinim (strain) oluşturulduğunda, örneğin üst tarafında boyut azalması ve alt tarafında boyut uzaması gözlenir. Bunun sonucunda örneğin, üst tarafında kompresif; alt tarafında gerilme stresleri oluşur. Bu şekilde, test materyali içerisinde stres tipleri değişkenlik göstermektedir. Örnek içinde streslerin sıfır olduğu ve nötral bölge olarak adlandırılan bir bölge vardır (Şekil 2.3). Nötral eksen bölgesinde örneğin boyutlarında hiçbir değişiklik olmaz. Dayanak bölgelerinde oluşan makaslama streslerinin ise kırılma işleminde önemli bir rolü yoktur (Anusavice 2003).



Şekil 2.3. Üç Nokta Bükülme Testinin Şematik Görüntüsü ve Stres Bölgeleri (Anusavice 2003)

International Organization for Standardization (ISO) 4049:2009 standartlarına göre, eğilme dayanımı testinde kullanılacak materyallerin standardizasyonu için örneklerin 2 mm yükseklik, 2 mm kalınlık ve 25 mm genişlikte hazırlanması önerilmektedir (ISO 2009).

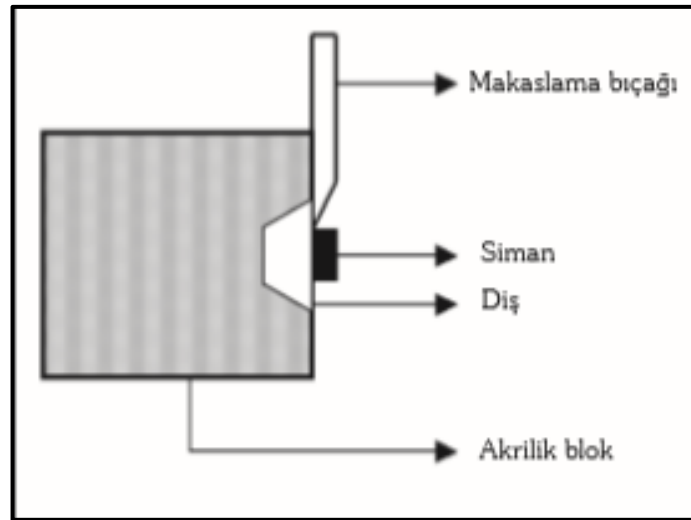
2.2.5. Restoratif Materyallerin Dentine Bağlanma Dayanımı

Günümüzün adeziv dişhekimliğinde, bir materyalin klinik açıdan ne derece kullanışlı olduğunu belirlemek için yapılan in vivo testlerin uzun süre gerektirmesi, pahalı olması ve standardizasyonu sağlamanın zor olması sebebiyle daha hızlı sonuç elde edilen, farklı değişkenler eklenebilen ve sonuçları karşılaştırılabilir in vitro testler, bağlanma dayanımının belirlenmesinde in vivo testlere göre daha sık kullanılmaktadır (Tanumiharja ve ark. 2000). Mine ve dentinde oluşturulan bağlantı yüzeylerine kuvvet uygulanarak yapılan bağlanma dayanımı testleri, restoratif materyallerin klinik uygulamalarında hekimlere rehberlik eden en önemli laboratuvar testlerinden birisidir (Shimada ve Tagami 2003).

Bağlantı kuvveti testleri adezivleri değerlendirmek için sıklıkla kullanılmaktadır. Biyomateryal ve diş arasındaki adezyonun kuvvetli olması, materyalin rezin polimerizasyonu ve oral fonksiyonu sırasında oluşan streslere karşı dayanıklı olmasını sağlar (De Munck ve ark. 2005). In vitro koşullarda restoratif materyallerin ve adeziv ajanların dental dokulara ya da birbirlerine olan bağlanma dayanımlarını belirlemek için tensile (çekme), microtensile, shear (makaslama) gibi test yöntemleri kullanılmaktadır (Hara ve ark. 2001).

- ✓ Çekme testi; bağlantı yüzeyine 90°'lik dik açıyla hareket eden bir kuvvet tarafından bağlanmanın kırılmasıyla gerçekleştirilir (Ayaz ve ark. 2011). Bu testin uygulanması sırasında, örneklerin birbirine yapıştırılması aşamasında oluşan yanlış yüzey açılmasından kaynaklanabilecek artefaktlara dikkat edilmelidir. (Özyöney 2008).
- ✓ Makaslama testi; bağlantı yüzeyine paralel olarak hareket eden bir kuvvet tarafından bağlanmanın kırılmasıyla gerçekleştirilir (Ayaz ve ark. 2011). Ağız ortamının karışık karakterdeki yük dağılımını iyi taklit etmesi ve daha kolay örnek hazırlanması nedeniyle en sık kullanılan bağlanma kuvveti testidir (Cardoso ve ark. 1998).

Makaslama dayanımı test yönteminde, hazırlanan örnekler test cihazına bağlı özel bir mekanizma kullanılarak sabitlendikten sonra, dış yüzeyine sabit bir hızla paralel olarak ilerleyen bıçak sırtı şeklinde bir uç bağlantıyı ayırarak şekilde uygulanır (Oilo 1993; Özyöney 2008) (Şekil 2.4). ISO/TS 11405:2015 standardına göre, kesici uç hızının 0,45-1,05 mm/dk arasında olması gerekmektedir (ISO 2015). Bağlanma dayanımı değerinin (MPa) hesaplanması için, kırılma sırasında elde edilen en yüksek kuvvet değeri bağlantı yüzey alanına bölünür (Behr ve ark. 2006).



Şekil 2.4. Makaslama Testinin Uygulanışı (Külünk ve ark. 2006)

2.2.6. Restoratif Materyallerin Renk Değişimi

Özellikle ön diş estetik restorasyonlarda restorasyonun klinik başarısında en önemli kriterlerden birisi, restorasyonun ilk günkü estetik görünümünü

kaybetmemesidir. Ağız ortamında rezin esaslı restoratif materyallerin renklenme eğilimleri estetik problemlere neden olmaktadır. Bu amaçla restorasyon materyali seçiminde seçilecek materyalin polimerizasyon şekli, doldurucu tipi, su emilimi gibi kimyasal ve fiziksel özellikleri yanında hastanın beslenme tipi, oral hijyen alışkanlıkları, sigara kullanımı gibi faktörlerin de değerlendirilmesi ve hastanın materyal renkleşmesi konusunda bilgilendirilip gerekli önerilerin verilmesi gerekmektedir (Bölükbaşı ve ark. 2015).

Ön ve arka bölgedeki dental restorasyonlarda sıklıkla gelişmiş estetik ve fiziksel özelliklere sahip rezin esaslı restoratif materyaller kullanılmaktadır (Lee ve ark. 2008). Estetik restoratif materyaller, ağızda kaldıkları süre boyunca diş dokusu ile renk uyumu sağlayarak doğal diş görünümünü taklit edebilmelidir (Choi ve ark. 2005; Gupta ve ark. 2005). Fakat, rezin esaslı materyallerin ağız ortamındaki renklenme eğilimleri estetik problemlere sebep olmaktadır. Sonuç olarak da, restorasyonların yenilenmesi gerekebilmekte ve hem hasta hem de hekim için zaman ve maddi kayıp oluşabilmektedir (Malekipour ve ark. 2012).

Restoratif materyallerin renklenmesi, gelişmekte olan teknolojiye rağmen uzun süreli klinik başarı açısından problem oluşturmaya devam etmektedir (Lepri ve Palma-Dipp 2012). Renklenmeye, rezin materyal ve renklenmeye sebep olan ajan arasındaki etkileşim sebep olmaktadır (Luiz ve ark. 2007). Ayrıca, rezin materyallerin renklenmesi dışsal ve içsel faktörlerin rol oynadığı bir süreçtir (Yannikais ve ark. 1998). Renklenmenin derecesi; materyalin polimerizasyon şekli, doldurucu tipi, su emilimi, kimyasal reaksiyon, diyet, sigara içme alışkanlığı, kötü oral hijyen ve yüzey pürüzlülüğü gibi etkenlere bağlıdır (Bagheri ve ark. 2005). Yapılan araştırmalarda, polimerize olmuş materyallerde renklendirici pigment içeren diyet ve kimyasal boyayıcı ajanlarla oluşan renklenmenin, su emilimine bağlı intrensek faktörlerle oluşan renklenmeye göre daha belirgin boyutta olduğu saptanmıştır (Erdemir ve ark. 2012).

Dental materyallerde oluşan renklenme, diyetle alınan pigment içerikli gıdaların absorpsiyon ve adsorpsiyona bağlı olarak oluşmaktadır (Satou ve ark. 1989). Yapılan çoğu çalışmada, yaygın olarak tüketilen çay, kahve, kola, kırmızı şarap, meyve suları, enerji içecekleri gibi renklendirici pigment içeren içeceklerin rezin esaslı

materyallerde renklenmeye sebep oldukları belirtilmiştir (Erdemir ve ark. 2012; Ren ve ark. 2012). Ayrıca antioksidan içerikli içeceklerin (yaban mersini, kırmızı üzüm, kırmızı şarap gibi) renk değişimine daha fazla neden oldukları bilinmektedir (Passomonti ve ark. 2005).

İçeceğin türü, içerdiği pigment miktarı, pH değeri gibi faktörlerin renklenme miktarını etkilediği tespit edilmiştir (Passomonti ve ark. 2005). İçeceklerin düşük pH ve alkol içeriğine sahip olması, kompozit rezinlerin yüzey özelliklerini etkilemektedir (Reis ve ark. 2003). Alkollü içeceklerin rezin matris içerisine emilimi, alkol moleküllerine bağlı olarak kompozit yüzeyinde yumuşamaya sebep olup; yüzey pürüzlülüğünü ve pigmentlerin tutunması için yüzey alanını arttırmakta ve bu yüzden daha fazla renklenmeye sebep olmaktadır (Azer ve ark. 2011). Üzüm suyunun kompozit rezin materyalini renklendirme derecesinin araştırıldığı bir çalışmada, içeceğin düşük pH'sının kompozit rezinin yüzey özelliklerini değiştirerek pigment tutulumunu arttırdığı görülmüştür (De Alencar ve ark. 2014). Yapılan başka bir çalışmada, şekerli içeceklerde renklendirici pigmentlerin yapışmasının daha kolay olduğu ve buna bağlı olarak kompozit restoratif materyallerin renklenmesinin fazla olduğu gözlenmiştir (Guler ve ark. 2005).

Dental materyallerde oluşan gözle ayırt edilemeyen renk değişimleri, spektrofotometre ve kolorimetre gibi çeşitli cihazlar kullanılarak tekrarlanabilir objektif ölçümlerle saptanabilmektedir (Seghi ve ark. 1990; Okubo ve ark. 1998). Spektrofotometre, CIE L*a*b* renk sistemini kullanan bir cihazdır. CIE (The Commission Internationale de l'Eclairage) L*a*b* matematiksel renk sistemi, ilk defa 1976 yılında tekstil, boyalar ve plastik gibi materyallerin renk ölçümlerinde kullanılmıştır (McLaren 1976). Daha sonraları bu sistem estetik dişhekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır. Bu üç boyutlu renk sisteminde üç adet parametre bulunmaktadır: L* (dikey eksen), a* (yatay eksen) ve b* (yatay eksen). L* parametresi Munsell sistemindeki value, yani rengin aydınlığını ifade eder. Bu parametre 0 (siyah) ile 100 (beyaz) arasında bir değere sahiptir. a* parametresi rengin kırmızılığını (+a, a>0, kırmızı-mor yönü) veya yeşilliğini (-a, a<0, mavi-yeşil yönü), b* parametresi ise rengin sarılığını (+b, b>0, sarı yönü) veya maviliğini (-b, b<0, mor-mavi yönü) tanımlamaktadır (Trakyalı 2013).

Renk değişimi ΔE adı verilen bir parametre ile ifade edilmektedir. Renk farkı Delta E (ΔE) aşağıdaki formül ile hesaplanır:

$$\Delta L^* = L_2 - L_1, \Delta a^* = a_2 - a_1, \Delta b^* = b_2 - b_1$$

$$\Delta E_{L^*a^*b^*} = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{0.5} \text{ (Berns 2000).}$$

Renklenmenin değerlendirilmesinde $\Delta E < 1$ (insan gözü ile ayırt edilemeyecek renk değişimi), $1 < \Delta E < 3,7$ (uzman bir göz tarafından ayırt edilebilecek renk değişimi), $\Delta E > 3,7$ (kolaylıkla gözle görülebilen ve klinik olarak kabul edilemez bir renk değişimi) şeklinde üç değer aralığı kullanılmaktadır (Schulze ve ark. 2003).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Araştırma Laboratuvarı ile Imicryl Diş Malzemeleri San. ve Tic. Ltd. řti. Araştırma Merkezi'nde yapıldı.

Çalışmamız; Dyract XP® (Dentsply, Konstanz, Almanya) (şekil 3.1), R&D Series Nova Compomer® (Imicryl, Konya, Turkey) (şekil 3.2), Compoglass® F (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (şekil 3.3) kompomer materyallerinden hazırlanan örnekler kullanılarak yapılan in vitro ölçümler şeklinde gerçekteştirildi.

Kompomer materyallerinden hazırladığımız örnek sayıları, çalışmamıza benzer makaleler referans gösterilerek yapılan power analizine göre belirlendi. Power analizi için Minitab 16 ve G-Power 3.1 programları kullanılmıştır. %85 güç seviyesinde Anova testi için belirlenen örneklem hacmi 3 ve 4 grup için en az 9 gözlem ve bağımlı iki örneklem testi için ise en az 5 gözlem alınmasına karar verilmiştir.

Örnek boyutları ise ISO standartlarına uyularak hazırlandı.

Kullanılan üç farklı kompomer materyalinin içerikleri ve üretici firmaları Tablo 3.1'de verilmiştir.

Tablo 3.1. Kompomer Materyallerinin İçerikleri ve Üretici Firmaları

Materyal	İçerik	Üretici firma	Partikül büyüklüğü (µm)	Partikül oranı (ağırlıkça %)
Dyract XP®	UDMA, TEG-DMA, TCB rezin, TMPTMA, Dimetakrilat rezinler, Etil-4 (dimetillamino) benzoat, BHT, Stronsiyum-alumino-sodyum-floro-fosfor-silikat cam, Silikon dioksit, Stronsiyum florür, Katalizörler, Stabilizatörler, Pigmentler	Dentsply (Konstanz, Almanya)	0,8	73
Compoglass® F	UDMA, Polietilen glikoldimetakrilat, CADCADMA, Silanize mix oxid, Yiterbiyumtriflorid, Ba-Al-Florosilikatcam, (silanize) Katalizörler, Stabilizatörler, Pigmentler	Ivoclar Vivadent (Schaan, Lihtenştayn)	0,2-3	80,5
R&D Series Nova Compomer®	UDMA, Karboksilat modifiye dimetakrilat, TEGDMA, Dimetakrilat rezinler, Yiterbiyum triflorid, St-alümino-floro-silikat cam, Katalizörler, Stabilizatörler, Pigmentler	Imicryl (Konya, Türkiye)	0,8	80-83

- ❖ UDMA = Uretan dimetakrilat
- TEG-DMA = Tetraetilen glikol dimetakrilat
- BIS-GMA= Bisfenol A-glisidil metakrilat
- TCB resin = Karboksil asit modifiye dimetakrilat

TMPTMA = Trimetakrilat rezin

BHT= Butile hidroksi tolüen

CADCADMA = Sikloalifatik dikarboksil asit dimetakrilat

Örnekler, ışık yoğunluğu 1200 mW/cm^2 olan LED.B (Guilin Woodpecker, Çin) kablosuz polimerizasyon cihazı (Şekil 3.4) kullanılarak üretici firmaların önerisine göre inkremental yöntemle polimerize edildi. Polimerizasyon cihazının ışık gücü, her polimerizasyon işlemi öncesi radyometreyle ölçülerek polimerizasyonun standardizasyonu sağlandı. Ayrıca, hazırlanan örneklerin çap ve yükseklikleri $\pm 0,01 \text{ mm}$ 'lik doğruluk payına sahip dijital kumpas yardımı ile ölçülüp mekanik ölçümler için hazır hale getirildi.



Şekil 3.1. Dyract XP® Kompomer Materyali



Şekil 3.2. R&D Series Nova Compomer® Kompomer Materyali



Şekil 3.3. Compoglass® F Kompomer Materyali



Şekil 3.4. Örneklerin Polimerizasyonu İçin Kullanılan LED.B Polimerizasyon Cihazı

Deneysel çalışmamız şu aşamalar ile yürütüldü:

1. Kompomer materyallerinde yüzey pürüzlülüğünün araştırılması,
2. Kompomer materyallerinde yüzey sertliğinin araştırılması,
3. Kompomer materyallerinde basma dayanımının araştırılması,
4. Kompomer materyallerinde eğilme dayanımının araştırılması,
5. Kompomer materyallerinde makaslama bağlanma dayanımının araştırılması,

6. Kompomer materyallerinde renk değişiminin araştırılması.

3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için her üç kompomer grubunda 20'şer örnek olacak şekilde toplam 60 tane kompomer örneği, 2 mm yüksekliğinde ve 8 mm çapında metal kalıp kullanılarak hazırlandı. Kompomer materyalleri, kalıba hafif taşkın olacak şekilde yerleştirildikten sonra materyalin her iki yüzeyine şeffaf bant koyularak cam bloklarla taşkın materyallerin uzaklaştırılması için basınç uygulandı. Daha sonra, örnekler her iki yüzeyinden 20'şer saniye süreyle polimerize edildi. Işıklı polimerizasyon işlemi takiben örnekler, 37°C distile suda 24 saat bekletildi. Bu süre sonunda örneklerden Mitutoyo® (Surftest SJ-210, Tokyo, Japonya) profilometre cihazı (Şekil 3.5) kullanılarak, farklı bölgelerden 3'er kez yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapıldı. Elde edilen Ra değerlerinin aritmetik ortalaması alındıktan sonra kaydedildi.

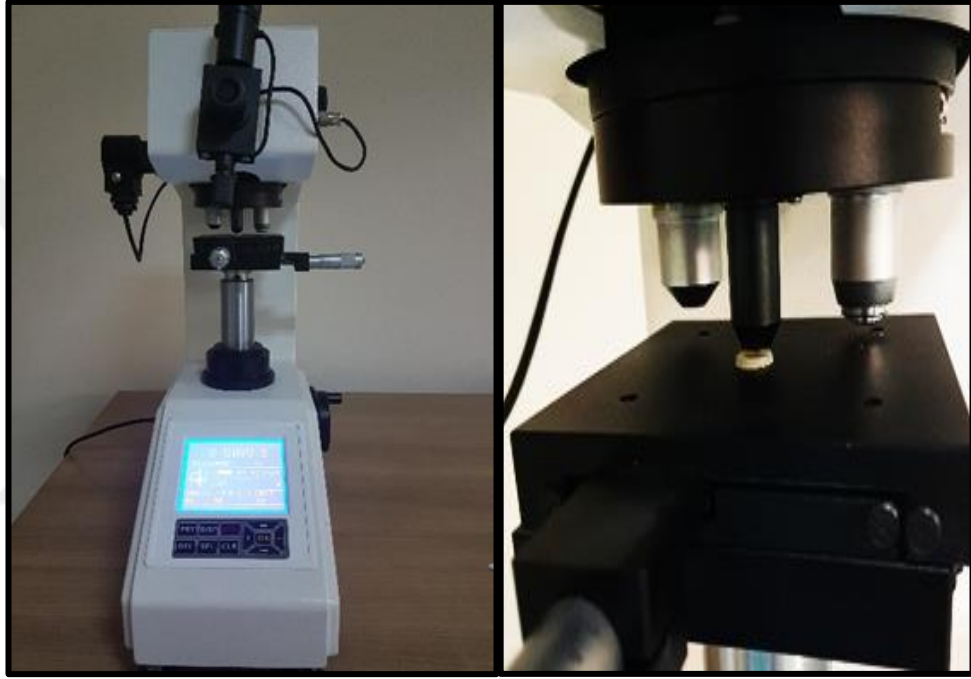


Şekil 3.5. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümünde Kullanılan Profilometre Cihazı

3.2. Yüzey Mikrosertliği Ölçümü

Çalışmada kullanılmak üzere 2 mm x 8 mm boyutunda metal kalıp ile her üç kompomer grubunda 20'şer örnek olacak şekilde 60 tane kompomer örneği hazırlandı.

Kompomer materyalleri kalıplara hafif taşkın olacak şekilde yerleştirildikten sonra, materyalin her iki yüzeyine şeffaf bant koyularak cam bloklarla taşkın materyallerin uzaklaştırılması için basınç uygulandı. Daha sonra, örnekler her iki yüzeyinden 20'şer saniye süreyle polimerize edildi. Örnekler, distile su içerisinde 24 saat 37°C' de bekletildi. Bu süre sonunda örneklerden LHV-1D Dijital Micro Vickers (Bursam NDT, Bursa, Türkiye) sertlik ölçüm cihazı (Şekil 3.6) kullanılarak, üç ayrı noktadan 10 sn. boyunca 500 gramlık bir kuvvet uygulayacak şekilde sertlik ölçümü yapıldı. Elde edilen verilerin aritmetik ortalamaları alındıktan sonra kaydedildi.



Şekil 3.6. Yüzey Mikrosertliği Ölçümü İçin Kullanılan Vickers Sertlik Cihazı

3.3. Basma ve Eğilme Dayanımı Ölçümü

Basma dayanımı testi için her üç kompomer grubunda 10'ar örnek olacak şekilde toplam 30 tane kompomer örneği, 4 mm x 6 mm boyutunda politetrafloroetilen kalıpta (Şekil 3.7) üretici firmanın talimatlarına göre polimerize edilerek hazırlandı.

Eğilme dayanımı testi için ise her üç kompomer grubunda 10'ar örnek olacak şekilde toplam 30 tane kompomer örneği, 2 mm x 2 mm x 20 mm boyutunda metal kalıpta (Şekil 3.8) üretici firmanın talimatlarına göre polimerize edilerek hazırlandı.

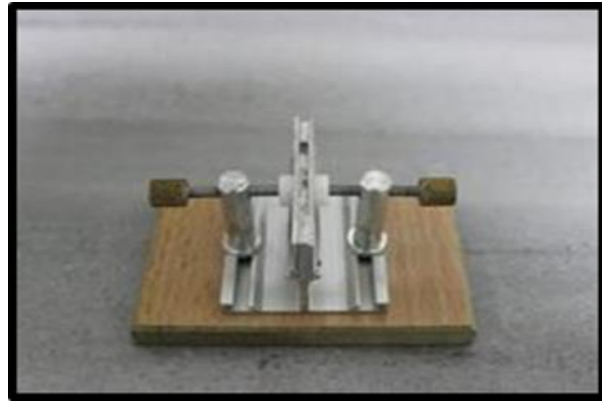
Örneklerin hazırlanması sırasında kompomer materyalleri bir el aleti ile kalıplara uygulandı. Daha sonra, bir şeffaf bant ve siman camı ile kalıplara tam olarak temas edinceye kadar bastırıldı.

