



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**CAM KARBOMER SİMANIN FİZİKSEL VE
KİMYASAL ÖZELLİKLERİNİN İN-VİTRO
KOŞULLARDA DEĞERLENDİRİLMESİ**

Esra Ceren TATLI

**ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Levent ÖZER**

**ANKARA
2017**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**CAM KARBOMER SİMANIN FİZİKSEL VE
KİMYASAL ÖZELLİKLERİNİN İN-VİTRO
KOŞULLARDA DEĞERLENDİRİLMESİ**

Esra Ceren TATLI

**ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Levent ÖZER**

**ANKARA
2017**

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Müdürlüğü'ne,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum 'Cam Karbomer Simanın Fiziksel Ve Kimyasal Özelliklerinin İn-Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi' başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir. Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Yüksek Lisans/Doktora/Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı :

Tarih :

İmza :

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	ix
Çizelgeler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Çocuklarda Çürük Epidemiyolojisi	1
1.2. Süt Dişlerinde Restoratif Tedaviler	3
1.3. Süt Dişi Restoratif Materyallerinin Sınıflandırılması	5
1.3.1. Amalgam	5
1.3.2. Cam iyonomer simanlar	6
1.3.2.1. Genel Özellikleri	6
1.3.2.2. Sertleşme Mekanizması	7
1.3.2.3. Tipleri	8
1.3.2.4. Kullanım Alanları	10
1.3.2.5. Avantajları	10
1.3.2.6. Dezavantajları	11
1.3.3. Kompozit Resinler	11
1.3.3.1. Genel Özellikleri	11
1.3.3.2. Sertleşme Mekanizması	12
1.3.3.3. Tipleri	12
1.3.3.4. Avantajları	13
1.3.3.5. Dezavantajları	13
1.3.4. Poliasit Modifiye Kompozit Resinler (Kompomer)	13
1.3.4.1. Genel Özellikleri	13
1.3.4.2. Sertleşme Mekanizması	14
1.3.4.3. Kullanım Alanları	14
1.3.4.4. Avantajları	15
1.3.4.5. Dezavantajları	15
1.3.5. Giomerler	15
1.3.6. Cam Karbomer Simanlar	16
1.3.6.1. Genel Özellikleri	16
1.3.6.2. Sertleşme Mekanizması	18
1.3.6.3. Kullanım Alanları	19
1.3.6.4. Avantajları	19
1.3.6.5. Dezavantajları	20
1.3.7. Zirkonomerler	21
1.3.7.1. Genel Özellikleri	21
1.3.7.2. Kullanım Alanları	21
1.4. Restoratif Materyallerin İn-vitro Koşullardaki Başarısının Değerlendirilmesi	22

1.4.1. Restoratif Materyallerde Mikrosızıntı	22
1.4.2. Restoratif Materyallerde Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı	23
1.4.2.1. Materyallerin Mine Yüzeyinden Kopma Tipleri	24
1.4.3. Restoratif Materyallerde Mikrosertlik	24
1.5. Amaç	26
2. GEREÇ VE YÖNTEM	27
2.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	27
2.2. Etik Kurul Onayı	30
2.3. Örneklem Genişliği	30
2.4. Çalışmada Kullanılan Dişlerin Hazırlanması	30
2.5. Mikrosızıntı Testi	31
2.5.1. Mikrosızıntı Testi İçin Örneklerin Hazırlanması	31
2.6. Restoratif Materyallerin Uygulanması	32
2.6.1. Cam Karbomerin Uygulanması	32
2.6.2. Cam iyonomerin Uygulanması	33
2.6.3. Kompomerin Uygulanması	33
2.7. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi	37
2.7.1. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi İçin Örneklerin Hazırlanması	37
2.7.2. Kopma Tipinin Belirlenmesi	42
2.8. Mikrosertlik Testi	43
2.8.1. Mikrosertlik Testi İçin Örneklerin Hazırlanması	43
2.9. İstatistiksel Analizler	44
3. BULGULAR	46
3.1. Mikrosızıntı Testine Ait Bulgular	46
3.1.1. Gingival Bölge Mikrosızıntısına Ait Bulgular	46
3.1.2. Okluzal Bölge Mikrosızıntısına Ait Bulgular	48
3.1.3. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testine Ait Bulgular	52
3.1.4. Mikrosertlik Testine Ait Bulgular	54
4. TARTIŞMA	57
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	73
ÖZET	75
SUMMARY	77
KAYNAKLAR	79
EKLER	96
Ek-1. Etik Kurul Kararı	96
Ek-2. Aydınlatılmış Onam formu	97
Ek-3. Aydınlatılmış Onam Formu (Çocuk)	98
ÖZGEÇMİŞ	99

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimime başladığım günden itibaren yanımda olup tüm mesleki deneyimini benimle paylaşan, her konuda desteğini her zaman hissettiğim çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Levent ÖZER'e,

Uzmanlık eğitimim sürecinde tüm bilimsel ve mesleki tecrübelerini benimle paylaşan Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Tüm sorularıma her zaman gülyüzü ve sonsuz sabırla cevap veren, bir hocadan çok abla olarak gördüğüm Doç. Dr. Tuğba BEZGİN'e, uzmanlık eğitimimin ilk gününden son gününe kadar bilgisini hiç usanmadan benimle paylaşan Dr. Dt. Burcu Nihan ÇELİK'e,

Uzmanlık sürecini benim için anlamlı kılan, iyi, kötü her anımı paylaştığım, meslektaştan öte dost olarak gördüğüm Dt. Melike TURGUT COŞGUN, Dt. Elif GÜL AYDIN, Dt. Meryem ZİYA, Dt. Neslihan YILMAZ'a ve diğer tüm asistan arkadaşlarım ve kürsü personeline,

Bu sürecin bana kazandırdığı en önemlilerden Dt. Deniz YILMAZ, Uzm. Dt. Özün KARAAHMETOĞLU, Dt. Mine ALKAYA'ya,

Her zaman kendimi şanslı hissetmemi sağlayan, hayatımın her döneminde desteklerini hep hissettiğim, kızları olmaktan gurur duyduğum anneciğim ve babacığim ve dünyanın en tatlı, en sabırlı abisine, benimle paylaştıkları her an ve destekleri için sonsuz teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association)
AAPD	American Academy of Pediatric Dentistry
EÇÇ	Erken Çocukluk Çağı Çürüğü
Ş-EÇÇ	Şiddetli Erken Çocukluk Çağı Çürüğü
F	Flor
CİS	Cam İyonomer Simanlar
ASPA	Alumino-silikat poliakrilik asit
HEMA	Hdyoxyethyl methacrylate
µm	Mikrometre
mW	Miliwatt
Cm ²	Santimetrekare
Mm ²	Milimetrekare
° C	Santigrat Derece
%	Yüzde
MPa	Megapaskal
°	Derece
VHN	Vicker's Sertlik Değeri
Kg	Kilogram
LED	Light Emitting Diode
S-PRG	Surface Reaction Type PRG fillers
ART	Atravmatik Restoratif Tedavi
MAS-NMR	Magic angle spinning nükleer manyetik rezonans
HAp	Hidroksiapatit
SiO ₂	Silikon Dioksit
Al ₂ O ₃	Alüminyum Oksit
P ₂ O ₅	Fosfor Pentoksit
CaF ₂	Kalsiyum Florid
ZnO	Çinko Oksit

BaO	Baryum Oksit
NaF	Sodyum Florid
SrF2	Stronsiyum Florid
Al	Alüminyum
P	Fosfor
Si	Silisyum
mm	Milimetre
=	Eşittir
UDMA	Üreatan dimetrillat
TEGDMA	Trietilen glikol dimetrikat
TCB	Bütan, tetra karboksilik asit ve hidroksi metil metakrilatın (HEMA) reaksiyon ürünü
pH	Power of hydrogen
TMPTMA	Trimethylolpropane Trimethacrylate
mmol/L	Milimol/Litre
CaCl ₂	Kalsiyum Klorür
H ₂ O	Su
MgCl ₂	Magnezyum Diklorid
KH ₂ PO ₄	Monopotasyum Fosfat
KCL	Potasyum Klorür
NaN ₃	Sodyum Azit
20x	20'lik büyütme
200x	200'lük büyütme
<	Küçüktür
>	Büyüktür
≤	Küçük eşittir
≥	Büyük eşittir
WHO	WORLD HEALTH ORGANISATION, (Dünya Sağlık Örgütü)

ŞEKİLLER

Şekil 1.1.	Vicker's sertlik ölçüm yöntemi	26
Şekil 2.1.	GCP Cam Karbomer	27
Şekil 2.2.	Dyract Extra	28
Şekil 2.3.	Dentsply Prime&Bond NT	28
Şekil 2.4.	SDI Riva Self Cure	29
Şekil 2.5.	Restoratif materyallerin polimerizasyonunda kullanılan LED ışık cihazı (GCP KarboLED CL-02)	29
Şekil 2.6.	LED ışık cihazının radiometre ile ışık gücünün ölçülmesi	29
Şekil 2.7.	Çalışmada kullanılan alt 2. molar dişine bir örnek	31
Şekil 2.8.	Bukkal yüzüne kavite açılan örnek	32
Şekil 2.9.	Kompomer-Cam karbomer-Cam iyonomer uygulanan örnekler	33
Şekil 2.10.	Termal siklus cihazı ve termal siklus uygulaması yapılan örnekler	34
Şekil 2.11.	Mum ile kök uçları kapatılan ve cila ile örtülen örnekler	35
Şekil 2.12.	Bazik fuksin ile boyanan örnekler	35
Şekil 2.13.	Akrilik bloğa gömülen örnek	35
Şekil 2.14.	Kesit alma sırasında örnek	36
Şekil 2.15.	Kesit alma sonrasında örnek	36
Şekil 2.16.	Mikrosızıntı ve mikrogerilim bağlanma dayanım testinde kullanılan ışık mikrobi	37
Şekil 2.17.	Yatar döner zımpara cihazı	38
Şekil 2.18.	Zımparalanan diş yüzeyi	38
Şekil 2.19.	Dentin yüzeyine restoratif materyal ve kompozit uygulanması	39
Şekil 2.20.	Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi için hazırlanan bloğa gömülen örnekler	39
Şekil 2.21.	Hassas kesit alma sırasında örnek	40
Şekil 2.22.	Kesit alma sonrasında örnek	40
Şekil 2.23.	Hassas kesit alma cihazıyla dişlerden alınan çubuk şeklindeki örnekler	41
Şekil 2.24.	Mikrogerilim bağlanma dayanımı test cihazı	41
Şekil 2.25.	Mikrogerilim bağlanma dayanımı test cihazına sabitlenen örnek	41