Basma dayanıklılığı testi için hazırlanan örnekler, cam plaka üzerinden LED ışık cihazı kullanılarak 40 saniye süresince, her iki yüzeylerinden polimerize edildi. Eğilme dayanımı testi yapılacak tüm örnekler ise, cam plaka üzerinden firmanın önerileri doğrultusunda LED ışık cihazı ile her iki yüzeyinden 20 saniye süreyle polimerize edildi. Herbir örneğin polimerizasyonu, örnek merkezinden başlayarak kenarlara doğru olacak şekilde, ışık cihazının ucunun çapının yarısı kadar yanlara doğru ilerletilerek tüm örnek boyunca gerçekleştirildi.

Tüm örneklerin yüzeyleri ve kenarlarındaki çapaklar zımpara kağıtlar yardımı ile elde düzeltildi. Bu şekilde hazırlanan tüm örnekler, 37°C'de 24 saat distile su içerisinde bekletildi.

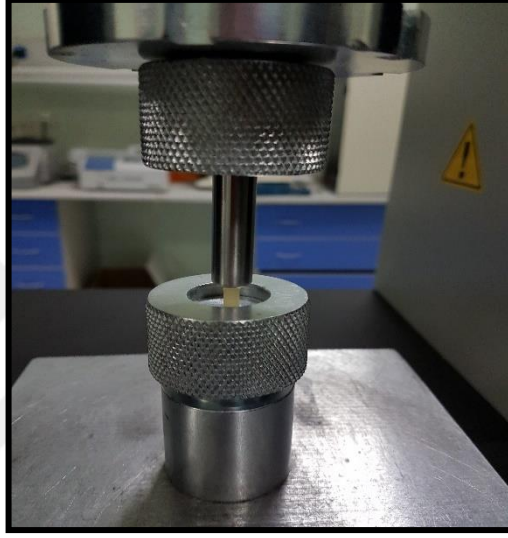


Şekil 3.7. Basma Dayanımı Örneklerinin Hazırlanmasında Kullanılan Politetrafloroetilen Kalıp

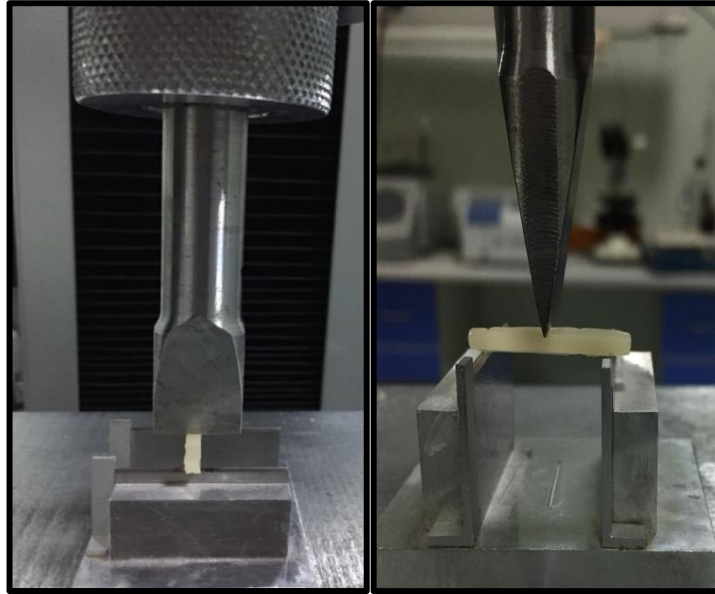


Şekil 3.8. Eğilme Dayanımı Örneklerinin Hazırlanmasında Kullanılan Metal Kalıp

Örneklere DVT GPE (Devotrans Ltd, İstanbul, Türkiye) üniversal test cihazıyla (Şekil 3.11), basma dayanımı için 5 KN ve eğilme dayanımı için 200 N değerinde ve 1 mm/dk hızda kuvvet kırılma oluşurana kadar uygulandı (Şekil 3.9). Örneklere üç nokta eğilme testi, üniversal test cihazına eğilme dayanıklılığı ölçümünde kullanılan aparat takılarak, her bir örneğe üç noktadan aynı anda ve eşit miktarda kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi (Şekil 3.10). Örneklerin kırıldığı andaki maksimum kuvvet, Newton (N) olarak bilgisayar tarafından kaydedildi ve megapaskal (MPa) cinsinden cihaz tarafından hesaplandı.



Şekil 3.9. Basma Dayanımı Testi



Şekil 3.10. Eğilme Dayanımı Testi



Şekil 3.11. Üniversal Test Cihazı

3.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü

Makaslama bağlanma dayanımı testi için fizyolojik kök rezorbsiyonu sebebiyle çekilmiş 60 adet çürüksüz süt molar, okluzal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde plastik kalıplarda hazırlanmış akrilik bloklar içerisine gömülerek (Şekil 3.12), dentin yüzeyleri Isomet® 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) cihazıyla su soğutması altında düşük hızda dönen elmas separe ile açığa çıkarıldı (Şekil 3.13).



Şekil 3.12. Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi



Şekil 3.13. Dentin Yüzeylerinin Açığa Çıkarılmasında Kullanılan Isomet Cihazı

Yüzeyle Clearfil™ SE Bond (Kuraray, Okayama, Japonya) adeziv sistemi (Şekil 3.14), üretici firmanın talimatlarına göre uygulandıktan sonra her üç tip kompozit materyali 20'şerli gruplar şeklinde, hazırlanan dentin yüzeylerinin üzerine yerleştirilen 2 mm x 2 mm boyutundaki silindirik silikon aparatın içerisine taşmayacak şekilde doldurularak üretici firmanın önerisine göre polimerize edildi (Şekil 3.15).

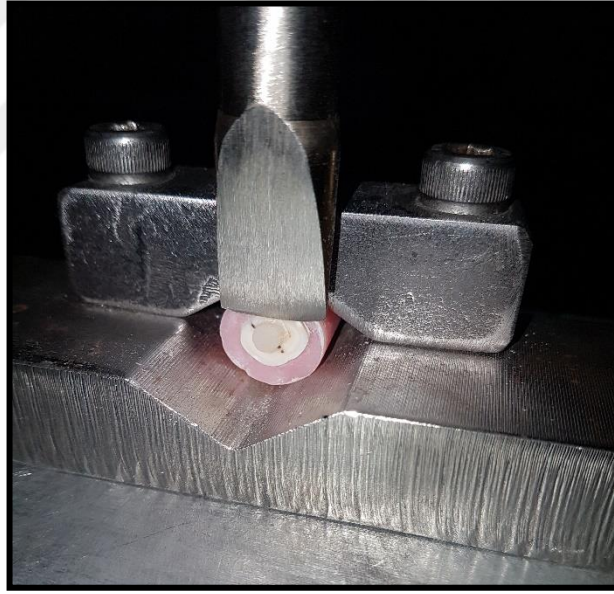


Şekil 3.14. Clearfil™ SE Bond 2 Aşamalı Self-Etch Adeziv Sistemi



Şekil 3.15. Bağlanma Dayanımı Testi İçin Hazırlanan Örnek

Örnekler, 24 saat 37 °C distile suda bekletildikten sonra DVT GPE üniversal test cihazı (Devotrans Ltd, İstanbul, Türkiye) ile dış yüzeyine paralel hareket eden bir kuvvet kaynağı tarafından adezyon bölgesinde kırılma meydana gelene kadar 200 N değerinde ve 1 mm/dk hızda kuvvet uygulandı (Şekil 3.16). Kırılma oluşturan kuvvet değerleri MPa cinsine çevrilerek kaydedildi.



Şekil 3.16. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

3.5. Renk Değişimi Ölçümü

Renk değişimi ölçümü için; kompomerlerin hepsi A2 renginde ve her üç kompomer grubunda 20'şer örnek olacak şekilde toplam 60 tane disk şeklinde kompomer örneği, 2mm x 8mm boyutunda metal kalıp (Şekil 3.17) kullanılarak LED ışıkla her iki yüzeyinden polimerize edilerek hazırlandı. Hazırlanan örnekler, 37 °C'de

24 saat boyunca distile su içerisinde bekletildi. Bu süre sonunda Lovibond® (RT Series Reflectance Tintomer, İngiltere) renk ölçüm cihazıyla (Şekil 3.19), CIE L*a*b renk sistemi kullanılarak renkleri ölçüldü.

Daha sonra her grup kendi içinde beşerli gruplara ayrılarak polistren kalıp içerisinde kola (Coca-cola), vişne suyu (Dimes vişne suyu), portakal suyu (Dimes portakal suyu) ve kontrol grubu olarak distile suda 24 saat ve 1 hafta süresince bekletildi (Şekil 3.18). İçecekler hergün yenilendi. 24 saat ve 1 hafta süreleri sonunda, örnekler bekletildikleri içeceklerden çıkarıldıktan sonra kurutma kağıdıyla kurutuldu ve aynı spektrofotometre cihazıyla renk ölçümleri yapıldı. Elde edilen verilerden Delta E (ΔE) değerleri hesaplanarak kaydedildi.



Şekil 3.17. Renk Değişimi, Yüzey Sertliği ve Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri İçin Örneklerin Hazırlanmasında Kullanılan Metal Kalıp



Şekil 3.18. Renk Değişimi Testi İçin Kullanılan İçecekler (Kola (Coca-Cola), Vişne Suyu (Dimes Vişne Suyu), Portakal Suyu (Dimes Portakal Suyu))



Şekil 3.19. Spektrofotometre Cihazı

3.6. İstatistiksel Analiz

Verileri analiz etmek için değerlerin normal dağılıma uygunluğu ve varyans eşitliğine bakılarak parametrik veya parametrik olmayan testlerin uygulanabilirliğine karar verilmiştir. Parametrik testlerin uygulanabilmesi için aynı anda hem normal dağılıma uygunluğu hemde varyans homojenliği gerekli olduğundan, verilerin normal dağılmaması ya da homojen varyanslı olmaması durumunda parametrik olmayan testlerin kullanılması gerekir. Bu nedenle verilerin normal dağılıma uygunluğu için Kolmogorov-Smirnov testi, yine varyans homojenliği için Levene testi kullanılmıştır.

Yapılan Kolmogorov-Smirnov testi ve Levene testi sonucunda verilerimiz normal dağılıma uygun bulunduğu için parametrik testlerden Bağımlı İki örneklem T testi, ANOVA (Tek yönlü Varyans Analizi Testi) ve Post hoc testlerinden Tukey testi kullanılmıştır. Verilerin analizinde SPSS 15 İstatistik Paket Programı kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü

Kompomerlerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında fark olup olmadığı, Tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA) testi ile incelendi. Test sonucuna göre; Dyract XP[®], R&D Series Nova Kompomer[®] ve Compoglass[®] F kompomerlerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p:0.244; p>0,05) (Tablo 4.1-Grafik 4.1).

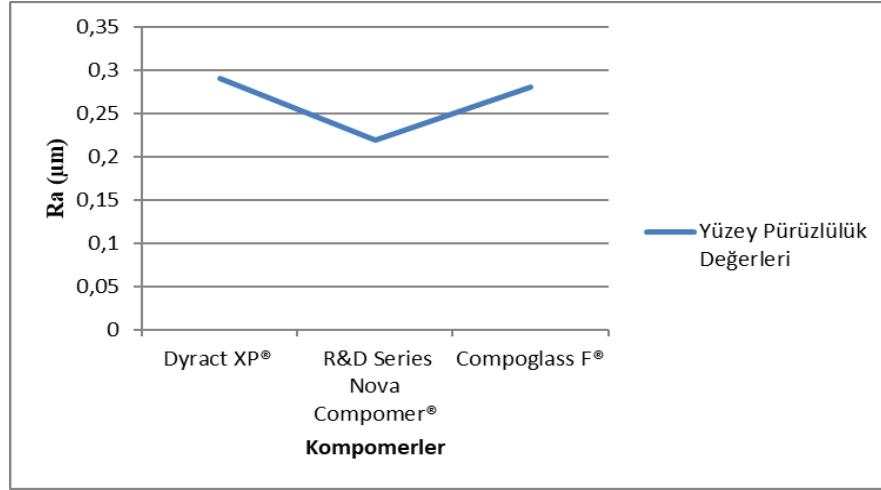
Tablo 4.1. Kompomerlerin Yüzey Pürüzlülüğü Ortalama Değerleri ve ANOVA Test Sonucu

Kompomer	N	Ortalama Ra (µm)	Std. Hata	Min-Max	F değeri	P değeri
Dyract XP [®]	20	0,290 ^a	0,043	0,060-0,819		
R&D Series						
Nova Kompomer [®]	20	0,219 ^a	0,027	0,075-0,497	1,448	0,244
Compoglass [®] F	20	0,281 ^a	0,020	0,043-0,493		

Kompomerlerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ikili karşılaştırmaları için Tukey testi yapıldı. Test sonucuna göre, kompomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0.05) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Kompomerlerin Yüzey Pürüzlülüğü Ortalama Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.

Yüzey Pürüzlülüğü	P değeri
Dyract XP [®] - R&D Series Nova Kompomer [®]	1,000
Dyract XP [®] - Compoglass [®] F	1,000
R&D Series Nova Kompomer [®] - Compoglass [®] F	1,000



Grafik 4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri

4.2. Yüzey Mikrosertliği

Kompomerlerin ortalama yüzey mikrosertliği değerleri arasında fark olup olmadığı, Tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA) testi ile incelendi. Test sonucuna göre; Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F kompomerlerinin ortalama yüzey mikrosertliği değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu ($p:0.000$; $p<0,05$) (Tablo 4.3- Grafik 4.2).

Tablo 4.3. Kompomerlerin Yüzey Mikrosertliği Ortalama Değerleri ve ANOVA Test Sonucu

Kompomer	N	Ortalama (HV)	Std. Hata	Min-Max	F değeri	P değeri
Dyract XP®	20	46,3850 ^a	1,099	36,23-55,47		
R&D Series						
Nova Compomer®	20	53,1795 ^b	1,019	39,60-60,20	19,997	0,000*
Compoglass® F	20	44,3120 ^a	0,989	36,77-50,40		

$p^*<0.05$

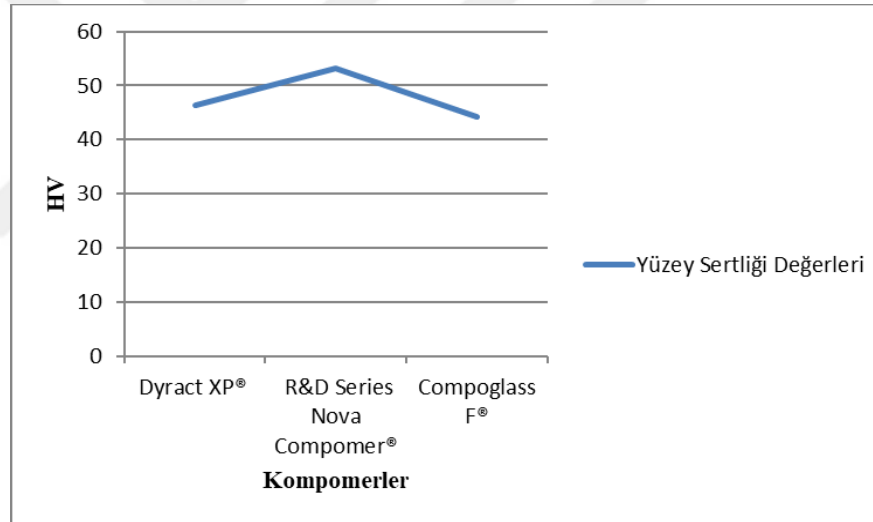
Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek için Tukey testi yapıldı. Kompomerlerin ortalama yüzey mikrosertliği değerlerinin Tukey testi ile ikili karşılaştırmaları sonucunda, Dyract XP® ve Compoglass® F kompomerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p:0,986$; $p>0.05$); R&D Series Nova Compomer® kompomerinin Dyract XP® ve Compoglass® F kompomerleri ile

karşılaştırılması sonucunda, -R&D Series Nova Compomer® kompomer lehine-istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$) (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Kompomerlerin Yüzey Mikrosertliği Ortalama Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.

Yüzey Mikrosertliği	P değeri
Dyract XP® - R&D Series Nova Compomer®	0,000*
Dyract XP® - Compoglass® F	0,986
R&D Series Nova Compomer® - Compoglass® F	0,000*

* $p<0.05$



Grafik 4.2. Yüzey Mikrosertliği Değerleri

4.3. Basma Dayanımı

Kompomerlerin ortalama basma dayanımı değerleri arasında fark olup olmadığı, Tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA) testi ile incelendi. Test sonucuna göre; Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F kompomerlerinin ortalama basma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.276$; $p>0,05$) (Tablo 4.5- Grafik 4.3).

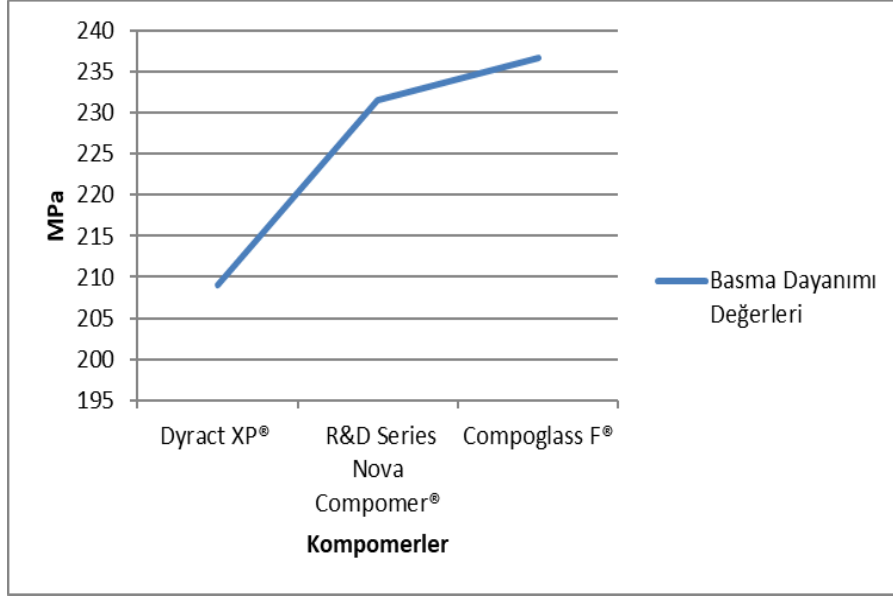
Tablo 4.5. Kompomerlerin Basma Dayanımı Ortalama Değerleri ve ANOVA Test Sonucu

Kompomer	N	Ortalama (MPa)	Std. Hata	Min-Max	F değeri	P değeri
Dyract XP®	10	209,016 ^a	6,950	168,96-234,72		
R&D Series						
Nova	10	231,628 ^a	13,870	160,48-307,40	1,350	0,276
Compomer®						
Compoglass® F	10	236,656 ^a	15,528	127,04-298,32		

Kompomerlerin ortalama basma dayanımı değerlerinin ikili karşılaştırmaları için Tukey testi yapıldı. Test sonucuna göre, kompomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Kompomerlerin Basma Dayanımı Ortalama Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.

Basma Dayanımı	P değeri
Dyract XP® - R&D Series Nova Compomer®	0,977
Dyract XP® - Compoglass® F	0,986
R&D Series Nova Compomer® - Compoglass® F	1,000



Grafik 4.3. Basma Dayanımı Değerleri

4.4. Eğilme Dayanımı

Kompomerlerin ortalama eğilme dayanımı değerleri arasında fark olup olmadığı, Tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA) testi ile incelendi. Test sonucuna göre; Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F kompomerlerinin ortalama eğilme dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.188$; $p>0,05$) (Tablo 4.7-Grafik 4.4).

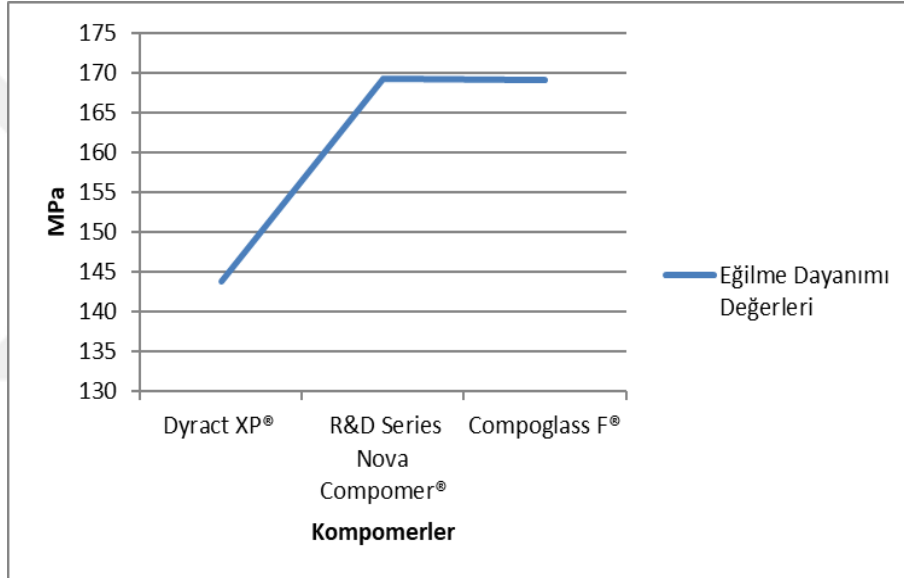
Tablo 4.7. Kompomerlerin Eğilme Dayanımı Ortalama Değerleri ve ANOVA Test Sonucu

Kompomer	N	Ortalama (MPa)	Std. Hata	Min-Max	F değeri	P değeri
Dyract XP®	10	143,871 ^a	12,413	63,94-202,88		
R&D Series						
Nova	10	169,221 ^a	8,509	124,69-221,44	1,779	0,188
Compomer®						
Compoglass® F	10	169,070 ^a	11,517	99,38-247,69		

Kompomerlerin ortalama eğilme dayanımı değerlerinin ikili karşılaştırmaları için Tukey testi yapıldı. Test sonucuna göre kompomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Kompomerlerin Eğilme Dayanımı Ortalama Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.

Eğilme Dayanımı	P değeri
Dyract XP® - R&D Series Nova Compomer®	1,000
Dyract XP® - Compoglass® F	0,685
R&D Series Nova Compomer® - Compoglass® F	1,000



Grafik 4.4. Eğilme Dayanımı Değerleri

4.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı

Kompomerlerin ortalama bağlanma dayanımı değerleri arasında fark olup olmadığı, Tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA) testi ile incelendi. Test sonucuna göre; Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F kompomerlerinin ortalama eğilme dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu ($p:0.000$; $p<0,05$) (Tablo 4.9-Grafik 4.5).