Şekil 2.26.	Pleksi-glass kalıp	43
Şekil 2.27.	Restoratif materyal yerleştirilmiş pleksi-glass kalıp	43
Şekil 2.28.	Vickers mikrosertlik test cihazı	44
Şekil 3.1.	a: Kompomere ait '0' değerinde gingival boyanma (X20). b: Kompomere ait '1' değerinde gingival boyanma (X20). c: Kompomere ait '2' değerinde gingival boyanma (X20). d: Kompomere ait '3' değerinde gingival boyanma (X20).	47
Şekil 3.2.	a: Cam iyonomere ait '0' değerinde gingival boyanma (X20). b: Cam iyonomere ait '1' değerinde gingival boyanma (X20). c: Cam iyonomere ait '2' değerinde gingival boyanma (X20). d: Cam iyonomere ait '3' değerinde gingival boyanma (X20).	48
Şekil 3.3.	a: Cam karbomere ait '0' değerinde gingival boyanma (X20). b: Cam karbomere ait '1' değerinde gingival boyanma (X20). c: Cam karbomere ait '2' değerinde gingival boyanma (X20). d: Cam karbomere ait '3' değerinde gingival boyanma (X20).	48
Şekil 3.4.	a: Kompomere ait '0' değerinde okluzal boyanma (X20). b: Kompomere ait '1' değerinde okluzal boyanma (X20). c: Kompomere ait '2' değerinde okluzaal boyanma (X20). d: Kompomere ait '3' değerinde okluzaal boyanma (X20).	49
Şekil 3.5.	a: Cam iyonomere ait '0' değerinde okluzal boyanma (X20). b: Cam iyonomere ait '1' değerinde okluzal boyanma (X20). c: Cam iyonomere ait '2' değerinde okluzal boyanma (X20). d: Cam iyonomere ait '3' değerinde okluzal boyanma (X20).	50
Şekil 3.6.	a: Cam karbomere ait '0' değerinde okluzal boyanma (X20). b: Cam karbomere ait '1' değerinde okluzal boyanma (X20). c: Cam karbomere ait '2' değerinde okluzal boyanma (X20). d: Cam karbomere ait '3' değerinde okluzal boyanma (X20).	50
Şekil 3.7.	Gruplara göre mikrosızıntı skorları	52
Şekil 3.8.	Gruplara göre kopma türleri	54
Şekil 3.9.	Kompomere ait mikroskop görüntüleri	55
Şekil 3.10.	Cam karbomer simana ait mikroskop görüntüleri	56
Şekil 3.11.	Cam iyonomersimana ait mikroskop görüntüleri	56

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. GCP Cam Karbomer; üretici firma ve yapısal özellikleri	27
Çizelge 2.2. Dyract Extra; üretici firma ve yapısal özellikleri	28
Çizelge 2.3. Dentsply Prime&Bond NT; üretici firma ve yapısal özellikleri	28
Çizelge 2.4. SDI Riva Self Cure; üretici firma ve yapısal özellikleri	29
Çizelge 2.5. Mikrosızıntı skorlarının değerlendirilmesinde kullanılan kriterler	36
Çizelge 2.6. Restoratif materyalin dentin yüzeyinden kopma tipinin belirlenmesinde kullanılan kriterler	42
Çizelge 3.1. 1. Grup gingival mikrosızıntı skorlarının dağılımı	46
Çizelge 3.2. 2. Grup gingival mikrosızıntı skorlarının dağılımı	47
Çizelge 3.3. 1. Grup okluzal mikrosızıntı skorlarının dağılımı	48
Çizelge 3.4. 2. Grup okluzal mikrosızıntı skorlarının dağılımı	49
Çizelge 3.5. Gruplara göre mikrosızıntı skorları	51
Çizelge 3.6. Gruplara göre mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri	52
Çizelge 3.7. Gruplara göre örneklerin kopma türleri açısından frekans dağılımları	53
Çizelge 3.8. Gruplara göre mikrosertlik düzeyleri	54