Tablo 4.9. Kompomerlerin Makaslama Bağlanma Dayanımı Ortalama Değerleri ve ANOVA Test Sonucu

Kompomer	N	Ortalama (MPa)	Std. Hata	Min-Max	F değeri	P değeri
Dyract XP®	20	12,9621 ^a	0,768	8,86-22,48		
R&D Series						
Nova Compomer®	20	18,0763 ^b	0,573	15,44-23,44	13,141	0,000*
Compoglass® F						
Compoglass® F	20	14,5447 ^a	0,803	9,84-22,48		

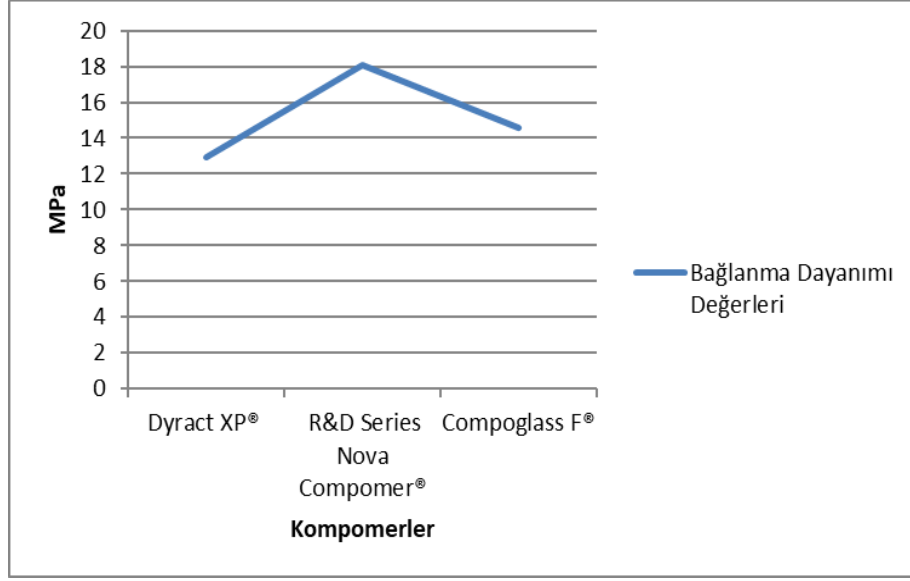
p* < 0.05

Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek için Tukey testi yapıldı. Kompomerlerin ortalama bağlanma dayanımı değerlerinin Tukey testi ile ikili karşılaştırmaları sonucunda Dyract XP® ve Compoglass® F kompomerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken (p:1,000; p>0.05); R&D Series Nova Compomer® kompomerinin Dyract XP® ve Compoglass® F kompomerleri ile karşılaştırılması sonucunda, -R&D Series Nova Compomer® kompomer lehine-istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu (p<0.05) (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Kompomerlerin Makaslama Bağlanma Dayanımı Ortalama Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.

Bağlanma Dayanımı	P değeri
Dyract XP® - R&D Series Nova Compomer®	0,000*
Dyract XP® - Compoglass® F	1,000
R&D Series Nova Compomer® - Compoglass® F	0,000*

*p < 0.05



Grafik 4.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri

4.6. Renk Değişimi

Kompomerlerin kola, vişne suyu, portakal suyu ve kontrol grubundaki (distile su) renk değişimlerinin, 24 saat ve 1 hafta sürelerine göre karşılaştırılması için Bağımlı iki örneklem T testi yapıldı. Teste ait sonuçlar Tablo 4.11' de gösterilmiştir ($p^* < 0.05$).

Tablo 4.11. Kompomerlerin Ortalama Renk Değişimi Değerlerinin Zamana Göre Karşılaştırılması

İçecekler	Kompomer	N	Süre	Ortalama	Std.	Min-Max	T	P
				ΔE	Hata			
KOLA	Dyract XP®	5	24 saat	1,0720	0,23827	0,72-1,79	-0,633	0,561
			1 hafta	1,1520	0,13302	0,92-1,65		
	R&D Series Nova	5	24 saat	3,6320	0,73713	2,02-5,72	-0,050	0,962
			1 hafta	3,6580	0,80919	1,28-6,00		
	Compoglass® F	5	24 saat	2,8500	0,91114	0,70-5,52	-4,615	0,010*
			1 hafta	4,4640	0,72536	2,80-6,43		
VIŞNE SUYU	Dyract XP®	5	24 saat	1,9220	0,22509	1,40-2,66	-5,151	0,007*
			1 hafta	3,5640	0,43910	2,15-4,74		
	R&D Series Nova	5	24 saat	5,0180	0,40027	3,91-5,91	-5,025	0,007*
			1 hafta	9,6980	1,32629	5,79-13,04		
	Compoglass® F	5	24 saat	10,4640	1,09474	7,81-13,42	-7,426	0,002*
			1 hafta	17,5380	0,69647	15,15-19,06		
PORTAKAL SUYU	Dyract XP®	5	24 saat	1,3480	0,13407	0,94-1,72	-2,306	0,082
			1 hafta	2,3120	0,36691	1,67-3,75		
	R&D Series Nova	5	24 saat	2,1820	0,39033	1,17-3,14	-4,786	0,009*
			1 hafta	3,1640	0,37200	1,86-4,08		
	Compoglass® F	5	24 saat	1,9880	0,67254	0,70-4,51	-1,320	0,257
			1 hafta	3,7160	0,84653	1,63-5,94		
KONTROL GRUBU (DİSTİLE SU)	Dyract XP®	5	24 saat	1,0540	0,31379	1,44-3,30	-0,664	0,543
			1 hafta	1,1340	0,75517	1,04-5,08		
	R&D Series Nova	5	24 saat	1,8280	0,71938	0,21-4,14	-0,468	0,664
			1 hafta	2,2020	0,46464	1,45-3,92		
	Compoglass® F	5	24 saat	1,8640	0,71625	0,61-4,57	-0,164	0,878
			1 hafta	2,0180	0,56270	1,02-4,08		

Kompomerlerin kola sıvısında 24 saat ve 1 hafta sonraki renk değişimi ölçümleri arasındaki farkın incelenmesi için yapılan Bağımlı iki örneklem T testi sonucuna göre:

- ✓ Dyract XP[®] kompomerinde $p:0,561$ ($p>0,05$) olduğundan fark bulunmadı. Buna göre, kola sıvısında Dyract XP[®] maddesinin 24 saat ve 1 hafta sonraki ölçümleri benzerdir.
- ✓ R&D Series Nova Compomer[®] kompomerinde $p:0,962$ ($p>0,05$) olduğundan fark bulunmadı. Buna göre, kola sıvısında R&D Series Nova Compomer[®] kompomerinin 24 saat ve 1 hafta sonraki ölçümleri benzerdir.
- ✓ Compoglass[®] F kompomerinde $p:0,010$ ($p<0,05$) olduğundan fark bulundu. Buna göre, kola sıvısında Compoglass[®] F kompomerinin 24 saat sonundaki renk değişimi değerleri, 1 hafta sonraki değerlerden düşüktür.

Kompomerlerin vişne suyunda 24 saat ve 1 hafta sonraki renk değişimi ölçümleri arasındaki farkın incelenmesi için yapılan Bağımlı iki örneklem T testi sonucuna göre:

- ✓ Dyract XP[®] kompomerinde $p:0,007$ ($p<0,05$) olduğundan fark bulundu. Buna göre, vişne sıvısında Dyract XP[®] kompomerinin 24 saat sonundaki renk değişim değerleri, 1 hafta sonraki değerlerden düşüktür.
- ✓ R&D Series Nova Compomer[®] kompomerinde $p:0,007$ ($p<0,05$) olduğundan fark bulundu. Buna göre, vişne sıvısında R&D Series Nova Compomer[®] kompomerinin 24 saat sonundaki renk değişim değerleri, 1 hafta sonraki değerlerden düşüktür.
- ✓ Compoglass[®] F kompomerinde $p:0,002$ ($p<0,05$) olduğundan fark bulundu. Buna göre, vişne sıvısında Compoglass[®] F kompomerinin 24 saat sonundaki renk değişim değerleri, 1 hafta sonraki değerlerden düşüktür.

Kompomerlerin portakal suyunda 24 saat ve 1 hafta sonraki renk değişimi ölçümleri arasındaki farkın incelenmesi için yapılan Bağımlı iki örneklem T testi sonucuna göre:

- ✓ Dyract XP[®] kompomerinde $p:0,082$ ($p>0,05$) olduğundan fark bulunmadı. Buna göre, portakal sıvısında Dyract XP[®] kompomerinin 24 saat ve 1 hafta

sonraki ölçümleri benzerdir.

- ✓ R&D Series Nova Compomer® kompomerinde p:0,009 ($p<0,05$) olduğundan fark bulundu. Buna göre, portakal sıvısında R&D Series Nova Compomer® kompomerinin 24 saat sonundaki renk değişim değerleri, 1 hafta sonraki değerlerden düşüktür.
- ✓ Compoglass® F kompomerinde p:0,257 ($p>0,05$) olduğundan fark bulunmadı. Buna göre, portakal sıvısında Compoglass® F kompomerinin 24 saat ve 1 hafta sonraki ölçümleri benzerdir.

Kompomerlerin kontrol grubunda 24 saat ve 1 hafta sonraki renk değişimi ölçümleri arasındaki farkın incelenmesi için yapılan Bağımlı iki örneklem T testi sonucuna göre:

- ✓ Dyract XP® kompomerinde p:0,543 ($p>0,05$) olduğundan fark bulunmadı. Buna göre, distile su sıvısında Dyract XP® kompomerinin 24 saat ve 1 hafta sonraki ölçümleri benzerdir.
- ✓ R&D Series Nova Compomer® kompomerinde p:0,664 ($p>0,05$) olduğundan fark bulunmadı. Buna göre, distile su sıvısında R&D Series Nova Compomer® kompomerinin 24 saat ve 1 hafta sonraki ölçümleri benzerdir.
- ✓ Compoglass® F kompomerinde p:0,884 ($p>0,05$) olduğundan fark bulunmadı. Buna göre, distile su sıvısında Compoglass® F kompomerinin 24 saat ve 1 hafta sonraki ölçümleri benzerdir.

Kompomerlerin 24 saatlik ortalama renk değişim değerlerinin karşılaştırılmasına ait veriler Tablo 4.12’de verilmiştir (Grafik 4.6). Kompomerlerin 24 saatlik renk değişimi değerleri arasında fark olup olmadığının incelenmesi için Tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA) testi yapıldı. ANOVA testine göre sonuçlar şunlardır:

- ✓ Kola sıvısında p:0,059 ($p>0,050$) olduğundan fark bulunmadı.
- ✓ Vişne suyunda p:0,000 ($p<0,050$) olduğundan fark bulundu.
- ✓ Portakal suyunda p:0,426 ($p>0,050$) olduğundan fark bulunmadı.
- ✓ Distile suda p:0,741 ($p>0,050$) olduğundan fark bulunmadı.

Tablo 4.12. Kompomerlerin 24 Saatlik Ortalama Renk Değişimi Değerleri ve ANOVA Test Sonucu

İçecekler	Kompomer	N	Ortalama ΔE	Std. Hata	Min-Max	F Değeri	P Değeri
KOLA	Dyract XP®	5	1,0720 ^a	0,23827	0,72-1,79		
	R&D Series						
	Nova Compomer®	5	3,6320 ^a	0,73713	2,02-5,72	3,610	0,059
	Compoglass® F	5	2,8500 ^a	0,91114	0,70-5,52		
VIŞNE SUYU	Dyract XP®	5	1,9220 ^a	0,22509	1,40-2,66		
	R&D Series						
	Nova Compomer®	5	5,0180 ^b	0,40027	3,91-5,91	39,810	0,000*
	Compoglass® F	5	10,464 ^c	1,09474	7,81-13,42		
PORTAKAL SUYU	Dyract XP®	5	1,3480 ^a	0,13407	0,94-1,72		
	R&D Series						
	Nova Compomer®	5	2,1820 ^a	0,39033	1,17-3,14	0,918	0,426
	Compoglass® F	5	1,9880 ^a	0,67254	0,70-4,51		
KONTROL GRUBU (DİSTİLE SU)	Dyract XP®	5	1,054 ^a	0,31379	1,44-3,30		
	R&D Series						
	Nova Compomer®	5	1,8280 ^a	0,71938	0,21-4,14	0,307	0,741
	Compoglass® F	5	1,8640 ^a	0,71625	0,61-4,57		

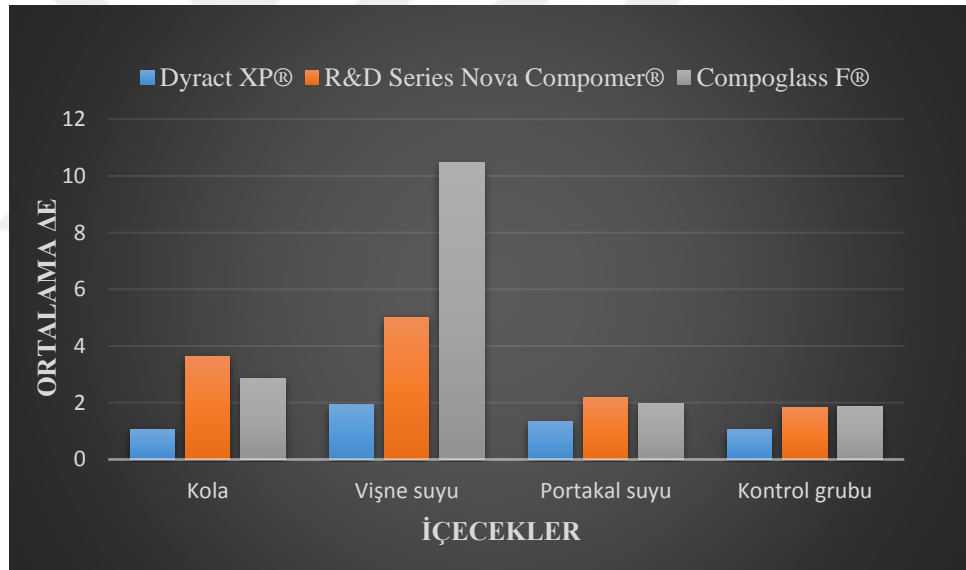
p* < 0.05

Kompomerlerin 24 saatlik ortalama renk değişimi değerlerinin ikili karşılaştırmaları için Tukey testi yapıldı. Test sonucuna göre kola, portakal suyu ve distile sudaki kompomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamazken ($p > 0,05$); vişne suyunda ortalama renk değişimi değerleri azdan çoğa sırasıyla Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F olarak bulundu (Ortalama ΔE : 1.9220, 5.0180, 10.464) (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. Kompomerlerin 24 Saatlik Ortalama Renk Değişimi Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.

İçecekler	Kompomer	P değeri
Kola	Dyract XP® - R&D Series Nova Compomer®	0,456
	Dyract XP® - Compoglass® F	1,000
	R&D Series Nova Compomer® - Compoglass® F	0,675
Vişne Suyu	Dyract XP® - R&D Series Nova Compomer®	0,000*
	Dyract XP® - Compoglass® F	0,000*
	R&D Series Nova Compomer® - Compoglass® F	0,000*
Portakal Suyu	Dyract XP® - R&D Series Nova Compomer®	0,739
	Dyract XP® - Compoglass® F	0,958
	R&D Series Nova Compomer® - Compoglass® F	1,000
Distile Su	Dyract XP® - R&D Series Nova Compomer®	1,000
	Dyract XP® - Compoglass® F	1,000
	R&D Series Nova Compomer® - Compoglass® F	1,000

*p<0.05



Grafik 4.6. Kompomerlerin 24 Saatlik Renk Değişimi Değerleri

Kompomerlerin 1 haftalık ortalama renk değişim değerlerinin karşılaştırılmasına ait veriler Tablo 4.14’de verilmiştir (Grafik 4.7). Kompomerlerin 1 haftalık renk değişimi değerleri arasında fark olup olmadığının incelenmesi için Tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA) testi yapıldı. ANOVA testine göre sonuçlar şunlardır:

- ✓ Kola sıvısında p:0,008 (p<0,05) olduğundan fark bulundu.
- ✓ Vişne suyunda p:0,000 (p<0,05) olduğundan fark bulundu.

- ✓ Portakal suyunda p:0,259 (p>0,05) olduğundan fark bulunmadı.
- ✓ Distile suda p:0,516 (p>0,05) olduğundan fark bulunmadı.

Tablo 4.14. Kompomerlerin 1 Haftalık Ortalama Renk Değişimi Değerleri ve ANOVA Test Sonucu

İçecekler	Kompomer	N	Ortalama	Std.	Min-Max	F	P
			ΔE	Hata			
KOLA	Dyract XP®	5	1,1520 ^a	0,13302	0,92-1,65	7,466	0,008*
	R&D Series						
	Nova	5	3,6580 ^b	0,80919	1,28-6,00		
	Compomer®						
VIŞNE SUYU	Compoglass® F	5	4,4640 ^b	0,72536	2,80-6,43	60,396	0,000*
	Dyract XP®	5	3,5640 ^a	0,43910	2,15-4,74		
	R&D Series						
	Nova	5	9,6980 ^b	1,32629	5,79-13,04		
PORTAKAL SUYU	Compomer®					1,517	0,259
	Compoglass® F	5	17,538 ^c	0,69647	15,15-19,06		
	Dyract XP®	5	2,3120 ^a	0,36691	1,67-3,75		
	R&D Series						
KONTROL GRUBU (DİSTİLE SU)	Nova	5	3,1640 ^a	0,37200	1,86-4,08	0,700	0,516
	Compomer®						
	Compoglass® F	5	3,7160 ^a	0,84653	1,63-5,94		
	Dyract XP®	5	1,1340 ^a	0,75517	1,04-5,08		
KONTROL GRUBU (DİSTİLE SU)	R&D Series					0,700	0,516
	Nova	5	2,2020 ^a	0,46464	1,45-3,92		
	Compomer®						
KONTROL GRUBU (DİSTİLE SU)	Compoglass® F	5	2,0180 ^a	0,56270	1,02-4,08	0,700	0,516
	Dyract XP®	5	1,1340 ^a	0,75517	1,04-5,08		

p* < 0.05

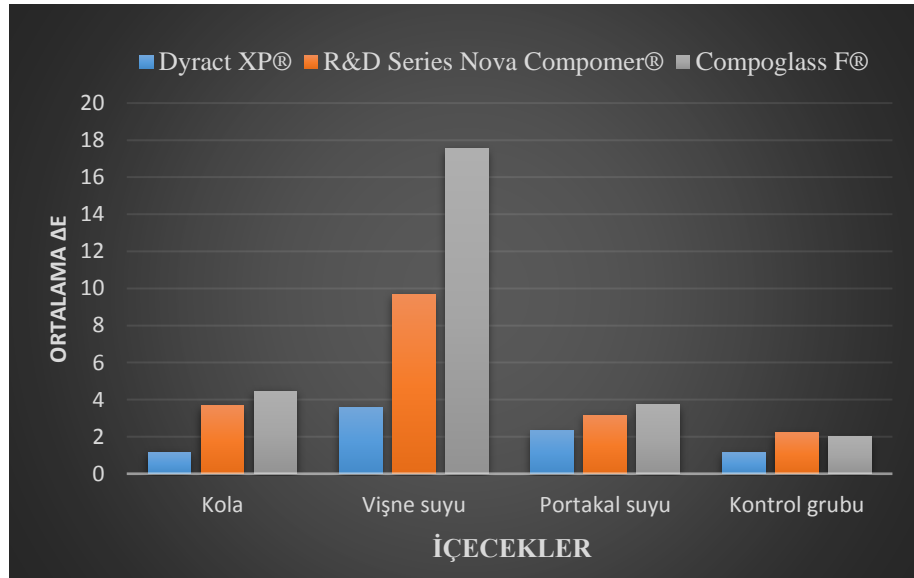
Kompomerlerin 1 haftalık ortalama renk değişimi değerlerinin ikili karşılaştırmaları için Tukey testi yapıldı. Test sonucuna göre, portakal suyu ve distile sudaki kompomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0,05). Ancak, kola sıvısında R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F arasında anlamlı bir farklılık bulunamazken (p:0.728; p>0.05); Dyract XP® kompomerinin ortalama renk değişimi R&D Series Nova Compomer® ve

Compoglass® F kompomerlerinden düşük bulundu ($p<0,05$). Vişne suyunda ise ortalama renk değişimi değerleri azdan çoğa sırasıyla Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F olarak bulundu (Ortalama ΔE :3.5640, 9.6980, 17.538) (Tablo 4.15).

Tablo 4.15. Kompomerlerin 1 Haftalık Ortalama Renk Değişimi Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Test Sonuçları.

İçecekler	Kompomer	P değeri
Kola	Dyract XP® - R&D Series Nova Compomer®	0,000*
	Dyract XP® - Compoglass® F	0,000*
	R&D Series Nova Compomer® - Compoglass® F	0,728
Vişne Suyu	Dyract XP® - R&D Series Nova Compomer®	0,000*
	Dyract XP® - Compoglass® F	0,000*
	R&D Series Nova Compomer® - Compoglass® F	0,000*
Portakal Suyu	Dyract XP® - R&D Series Nova Compomer®	0,739
	Dyract XP® - Compoglass® F	0,658
	R&D Series Nova Compomer® - Compoglass® F	1,000
Distile Su	Dyract XP® - R&D Series Nova Compomer®	1,000
	Dyract XP® - Compoglass® F	1,000
	R&D Series Nova Compomer® - Compoglass® F	1,000

$p^*<0,05$



Grafik 4.7. Kompomerlerin 1 Haftalık Renk Değişimi Değerleri

Kompomerlerin 24 saat ve 1 hafta sonunda kola, vişne suyu, portakal suyu ve distile su sıvılarında oluşan ortalama renk değişimlerinin içeceklere göre karşılaştırılmasına ait veriler Tablo 4.16’da verilmiştir (Grafik 4.8-4.9-4.10).

24 saat sonunda kompomerlerin kola, vişne suyu, portakal suyu ve distile suda oluşan ortalama renk değişim değerlerinin içeceklerle göre karşılaştırılması için Tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA) yapıldı. Test sonucuna göre;

- ✓ Dyract XP[®] kompomerinde $p:0,074$ ($p>0,05$) olduğundan veriler arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı.
- ✓ R&D Series Nova Compomer[®] kompomerinde $p:0,005$ ($p<0,05$) olduğundan veriler arasında anlamlı bir farklılık bulundu.
- ✓ Compoglass[®] F kompomerinde $p:0,000$ ($p<0,05$) olduğundan veriler arasında anlamlı bir farklılık bulundu.

1 hafta sonunda kompomerlerin kola, vişne suyu, portakal suyu ve distile suda oluşan ortalama renk değişim değerlerinin içeceklerle göre karşılaştırılması için Tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA) yapıldı. Test sonucuna göre;

- ✓ Dyract XP[®] kompomerinde $p:0,000$ ($p<0,05$) olduğundan veriler arasında anlamlı bir farklılık bulundu.
- ✓ R&D Series Nova Compomer[®] kompomerinde $p:0,000$ ($p<0,05$) olduğundan veriler arasında anlamlı bir farklılık bulundu.
- ✓ Compoglass[®] F kompomerinde $p:0,000$ ($p<0,05$) olduğundan veriler arasında anlamlı bir farklılık bulundu.