1. GİRİŞ

Diş çürüğü çocukluk çağında en sık görülen kronik hastalıklardan bir tanesidir. (Kuriakose ve ark., 2015). American Academy of Pediatric Dentistry (AAPD) kötü beslenme alışkanlıklarının çürük oluşumunda tek başına etkili olmayacağını ve bu nedenle biberon çürüğü teriminin yerine erken çocukluk çağı çürüğü (Early Childhood Caries) teriminin kullanılmasının uygun olacağını belirtmiş ve 6 yaştan daha küçük çocuklarda bir ya da daha çok sayıda çürüklü (kaviteli/kavitesiz) ya da restore edilmiş süt dişi bulunmasını veya çürük nedeniyle süt dişi kaybı olmasını ‘erken çocukluk çağı çürüğü’ (EÇÇ) olarak tanımlamıştır (AAPD, 2014).

1.1. Çocuklarda Çürük Epidemiyolojisi

EÇÇ tüm dünyada bebekleri ve okul öncesi çocukları etkileyen bir halk sağlığı problemidir ve prevelansı toplumdan topluma değişiklik göstermektedir (Kawashita ve ark., 2011). Batı ülkelerinde çürük prevelansında düşüş görülmesine rağmen, gelişmekte olan ülkelerde okul öncesi çocuklarda halen bir problem oluşturmaktadır (Gussy ve ark., 2006; Jiang, 2017; Kuriakose ve ark., 2015; Vadiakas ve ark., 2008).

Asya'nın doğusunda 3 yaşındaki çocuklarda EÇÇ prevelansı %36 ila %85 arasında değişmektedir (Douglass ve ark., 1995; Tsai ve ark., 2006). Hindistan'da 2015 yılında 1,329 çocuk ile yapılan bir çalışmada ise EÇÇ prevelansı %54 olarak bulunmuştur (Kuriakose ve ark., 2015). Diş çürüklerinin Türkiye'de de erken çocukluk döneminde ciddi bir halk sağlığı sorunu oluşturduğu ve 2004 yılında 5 yaşındaki çocukların %70'inde çürük görüldüğü ve dmft indeksinin 3,7 olduğu bildirilmiştir (Gökalp ve ark., 2010). 2016 yılında Türkiye'de 408 okul öncesi çocuk

ile yapılan bir çalışmada; çocukların %61'inde şiddetli EÇÇ görüldüğü bildirilmiştir (Özen ve ark., 2016).

Çürük prevelansı yaşla birlikte artış gösterdiği bildirilmiştir (Olatosi ve ark., 2015). 61 aydan büyük çocuklarda daha küçük yaştaki çocuklara göre çürük görülme sıklığı daha fazladır. Bunun nedeni olarak sürmüş süt dişi sayısının yaşla artıyor olması ve karyojenik değişiklikler gösterilmektedir (İbrahim ve ark., 2009; Prakash ve ark., 2012). Ayrıca EÇÇ kız çocuklarında %60,9, erkek çocuklarda ise %39,1 oranında görülmektedir (Olatosi ve ark., 2015). Aynı yaş grubundaki kızların erkeklere göre dişlerinin daha erken sürmesi ve karbonhidrat tüketimlerinin daha fazla olması kız çocuklarında çürük prevelansının yüksekliğini açıklamaktadır (Hallett ve O'Rourke, 2003; Sowole ve Sote, 2007; Rwakatema ve Nganga, 2010).

EÇÇ multifaktöriyel bir hastalıktır. Bu faktörler; fermente olabilen karbonhidrat içeren diyet, dental plak varlığı, Streptococcus mutans (genellikle aileden ya da bakıcıdan çocuğa geçmektedir), Lactobacillus gibi karyojenik mikroorganizmaların sayıca fazla oluşu ve en önemlisi de zamandır (Ripa ve ark., 1988). Diyet alışkanlıkları, sosyoekonomik durum, oral hijyen alışkanlığı ve ilaç kullanımı da kesinleşmiş risk faktörlerinden birkaçıdır (Curzon ve Preston, 2004; Quinonez ve ark., 2001). Bunlar dışında kronik hastalığa sahip ya da özel bakım ihtiyacı olan, özellikle gece emzik veya biberon alışkanlığı bulunan çocuklar EÇÇ açısından risk altındadır (Olatosi ve ark., 2015). Ailenin eğitim ve özellikle annenin çalışma durumunun çocuktaki çürük prevelansı ile yakın ilişkisi olduğunu vurgulayan bir çok araştırma bulunmaktadır (Isaksson ve ark., 2013; Li ve ark., 2011; Uribe ve ark., 2009). Bilinç düzeyi daha yüksek olan ailelerin çocuklarında daha düşük oranda çürük görüldüğü bildirilmiştir (Kuriakose ve ark., 2015).

Şiddetli erken çocukluk çağı çürüğü (Ş-EÇÇ) ise, 3 yaşından küçük çocuklarda düz yüzey çürüğü bulunması, 3-5 yaş arasına kadar 1 ya da daha fazla dişte kavite bulunması, süt maksiller anterior dişlerde restorasyon bulunması

veya dişlerin çürük nedeniyle kaybı, ya da dmf indeksinin 3 yaşına kadar 4'ten, 4 yaşına kadar 5'ten, 5 yaşına kadar 6'dan büyük olması olarak tanımlanabilmektedir (AAPD, 2014). Çocukta Ş-EÇÇ bulunması, çocuğun fiziksel ve mental sağlığını olumsuz etkilemekte (Ng MW ve Chase I, 2013) ve ileriki dönemde de, kalıcı dişlenmede çürük riskini arttırmaktadır (Isaksson ve ark., 2013; Li Y ve ark., 2011).

EÇÇ tedavi edilebilen bir hastalıktır. Fakat yalnızca çürük dişlerin restorasyonu yeterli olmamakta, çürük risklerinin belirlenmesi ve önlenmesi gerekmektedir (Ng MW ve Chase I, 2013). Süt dişlenmede çürüğün tedavi edilmeden bırakılması dünya çapında çok yaygın görülen bir durumdur (Marcenes ve ark., 2013). Hayati tehlikesi olan bir hastalık olmamasına rağmen, hastalık çok hızlı ilerleyerek süt dişlerini tahrip edebildiğinden, erken çocukluk çağı çürüğünün tedavi edilmemesi ciddi sonuçlar doğurabilmektedir. (Ng MW ve Chase I, 2013). Bakteriyemi, erken diş kaybı, kalıcı dişlenmede okluzyon bozuklukları, yüksek tedavi maliyeti, çocukta özgüven eksikliği ve gelişim geriliği ortaya çıkan sonuçlardan birkaçıdır (Casamassimo ve ark., 2009; Olatosi ve ark., 2015). Ayrıca, ağrı, çığneme ve fonasyonla alakalı problemler de tedavi edilmeyen diş çürüğü sonrası sıklıkla gözlenmektedir (Casamassimo ve ark., 2009; Kagihara ve ark., 2009). Bu problemlerin ortaya çıkmasını engellemek için çürük süt dişlerinin restore edilmesi oldukça önemlidir (AAPD, 2012).

1.2. Süt Dişlerinde Restoratif Tedaviler

Süt dişlerinin anatomisi ve geniş fissürlü okluzal yüzeyleri, düz interproksimal kontak alanları, onları çürükten en fazla etkilenecek dişler haline getirmektedir (Waggoner, 2002). Çığneme sırasındaki fonksiyonu ve arkadan sürececek olan dişlerin yerini koruma işlevlerinin öneminden dolayı süt dişlerinin restore edilerek ağızda mümkün olduğunca uzun süre tutulmaya çalışılması ve bu amaca yönelik olarak uygun ekonomik restoratif materyallerin geliştirilmesi gerekmektedir.

Süt dişi restorasyonlarında amalgam kullanılması konusunda pek çok yaklaşım ve amalgam uygulanmasındaki restoratif teknikler yıllardır değişmemiştir. Preparasyon kuralları ilk kez 1885 yılında G.V Black tarafından belirlenmiştir (Dayangaç, 2000). Konvansiyonel yöntemlerde enfekte dentin dokusu uzaklaştırılır ve yerine uygun bir restorasyon materyali konur. Çoğu zaman da çürük lezyonuna, özellikle ara yüzdeki, ulaşmak için sağlam diş dokusu da bir miktar uzaklaştırılır (Verde ve ark., 2009). Black tarafından tanımlanan preparasyon kurallarında yapılan küçük değişiklikler ile kurallar süt dişi restorasyonları için uygun hale getirilmiştir. Son yıllarda restoratif materyallerde görülen gelişmelerle birlikte, rezin bazlı kompozitler, rezin modifiye cam iyonomerler, poliasit modifiye rezin-bazlı kompozitler (kompomerler) ve cam iyonomerler süt dişlerinin restorasyonunda sıklıkla kullanılan materyaller haline gelmiştir (AAPD, 2014).

Klinik çalışmaların sonuçları amalgam; kompozit ya da kompomer gibi konvansiyonel restoratif materyallerin kullanımının başarılı olduğunu göstermektedir (Attin ve ark., 2001; Donly ve ark.,1999; Duggal ve ark.,2002; Gross ve ark., 2001; Marks ve ark., 1999; Qvist ve ark., 1997; Roeters ve ark., 1998; Papagiannoulis ve ark., 1999; Welbury ve ark., 1991; Welbury ve ark., 2000). Fakat, bu tedavilerin büyük çoğunluğu uzman diş hekimleri tarafından yapılmış ve genel diş hekimleri tarafından yapılan süt dişi restorasyonları daha başarısız bulunmuştur (Tickle ve ark., 2002).