Tablo 4.16. Kompomerlerin Ortalama Renk Değişimi Değerlerinin İçeceklere Göre Karşılaştırılması

Kompomer	Süre	İçecekler	N	Ortalama	Std.	Min-Max	F	P
				ΔE	Hata			
Dyract XP®	24 saat	Kola	5	1,072 ^a	0,238	0,72-1,79	2,786	0,074
		Vişne suyu	5	1,922 ^a	0,225	1,40-2,66		
		Portakal suyu	5	1,348 ^a	0,134	0,94-1,72		
		Distile su	5	1,0540 ^a	0,331	1,44-3,30		
	1 hafta	Kola	5	1,152 ^a	0,133	0,92-1,65	11,690	0,000*
		Vişne suyu	5	3,564 ^b	0,439	2,15-4,74		
		Portakal suyu	5	2,312 ^{ab}	0,366	1,67-3,75		
		Distile su	5	1,1340 ^a	0,334	1,04-5,08		
R&D Series Nova Compomer®	24 saat	Kola	5	3,632 ^{ab}	0,737	2,02-5,72	6,219	0,005*
		Vişne suyu	5	5,018 ^{b*}	0,400	3,91-5,91		
		Portakal suyu	5	2,182 ^a	0,390	1,17-3,14		
		Distile su	5	1,828 ^a	0,719	0,21-4,14		
	1 hafta	Kola	5	3,658 ^a	0,809	1,28-6,00	16,697	0,000*
		Vişne suyu	5	9,698 ^{b*}	1,326	5,79-13,04		
		Portakal suyu	5	3,164 ^a	0,372	1,86-4,08		
		Distile su	5	2,202 ^a	0,464	1,45-3,92		
Compoglass® F	24 saat	Kola	5	2,850 ^a	0,911	0,70-5,52	22,880	0,000*
		Vişne suyu	5	10,464 ^{b*}	1,094	7,81-13,42		
		Portakal suyu	5	1,988 ^a	0,672	0,70-4,51		
		Distile su	5	1,864 ^a	0,716	0,61-4,57		
	1 hafta	Kola	5	4,464 ^{a*}	0,725	2,80-6,43	99,826	0,000*
		Vişne suyu	5	17,53 ^{b*}	0,696	15,15-19,06		
		Portakal suyu	5	3,716 ^{a*}	0,846	1,63-5,94		
		Distile su	5	2,018 ^a	0,562	1,02-4,08		

*Klinik olarak kabul edilemez renk değişim değerleri ($\Delta E > 3.7$)

p* < 0.05

Kompomerlerin 24 saat ve 1 hafta sonunda kola, vişne suyu, portakal suyu ve

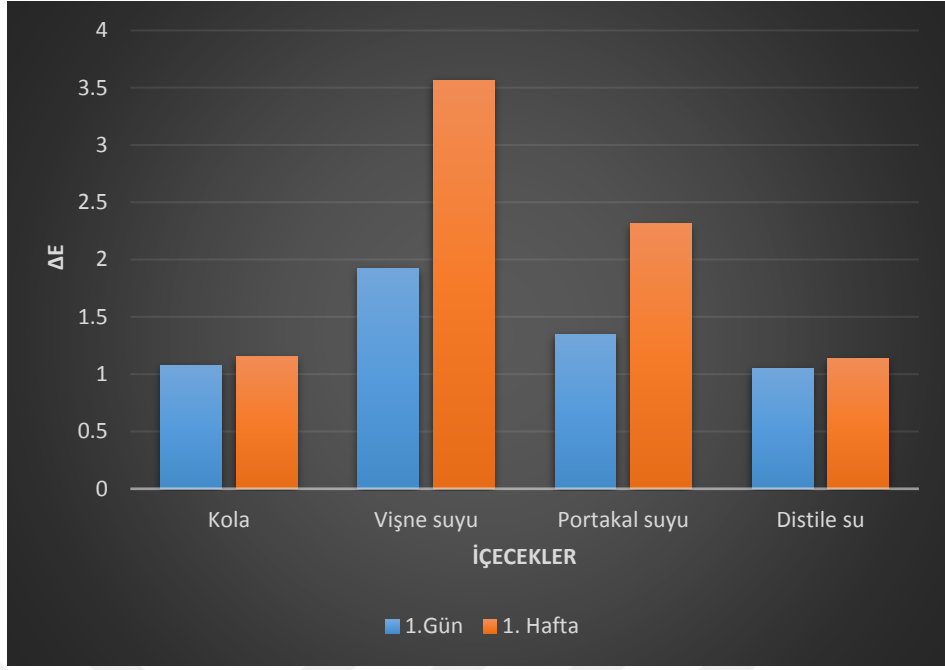
distile suda oluşan ortalama renk değişimi değerlerinin ikili karşılaştırmaları için Tukey testi yapıldı. Tukey testi ile yapılan içeceklerle ait ikili karşılaştırma sonuçları şu şekildedir (Tablo 4.17):

- ✓ Dyract XP[®] kompomerinin 24 saat sonunda kola, vişne suyu, portakal suyu ve distile suda oluşan ortalama renk değişimi değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).
- ✓ Dyract XP[®] kompomerinin 1 hafta sonunda vişne suyunda, kola ve distile suya göre daha fazla renk değişimi görülürken ($p<0.05$); vişne suyu ile portakal suyu arasında ve portakal suyu, kola, distile suyun birbirleri ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).
- ✓ R&D Series Nova Compomer[®] kompomerinin 24 saat sonunda vişne suyunda, portakal suyu ve distile suya göre daha fazla renk değişimi görülürken ($p<0.05$); vişne suyu ile kola arasında ve kola, portakal suyu, distile suyun birbirleri ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).
- ✓ R&D Series Nova Compomer[®] kompomerinin 1 hafta sonunda vişne suyunda kola, portakal suyu ve distile suya göre daha fazla renk değişimi görülürken ($p<0.05$); kola, portakal suyu ve distile suyun birbirleri ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).
- ✓ Compoglass[®] F kompomerinin 24 saat ve 1 hafta sonunda vişne suyunda kola, portakal suyu ve distile suya göre daha fazla renk değişimi görülürken ($p<0.05$); kola, portakal suyu ve distile suyun birbirleri ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

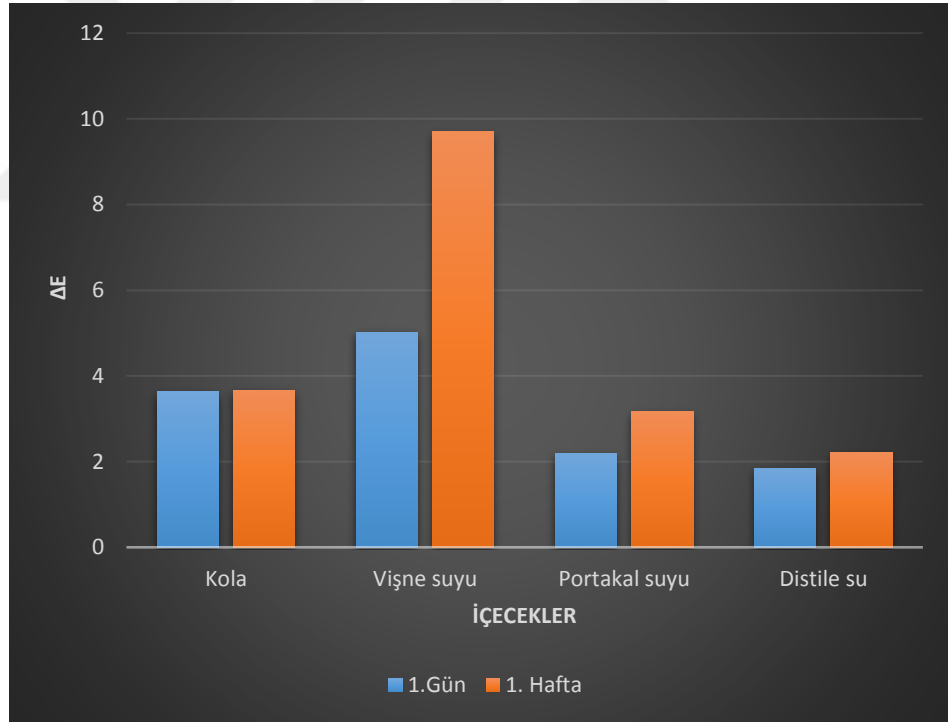
Tablo 4.17. Kompomerlerin Ortalama Renk Değişimi Değerlerinin Post-Hoc Tukey HSD Testiyle İçeceklerle Göre İkili Karşılaştırılması.

Kompomer	Süre	İçecekler	P değeri
Dyract XP®	24 saat	Kola –Vişne suyu	0,102
		Kola – Portakal suyu	0,851
		Kola – Distile su	1,000
		Vişne suyu – Portakal suyu	0,369
		Vişne suyu - Distile su	0,093
		Portakal suyu - Distile su	0,827
	1 hafta	Kola –Vişne suyu	0,001*
		Kola – Portakal suyu	0,112
		Kola – Distile su	1,000
		Vişne suyu – Portakal suyu	0,079
		Vişne suyu - Distile su	0,001*
		Portakal suyu - Distile su	0,104
R&D Series Nova Compomer®	24 saat	Kola – Vişne suyu	0,369
		Kola – Portakal suyu	0,332
		Kola – Distile su	0,172
		Vişne suyu – Portakal suyu	0,017*
		Vişne suyu - Distile su	0,007*
		Portakal suyu – Distile su	0,973
	1 hafta	Kola –Vişne suyu	0,001*
		Kola – Portakal suyu	0,974
		Kola - Distile su	0,613
		Vişne suyu – Portakal suyu	0,000*
		Vişne suyu - Distile su	0,000*
		Portakal suyu - Distile su	0,845
Compoglass® F	24 saat	Kola – Vişne suyu	0,000*
		Kola – Portakal suyu	0,894
		Kola – Distile su	0,851
		Vişne suyu – Portakal suyu	0,000*
		Vişne suyu – Distile su	0,000*
		Portakal suyu - Distile su	1,000
	1 hafta	Kola – Vişne suyu	0,000*
		Kola – Portakal suyu	0,880
		Kola - Distile su	0,113
		Vişne suyu – Portakal suyu	0,000*
		Vişne suyu – Distile su	0,000*
		Portakal suyu - Distile su	0,366

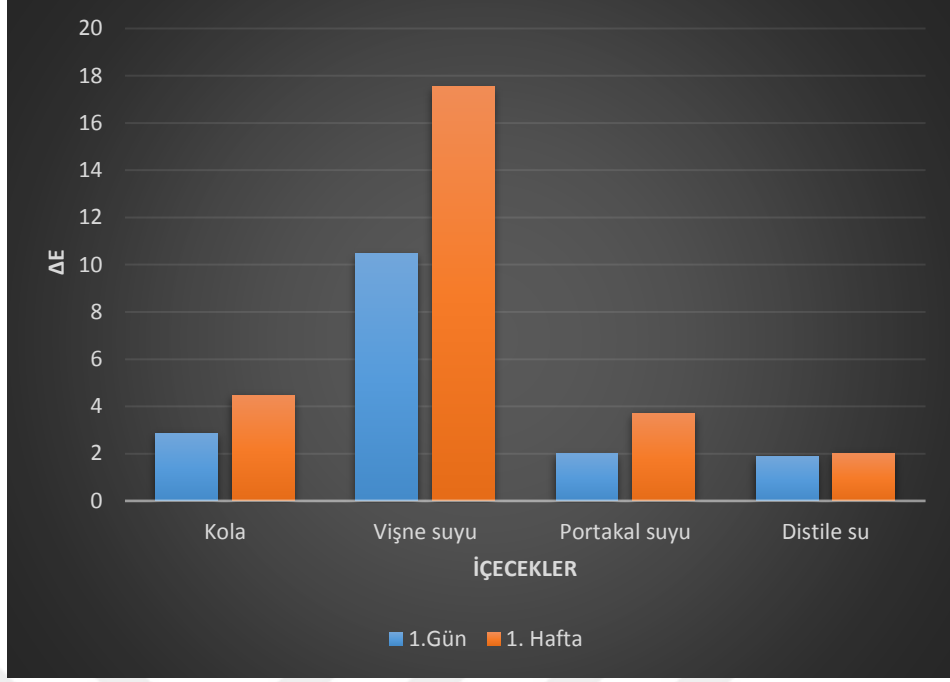
p* < 0.05



Grafik 4.8. Dyract XP® Kompozitinin Renk Değişimi Değerleri



Grafik 4.9. R&D Series Nova Compomer® Kompozitinin Renk Değişimi Değerleri



Grafik 4.10. Compoglass® F Kompomerinin Renk Değişimi Değerleri

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Çocuk diş hekimliğinde, dental dokunun korunmasını amaçlayan konservatif kavite preparasyonlarının önem kazanması, minimal invaziv tekniğin benimsenmesi ve hastaların estetik kaygılarının artması sebebiyle, kompomer gibi rezin esaslı materyallerin kullanımı da oldukça yaygınlaşmıştır (Guelmann ve Mjor 2002; Tran ve Messer 2003).

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin ve tekniklerin klinik takiplerinin haricinde yapılan laboratuvar testleri, hekimlere kullanılan yöntem ve materyallerin fiziksel özelliklerine ait sınırlamalar ve dezavantajlar gibi konular hakkında bilgi sağlamaktadır. Laboratuvar testlerinin avantajları arasında; yeni materyallerin geliştirilmesinde ve değerlendirilmesinde klinik testlere göre daha kolay yapılabilmesi, standardizasyonu sağlamanın daha kolay olması, daha kısa sürede sonuç vermeleri ve daha az maliyetli olmaları sayılabilir (Van Meerbeek ve ark. 2003). Farklı zamanlarda ya da farklı laboratuvarlarda gerçekleştirilen in vitro çalışmalarda aynı materyaller kullanılmasına rağmen, çok fazla değişkenin varlığından dolayı farklı sonuçlar elde edilebilmektedir (Van Meerbeek ve ark. 2003). Bu çalışmada, standardizasyonu sağlamak amacı ile ISO prosedürleri takip edilmiştir.

Çalışmamızda, Dyract XP® (Dentsply, Konstanz, Almanya), R&D Series Nova Compomer® (Imicryl, Konya, Turkey), Compoglass® F (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kompomer materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, yüzey mikrosertliği, eğilme dayanımı, basma dayanımı, makaslama bağlanma dayanımı ve renk değişimi özellikleri in vitro şartlarda test edilip karşılaştırılmıştır.

Literatürde Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F kompomerlerinin fiziksel özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmamaktadır. Ayrıca, R&D Series Nova Compomer® kompomeriyle yapılan bir çalışma da bulunmamaktadır. Çalışmamız bu yönüyle bu kompomerlerin seçiminde diş hekimlerine fikir sağlaması açısından literatüre katkıda bulunmaktadır.

Rezin materyallerinin yeterli polimerizasyonunun materyalin fiziksel ve klinik performansı için çok önemli olduğu bildirilmiştir (Knezević ve ark. 2001). Rezin materyallerin yetersiz polimerizasyonunda birçok faktör rol oynamaktadır. Bu faktörler arasında; restoratif materyalin rengi ve kalınlığı, ışık kaynağı ucu-rezin arası mesafenin uzak olması, yetersiz süre ışık uygulanması, ışık kaynağının tipi, ışığın yoğunluğu ve ışık tüpünün çapı bulunmaktadır (Chung ve ark. 1990; Baharav ve ark. 1997). Koyu tonlardaki rezinlerin ışığı absorbe ederek, açık tonlara göre daha zor polimerize oldukları bildirilmiştir (Bulucu 1997; Nalçacı ve Bağış 2005). Bu sebeple çalışmamız için hazırlanan örnekler her test için; belirtilen aynı boyutlarda ve aynı renkte hazırlanarak, tek bir polimerizasyon cihazı ile aynı mesafeden ve eşit süre polimerize edilmiştir. Ayrıca, polimerizasyon cihazının ışık gücü, her polimerizasyon işlemi öncesi radyometreyle ölçülerek polimerizasyonun standardizasyonu sağlanmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü, dental restoratif materyallerin ağız içindeki işlevini kötü yönde etkileyen önemli bir unsurdur. Pürüzlü yüzeyler fazla miktarda plak birikimine sebep olduğu için materyallerin daha kolay aşınmasına, parlaklığın azalmasına ve materyalin renk değiştirmesine sebep olmaktadır (Jung ve ark. 2003; Silva ve Zuanon 2006; Sarı ve ark. 2010).

Restorasyonların polisajlarının yeterli olmaması, diş macunlarının ve fırçalarının abrazyona sebep olmaları, çiğneme fonksiyonu esnasında dişlere gelen okluzal yükler, soğuk ve/veya sıcak olarak devamlı tüketilen yiyecek ve içeceklerin

sebepler oldukları asidik erozyon restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü etkileyen faktörlerdir (Jung ve ark. 2003; Silva ve Zuanon 2006; Sarı ve ark. 2010). Yüzey pürüzlülüğüne etki eden faktörlerden bazıları restoratif materyalin kendinden kaynaklanan özellikler olan doldurucu içeriği, boyutu, tipi, organik matrikse oranı, polimer matriksle silanın konversiyon derecesidir (Jaarda ve ark. 1997; Tanoue ve ark. 2000; Yap 2002; Minami ve ark. 2007). Partikül boyutu büyük olan materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin de fazla olduğu bildirilmektedir (Yap 2002).

Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünü test etmek için yapılan çoğu çalışmada olduğu gibi, bizim çalışmamızda da dikey süreksizlerin merkez yatay çizgiden ortalama sapması olan Ra değerlerine bakılmıştır (Özgünaltay ve ark. 2003; Kapdan ve ark. 2010; Küçükeşmen ve ark. 2010; Bala ve ark. 2012).

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğündeki artış mikrobiyal kolonizasyona ve dolayısıyla ağız içi hastalıklara sebep olabilmektedir (Jung ve ark. 2003). Bollen ve ark. (1997) tarafından yapılan bir çalışmada, bakteri kolonizasyonu için dental materyallerin kritik olarak kabul edilen yüzey pürüzlülük değeri (Ra) 0.2 µm olarak belirtilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre ise, ortalama Ra değerleri test ettiğimiz kompomer materyallerinin hepsinde 0.2 µm'den fazla bulunmuştur. Buna göre kullandığımız kompomer materyallerinin plak birikimi ve bakteri kolonizasyonu açısından ideal olmadığı görülmüştür.

Restorasyon sonrası materyallerin yüzey pürüzlülüğünü azaltmak için birçok farklı polisaj sistemi kullanılmasına rağmen en az pürüzlü yüzeylerin strip bant ile bitirilen materyallerde olduğunu bildiren pek çok çalışma yapılmıştır (Yap ve ark. 1997; Özgünaltay ve ark. 2003). Bizim çalışmamızda kompomer materyallerinin sadece strip bantla hazırlanmış örneklerinin yüzey pürüzlülükleri test edilmiştir.

Çalışmamızın sonucuna göre; Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F kompomer materyallerinin yüzey pürüzlülüğü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). Bu nedenle, farklı firmalara ait kompomer materyallerinin yüzey pürüzlülüğünün farklılık göstereceği yönünde kurulan hipotez (H1) reddedilmiştir. Bu sonuca göre, kompomerlerin matriks ve doldurucu içerikleri ile oranlarındaki farklılıkların yüzey pürüzlülüğünü direkt etkilemediği düşünülmüştür.

Yapılan bir çalışmada üç farklı kompomerin (Compoglass, Dyract, Hytac), bir rezin modifiye cam iyonomer simanın (Vitremmer) ve bir kompozit rezinin (Z100) bazı fiziksel özellikleri karşılaştırılmış ve bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği açısından Compoglass® F ve Dyract XP® arasında bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (El-Kalla ve Garcia-Godoy 1999).

Kullanılan restoratif materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri, yapılan dental restorasyonların ömrünü direkt olarak etkilemektedir (Wilson 1990). Restoratif materyallerin ağız içerisinde maruz kaldığı etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri, yüksek düzey yüzey sertliğiyle mümkün olabilmektedir. Yüzey sertliğinin zayıf olması yüzeydeki yumuşama ile birlikte materyalin aşınmasına neden olmaktadır (Bayne ve ark. 1992).

Kullanılan materyallerin yüzey sertliği, restoratif materyallerin en önemli özelliklerinden biridir (Cho ve ark. 1999; Combe ve ark. 1999). Bu nedenle dişhekimliğinde yüzey sertliğinin test edilmesi amacıyla genellikle Brinell, Knoop, Barcol, Rockwell ve Vickers testleri uygulanmaktadır. Bu testlerden hangisinin kullanılacağı test edilecek materyal tipine göre belirlenmektedir (ISO 1988; Pagniano ve Johnston 1993; Türköz ve Kansu 1994; Combe ve ark. 1999; Mandikos ve ark. 2001). Rockwell ve Vickers testi en çok kullanılan test yöntemleridir. Resin kompozitlerde Knoop ve Vickers sertlik değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, her iki sertlik ölçümünün birbiriyle pozitif korelasyon gösterdiği saptanmıştır (Poskus ve ark. 2004). Yüzey sertliği ölçme metodu ne olursa olsun değişen sadece sertlik değerinin birimidir. Herhangi bir materyalin yüzey sertliğini ölçmek için kullanılan metodlar ne kadar farklı olursa olsun bir çalışmada sert, başka bir çalışmada yumuşak olarak saptanması mümkün değildir (Demirel ve ark. 2003).

Biz bu çalışmamızda metodun pratikliği ve laboratuvar olanakları doğrultusunda Vickers sertlik ölçme yöntemini kullandık. Vickers sertlik testinde uygulayacağımız yük ve zaman seçimini ise, örneklere 10 saniye boyunca 500 gramlık kuvvet uyguladığımızda en net görüntüyü elde etmemiz nedeniyle tercih ettik.

Restoratif materyallerin yüzey sertliği ölçümünde kullanılan batıcı ucun, matriks ya da doldurucu üzerine denk gelmesi sebebiyle oluşan sertlik değerlerindeki anlamlı farklılıklar sebebiyle yüzey sertliği testlerinde, örneklerin yüzeylerinden 1'den

fazla sayıda ölçüm yapılması gerekmektedir (Mandikos ve ark. 2001; Demirel ve ark. 2003). Çalışmamızda her örnekten 3'er ölçüm yapıp ortalamaları alındı. Ölçüm sırasında çok yüksek değer elde edildiğinde batıcı ucun doldurucu üzerine geldiği düşünülerek ortalamaya dahil edilmedi.

Çalışmamızın sonucuna göre; Dyract XP® ve Compoglass® F kompomerlerinin yüzey mikrosertlikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); R&D Series Nova Compomer® kompomerinin, diğer kompomerlerden daha yüksek yüzey sertliğine sahip olduğu bulunmuştur ($p<0.05$, 53.1795 HV). Bu nedenle, farklı firmalara ait kompomer materyallerinin yüzey mikrosertliğinin farklılık göstereceği yönünde kurulan hipotez (H2) kısmi olarak desteklenmiştir.