Çocuk diş hekimliğinde kullanılacak ideal restoratif materyallerin şu özelliklere sahip olması istenmektedir:

- Biyolojik uyumluluk,
- Diş sert dokularına adezyon sağlanması ile minimal kavite preparasyonunda tutuculuk için yeterli olması ve kalan diş dokusunu desteklemesi,
- Mikrosızıntıyı engelleyecek şekilde tam örtücülüğün ve kenar uyumunun sağlanması,
- Yüksek aşınma ve kırılma direnci,

- Minimal polimerizasyon büzülmesi,
- Hem uygulama sırasında hem de sertleşme sonrası nem hassasiyetinin düşük olması,
- Isısal genleşme katsayısının dişeye yakın olması,
- Manipülasyon kolaylığı ve uygulama basamaklarının kısa, basit olması,
- Sekonder çürüklerin önlenebilmesi amacıyla flor (F) salımı yapabilmesi ve topikal F uygulamalarıyla yeniden yüklenebilmesi,
- Estetik zelliklerinin yüksek olması,
- Bitirme işlemlerinin basit olması ve işlem sonunda plak birikimini engelleyecek düzgünlükte bir yüzey elde edilebilmesi,
- Uzun raf ömrüne sahip olması ve maliyetinin düşük olması (Jensen, 2001; Pitt Ford, 1992).

1.3. Süt Diş Restoratif Materyallerinin Sınıflandırılması

- Amalgam
- Cam İyonomer Simanlar (CİS)
- Kompozit Rezinler
- Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomer)
- Giomerler
- Cam Karbomer Simanlar
- Zirkonomerler

1.3.1. Amalgam

Dental amalgam, 150 yılı aşkın süredir restoratif materyal olarak kullanılmaktadır ve pedodontide halen geniş bir kullanım alanına sahiptir (Fuks, 2002). Amalgam, civa ile kombine gümüş (%65), kalay (%29), bakır (%6) ve bazen çinko, altın, indiyum, paladyum, platinyum, selenyum partiküllerinden oluşturulmuş bir alaşımdır (Gladwin ve Bagby, 2009).

Arka grup daimi ve süt dişlerinin Sınıf I, II ve V kavitelerinde ve ön grup dişlerin palatinal/lingual pit restorasyonlarında kullanılır. Estetiğin önemli olmadığı durumlarda, küçük ve büyük azı dişlerinin kole düzeyindeki kavitelerinde kullanılmaktadır (Donly ve Segura, 2005; Fuks, 2002; Gladwin ve Bagby, 2009; Osborne ve ark., 2002).

Uygulanmasının kolay olması, teknik hassasiyet gerektirmemesi, nemli ortamlarda da çalışmaya izin vermesi ve uzun ömürlü bir materyal oluşu dental amalgamların avantajlarından (Alptekin ve ark., 2010; Gladwin ve Bagby, 2009). Bunlarla beraber diş rengiyle uyumsuz olması, diş yapısına sadece mekanik olarak tutunabilmesi, zayıflamış olan diş yapısını desteklememesi de dental amalgamların dezavantajlarından (Alptekin ve ark., 2010).

1.3.2. Cam İyonomer Simanlar

1.3.2.1. Genel Özellikleri

Cam iyonomer simanlar ilk defa Wilson ve Kent (1972), tarafından geliştirilerek ASPA (Alumino-silikat poliakrilik asit) adı altında tanıtılmıştır. Orjinal cam iyonomer simanın sıvı içeriği %50 oranında aköz poliakrilik asittir. Cam iyonomer siman likiti oldukça visköz kıvamda ve zamanla jelsi olma eğilimindedir. Poliakrilik asit itasonik, maleik ve trikarboksilik asit gibi diğer başka asitlerle karışım halindedir. Geleneksel bir cam iyonomer siman likiti %40-55 oranında poliakrilik asidin 2:1 oranında itasonik asit ve su ile karışımını içerir (Singh ve ark., 2011). Tozu floro-alumina silikattan meydana gelmekte büyük miktarlarda kalsiyum ve florür ve az miktarda sodyum ve fosfat içermektedir (Kaya ve Tirali, 2013).

Simanın sertleşme süresinin arttırılması ve neme karşı hassasiyetinin azaltılması için 10-100 µm boyutunda kalsiyum partikülleri toza ilave edilebilmektedir (Schmitt ve ark., 1983). Aynı zamanda, gümüş, altın, platin ve palladium gibi metal tozları da toz cam ile karıştırılabilmektedir (McLean ve ark.,

1985). Zaman içerisinde, artan klinik ihtiyaçlarla birlikte, bu komponentlerdeki değişikliklerle farklı markalarda cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir (Smith, 1998).