Mikro dolduruculu materyallerin içinde bulunan inorganik doldurucu büyüklüğü ve miktarı, yüzey sertliğini etkileyen en önemli faktörlerden biridir (Li ve ark. 1985). Kompomerlerin mikrosertliği üzerine yapılan bir çalışmada içerikteki doldurucu miktarı ile yüzey sertliği arasında doğru orantı olduğu tespit edilmiştir (Kwon ve ark. 2002). Bizim çalışmamızda da bu duruma paralel olarak; doldurucu oranı R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F kompomerlerinden düşük olan Dyract XP® kompomerinin yüzey sertliği, R&D Series Nova Compomer® kompomerinden daha düşük bulunmuştur. Ancak, bu durumdan farklı olarak; Compoglass® F ve Dyract XP® kompomerlerinin yüzey sertliği benzer bulunmuştur. Ayrıca fiziksel ve mekanik özellikler arasındaki farklılıklar sadece doldurucu partikül miktarı ile ilişkilendirilemez. Çalışmamızda kullanılan Compoglass® F ve R&D Series Nova Compomer® kompomerlerinin doldurucu büyüklüğü ve miktarı benzer olmasına rağmen oluşan farklılık; polimer matrikslerinin, doldurucu tiplerinin ve doldurucu ile polimer matriks arasındaki bağlantıların farklı olması ile açıklanabilir (Asmussen ve Peutzfeldt 1997).

Dental restorasyonlar, çiğneme fonksiyonu esnasında daima hem fleksüral hem de kompresif kuvvetlere karşı koymaya çalışır (Anusavice 2002). Özellikle bazı parafonksiyonel alışkanlıklar sırasında bu kuvvetler daha yüksek derecede oluşabilir (bruksizm ve kenetlenme) (Lambrechts ve ark. 1987). Genellikle rezin içerikli dental restoratif materyallerin yapısal özelliklerini değerlendirmek için kompresif, fleksüral, makaslama ve gerilme stres değerlerine ihtiyaç vardır (Kelly 1995). Dental restoratif

materyallerin eğilme ve basınç dayanımı testlerine bakılarak mekanik özellikleri belirlenebilir. Çoğu araştırmada, fleksüral ve basınç dayanımı değerleri birlikte verilmesine rağmen fleksüral kuvvetin daha ayırt edici bir test olduğu ve basınç dayanım testinden daha hassas olduğu gösterilmiştir (Azillah ve ark. 1998). Bizim çalışmamızda da kompomerlerin hem basma hem de eğilme dayanımları test edilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre test edilen kompomer tipleri arasında basma ve eğilme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Bu nedenle farklı firmalara ait kompomer materyallerinin basma ve eğilme dayanımlarının farklılık göstereceği yönünde kurulan hipotezler (H3 ve H4) reddedilmiştir. Elde edilen bu sonuca göre, kompomerlerin matris ve doldurucu içerikleri ile oranlarındaki farklılıkların basma ve eğilme dayanımını direk etkilemediği sonucuna varılmıştır.

Compoglass® F kompomerinin kompozit rezin, RMCİS ve GCİS ile karşılaştırıldığı bir çalışmada ortalama basma dayanımı değeri 234,04 MPa olarak bildirilmiştir (Pamir ve Şen 2011). Bizim çalışmamızda da bu çalışmadaki değere yakın olarak, Compoglass® F materyalinin ortalama basma dayanımı 236,656 MPa olarak bulunmuştur.

Oklüzal kavite için kullanılan rezin bazlı restoratif materyallerin eğilme dayanımlarının ISO 4049:2009'a göre en az 80 MPa olması gerektiği bilinmektedir (ISO 2009). Bu çalışmada elde edilen tüm değerler, beklenen normal sınırlar içerisinde olup tüm grupların 80 MPa sınırını geçtiği görülmüştür.

Eğilme dayanımı ölçümünde kullanılan testler değişkenlik göstermektedir. Dört nokta eğilme dayanımı testi veya ISO 4049 tarafından önerilen üç nokta eğilme dayanımı testi, bu testlerden en yaygın olanlarıdır (Walker ve ark. 2006; Rodrigues Junior ve ark. 2007; Della Bona ve ark. 2008). Bu çalışmada eğilme dayanımının belirlenmesinde ISO 4049:2009 standardizasyonuna uygun olarak üç nokta eğilme dayanımı testi kullanılmıştır.

Materyallerin eğilme dayanımlarının belirlenmesinde kullanılan üç ve dört nokta eğilme dayanımı testlerinde kullanılan çubuk şeklindeki örneklerin

hazırlanmalarının zor olduğu ve sıklıkla örneklerde defektlerin meydana geldiği bildirilmiştir (Azillah ve ark. 1998). Eğilme dayanımı testinde elde edilen değerlerin, örneklerin hazırlanması sırasında oluşan kırık, mikro çatlak, hava kabarcıkları vb. durumlardan etkilenebileceği de bildirilmiştir (Bonifácio ve ark. 2009).

Eğilme dayanımı ölçümlerinde kuvvet hızı $0,75\pm 0,25$ mm/dk olarak uygulanmaktadır (Xu ve Moreau 2010; Zhang ve Darvell 2012; Lezaja ve ark. 2013; Valente ve ark. 2013; Yang ve ark. 2013). Bu çalışmada materyallerin eğilme dayanımlarının ölçümünde universal test cihazı kullanılmış ve deney hızı ISO 4049:2009'a uygun olacak şekilde 1 mm/dk olarak belirlenmiştir (ISO 2009).

Restoratif materyallerin yapısındaki inorganik partiküllerin şekli, büyüklükleri, miktarı ve dağılımı, monomer kompozisyonu, polimerizasyon derecesi, arayüz bağlanma kalitesi ve materyalin yüzeyindeki düzensizlikler gibi faktörlerin eğilme dayanımı ve esneklik katsayısını etkilediği bildirilmektedir (Munksgaard ve ark. 2000; Craig ve ark. 2006; Rodrigues Junior ve ark. 2007). Bu nedenle çalışmamız için hazırlanan tüm örneklerin yüzeyleri ve kenarlarındaki çapaklar zımpara kağıtlar yardımı ile elde düzeltildi.

Kompomerlerin eğilme dayanımlarının 65-125 MPa, esneklik katsayılarının 4,514 GPa arasında olduğu bildirilmiştir (Craig ve ark. 2006). Bu durum bizim çalışmamızda kullanılan kompomer materyallerinin hepsinin, daha yüksek eğilme dayanımı değerlerine sahip olması açısından farklılık göstermektedir.

Makaslama bağlanma dayanımı testi sıkça başvuru ve kolay uygulanan bir in vitro ölçüm yöntemidir (Korkmaz ve Attar 2007). Makaslama kuvvetlerinin klinik ortamı çok iyi yansıttığı düşünülmektedir (Cardoso ve ark. 1998). Bağlanma dayanımı testlerinde kesici ucun hızının ISO 11405:2015 standardına göre 0,45-1,05 mm/dk arasında olması gerektiği kabul edilmektedir (ISO 2015). Çalışmamızda makaslama deneyleri universal test cihazında 1 mm/dk hız uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Uygulanan test hızı ISO tarafından belirlenen değerlere uygundur ve literatürdeki bazı araştırmalarda da aynı değerin kullanıldığı görülmektedir (Odabas ve ark. 2013; Hashem ve ark. 2014; Kaup ve ark. 2015).

İn vitro çalışmalarda bir diğer önemli konu, çekimi yapılan dişlerin bekletilme ortamıdır. Yapılan çoğu araştırmada dişlerin bekletildiği sıvılar; %10 formalin, %70 etanol, %0,1-1 kloramin-T veya %0,05-0,1 timol solüsyonlarıdır (Salz ve Bock 2010). Çalışmamızda çekimi yapılan dişler %10 formalin solüsyonunda bekletilmiştir.

Yapılan bir araştırmada, iki farklı kompomer (Dyract XP® ve Compoglass® F) ve kompozit rezin (Herculite/Optibond) materyallerinin süt ve daimi diş dentinine bağlanma dayanımı makaslama testi ile karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonucuna göre, kompomer materyaller için süt dişi dentinine bağlanma dayanımı 8,67-11,94 MPa, kompozit rezin materyal için ortalama 6,07 MPa olarak belirlenirken; aynı materyallerin daimi diş dentine bağlanma dayanımı değerleri kompomer materyalleri için 10,27-10,97 MPa, kompozit rezin materyali için ise 17,61 MPa olarak belirlenmiştir (Jumlongras and White 1997). Beklenen sonuçlar başka araştırmacılar tarafından da bildirilmiştir (Burrow ve ark. 2002; Prabhakar ve ark. 2003). Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre ise, Dyract XP® ve Compoglass® F kompomer materyallerinin sadece süt dişi dentinine bağlanma değerlerine bakılmış ve daha yüksek değerler (12,96-14,54 MPa) bulunmuştur.

Araştırmacılar göre bağlanma dayanımı değerlerinin süt dişlerinde daha düşük olmasının sebebi, süt dişinin morfolojik ve kimyasal yapısının daimi dişlerden farklı olmasıdır (Bordin-Aykroyd ve ark. 1992). Süt dişlerinin daimi dişlere göre daha geniş pulpa odasına sahip olmaları nedeniyle, örnek hazırlama sırasında düz bir yüzey elde etmek için pulpaya çok yaklaşıldığı bildirilmiştir. Bağlanma dayanımına etki eden önemli faktörlerden biri olan kalsiyum seviyesinin pulpaya yaklaştıkça azaldığı ve bağlanma değerlerini düşürdüğü açıklanmıştır (Bordin-Aykroyd ve ark. 1992). Süt dişi bağlanma değerlerinin düşük olmasının başka bir nedeni olarak, peritübüler dentinin süt dişlerinde daimi dişlere göre daha kalın ve bağlanmanın gerçekleştiği intertübüler dentinin ise daha ince olduğu; bu nedenle, süt dişi bağlanma değerlerinin daha düşük olabileceği bildirilmiştir (Jumlongras and White 1997). Bu nedenle, dental materyallerin süt dişlerindeki performansının ayrıca değerlendirilmesi gerekmektedir. Ayrıca, süt dişinin dentin derinliğinin bağlanma kuvvetinin değerlendirildiği araştırmalar için az miktarda olması ve yukarıda belirtilen özellikler göz önünde bulundularak araştırmamızda süt dişlerinin oklüzal dentin bölgeleri kullanılmıştır.

Dyract XP® ve Compoglass® F kompomerlerinin mineye bağlanmasının incelendiği bir araştırmada, bağlanma dayanımı değerlerinin dentinden daha fazla olduğu ve mineye %37'lik fosforik asit uygulanmasının tutunmayı arttırdığı öğrenilmiştir (Corlesl ve ark. 1998). Desai ve Tyas (1997) da çalışmalarında benzer sonuçlara ulaşmışlardır. Abate ve arkadaşları (1997), mineye asit etching yapılmasının bağlanmayı arttırdığını, fakat dentin ve sement yüzeyine asit uygulanmasının tutunmayı etkilemediğini belirtmişlerdir.

Jumlongras ve White (1997), daimi ve süt dişlerine kompozit rezin ve poliasit-modifiye kompozit rezin (Compoglass® F ve Dyract XP®) materyallerinin tutunmasını inceledikleri çalışmalarında kompozit rezinin diş tutunmalarının poliasit-modifiye kompozit rezinden daha fazla olduğunu; ancak, Dyract XP® ve Compoglass® F'in hem daimi dişlere, hem de çalışmamıza benzer şekilde süt dişi dentinine tutunma değerleri arasında önemli bir farklılığın olmadığını belirtmişlerdir ($p>0.05$).

Üç farklı kompomerin ve bir rezin modifiye cam iyonomer simanın bağlanma dayanımlarının araştırıldığı bir çalışmada süt dişi dentinine bağlanma dayanımı değerleri; Compoglass F'in 16,9 MPa, Dyract'in 35,0 MPa, Hytac'ın 20,4 MPa ve Vitremer'in 23,8 MPa olarak belirlenmiştir (El-Kalla ve Garcia-Godoy 1999). Bu değerler, Compoglass F materyalinin süt dişi bağlanma değerlerinin 12.0-19.0 MPa bulunduğu diğer çalışmalara benzerlik göstermiştir (Mitra 1991; Jumlongras ve White 1997). Buna paralel olarak, bizim çalışmamızda da Compoglass® F materyalinin süt dişi dentinine bağlanma dayanımı 14,54 MPa bulunmuştur.

Güngör ve ark. (2016)'nın yaptıkları bir çalışmada Dyract Flow® (Dentsply, Konstanz, Germany), Twinky Star Flow® (Voco, Cuxhaven, Germany) ve R&D Series Nova Compomer Flow® (Imicryl, Konya, Turkey) kompomerlerinin mineye olan makaslama bağlanma dayanımları karşılaştırılmış ve Dyract Flow® ile R&D Series Nova Compomer Flow® arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Twinky Star Flow® kompomerinin ise diğer iki kompomerden daha düşük makaslama bağlanma dayanımına sahip olduğu bulunmuştur.

Çalışmamızda kompomer materyallerinin bir self etch sistemiyle (Clearfil™ SE Bond) süt dişi dentinine makaslama bağlanma dayanımları karşılaştırılmıştır.

Sonuç olarak, Dyract XP® ve Compoglass® F kompomerlerinin makaslama bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); R&D Series Nova Compomer® kompomerinin diğer kompomerlerden daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğu bulunmuştur ($p<0.05$, 18.0763 MPa). Bu sonuca göre farklı firmalara ait kompomer materyallerinin bağlanma dayanımlarının farklılık göstereceği yönünde kurulan hipotez (H5) kısmi olarak kabul edilmiştir.

Yapılan bazı çalışmalarda diş-rezin bağlantı yüzeyinde polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan stresler daha az olduğunda bağlantının daha sağlıklı gerçekleşeceği bildirilmiştir (Miguez ve ark. 2004; Nakfoor ve ark. 2005). Buna göre çalışmamızın sonucunun; kompomerlerin içeriklerindeki farklılıklara ve R&D Series Nova Compomer® kompomerinin polimerizasyon büzülmesinin daha düşük olabileceğine bağlı olduğu düşünülmüştür.

Clearfil™ SE Bond piyasadaki tüm kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemler içerisinde altın standart olarak kabul edilen bir üründür (Peumans ve ark. 2010). Clearfil™ SE Bond'un mine dokusuna bağlanma kuvvetinin pürüzlendirip yıkamalı sistemlerle benzer, dentine bağlanma değerlerinin ise pürüzlendirip yıkamalı sistemlere göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Kubo ve ark. 2001). Bu nedenle çalışmamızın bağlanma dayanımı testinde Clearfil™ SE Bond adeziv sistemi tercih edilmiştir.

Dişhekimliğinde en sık görülen sorunlardan birisi de diş ve restorasyon arasında renk uyumunun bozulmasıdır. Restorasyonlardaki renk değişimine kişinin beslenme alışkanlıkları, ağız ortamındaki ısı ve ışık değişimleri gibi faktörler etki etmektedir (Hashimoto ve ark. 2000). Bir nesne ile ışık enerjisi arasında gerçekleşen fiziksel etkileşime verilen psiko-fiziksel yanıtı renk denilmektedir ve gözlemcinin öznel bir deneyimi olarak tanımlanmaktadır (Brewer ve ark. 2004). Gözlemci ve gözlenen cisim, rengin algılanmasında rol oynayan ışık kaynağıdır (Knispel 1991). Gerekli temel özelliklere sahip olan gün ışığı, nicelik ve nitelik olarak değişkendir. Gün içindeki zaman ya da değişik hava şartları gün ışığı rengini etkilemektedir. Renk tespiti için 12.00-15.00 saatleri arası en uygun zaman dilimi olarak bildirilmiştir (Tunçdemir 2008). Çalışmamızda örneklerin içeceklerde bekletmeden önceki ve

sonraki renk ölçümleri aynı hava koşullarında ve aynı saat dilimleri arasında gerçekleştirilmiştir.

Rengin algılanmasında ve başkalarına aktarılmasında zorluklarla karşılaşılması sebebiyle rengin standart, sayısal değerlerle tanımlanabilmesi için Munsell ve CIE Lab renk ölçüm sistemleri geliştirilmiştir. CIE Lab renk sisteminde ΔL , Δa , Δb örneklerin renk değişkenleri arasındaki farkları ve ΔE örneklerin L, a, b düzlemlerindeki değişikliklerin miktarını matematiksel olarak ifade etmektedir (O'Brien ve ark. 1990; Seghi ve ark. 1990). Çalışmamızda kullanılan CIE Lab renk sistemi, Munsell renk sistemine göre bazı avantajları bulunmasından dolayı tercih edildi.

İçeceklerin restoratif materyallerde sebep olduğu renk değişiminin araştırıldığı çalışmalarda restoratif materyallerin çay, kahve ve kola gibi farklı renk pigmentleri içeren içeceklerde belirli süreler bekletilme işlemine çok sık başvurulmaktadır. Ek olarak, çocukların fazlaca tükettiği süt ve kola gibi asidik olan portakal ve vişne suyunun da restoratif materyallerde oluşturduğu renk değişimi önemli bir araştırma konusudur (Abu-Bakr ve ark. 2000; Güler ve ark. 2013; Tekçe ve ark. 2015; Llena ve ark. 2017). Bunlara paralel olarak, çalışmamızda çocukların günlük tüketebilecekleri kola (pH: 2.51), vişne suyu (pH: 2.6-3.8), portakal suyu (pH: 3.81-4.01) ve kontrol grubu olarak distile suyunun (pH: 6.47) 3 farklı kompomer materyalinin renk stabilitesine etkisi değerlendirilmiştir.

Farklı restoratif materyallerin (3 kompozit ve 1 kompomer) çay, kola ve su içerisinde bir ay süre ile bekletilmesiyle oluşan renk değişikliklerinin incelendiği bir çalışmada, bir ay sonrasında renk değişim değerlerinin 1,31-15,28 arasında olduğu bildirilmiştir. Özellikle kompomer örneklerde renk değişiminin daha fazla olduğu, kolada bekletilen örneklerde ΔE değerinin 15,28 ve çayda bekletilen örneklerin ΔE değerinin 12,22 olduğu bildirilmiştir (Tekçe ve ark. 2015).

Başka bir çalışmada dört farklı kompomer, 1 kompozit ve 1 rezin-modifiye cam iyonomer siman numuneleri viski, kola, portakal suyu ve deiyonize su içerisinde 60 gün süresince günde 3 saat bekletilmiş ve renk stabiliteleri 1, 7, 30 ve 60 gün sonra ölçülmüştür. Çalışma sonucunda, kompomer ve cam iyonomerin zaman periyodu arttıkça daha fazla renk değişimi sergilediği, kompozitin minimal renk değişimi

gösterdiği ve en fazla renk değişiminin, viskide bekletilen numunelerde gözlemlendiği bildirilmiştir (Abu-Bakr ve ark. 2000).

Llena ve ark. (2017), standart olarak hazırlanmış ve polisajlanmış nanohibrid rezin-bazlı kompozit, ormoser ve kompomer numunelerini kırmızı şarap, kahve, kola ve distile suda bekletmişlerdir. Numunelerden 1, 7, 21 ve 28 gün sonra renk ölçümleri yapmışlar ve en fazla renk değişikliğine kırmızı şarabın neden olduğunu ($\Delta E = 15,36-31,09$); kolada bekletilen kompomer ve ormoser örneklerinin renk değişimlerinin ilk günden klinik olarak kabul edilemez değerlere ulaştığını bildirmişlerdir.

Güler ve ark. (2013) ise 6 farklı kompoziti su, kahve, çay, kola ve kırmızı şarap içerisinde 48 saat beklettikten sonra renk stabilitelelerini değerlendirmişlerdir. Kırmızı şarap ve kahvede bekletilen kompozit gruplarının en yüksek ΔE değerlerine, suda bekletilen kompozit grubunun ise en düşük ΔE değerlerine sahip olduğunu gözlemlemişlerdir.

Başka bir çalışmada, farklı polisaj işlemleri uygulanmış nanohibrit kompozitler çay, kahve, kola, zerdeçal ve yapay tükürük içerisinde 10 dakika süreyle günde 2 kez, toplamda 30 gün bekletilmiş ve bütün gruplarda en fazla zerdeçalın renk değişimine neden olduğu, zerdeçalı; kahve, çay, kola ve yapay tükürüğün takip ettiği bildirilmiştir (Kumari ve ark. 2015).

Genellikle yapılan çalışmalarda, restoratif materyallerden hazırlanan örneklerin çeşitli ortamlarda farklı sürelerde bekletilmesiyle oluşan renk değişimleri açısından incelendiği bilinmektedir (Abu-Bakr ve ark. 2000; Güler ve ark. 2013; Kumari ve ark. 2015; Tekçe ve ark. 2015). Örneklerin içeceklerde dört hafta bekletilmesi sonucu oluşan renk değişimine ağız içerisinde yaklaşık olarak 2,5 yılda ulaşabileceği, örneklerin 24 saat içecek içinde bekletilmesi sonucu oluşan renk değişiminin ise ağız içerisinde en az bir ayda oluşabileceği saptanmıştır (Bezgin ve ark. 2015; Ertaş ve ark. 2006). Ayrıca materyallerin uzun süre içeceklerle teması sonucu oluşan su emilimine bağlı olarak da optik özelliklerinin etkilenebileceği ve ΔE değerlerinde değişiklik oluşabileceği bildirilmektedir (Buchalla ve ark. 2002). İlk 24 saatteki renk değişiklikleri polimerizasyon reaksiyonlarının devam etmesiyle ilişkilendirilir. Bu nedenle çalışmamızda tüm örnekler polimerizasyondan sonra 24

saat 37°C’de distile su içerisinde bekletildikten sonra renkli içeceklere tabi tutulmuştur. Çalışmamızda bekleme süresi olarak 24 saat ve 1 hafta alınmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre; kompomer gruplarının hepsinde 1 hafta sonraki ortalama renk değişimi değerleri, 24 saat sonraki değerlere göre artmıştır. İstatistiksel olarak analizi sonucu; kola sıvısında Compoglass® F kompomerinin, portakal suyunda R&D Series Nova Compomer® kompomerinin, vişne suyunda her üç kompomerin de 24 saatlik ortalama renk değişimi değerleri, 1 haftalık değerlerden düşük bulunmuştur. Diğer tüm gruplarda 24 saatlik ve 1 haftalık ortalama renk değişimi değerleri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Bu sonuçlara göre kompomer materyallerinin renk değişimlerinin zamana göre farklılık göstereceği yönünde kurulan hipotez (H6) kısmi olarak desteklenmiştir.

Kompomerlerin içeceklerdeki 24 saat sonunda oluşan ortalama renk değişimi değerlerinin ikili karşılaştırmaları sonucunda kola, portakal suyu ve distile sudaki kompomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0,05$); vişne suyunda ise azdan çoğa Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F olarak bulunmuştur ($p<0.05$, Ortalama ΔE :1.9220, 5.0180, 10.464). Bu sonuca göre farklı firmalara ait kompomer materyallerinin 24 saatlik renk değişimlerinin farklılık göstereceği yönünde kurulan hipotez (H7) kısmi olarak desteklenmiştir.