1.3.2.2. Sertleşme Mekanizması

Cam iyonomer simanların sertleşmesi başlıca asit baz reaksiyonu ile olmaktadır. Reaksiyon sonucunda ise hidrojen tuzu oluşmaktadır (Khoroushi ve Keshani, 2013).

Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu dört aşamadan oluşmaktadır (Khoroushi ve Keshani, 2013):

1. Tozun ayrışması: Toz içerisinde bulunan cam partiküllerin yüzeyi aside maruz kalır, metalik katyonlar solüsyonun içine salınır ve partiküllerin yüzeyinde silikat jel tabakası oluşur.

2. Şelasyon: Karboksilik asidin iyonizasyonu ile sonuçlanacak şekilde katyon iyon konsantrasyonu artar, pH yükselir ve jel faz artar. Artan iyonizasyon ile polimer zincirlerinin karboksilat grupları pozitif yüklenir ve birbirlerini itmeye başlamaları sonucunda çözülme meydana gelir. Karboksilat grupları ile metalik iyonların reaksiyonu sonucu viskozite artmaktadır. Simanın sertleşme reaksiyonunda bu metalik katyonların difüzyonu ana etkiye sahiptir.

3. Sertleşme: Sertleşme reaksiyonun temeli, metalik katyonların salımı sonucunda polimer zincirleri arasında çapraz bağların oluşumuna dayanır. Sonuçta, reaksiyona girmemiş cam partiküllerinin etrafını saran, çapraz bağlar içeren matriks oluşur.

4. Maturasyon: Cam iyonomerlerin reaksiyonları klinik olarak sertleşme oluşuktan sonra da devam etmektedir. 24 saat sonra, molekülleri arasındaki

kuvvetlerin artması sonucu ile materyal dayanıklılığının büyük çoğunluğuna ulaşmış olmaktadır. Materyalin bağ dayanıklılığı ve elastik modülünün, katyonik iyonların asit ortama salınımları sonucunda, birkaç ay daha artmaya devam ettiği belirtilmiştir (Khoroushi ve ark., 2012).

Konvansiyonel cam iyonomer simanlar, iyon değişimi ile mine ve dentine adezyon göstermektedir. Bu adezyon, likitte bulunan karboksil gruplarının diş yapısındaki kalsiyum veya dentin kollajeni ile yaptığı reaksiyondur. Simanın sertleşme reaksiyonu esnasında ortaya çıkan bağlanma; simanla mine apatiti ve dentin kollajeni arasında, ya hidrojen köprüleri ya da metal iyonları kompleksleri oluşturarak ortaya çıkan kimyasal çekim kuvvetleri ile meydana gelmektedir (Mount, 1994). Konvansiyonel cam iyonomer simanlar, smear tabakası varlığında bile mine ve dentine bağlanırlar. Etkileşim 0,5-10 mikronluk intertübüler dentinde olur (Bek ve Gülmez, 2001).

Asit-baz reaksiyonu sırasında F iyonları salınmaktadır bu olay matriks oluşumunun önemli bir parçası olmamakla birlikte, iyonların simanın içine geri alınmak üzere serbestçe hareket ettiği belirtilmiştir (Mount, 1994). F ve hidroksil iyonlarının kimyasal yapılarında benzerlik olduğundan siman ve çevre arasında yer değiştirebilmektedir. Bunun sonucu olarak cam iyonomer simanlar flor rezervuarı olarak davranmakta, restorasyonun çevresindeki diş dokusuna sürekli olarak F iyon akışı olmakta ve sonuçta çürüğe karşı olan direnç artmaktadır (Forsten, 1991).

Bu iki özelliğin kimyasal adezyon göstermesi ve asit-baz reaksiyonu sonrasında difüzyon ile F salmaya devam etmesinin, cam iyonomer simanları koruyucu diş hekimliğinde önemli hale getirdiği belirtilmiştir (Mount, 1994).

1.3.2.3. Tipleri

Cam iyonomer simanlar klinik kullanımlarına göre tip I, tip II ve tip III olarak sınıflandırılmaktadır (Lin ve ark., 1992):

Tip I: Yapıştırma simanı olarak

Tip II: Restoratif materyal olarak

- a) Estetik
- b) Güçlendirilmiş

Tip III: Hızlı sertleşen kaide materyali ve fissür örtücü olarak

Üç grubun kimyasal yapıları temelde birbirine benzerdir fakat toz/likit oranlarında ve partikül boyutlarında çeşitli farklılıklar bulunmaktadır. Örneğin, tip I simanların ideal film kalınlığına ulaşması için partikül büyüklüklerinin 10 µm'yi geçmemesi diğer yandan, restoratif simanların yüksek fiziksel özelliklere ihtiyaç duymasından dolayı toz oranının daha yüksek olması gerekmektedir (Mount, 1994).