Kompomerlerin 1 hafta sonunda oluşan ortalama renk değişimi değerlerinin ikili karşılaştırmaları sonucunda ise, portakal suyu ve distile sudaki kompomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Ancak, kola sıvısında R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F arasında anlamlı bir farklılık bulunamazken ($p>0.05$); Dyract XP® kompomerinin ortalama renk değişiminin en az olduğu bulunmuştur ($p<0.05$, Ortalama ΔE :1,1520). Vişne suyunda ise azdan çoğa Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F olarak bulunmuştur ($p<0.05$, Ortalama ΔE :3.5640, 9.6980, 17.538). Bu sonuçlara göre farklı firmalara ait kompomer materyallerinin 1 haftalık renk değişimlerinin farklılık göstereceği yönünde kurulan hipotez (H8) kısmi olarak desteklenmiştir.

Çalışmamızın sonucuna göre Dyract XP® kompomerinin 1 haftalık ve diğer kompomerlerin hem 24 saatlik hem de 1 haftalık renk değişimleri içeceklere göre

karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklılıklar görülmüştür ($p < 0.05$). Farklı içeceklerde bekletilen Dyract XP® kompomerinin 24 saatlik renk değişimleri ise istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p > 0.05$). Bu nedenle kompomerlerin renk değişimlerinin içeceklere göre farklılık göstereceği yönünde kurulan hipotez (H9) kısmi olarak desteklenmiştir.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde kompomerlerin hepsinde, 24 saat ve 1 hafta sonunda oluşan en fazla ortalama renk değişim değerleri vişne suyunda bekletilen gruplardan elde edilmiştir. Vişne suyundaki en yüksek ortalama renk değişimi değerine sahip kompomerin ise Compoglass® F olduğu görülmüştür (24 saatlik ortalama ΔE :10.464, 1 haftalık ortalama ΔE :17.538).

Kompozit rezinlerin renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğünü; saklama solüsyonlarının pH' ı etkilemektedir (Gül ve ark. 2011; Duymuş ve ark. 2014). Asidik karakterdeki içeceklerin kompozit rezinlerin yüzeylerinde bozulmaya sebep olarak materyallerin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı bildirilmiştir (Poggio ve ark. 2012). Ancak; çalışmamızdaki sonuçlara göre kola (pH: 2.51) en düşük pH' a sahip olmasına rağmen, en fazla renk değişimi vişne suyunda (pH: 2.6-3.8) bekletilen örneklerde görülmüştür. Çalışmamızda vişnede renk değişiminin fazla olması, boyayıcı pigment içeriğine bağlı olduğunu düşündürmüştür.

Daha öncede belirtildiği gibi renklenmenin değerlendirilmesinde $\Delta E < 1$ (insan gözü ile ayırt edilemeyecek renk değişimi), $1 < \Delta E < 3,7$ (uzman bir göz tarafından ayırt edilebilecek renk değişimi), $\Delta E > 3,7$ (kolaylıkla gözle görülebilen ve klinik olarak kabul edilemez bir renk değişimi) şeklinde üç değer aralığı kullanılmaktadır (Schulze ve ark. 2003).

Klinik olarak renk değişimi toleransı sınıflandırılmıştır. Sonuç olarak; ΔE : 0 değerinin klinik renk uyumunun kusursuz, ΔE : 0.5-1 değerinin klinik renk uyumunun mükemmel, ΔE : 1-2 değerinin klinik renk uyumunun iyi, ΔE : 2-3,5 değerinin klinik renk uyumunun kabul edilebilir, ΔE : 3,5'den büyük değerlerin klinik rengin uyumsuz olduğu bildirilmiştir (O'Brien 2002).

Çalışmamızın sonuçlarına göre R&D Series Nova Compomer® materyalinin vişne suyunda 24 saat ve 1 hafta bekletilmesi ve Compoglass® F materyalinin vişne

suyunda 24 saat bekletilmesi ile kola, vişne suyu ve portakal suyunda bir hafta bekletilmesi sonucunda oluşan ΔE değerleri klinik olarak kabul edilemez bulunmuştur ($\Delta E > 3.7$).

Estetik restoratif materyallerde dışsal renk değişiklikleri materyalin yüzeyinde boyayıcı ajanların adsorbsiyonu ve absorpsiyonu sonucu meydana gelir. Rezin içerikli materyallerdeki dışsal renk değişimine karşı stabiliteyi; konversiyon oranı, su emme miktarı ve elbette yüzey pürüzlülüğü ve cilalama tekniği etkiler (Bagheri ve ark. 2005). Önceki çalışmalar da, selüloit polyester bant kullanılarak bitirilen kompozit rezinlerin yüzeylerinin renklenmeye karşı dirençli olduğu gösterilmiştir (Stoddard ve Johnson 1991). Ancak Patel ve ark. (2004), sadece selüloit bant kullanılmasının yeterli olmadığını, cilalama işlemlerinin gerekli olduğunu söylemişlerdir. Diş hekimliğinde kullanılan akrilat esaslı rezinlerin sertleştikten sonra yüzeylerinde oksijenden etkilenmiş bir tabaka olduğu iyi bilinen bir durumdur. Selüloit bant kullanılması kompozit rezin yüzeyinde sadece pürüzsüz bir yüzey oluşturmaz, aynı zamanda yüzeyde oluşabilecek polimerize olmamış tabakanın varlığını da elemine eder. Bunun sonucunda daha fazla renklenmeye müsait polimerize olmamış kompozitin varlığı ortadan kalkar (Patel ve ark. 2004). Bizim çalışmamızda kompomer materyallerine herhangi bir cilalama tekniği uygulanmamış sadece selüloit bantla polimerize edilmiştir ve yüzey pürüzlülüğü açısından bir fark bulunamamıştır ($p > 0,05$). Ancak, çalışmamızın bir sınırlaması olarak materyallerin içeceklerde bekletme sonrası yüzey pürüzlülüğüne bakılmamıştır.

Rezin kompozitlerde kullanılan resin matriks içeriğinin de renklenmeyi önemli derecede etkilediği ortaya konmuştur (Reis ve ark. 2003; Hickel ve ark. 2004). Uretan dimetakrilat (UDMA), BisGMA rezine oranla düşük su emme özelliğine sahip olduğundan dolayı renklenmeye karşı daha fazla dirençli olduğu bilinmektedir (Khokhar ve ark. 1991). Hidrofilik bir yapıya sahip TEGDMA mevcudiyeti de renk dayanımını etkiler (Kalachandra ve ark. 1987). Ertaş ve arkadaşları (2006), yaptıkları çalışmada kompozitlerdeki renk değişimlerinin monomer içeriğine bağlı olarak değişebileceğini ve TEGDMA içeren kompozitlerde renk değişiminin fazla olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda kullanılan kompomer materyallerinin hepsi UDMA içermektedir. Dyract XP® ve R&D Series Nova Compomer® TEGDMA içerirken, Compoglass® F ise hidrofilik özelliği yüksek bir monomer olan PEGDMA

içermektedir. Ancak, bizim çalışmamızda kompomerlerin su emilimi özelliklerine bakılmamıştır. Çalışmamızın sonucuna göre en fazla renklenmeye sebep olan Compoglass F kompomerinin su emiliminin fazla olabileceği düşünülmektedir.

Klinik olarak test edilecek restoratif materyallerin tükürük ile temas etmesi sonucunda ağız içinde bulunan enzimlerin, spesifik proteinler ve iyonların, restorasyonların renk ve yüzeysel özelliklerini etkileyeceği de bildirilmiştir (Roselino ve ark. 2015). Kompomerlerle ilgili yapılacak ileriki çalışmalarda, kompomerlerin renk stabilitesi ve yüzey özelliklerinin tam olarak anlaşılabilmesi için içeceklerin ağız içerisinde kullanılarak yapılan klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Sonuç olarak;

- Dyract XP[®], R&D Series Nova Compomer[®] ve Compoglass[®] F kompomer materyallerinin yüzey pürüzlülüğü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).
- Dyract XP[®] ve Compoglass[®] F kompomerlerinin yüzey mikrosertlikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken ($p>0.05$), R&D Series Nova Compomer[®] kompomerinin en yüksek yüzey sertliğine sahip olduğu görülmüştür ($p<0.05$, 53.1795 HV).
- Dyract XP[®], R&D Series Nova Compomer[®] ve Compoglass[®] F kompomerlerinin basma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).
- Dyract XP[®], R&D Series Nova Compomer[®] ve Compoglass[®] F kompomerlerinin eğilme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).
- Dyract XP[®] ve Compoglass[®] F kompomerlerinin makaslama bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken ($p>0.05$), R&D Series Nova Compomer[®] kompomerinin en yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğu bulunmuştur ($p<0.05$, 18.0763 MPa).
- Kompomerlerin içeceklerdeki 24 saat sonunda oluşan ortalama renk değişimi değerlerinin ikili karşılaştırmaları sonucunda kola, portakal suyu ve distile sudaki kompomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamazken ($p>0,05$); vişne suyunda azdan çoğa Dyract XP[®], R&D Series

Nova Compomer® ve Compoglass® F olarak bulunmuştur ($p < 0.05$, Ortalama ΔE :1.9220, 5.0180, 10.464). Kompomerlerin 1 hafta sonunda oluşan ortalama renk değişimi değerlerinin ikili karşılaştırmaları sonucunda ise, portakal suyu ve distile sudaki kompomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0.05$). Ancak, kola sıvısında R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F arasında anlamlı bir farklılık bulunamazken ($p > 0.05$); Dyract XP® kompomerinin ortalama renk değişiminin en az olduğu bulunmuştur ($p < 0.05$, Ortalama ΔE :1,1520). Vişne suyunda ise azdan çoğa Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F olarak bulunmuştur ($p < 0.05$, Ortalama ΔE :3.5640, 9.6980, 17.538).

- Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde kompomerlerin hepsinde, 24 saat ve 1 hafta sonunda oluşan en fazla ortalama renk değişim değerleri vişne suyunda bekletilen gruplardan elde edilmiştir. Vişne suyundaki en yüksek ortalama renk değişimi değerine sahip kompomerin ise Compoglass® F olduğu görülmüştür (24 saatlik ortalama ΔE :10.464, 1 haftalık ortalama ΔE :17.538).
- Kompomer gruplarının hepsinde 1 hafta sonraki ortalama renk değişimi değerleri, 24 saat sonraki değerlere göre artmıştır. İstatistiksel olarak analizi sonucu; kola sıvısında Compoglass® F kompomerinin, portakal suyunda R&D Series Nova Compomer® kompomerinin ve vişne suyunda her üç kompomerin de 24 saatlik ortalama renk değişimi değerleri, 1 haftalık değerlerden düşük bulunmuştur. Diğer tüm gruplarda 24 saatlik ve 1 haftalık ortalama renk değişimi değerleri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur.
- Dyract XP®, R&D Series Nova Compomer® ve Compoglass® F kompomerleriyle ilgili yapılacak ileriki çalışmalarda, kompomerlerin yüzey özelliklerinin ve fiziksel özelliklerinin tam olarak anlaşılabilmesi için daha çok in vitro ve in vivo klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. KAYNAKLAR

- Abate PF, Bertacchini M, Polack MA, Macchi RL. Adhesion of a compomer to dental structures. *Quint Int* 1997; 28: 509-512.
- Abraham S, Ghonmode WN, Saujanya KP, Jaju N, Tambe VH, Yawalikar PP. Effect of grape seed extracts on bond strength of bleached enamel using fifth and seventh generation bonding agents. *J Int Oral Health*. 2013; 5(6): 101-107.
- Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Color stability of compomer after immersion in various media. *J Esthet Dent*. 2000; 12(5): 258-263.
- Al-Angari, SS, Hara AT, Chu TM, Platt J, Eckert G, Cook NB. Physicomechanical properties of a zinc-reinforced glass ionomer restorative material. *Journal of Oral Science*. 2014; 56(1): 11-16.
- Albers HF. *Tooth-colored restoratives: principles and techniques*. BC Decker, Inc. 2002, 9th Edition, Hamilton, London, p:143.
- Allen EP, Stephen CB, Becker IB, Donovan TE. Annual Review of Selected Dental Literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000; 82: 27-66.
- Al-Shal TA, Erickson PR, Hardie NA. Primary incisor decay before age 4 as a risk factor for future dental caries. *Pediatr Dent*. 1997; 19(1): 37-41.
- Altan H, Altan A, Arslanoğlu Z. Cam İyonomer Siman, Türevleri ve Cam Karbomer Siman. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2013; 6(4): 1319-1322.
- American Academy of Pediatric Dentistry. Guideline on Pediatric Restorative Dentistry. Reference Manual. 2012-13; 34(6): 214-221.
- American Academy of Pediatric Dentistry. Policy on Interim Therapeutic Restoration. Reference Manual. 2008; 35(6): 13-14.
- American Academy of Pediatric Dentistry. Policy on Use of a Caries-Risk Assessment Tool (CAT) for Infants, Children, and Adolescents. *Pediatr Dent*. 2007; 29: 29-33.
- American Academy on Pediatric Dentistry Council on Clinical Affairs. Clinical guideline on pediatric restorative dentistry. *Pediatric dentistry*. 2014; 37: 232-243.
- American Academy on Pediatric Dentistry Council on Clinical Affairs. Guideline on restorative dentistry. *Pediatr Dent*. 2016; 38(6): 250-262.
- Anchieta RB, Machado LS, Martini AP, Santos PH, Giannini M, Janal M, Tovar N, Sundfeld RH, Rocha EP, Coelho PG. Effect of long-term storage on nanomechanical and morphological properties of dentin-adhesive interfaces. *Dental Materials*. 2015; 31(2): 141-153.
- Anderson M. Risk assessment and epidemiology of dental caries: Review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002; 24(5): 377-85.
- Anusavice KJ. *Phillip's Science of Dental Materials*. W.B. Saunders Company, Inc. 2002, 10th Edition, Philadelphia, PA.
- Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Saunders, Inc. 2003, 11th Edition, Missouri, USA, p: 73-101.
- Arora V, Arora P, Srivastava N, Togoo RA. Multicoloured Restorations for Pediatric Dental Patients. *British Journal of Applied Science & Technology*. 2014; 4(28): 4014-4025.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998;14: 51 -6.
- Attar N, Turgut MD. Fluoride release and uptake capacities of fluoride-releasing restorative materials. *Oper Dent*. 2003; 28(4): 395-402.
- Attin T, Opatowski A, Meyer C, Zingg-Meyer B, Buchalla W, Mönning JS. Three-year follow up assessment of Class II restorations in primary molars with a polyacidmodified composite resin and a hybrid composite. *Am J Dent*. 2001; 4(3): 148-52.

- Attin T, Opatowski A, Meyer C, Zingg-Meyer B, Mönning JS. Class II restorations with a polyacid-modified composite resin in primary molars placed in a dental practice: Results of a two-year clinical evaluation. *Oper Dent.* 2000; 25(4): 259-64.
- Attin T, Vataschki M, Hellwig E. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int.* 1996; 27(3): 203-9.
- Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2011; 4: 49-56.
- Azer SS, Hague AL, Johnston WM. Effect of bleaching on tooth discolouration from food colourant in vitro. *J Dent.* 2011; 39(3): 52- 56.
- Azillah MA, Anstice HM, Pearson GJ. Long-term flexural strength of three direct aesthetic restorative materials. *J Dent* 1998; 26(2): 177-82.
- Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent.* 2005; 33(5): 389-98.
- Bahadure RN, Pandey RK, Kumar R, Gopal K, Singh RK. An estimation of fluoride release from various dental restorative materials at different pH: In vitro study, *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2012; 30(2): 122-6.
- Baharav H, Brosh T, Pilo R, Cardash, H. Effect of irradiation time on tensile properties of stiffness and strength of composites. *J Prosthet Dent* 1997; 77(5): 471-474.
- Bala O. Poliasit-modifiye kompozit rezinler (kompomerler) literatür taraması. *Cumhuriyet Uni Diş Hek Fak Derg.* 1998; 1: 113-8.
- Bala O, Arisu HD, Yikilgan İ, Arslan S, Gullu A. Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomercements *European Journal of Dentistry.* 2012; 6: 79-86
- Baratieri LN, Ritter AV. Four-year clinical evaluation of posterior resin-based composite restorations placed using the total-etch technique. *J Esthet Restor Dent.* 2001; 13(1): 50-57.
- Bates, MN, Fawcett J, Garrett N, Cutress T, Kjellstrom T. Health effects of dental amalgam exposure: a retrospective cohort study. *Int J Epidemiol.* 2004; 33(4): 894-902.
- Bayne S, Taylor DF, Heyman HO. Protection Hypothesis for Composite Wear, *Dent Mater.* 1992; 8: 305-309.
- Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr, Stamatiades P, Wikerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc.* 1998; 129: 567-577.
- Beazoglou T, Eklund S, Heffley D, Meiers J, Brown LJ, Bailit H. Economic impact of regulating the use of amalgam restorations. *Public Health Rep.* 2007; 122: 657-663.
- Behr M, Rosentritt M, Bettermann K, Handel G. The influence of electron beam irradiation on the shear bond strength of glass-reinforced frameworks and veneer composites. *J Mater Sci Mater Med.* 2006; 17(7): 659-65.
- Berg JH. The continuum of restorative materials in pediatric dentistry--a review for the clinician. *Pediatr Dent.* 1998; 20(2): 93-100.
- Berg JH. Glass ionomer cements. *Pediatric Dentistry.* 2002; 24(5): 430-8
- Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitao J, DeRouen TA. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc.* 2007; 138(6): 775-783.
- Berns RS. Billmeyer and Salzman principles of colour technology. John Wiley & Sons, Inc. 2000, 3th Edition, New York, USA, p: 68-9.
- Bertaochinis M, Abate PF, Blanck A, Baglieto MF, Maochi HL. Solubility and fluoride release in ionomers and compomers. *Quintessence Int.* 1999; 30(3): 193-7.
- Bezgin T, Özer L, Tulga Öz F, Özkan P. Effect of toothbrushing on color changes of esthetic restorative materials. *J Esthet Restor Dent.* 2015; 27(1): 65-73.
- Blanchard CR. Atomic Force Microscopy. *The Chemical Educator.* 1996; 1(5): 1-8.

- Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen, M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater.* 1997; 13: 258-259.
- Bonifácio CC, Kleverlaan CJ, Raggio DP, Werner A, de Carvalho RC, van Amerongen WE. Physical-mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Aust Dent J.* 2009; 54(3):2337.
- Bordin-Aykroyd S, Sefton J, Davies EH. In vitro bond strengths of three current dentin adhesives to primary and permanent teeth. *Dent Mater.* 1992; 8(2): 74-78.
- Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometry. *Eur J Orthod.* 1998; 20(1): 79-92.
- Bozkurt M, Atıcı D, Özer L. Farklı bitirme/polisaj sistemlerinin poliasit-modifiye kompozit rezinin (kompomer) yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* 2012; 29(3): 157-164.
- Bölükbaşı B, Kara S, Çoğulu D. "Farklı içeceklerin rezin esaslı restoratif materyallerin renklemesi üzerine etkisi." *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2015; 25(13): 72-76.
- Brackett WW, Dib A, Brackett MG, Reyes AA, Estrada BE. Two-year clinical performance of Class V resin-modified glass ionomer and resin composite restorations. *Oper Dent.* 2003; 28(5): 477- 81.
- Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advantages in color matching. *Dent Clin North Am.* 2004; 48: 341-358.
- Buchalla W, Attin T, Hilgers RD, Hellwig E. The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(3): 264-270.
- Bulucu B. Kompozit dolgu maddelerinin klinik kullanımında göz önünde bulundurulması gereken kriterler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 1997; 7: 108-111.
- Burgess J, Norlinh B, Summitt J. Resin ionomer restorative materials: the new generation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 1994; 6(5): 207-215.
- Burrow MF, Nopnakepong U, Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dent Mater.* 2002; 18(3):239-245.
- Busscher HJ, Rinastiti M, Siswomihardjo W, Van der Mei HC. Biofilm formation on dental restorative and implant materials. *J Dent Res.* 2010; 89(7): 657-665.
- Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.* 1998; 14(6): 394-8.
- Chadwick BL, Evans DJ. Restoration of class II cavities in primary molar teeth with conventional and resin modified glass ionomer cements: a systematic review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2007; 8(1): 14-21.
- Chersoni S, Lorenzi R, Ferrieri P, Prati C. Laboratory evaluation of compomers in Class V restorations. *Am J Dent.* 1997; 10(3): 147-51.
- Cho GC, Kaneko LM, Donovan TE, White SN. Diametral and Compressive Strength of Dental Core Materials, *J Prosthet Dent.* 1999; 82: 272-276.
- Cho SY, Cheng AC. A Review of Glass Ionomer Restorations in the Primary Dentition. *Journal of Canadian Dental Association.* 1999; 65(9): 491-445.
- Choi MS, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Changes in surface characteristics of dental resin composites after polishing. *J Mater Sci Mater Med.* 2005; 16(4): 347-53.
- Christensen GJ. Compomers vs. resin-reinforced glass ionomers. *J Am Dent Assoc.* 1997; 128(4): 479-80.
- Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil* 1990; 17: 487-494.
- Combe EC, Shaglouf MS, Watts DC, Wilson NHF. Mechanical Properties of Direct Core Build - up Materials, *Dent Mater.* 1999; 15: 158-165.
- Corlesl O, Garcia C, Perez L, Bravo LA. A comparison of the bond strength to enamel and dentin of two compomers: An in vitro study. *J Dentistry for Children* 1998; 65(1): 29-31.

- Costa CA, Ribeiro AP, Giro EM, Randall RC and Hebling J. Pulp response after application of two resin modified glass ionomer cements (RMGICs) in deep cavities of prepared human teeth. *Dental Materials*. 2011; 27(7): 158-170.
- Craig RG, Hanks CT, Kohn DH, Koran III A, O'Brien WJ, Powers JM, Wagner WC, Wataha JC. *Restorative Dental Materials*. Mosby, Inc. 1997, 10th Edition, Missouri, USA, p: 56-103.
- Craig RG, Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's restorative dental materials*. Mosby, Inc. 2006, 12th Edition, St. Louis, USA.
- Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Direct esthetic restorative materials. *Dental Materials Properties and Manipulation*. 2000; 7: 57-79.
- Craig RG. *Restorative Dental Materials*. Mosby, Inc. 2001, 11th Edition, St Louis, USA.
- Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res*. 2011; 90(4): 402-416.
- Croll T, Killian CM, Helpin ML. A restorative dentistry renaissance for children: light-hardened glass ionomer/resin cement. *ASDC journal of dentistry for children*. 1993; 60(2): 89-94.
- Croll TP, Bar-Zion Y, Segura A, Donly KJ. Clinical performance of resin-modified glass ionomer cement restorations in primary teeth: A retrospective evaluation. *J Am Dent Assoc*. 2001; 132(8): 1110-1116.
- Croll TP, Helpin ML, Ponkly KJ. Multi-coloured dual cured-compomer. *Pediatr Dent*. 2004; 26(3): 273-6.
- Croll TP. MagicFil: A colourful kiddie compomer. *Compend Contin Educ Dent*. 2002; 23(11): 1044-6.
- Crowley CM, Doyle J, Towler MR, Hill RG, Hampshire S. The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *J Dent*. 2006; 34(8): 566-73.
- Çapan BŞ, Akyüz S. Çocuk Diş Hekimliğinde Fluorid Salınımı Yapan Güncel Restoratif Materyaller. *Clinical and Experimental Health Sciences*. 2016; 6(3): 129-134.
- Daou MH, Attin T, Göhring TN. Clinical success of compomer and amalgam restorations in primary molars: Follow up in 36 months. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2009; 119(11): 1082-8.
- Dayangaç GB. *Kompozit Restorasyonlar*. Quintessence Yayıncılık, 2011, 2. Baskı, İstanbul, Türkiye, s: 25-57.
- Dayangaç GB. *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Güneş Kitabevi, 2000, 1. Baskı, Ankara, Türkiye, s: 1-20, 74-84.
- De Alencar E Silva Leite ML, Da Cunha Medeiros E Silva FD, Meireles SS, Duarte RM, Andrade AK. The effect of drinks on color stability and surface roughness of nanocomposites. *Eur J Dent*. 2014; 8(3): 330-6.
- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. 2005; 84(2): 118-132.
- De Munck J, Vargas M, Iracki J. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent*. 2005; 30: 39-49.
- Delaviz Y, Finer Y, Santerre JP. Biodegradation of resin composites and adhesives by oral bacteria and saliva: a rationale for new material designs that consider the clinical environment and treatment challenges. *Dent Mater*. 2014; 30(1): 16-32.
- Della Bona A, Benetti P, Borba M, Cecchetti D. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Braz Oral Res* 2008; 22(1): 84-9.
- Demirel F, Saygılı G, Şahmalı S. Comparative Mechanical Property Characterization of three Indirect Composite Resin Materials Compared With Two Direct Composites. *Polym Adv Technol*. 2003; 14: 380-386.
- DeRouen TA, Martin MD, Leroux BG, Townes BD, Woods JS, Leitao J, Martins IP. Neurobehavioral effects of dental amalgam in children: a randomized clinical trial. *JAMA*. 2006; 295(15): 1784-1792.

- Desai M, Tyas MJ: Adhesion to enamel of light-cured poly- acid dental materials. *Aust Dent J.* 1997; 41: 393-397.
- Dhar V, Hsu KL, Coll JA, Ginsberg E, Ball BM, Chhibber S, Johnson M, Kim M, Modaresi N, Tinanoff N. Evidence-based Update of Pediatric Dental Restorative Procedures: Dental Materials. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry.* 2015; 39(4): 303-310.
- Dionysopoulos D, Koliniotou-Koumpia E, Helvatzoglou-Antoniades M, Kotsanos N, Fluoride release and recharge abilities of contemporary fluoride-containing restorative materials and dental adhesives. *Dent Mater.* 2013; 32(2): 296-304.
- Dionysopoulos P, Kotsanos N, Pataridou A. Fluoride release and uptake by four new fluoride releasing restorative materials. *J Oral Rehabil.* 2003; 30(9): 866-72.
- Dogon IL. Present and future value of dental composite materials and sealants. *Int J Technol Assess Health Care.* 1990; 6(3): 369-377.
- Donetti E, Bedoni M, Guzzi G, Pigatto P, Sforza C. Burning mouth syndrome possibly linked with an amalgam tattoo: clinical and ultrastructural evidence. *Eur J Dermatol.* 2008; 18(6), 723-724.
- Donly KJ, Godoy KJ. The use of resin-based composite in children. *Pediatric Dentistry.* 2002; 24(5): 480-488.
- Duggal MS, Toumba KJ, Sharma NK. Clinical performance of a compomer and amalgam for the interproximal restoration of primary molars: A 24 month evaluation. *Brit Dent J.* 2002; 193(6): 339-42.
- Duymuş ZY, Sağsöz NP, Sağsöz Ö, Bayındır F. Seromerlerin farklı solusyonlardaki renk değişimlerinin incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2014; 24: 81-4.
- El-Badrawy WA, McComb D. Effect of home-use fluoride gels on resin-modified glass-ionomer cements. *Operative Dentistry.* 1998; 23: 2-9.
- Eliades G. Chemical and Biological Properties of Glass-Ionomer Cements. In: *Advances in glass-ionomer cements.* Eds: Davidson CL, Mjör IA. Quintessence Publ Co, Inc. 1999, 1st Edition, Chicago, USA, p; 85-101.
- Eligüzeloğlu E. Son Donem Geliştirilen Adeziv Sistemler. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2009; 10(1): 22-29.
- El-Kalla I, Garcia-Godoy F. Bond strenght and interfacial micromorphology of compomers in primary and permanent teeth. *Int J Ped Dent.* 1999; 8: 103-14.
- Ellison, R, Green C, Gibson J, Ghaffar S. Orofacial granulomatosis related to amalgam fillings. *Scott Med J.* 2013; 58(4): 24-25.
- Erdemir U, Yıldız E, Eren MM. Effects of sport drinks on color stability of nanofilled and microhybrid composites after long-term immersion. *J Dent.* 2012; 40: 55-63.
- Ersoy M, Özel E, Gökçe K. Farklı uygulama yöntemlerinin kompozit rezinlerin mikrosertlikleri üzerine etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Der.* 2007; 17(1): 28-31.
- Ertaş E, Guler AU, Yucel AC, et al. Color stability of resin composites after immersion of different drinks. *Dent Mater J.* 2006; 25: 371-376.
- Ferracane JL. Resin composite – State of the art. *Dental Materials.* 2011; 27(1): 29-38.
- Ferrari M. Use of glass ionomers as bondings, linings, or bases. In: *Advances in Glass Ionomer Cements.* Eds: Davidson CL, Mjör IA. Quintessence Publishing Co, Inc.1999, 1st Edition, Berlin/Chicago, p:137-148.
- Figueiredo De Magalhaes M, Neto Ferreira RA, Grossi PA, De Andrade RM. Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity. *J Dent.* 2008; 36(8): 588-594.
- Fleisch AF, Sheffield PE, Chinn C, Edelstein BL, Landrigan PJ. Bisphenol A and related compounds in dental materials. *Pediatrics.* 2010; 126(4), 760-768.
- Fleming GJ, Zala DM. An assessment of encapsulated versus hand-mixed glass ionomer restoratives. *Operative Dentistry.* 2003; 28(2): 168-177.

- Fleming GJP, Kenny SM, Barralet JE. The optimisation of the initial viscosity of an encapsulated glass-ionomer restorative following different mechanical mixing regimes. *Journal of Dentistry*. 2006; 34(2): 155-163.
- Food and Drug Administration HHS. Dental devices: classification of dental amalgam, reclassification of dental mercury, designation of special controls for dental amalgam, mercury, and amalgam alloy; technical amendment. Final rule; technical amendment. *Fed Regist*. 2010; 75: 33169-33170.
- Forte G, Petrucci F, Bocca B. Metal allergens of growing significance: epidemiology, immunotoxicology, strategies for testing and prevention. *Inflamm Allergy Drug Targets*. 2008; 7(3): 145-162.
- Freedman G. The Evolution of Adhesive Techniques. In: *Contemporary Estetic Dentistry*. Mosby Elsevier, 2012, 1st Edition, USA, p: 168-189.
- Frencken JE, Makoni F, Sithole WD. Atraumatic restorative treatment and glass-ionomer sealants in a school oral health programme in Zimbabwe: evaluation after 1 year. *Caries Res*. 1996; 30(6): 428-433.
- Frosten L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effects. *Biomaterials*. 1998; 19(6): 503-508.
- Fruits TJ, Miranda FJ, Coury TL. Effects of equivalent abrasive grit sizes utilizing differing polishing motions on selected restorative materials. *Quint Int*. 1996; 27(4): 279-285.
- Fuks AB, Araujo FB, Osorio LB, Hadani PE, Pinto AS. Clinical and radiographic assessment of Class II esthetic restorations in primary molars. *Pediatr Dent*. 2000; 22(6): 479-485.
- Fuks AB. The use of amalgam in pediatric dentistry. *Pediatr Dent*. 2002; 24(5): 448-455.
- Fung EY, Ewoldsen NO, Germain HAS, Marx DB, Miaw CL, Siew C, Meyer DM. Pharmacokinetics of bisphenol A released from a dental sealant. *J Am Dent Assoc*. 2000; 131(1): 51-58.
- Gaintantzopoulou MD, Gopinath VK and Zinelis S. Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clinical Oral Investigations*. 2017; 21(4): 1063-1070.
- Garcia-Godoy F. Resin-based composites and compomers in primary molars. *Dent Clin North Am*. 2000; 44(3): 541-570.
- Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res*. 1997; 76(4): 883-894.
- Guelmann M, Mjor IA. Materials and techniques for restoration of primary molars by pediatric dentists in Florida. *Pediatr Dent*. 2002; 24(4): 326-331.
- Gupta N, Tripathi AM, Saha S, Dhinsa K, Garg A. Effect of Saliva on the Tensile Bond Strength of Different Generation Adhesive Systems: An In-Vitro Study. *Journal of clinical and diagnostic research*. 2015; 9(7): 91-94.
- Gupta R, Parkash H, Shah N, Jain V. A spectrophotometric evaluation of color changes of various tooth colored veneering materials after exposure to commonly consumed beverages. *J Indian Prosthodont Soc*. 2005; 5: 72-8.
- Güler AU, Yılmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2005; 94: 118-24.
- Güler E, Gönüloğlu N, Yücel AÇ, Yılmaz F, Ersöz E. Farklı içeceklerde bekletilen kompozit rezinlerin renk stabiliteilerinin karşılaştırılması. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*. 2013; 21(1): 24-29.
- Güngör ÖE, Erdoğan Y, Yalçın-Güngör A, Alkış H. Comparative evaluation of shear bond strength of three flowable compomers on enamel of primary teeth: An in-vitro study. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2016; 8(3): 322-326.
- Gül P, Akgül N, Çatakcı AG, Atila A. Kısıtlı sakız, siyah çay ve beyaz peynirin tükürük pH' sına etkileri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2011; 21: 88-93.

- Hammesfahr PD. Developments in resinomer systems. In: Glass Ionomers: The next generation. Proceedings of the 2 nd International Symposium on Glass Ionomers, Pennsylvania: International Symposia in Dentistry, PC. 1994; 47-56.
- Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, De Munck J. Bonding effectiveness of a new 'multimode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*. 2012; 40(6): 475-484.
- Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*. 2001; 17(2): 165-169.
- Hashem DF, Foxton R, Manoharan A, Watson TF, Banerjee A. The physical characteristics of resin composite-calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration. *Dent Mater*. 2014; 30(3):343-9.
- Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*. 2000; 79: 1385-91.
- Helvatjoglu-Antoniades M, Karantakis P, Papadogiannis Y, Kapetanios H. Fluoride release from restorative materials and a luting cement. *J Prosth Dent*. 2001; 86: 156-64.
- Hes KMY, Leung SK, Wei SHY. Resin- ionomer restorative materials for children: A review. *Australian dental journal*. 1999; 44(1): 1-11.
- Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *Int Dent J*. 1998; 48: 3-16.
- Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *Ned Tijdschr Tandheelkd*. 1999; 106(4): 128-40.
- Hickel R, Heidemann D, Staehle HJ, Minnig P, Wilson NH. Direct composite restorations: extended use in anterior and posterior situations. *Clin Oral Investig* 2004;8(2):43-4.
- Hickel R, Kaaden C, Paschos E, et al. Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth. *Am J Dent*. 2005; 18: 198-211.
- Hickel R. Moderne Fiüllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnarztl Z*. 1997; 52: 572-585.
- Holan G, Fuks AB, Ketzl N. Success rate of formosoresol pulpotomy in primary molars restored with stainless steel crowns vs amalgam. *Pediatr Dent*. 2002; 24(3): 212-6.
- http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Sertlik%20C3%96l%C3%A7me%20Y%C3%B6ntemleri.pdf (18 Nisan 2018).
- <https://www.researchgate.net/publication/289245716> (3 Mayıs 2018)
- Imazato S. Antibacterial properties of resin composite and dentin bonding systems. *Dent Mater*. 2003; 19(6): 449-457.
- Inokoshi S, Burrow MF, Kataumi M, Yamada T, Takatsu T. Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials. *Operative Dentistry*. 1996; 21: 73-80.
- International Organization for Standardization. *Dentistry — Resin based filling materials*. 2nd edition, Switzerland. ISO 4049:1988 (E).
- International Organization for Standardization. *Dentistry — Testing of adhesion to tooth structure*. 3rd edition, Switzerland. ISO/TS 11405:2015 (E).
- International Organization for Standardization. *Dentistry — Water based cements-Part 1: Powder/liquid acid-base cements*. 2nd edition, Switzerland. ISO 9917-1:2007(E)
- International Organization for Standardization. *Dentistry — Polymer-based restorative materials*. 4th edition, Switzerland. ISO 4049: 2009(E)
- Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Mater J*. 2004; 20(9): 789-795.
- Jaarda MJ, Wang RF, Lang BR. A regression analysis of filler particle content to predict composite wear. *J Prosth Dent* 1997;77:57-67.

- Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc.* 2000; 131(3): 375-383.
- Jones JR. Review of bioactive glass: From Hench to hybrids. *Acta Biomaterialia.* 2013; 9: 4457–4486.
- Jones SE. The theory and practice of internal ‘tunnel’ restorations: a review of the literature and observations on clinical performance over eight years in practice. *Prim Dent Care.* 1999; 6(3): 93-100.
- Jose-Luis R. Dental technique-restorations with resin-based, bulk fill composites. *AEGIS Communications.* 2010; 31: 1-4.
- Jumlongras D, White GE. Bond strengths of composite resin and compomers in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent.* 1997; 21(3): 223-229.
- Jung M, Voit S, Klimek J. Surface geometry of three packable an done hybrid composite after finishing. *Oper Dent.* 2003; 28: 53-59.
- Kalachandra S, Turner DT. Water sorption of polymethacrylate networks: bisGMA/TEGDM copolymers. *J Biomed Mater Res.* 1987; 21(3): 329-38.
- Kan KC, Messer LB, Messer HH. Variability in cytotoxicity and fluoride release of resin-modified glass-ionomer cements. *J Dent Res.* 1997; 76(8): 1502-1507
- Kanerva L, Alanko K, Estlander T, Jolanki R, Lahtinen A, Savela A. Statistics on occupational contact dermatitis from methacrylates in dental personnel. *Contact Dermatitis.* 2000; 42(3): 175-176.
- Kapdan A, Ünal M, Hürmüzlü F. Bitirme ve parlatma sistemlerinin arka diş kompozitlerinin yüzey düzgünlüğüne etkisi. *SÜ Dişhek Fak Derg.* 2010; 19: 9-14.
- Kaup M, Dammann CH, Schafer E, Dammaschke T. Shear bond strength of Biodentine, ProRoot MTA, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. *Head Face Med.* 2015; 11: 14.
- Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater.* 1995;11:103– 107.
- Khokhar ZA, Razzoog ME, Yaman P. Color stability of restorative resins. *Quintessence Int* 1991; 22(9): 733-7
- Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(6): 642-649.
- Kiremitçi A, Hürmüzlü F. İki Farklı Dentin Adezivinin Kompozitleri Dentine Bağlama Dayanıklılığının Karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2001; 11(2): 34-37.
- Knezević A, Tarle Z, Meniga A, Šutalo J, Pichler G, Ristić M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 586-591.
- Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence Int.* 1991; 22(7): 525-531.
- Knobloch LA, Gailey D, Azer S, Johnston WM, Clelland N, Kerby RE. Bond strengths of one and two step self-etch adhesive systems. *J Prosthet Dent.* 2007; 97: 216-22.
- Kopperud SE, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I. Longevity of posterior dental restorations and reasons for failure. *Eur J Oral Sci.* 2012; 120(6): 539-548
- Korkmaz Y, Attar N. Dentin bond strength of composites with selfetching adhesives using LED curing lights. *J Contemp Dent Pract.* 2007; 8(5): 34-42.
- Kotsanos N, Arizos S. Evaluation of a resin modified glass ionomer serving both as indirect pulp therapy and as restorative material for primary molars. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2011; 12(3): 170-175.
- Kovarik RE. Restoration of posterior teeth in clinical practice: evidence base for choosing amalgam versus composite. *Dent Clin North Am.* 2009; 53(1): 71-76.
- Koroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2012; 22(2): 205-16.

- Kramer N, Frankenberger R. Compomers in restorative therapy of children: a literature review. *Int J Paediatr Dent*. 2007; 17(1): 2-9.
- Kubo S, Yokota H, Sata Y, Hayashi Y. Microleakage of self-etching primers after thermal and flexural load cycling. *Am J Dent* 2001;14:163- 9.
- Kugel G ve Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc*. 2000; 131: 20-25.
- Kulan M ve Ulukapı I. Dişekimliğinde biyoaktif camlar. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2011; 45(1): 65-70.
- Kumari RV, Nagaraj H, Siddaraju K, Poluri RK. Evaluation of the effect of surface polishing, oral beverages and food colorants on color stability and surface roughness of nanocomposite resins. *J Int Oral Health*. 2015; 7(7): 63-70
- Küçükşenmen HC, Küçükşenmen Ç, Üşümez A. Yaşlandırma prosedürünün farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *S.D.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi* 2010; 1(2): 39-48.
- Külünk Ş, Saraç D, Saraç Ş. Simanların Dentine Makaslama Bağlanma Dayanımı Üzerinde Aşırı Duyarlılık Giderici Ajanların Etkisi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2006; 30(2): 83-89.
- Kwon YH, Kwon TY, Ong JL, Kim KH. Light-polymerized Compomers: Coefficient of Thermal Expansion and Microhardness. *J Prosthet Dent*. 2002: 88:396-341.
- Laeijendecker R, Dekker SK, Burger PM, Mulder PG, Van Joost T, Neumann MH. Oral lichen planus and allergy to dental amalgam restorations. *Arch Dermatol*. 2004; 140(12): 1434-1438.
- Lohbauer U. Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials? —Properties, Limitations and Future Trends. *Materials*. 2010; 3(1): 76-96.
- Lambrechts P, Braem M, Vanharle G. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesive. *Oper Dent*. 1987;12: 53–78.
- Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 1998; 42(4): 567-77.
- Lee I, Chang J, Ferracane J. Slumping resistance and viscoelasticity prior to setting of dental composites. *Dent Mater*. 2008; 24(12): 1586-93.
- Lee SY, Wang CC, Chen DC, Lai YL. Retentive and compressive strengths of modified zinc oxide-eugenol cements. *J Dent*. 2000; 28(1): 69-75.
- Lenters M, van Amerongen, WE, Mandari GJ. Iatrogenic damage to the adjacent surface of primary molars in three different ways of cavity preparation. *European archives of paediatric dentistry*. 2006; 1(1): 6-10.
- Lepri CP, Palma-Dibb RG. Surface roughness and color change of a composite: Influence of beverages and brushing. *Dent Mater J*. 2012; 31(4): 689-96.
- LeSage BP. Aesthetic Anterior Composite Restorations: A Guide to Direct Placement. *Dental Clinics of North America*. 2007; 51(2): 359-378.
- Lezaja M, Veljovic DN, Jokic BM, Cvijovic-Alagic I, Zrilic MM, Miletic V. Effect of hydroxyapatite spheres, whiskers, and nanoparticles on mechanical properties of a model BisGMA/TEGDMA composite initially and after storage. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013; 101(8): 1469-76.
- Li J, Liu Y, Liu Y, Söremark R, Sundström F. Flexure strength of resin-modified glass ionomer cements and their bond strength to dental composites. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1996; 54(1): 55-58.
- Li Y, Swartz MLL Philips, RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of Filler Content and Size on Properties of Composites, *J Dent Res*. 1985; 64: 1396-1401.
- Lia ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999; 81(5): 597-609.
- Llena C, Fernández S, Forner L. Color stability of nanohybrid resin-based composites, ormocers and compomers. *Clin Oral Investig*. 2017; 21(4): 1071-1077.
- Lowe RA. The search for a low-shrinkage direct composite. *Oral Health Journal*. 2010; 100(3): 64.

- Luglie PF, Campus G, Chessa G, Spano G, Capobianco G, Fadda GM, Dessole S. Effect of amalgam fillings on the mercury concentration in human amniotic fluid. *Archives of gynecology and obstetrics*. 2005; 271(2): 138-142.
- Luiz BKM, Quintella CM, Friedrich LA, da Silva EB, Veiga W, Prates LHM, Bertolino JR, Pires ATN. Effect of drinks on the surface properties of dental resin composites. *Poly Test*. 2007; 26(7): 855- 61.
- Lutz F, Philips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. 1983; 50(4): 480–488.
- Malekipour MR, Sharafi A, Kazemi S, Khazaei S, Shirani F. Comparison of color stability of a composite resin in different color media. *Dent Res J (Isfahan)*. 2012; 9(4): 441-6.
- Mandari GJ, Truin GJ, Van't Hof MA, Frencken J.E. Effectiveness of three minimal intervention approaches for managing dental caries: survival of restorations after 2 years. *Caries Res*. 2001; 35(2): 90-94.
- Mandikos MN, McGivney GP, Davis E. A Comparison of the Wear Resistance and Hardness of Indirect Composite Resins, *J Prosthet Dent*. 2001; 85: 386-395.
- Manuja N, Pandit IK, Srivastava N, Gugnani N, Nagpal R. Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2011; 29(1): 7-13.
- Marouf N, Sidhu SK. A study on the radiopacity of different shades of resin-modified glass-ionomer restorative materials. *Operative dentistry*. 1998; 23: 10-14.
- Mazzaoui SA, Burrow MF, Tyas MJ, Dashper SG, Eakins D, Reynolds EC. Incorporation of casein phosphopeptide–amorphous calcium phosphate into a glass-ionomer cement. *J Dent Res*. 2003; 82: 914-8.
- McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*. Wiley Blackwell, Inc. 2008, 9th Edition, New Jersey, USA, p: 285-6.
- McLaren K. The development of the ICE 1976 (L*a*b*) uniform color space and color. *Journal of Society of Dyers and Colourists*. 1976; 92: 338-41.
- McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int*. 1994; 25: 587-589.
- Metz I, Rothmaier K, Pitchika V. Risk factors for secondary caries in direct composite restorations in primary teeth. *Int J Paediatr Dent*. 2015; 25(6): 451-461.
- Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V. Therapeutic effect of glassionomers: An overview of evidence. *Aust Dent J*. 2011; 56(1): 10–5.
- Miguez PA, Pereirab PNR, Foxtonc RM, Walterb R, Nunesd MF, Swift EJ. Effects of flowable resin on bond strength and gap formation in class I restorations. *Dental Materials*. 2004; 20: 839–845.
- Minami H, Hori S, Kurashige H, Murahara S, Muraguchi K, Minesaki Y. Effects of thermal cycling on surface texture of restorative composite materials. *Dent Mater J*. 2007; 26 :316-22.
- Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003; 134(10): 1382-1390.
- Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass ionomer liner/base. *Journal of Dental Research* 1991; 70: 72-74.
- Miyazaki M, Iwasaki K, Soyamura T, Onose H, Moore BK. Resin-modified glass ionomers: dentin bond strength versus time. *Operative dentistry*. 1998; 23: 144-149.
- Mjör IA, Gordan VV. A review of atraumatic restorative treatment (ART). *International Dental Journal*. 1999; 49(3): 127-131.
- Momoi Y, McCabe JF. Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. *Dental Materials*. 1993; 9(3): 151-154.

- Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J Nanotechnology*. 2004; 1(1-2): 130-156.
- Mount G. Making the most of glass ionomer cements. *Dent Update*. 1991; 18(7): 276-9.
- Mount GJ, Ngo H, Byrant RW. *Modern Restorative Materials and Techniques*. In: Tandon S, editor. *Text Book of Pedodontics*. Paras Medical Publisher, Inc. 2009, 2nd Edition, New Delhi, India, p: 329-327.
- Mousavinasab SM, Meyers I. Fluoride release by glass ionomer cements, compomer and giomer. *Dent Res J (Isfahan)*. 2009; 6(2): 75-81.
- Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci*. 2000; 108(4): 341- 5.
- Nagaraja UP, Kishore G. Glass Ionomer Cement – The Different Generations. *Trends Biomater Artif Organs*. 2005; 18(2): 158-65.
- Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of dental hard tissues*. Quintessence Publishing, Inc. 1998, 1st Edition, Chicago, USA, p: 97.
- Nakfoor B, Yaman P, Dennison J, Herrero A . Effect of a light-emitting diode on composite polymerization shrinkage and hardness. *J Esthet Restor Dent*. 2005; 17: 110-117.
- Nalbant D. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar. *Acta Odontologica Turcica*. 2002; 19(1): 47.
- Nalçacı A, Bağış B. Nano-hibrit bir kompozit rezinin yüzey sertliğinin in vitro olarak incelenmesi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2005; 32: 91-98.
- Neelakantan P, John S, Anand S, Sureshababu N, Subbarao C. Fluoride release from a new glass-ionomer cement. *Oper Dent*. 2011; 36(1): 80-5.
- Neme AL, Frazier KB, Roeder LB, Debner TL. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *OperDent*. 2002; 27(1): 50-58.
- Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*. 1998; 19(6): 485-494.
- Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dent Mater*. 2007; 23(5): 615-22.
- O'Brein WJ, Groh CL, Boenke KM. Anew, small color difference equation for dental shades. *J. Dent Res*. 1990; 69: 1762-1764.
- O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. Quintessence Publishing, Inc. 2002, 3rd Edition, Canada, p: 34-50.
- Odabas ME, Bani M, Tirali RE. Shear bond strengths of different adhesive systems to biodentine. *ScientificWorldJournal*. 2013; 12: 626103.
- Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J*. 1993; 43(5): 492-8.
- Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(6): 642-8.
- Oral Health Policies. Policy on Alternative Restorative Treatment (ART). Reference Manual. 2004; 29(7): 7-8.
- Özgünlaltay G, Yazıcı AR, Görücü J. Effect Of Finishing And Polishing Procedures On The Surface Roughness Of New Tooth-Coloured Restoratives. *J Oral Rehabil*. 2003; 30: 218-224.
- Özyöney G. Aşırı madde kayıplı dişlerde IPS Empress II onley restorasyonların klinik ve in vitro şartlarda incelenmesi. *M.Ü Diş Hek Fak Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD, Doktora Tezi, İstanbul*, 2008.
- Pagniano RP, Johnston WM. The Effect of Unfilled Resin Dilution on Composite Resin Hardness and Abrasion Resistance, *J Prosthet Dent*. 1993; 70: 214-218.
- Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. *J Dent*. 2003; 31(8): 549-57.

- Pamir T, Şen BH. Rezin Kompozit ve Cam İyonomer Esaslı Materyallerin Basma Dayanıklılıklarının Saptanması. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2011; 32: 3137.
- Passamonti S, Vrhovsek U, Vanzo A, Mattivi F. Fast access of some grape pigments to the brain. *J Agric Food Chem*. 2005; 53(18): 7029-34.
- Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *J Am Dent Assoc*. 2004; 135(5): 587-94.
- Perdigao J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am*. 2002; 46(2): 277-301.
- Pereira PNR, Yamada T, Inokoshi S, Burrow MF, Sano H, Tagami J. Adhesion of resin-modified glass ionomer cements using resin bonding systems. *Journal of dentistry*. 1998; 26(5-6): 479-485.
- Perez MM, Ghinea R, Ugarte-Alvan LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in siorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *J Dent*. 2010; 38: 110-116.
- Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater* 2010;26:1176-84.
- Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, van Landuyt K, Lambrechts P, van Meerbeek M. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*. 2005; 21(9): 864-81.
- Pezelj-Ribaric S, Prpic J, Miletic I, Brumini G, Soskic MS, Anic I. Association between oral lichenoid reactions and amalgam restorations. *J Eur Acad Dermatol Venereol*. 2008; 22(10): 1163-1167.
- Phantumvanit P, Songpaisan Y, Pilot T, Frencken JE. Atraumatic restorative treatment (ART): a three-year community field trial in Thailand—survival of one-surface restorations in the permanent dentition. *J Public Health Dent*. 1996; 56(3): 141-145.
- Pober R. Reporting microhardness data in scientific publications. *J Dent Res*. 1998; 77(10): 1766.
- Poggio C, Dagna A, Chiesa M, Colombo M, Scribante A. Surface roughness of flowable resin composites eroded by acidic and alcoholic drinks. *J Conser Dent*. 2012; 15: 137-40.
- Pohl L, Bergman M. The dentist's exposure to elemental mercury vapor during clinical work with amalgam. *Acta Odontol Scand*. 1995; 53(1): 44-48.
- Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater*. 2004; 20(8): 726-32.
- Prabhakar AR, Raj S, Raju OS. Comparison of shear bond strength of composite, compomer and resin modified glass ionomer in primary and permanent teeth: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2003; 21(3): 86-94.
- Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT. Eight-year study on conventional glass ionomer and amalgam restorations in primary teeth. *Acta Odontol Scand*. 2004; 62(1): 37-45.
- Raghu R, Srinivasan R. Amalgam Restorations. In: Raghu R, editor. *Clinical Operative Dentistry Principles and Practice*. EMMES Medical Publishers, Inc. 2007, 1st Edition, Bangalore, p: 219-250.
- Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater*. 2003; 19(1): 12- 8.
- Ren YF, Feng L, Serban D, Malmstrom HS. Effects of common beverage colorants on color stability of dental composite resins: the utility of a thermocycling stain challenge model in vitro. *J Dent*. 2012; 40: 48-56.
- Ring JA, Ghabrial H, Ching MS, Smallwood RA, Morgan DJ. Fetal hepatic drug elimination. *Pharmacol Ther*. 1999; 84(3): 429-445.
- Robertello FJ, Coffey JP, Lynde TA, King P. Fluoride release of glass ionomer-based luting cements in vitro. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999; 82(2): 172-176.
- Roberts MC, Leroux BG, Sampson J, Luis HS, Bernardo M, Leitao J. Dental amalgam and antibiotic-and/or mercury-resistant bacteria. *J Dent Res*. 2008; 87(5): 475-479.

- Rodrigues Junior SA, Zanchi CH, Carvalho RV, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Braz Oral Res* 2007; 21(1): 16–21.
- Roselino Lde M, Chinelatti MA, AlandiaRomán CC, Pires-de-Souza Fde C. Effect of Brushing Time and Dentifrice Abrasiveness on Color Change and Surface Roughness of Resin Composites. *Braz Dent J.* 2015; 26(5): 507-513.
- Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. "Dental luting agents: a review of the current literature." *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1998; 80(3): 280-301.
- Ruse ND. What is a "compomer"? *J Can Dent Assoc.* 1999; 65(9): 500-504.
- Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials.* Elsevier Mosby, Inc. 2011, 13th Edition, St.Louis, USA.
- Saku S, Kotake H, Scougall-Vilchis RJ, Ohashi S, Hotta M, Horiuchi S, Hamada K, Asaoka K, Tanaka E, Yamamoto K. Antibacterial activity of composite resin with glass-ionomer filler particules. *Dent Mater.* 2010; 29(2): 193-198.
- Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *J Adhes Dent.* 2010; 12: 343-71.
- Santerre. Bisphenol A: What dentists should know and tell their patients. *J Canadian Dental Association.* 2007; 73(7): 563.
- Sarı ME, Koyutürk AE, Çankaya S. Günlük Tüketilen Yiyecek ve İçeceklerin Mine ve Dolgu Materyallerinin Yüzey Sertliği ve Pürüzlülüğüne Etkisi. *Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg.* 2010; 20(3): 153-161.
- Sasaki N, Okuda K, Kato T, Kakishima H, Okuma H, Abe K, Tachino H, Tachida K, Kubono K. Salivary bisphenol-A levels detected by ELISA after restoration with composite resin. *J Mater Sci Mater Med.* 2005; 16(4): 297-300.
- Satou N, Khan AM, Matsumae I, Satou J, Shintani H. In vitro colour change of composite- based resins. *Dent Mater.* 1989; 5(6): 384-7.
- Saygılı G. Resin-Modifiye-Cam-İyonmer ve Poliasit-Modifiye Kopmozit Simanların Klinik Kullanımları. *HÜ Dişhek Der.* 1998; 1: 26-31.
- Scholtanus JD, Huysmans MC. Clinical Failure of Class II Restorations of a Highly Viscous Glass-Ionomer Material over a 6 year Period: A Retrospective Study. *J of Dentistry.* 2007; 35(2): 156-162
- Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater.* 2003; 19(7): 612-9.
- Seghi RR, Gritz MD, Kim J. Colorimetric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerization. *Dent Mater.* 1990; 6(2): 133-7.
- Seghi RR, Hewlitt ER, Kim J. Effects of instrument measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelain. *J. Dent Res.* 1990; 69: 1180-1183.
- Selimović-Dragaš M, Hasić-Branković L, Korać F, Đapo N, Huseinbegović A, Kobašlija S, Lekić M, et al. In vitro fluoride release from a different kind of conventional and resin modified glass-ionomer cements. *Bosn J Basic Med Sci.* 2013; 13(3): 197-202.
- Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *Lancet.* 2007; 369(9555): 51–59.
- Shah PMM, Sidhu SK, Chong BS, Ford TP. Radiopacity of resin-modified glass ionomer liners and 2 bases. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1997; 77(3): 239-242.
- Shimada Y, Tagami J. Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent.* 2003; 28(1): 20-7.
- Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N. Fluoride release and mechanical properties after 1-year water storage of recent restorative glass ionomer cements. *Clin Oral Invest.* 2014; 18(4): 1053-60.
- Silva RC, Zuanon ACC. Surface Roughness of Glass Ionomer Cements Indicated for Atraumatic Restorative Treatment (ART). *Braz Dent J.* 2006; 17(2): 106-109.

- Sidhu SK, Sherriff M, Watson TF. Failure of resin-modified glass-ionomers subjected to shear loading. *Journal of dentistry*. 1999; 27(5): 373-381.
- Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject. *Aust Dent J*. 2011; 56(1) :23-30.
- Smales RJ, Yip HK. The atraumatic restorative treatment (ART) approach for the management of dental caries. *Quintessence Int*. 2002; 33(6): 427-432
- Soncini JA, Meserejian NN, Trachtenberg F, Tavares M, Hayes C. The longevity of amalgam versus compomer/ composite restorations in posterior primary and permanent teeth: Findings from the New England Children's Amalgam Trial. *J Am Dent Assoc*. 2007; 138(6): 763-72.
- Sousa RP, Zanin IC, Lima JP, Vasconcelos SM, Melo MA, Beltrao HC, Rodrigues LK. In situ effects of restorative materials on dental biofilm and enamel demineralisation. *J Dent*. 2009; 37(1): 44-51.
- Söderholm KJ, Guelmann M, Bimstein E. Shear bond strength of one 4th and two 7th generation bonding agents when used by operators with different bonding experience. *J Adhes Dent*. 2005; 7(1): 57-64.
- St-Georges AJ, Bolla M, Fortin D, Muller-Bolla M, Thompson JY, Stamatziades PJ. Surface finish produced on three resin composite sites by new polishing systems. *Oper Dent*. 2005; 30(5): 593-597.
- Stoddard JW, Johnson GH. An evaluation of polishing agents for composite resins. *J Prosthet Dent* 1991; 65(4): 491-5.
- Swift EJ. Dentin-enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002; 24(5): 456-61.
- Şener Y, Koyutürk AE. Üç farklı cam iyonomer simanın yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2006; 9(2): 91-94.
- Talib R. Dental composites: a review. *J Nihon Univ Sch Dent*. 1993; 35(3): 161-170.
- Tamilselvam S, Divyanand MJ, Neelakantan P. Biocompatibility of a Conventional Glass Ionomer, Ceramic Reinforced Glass Ionomer, Giomer and Resin Composite to Fibroblasts: In vitro Study. *J Clin Pediatr Dent*. 2013; 37: 403-406.
- Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Wear and surface roughness of current prosthetic composite after toothbrush dentifrice abrasion. *J Prost Dent* 2000; 84: 93-97.
- Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater*. 2000; 6(3): 180-187.
- Tate WH, You C, Powers JM. Bond strength of compomers to human enamel. *Oper Dent*. 2000; 25(4): 283-9.
- Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: A review. *Journal of Dentistry*. 2004; 32(3): 173- 96.
- Tekçe N, Tuncer S, Demirci M, Serim ME, Baydemir C. The effect of different drinks on the color stability of different restorative materials after one month. *Restor Dent Endod*. 2015; 40(4): 255-261.
- Tezel H, Ertas OS, Erakin C, Kayali A. Blood mercury levels of dental students and dentists at a dental school. *Br Dent J*. 2001; 191(8): 449-452.
- Thanjal NK, Billington RW, Shadid S, Luo J, Hill RG, Pearson GJ. Kinetics of fluoride ion release from dental restorative glass ionomer cements: the influence of radiant heat and glass composition. *J Mater Sci Mater Med*. 2010; 21(2): 589-95.
- Tillberg A, Stenberg B, Berglund A. Reactions to resin-based dental materials in patients--type, time to onset, duration, and consequence of the reaction. *Contact Dermatitis*. 2009; 61(6): 313-319.
- Tinanoff N, Douglass J. Clinical decision-making for caries management in primary teeth. *J Dent Educ*. 2001; 65(10): 1133-42.
- Tjandrawinata R, Irie M, Suzuki K. Marginal Gap Formation and Fluoride Release of Resin-Modified Glass-Ionomer Cement. *Dental materials journal*. 2004; 23(3): 305-313.

- Toledano M, Osorio E, Osorio R, Garcia- Godoy F. Microleakage of class V resin modified glass ionomer and compomer restorations. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(5): 610-5.
- Tomka M, Machovcova A, Pelclova D, Petanova J, Arenbergerova M, Prochazkova J. Orofacial granulomatosis associated with hypersensitivity to dental amalgam. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011; 112(3): 335-41.
- Trakyalı G. Diş rengi belirlenmesinde kullanılan yöntemler. *EÜ Dişhek Fak Derg.* 2013; 34 (1): 1-10.
- Tran LA, Messer LB. Clinicians' choices of restorative materials for children. *Aust Dent J.* 2003; 48(4): 221-232.
- Tunçdemir AR. Hızlandırılmış yaşlandırmadan sonra ışıkla sertleşen kompozit ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin renk stabilitesinin incelenmesi. *Selçuk Üni. Sağl. Bil. Ens. Doktora tezi.* 2008.
- Türel V. Restoratif Dental Materyallerin Yüzey Mekanik Özellikleri. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg.* 2015; 11: 77-82.
- Türköz Y, Kansu G. Sabit Protezlerde Kullanılan İki Estetik Materyalin Sertlik ve Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi, *Gazi Üniversitesi Diş Hek Fak Derg.* 1994; 11: 67-72.
- Türkün LŞ, Gökay N. Poliasit modifiye kompozit rezin materyallerin aşınma ve sertlik özelliklerinin hibrit bir kompozitle karşılaştırılması. *EÜ Diş Hek Fak Derg.* 2002; 23: 137-143.
- Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: a review. *Australia Dental Journal.* 2004; 49(3): 112-121.
- Uzel I. Yüzey örtücü ile kaplanmış kompozit ve cam iyonomer simanın invivo ve in-vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Anabilim Dalı,* 2012.
- Valente LL, Peralta SL, Ogliari FA, Cavalcante LM, Moraes RR. Comparative evaluation of dental resin composites based on micron- and submicron-sized monomodal glass filler particles. *Dent Mater* 2013; 29(11): 1182-7.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28(3): 215-35.
- Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and Dentin Adhesion. In: *Fundamentals of Operative dentistry.* Quintessence Publishing, Inc.2001, 2nd Edition, Singapore, p: 178-235.
- Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 1998; 26: 1-20.
- Van Noort R, Gjerdet NR, Schedle A, Bjorkman L, Berglund A. An overview of the current status of national reporting systems for adverse reactions to dental materials. *J Dent.* 2004; 32(5): 351-358.
- Vargas CM, Crall JJ, Schneider DA. Sociodemographic distribution of pediatric dental caries. *J Am Dent Assoc.* 1998; 129(9): 1229-38.
- 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.
- Volpato CM, Garbelotto, LGD, Fredel MC, Bondioli F. Application of zirconia in dentistry: biological, mechanical and optical considerations. In: *Advances in ceramics-electric and magnetic ceramics, bioceramics, ceramics and environment.* InTech, Inc. 2011, 1nd Edition, Rijeka, Croatia, p: 397-404.
- Wadwenya R, Smith J, Mante F. Microleakage of nano-particle-filled resin-modified glass ionomer using atraumatic restorative technique in primary molars. *N Y State Dent J.* 2010; 76(4): 36-9.
- Waggoner WF. Restorative dentistry for the primary dentition. In: *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence.* Eds: Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields HW Jr, McTigue DJ, Nowak AJ. Elsevier Saunders, Inc. 2005, 4th Edition, Missouri, USA, p: 341-74.
- Walker MP, Haj-Ali R, Wang Y, Hunziker D, Williams KB. Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties. *Dent Mater* 2006; 22(11): 1002-7.

- Wang L, D'Alpino PH, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci.* 2003; 11(3): 162-7.
- Weinmann W, Thalacker C, Guggenberg R. Silorane an dental composites. *Dent Mater.* 2005; 21: 68-74.
- Welbury RR, Shaw AJ, Murray JJ, Gordon PH, McCabe JF. Clinical evaluation of paired compomer and glass ion- omer restorations in primary molars: Final results after 42 months. *Br Dent J.* 2000; 189(2): 93-7.
- Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials - fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater.* 2007; 23(3): 343-62.
- Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1972; 132: 133-5.
- Wilson AD. Resin-modified glass ionomer cements. *Int J Prosthodont.* 1990; 3(5): 425-429.
- Wilson NHF. The Evaluation of Materials: Relationships Between Laboratory Investigations and Clinical Studies, *Oper Dent.* 1990; 15: 149-155.
- Xu HH, Moreau JL. Dental glass-reinforced composite for caries inhibition: calcium phosphate ion release and mechanical properties. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010; 92(2): 332-40.
- Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials.* 2003; 24(14): 2451-61.
- Xu X, Ling L, Wang R, Burgess JO. Formulation and characterization of a novel fluoride-releasing dental composite. *Dent Mater.* 2006; 22(11): 1014-1023.
- Yang SY, Piao YZ, Kim SM, Lee YK, Kim KN, Kim KM. Acid neutralizing, mechanical and physical properties of pit and fissure sealants containing melt-derived 45S5 bioactive glass. *Dent Mater* 2013; 29(12): 1228-35.
- Yannikakis SA, Zissis AJ, Polyzois GL, Caroni C. Colour stability of provisional resin restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(5): 533-9.
- Yap AU, Bhole S, Tan KB. Shade match of tooth-colored restorative materials based on a commercial shade guide. *Quintessence Int.* 1995; 26(10): 697-702.
- Yap AU, Chung SM, Chow WS, Tsai KT, Lim CT. Fracture resistance of compomer and composite restoratives. *Oper Dent.* 2004; 29(1): 29-34.
- Yap AU, Lye KW, Sau CW. Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *OperDent.* 1997; 22: 260-265.
- Yap AU, Mok BY. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Oper Dent.* 2002; 27: 161-6.
- Yap AU, Tan CH, Chung SM. Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent.* 2004; 29(3): 269-274.
- Yap AU, Tan WS, Yeo JC, Yap WY, Ong SB. Surface texture of resin-modified glass ionomer cements: Effects of finishing/polishing systems. *Oper Dent.* 2002; 27: 381-386.
- Yap AU, Tham SY, Zhu LY, Lee HK. Short term fluoride release from various aesthetic restorative materials. *Oper Dent* 2002; 27(3): 259-265.
- Yıldız E, Simsek M, Pamir Z. Fracture strength of restorations in proximal cavities of primary molars. *Scanning.* 2015; 38(1): 45-9.
- Yip HK, Smales RJ. Fluoride release from a polyacid-modifi ed resin composite and 3 resin-modifi ed glass-ionomer materials. *Quintessence Int.* 2000; 31(4): 261-6.
- Yli-Urpo H, Vallittu PK, Narhi TO, Forsback AP, Vakiparta M. Release of silica, calcium, phosphorus, and fluoride from glass ionomer cement containing bioactive glass. *J Biomater Appl.* 2004; 19(1): 5-20.

- Yoshida K, Tanagawa M, Atsuta M. Characterization and inhibitory effect of antibacterial dental resin composites incorporating silver-supported materials. *J Biomed Mater Res.* 1999; 47(4): 516-522.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dişhekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakóltesi Basımevi, 1993, Sayı 17, Ankara, Türkiye, s: 32-45.
- Zantner C, Kielbassa A M, Martus P, Kunzelmann K H: Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. *Dent Mater.* 2004; 20(3): 277– 285.
- Zhang H, Darvell BW. Mechanical properties of hydroxyapatite whiskerreinforced bis-GMA-based resin composites. *Dent Mater* 2012; 28(8): 82430.
- Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2010; 120(11): 972-986.
- Zoergiebel J, Ilie N. Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents. *Clinical Oral Investigations.* 2013; 17(2): 619–626.
- Zorba YO, Bayındır YZ, Yıldız M. Geçmiřten günümüze dentin bonding ajanlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi.* 2004; 14(3): 70-78.



7. ÖZGEÇMİŞ

22.09.1991 tarihinde Niğde’de doğdu. İlk ve orta öğrenimini Selçuk İlköğretim Okulu’nda, lise öğretimini Niğde Anadolu Öğretmen Lisesi’nde tamamladı. 2009 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ni kazandı. 2014 yılında mezun oldu. 2015 yılında Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı. Halen aynı anabilim dalında uzmanlık öğrencisidir.



8. EKLER

EK-A: Etik Kurul Onayı



NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: 2018/03

12.04.2018

Sayın Prof.Dr.Yağmur ŞENER

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu'nun 12.04.2018 tarihinde yapılan 2018/03 sayılı toplantısında, yürütücüsü olduğunuz "Üç Farklı Kompomer Materyalinin Bazı Fiziksel Özelliklerinin İn Vitro Olarak Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi" başlıklı projenin bilimsel etik açıdan uygun olduğuna karar verildi.

Saygılarımla...

Prof. Dr. Sevgi ÖZCAN ŞENER

NEÜ Diş Hekimliği Fakültesi

İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar

Etik Kurul Bşk