Geleneksel cam iyonomer simanlar ortalama 7-12 MPa'lık düşük bir makaslama kuvveti gösterdiğinden yüksek stres alan alanlarda kullanımı uygun değildir. Dolayısıyla simanlar farklı yöntemler ile güçlendirilmiştir (Khoroushi ve Keshani, 2013; Upadhyay ve Kishore, 2005):

1. Fiberle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar: Alümina, cam, karbon fiberler eklenerek,
2. Metalle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar: Cama metal ya da fiber tozları eklenerek,
3. Sermet simanlar: Metal ve cam tozları birlikte sinterlenerek,
4. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar
5. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar: Hdyoxyethyl methacrylate (HEMA) ya da Bis-GMA gibi rezinler eklenerek,
6. Amino asit modifiye cam iyonomer simanlar.

1.3.2.4. Kullanım Alanları

Cam iyonomer simanlar, restorasyon materyali olarak, kavite linerı olarak ya da simantasyon amacıyla kullanılmaktadır. İlk üretilen cam iyonomer simanların kaviteye taşınmalarının zor, aşınmaya karşı dirençlerinin düşük, kırılma dayanımlarının ise yüksek olduğu belirtilmiştir (AAPD, 2012). CİS'lerin içeriklerinin geliştirilmesiyle; çalışma zamanları uzatılmış, sertlikleri ve kırılma dayanımları artırılmıştır (Douglas ve Lin; 1994).

Cam iyonomer simanların kullanım alanları aşağıdaki şekilde sıralanabilir:

- Yapıştırıcı olarak,
- Kavite taban maddesi olarak,
- Süt dişi sınıf I, II, III ve V kavitelere restorasyon materyali olarak,
- Daimi diş sınıf III ve V kavitelere yüksek çürük riski olan hastalarda ya da izolasyonun sağlanamadığı durumlarda,
- Yüksek çürük riski olan hastalarda çürük kontrolünde,
- Restorasyon tamirinde,
- Atravmatik restoratif tedavide (ART) kullanılmaktadır (Berg, 2002).

1.3.2.5. Avantajları

- Termal ekspansiyon katsayılarının dişe yakın oluşu,
- Mine, dentin ve sementte kimyasal bağlantı göstermesi,
- Biyouyumlu oluşu,
- Flor salınımları sonrası antikaryojenik özelliğe sahip oluşu,
- Rezinele kıyasla daha az nem hassasiyeti göstermesi olarak sıralanabilmektedir (AAPD, 2012; Cefaly ve ark., 2001).

1.3.2.6. Dezavantajları

- Sertleşmenin tamamlanması için gerekli olan sürenin uzun oluşu,
- Kaviteye uygulanmasının zor oluşu,
- Neme karşı hassasiyet göstermesi,
- Sertleşmenin erken aşamalarında dehidratasyona uğraması,
- Bitirme ve parlatma işlemlerinin iyi yapılamayışı sonucu yüzeyin pürüzlü kalması,
- Toz-likit oranından kaynaklanan mekanik özelliklerinin düşük oluşu olarak sıralanabilmektedir (Dowling ve Fleming, 2009; Mount ve Makinson, 1982).

1.3.3. Kompozit Reziner

1.3.3.1. Genel Özellikleri

Adeziv diş hekimliği, asitle pürüzlendirme (acid-etch) tekniğinin 1955 yılında Buonocore tarafından tanıtılmasından sonra gelişmeye başlamıştır (Uluakay ve ark., 2011). Diş minesine ve dentinine adezyon ile bağlanabilen kompozit rezinler 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından özellikle anterior bölgede kullanılmak üzere tanıtılmıştır (Bowen, 1962). Zaman içerisinde özelliklerinin geliştirilmesiyle bu materyaller arka grup dişlerde, yüksek strese maruz kalan alanlarda, pit ve fissür örtücü olarak da kullanılmaya başlanmıştır. Kompozit kelimesi, materyallerin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir (Dayangaç, 2000).

Kompozit rezinler üç ayrı yapısal bileşenden oluşmaktadır. Bunlar;

1. Organik polimer matriks faz-rezin matriks, doldurucu partiküllere bağlanan yapı,
2. İnorganik faz (güçlendirilmiş partiküller),

3. Ara faz - Birleştirici ajan, doldurucu ve rezin matriksi birbirine bağlayan yapıdır (Dayangaç, 2000).

1.3.3.2. Sertleşme Mekanizması

Klinikte daha sıklıkla ışıkla polimerize olan kompozitler kullanılmaktadır. Işık ile polimerize olan kompozit rezinlerde başlatıcı olarak kamforokinon rol almakta, 468-480 nanometre dalga boyundaki mavi ışıkla parçalanmakta ve polimerizasyonu başlatmaktadır. 400 mW/cm² ışık gücünde ve 400-500 nanometre dalga boyundaki görünür ışığın 2 mm kalınlığındaki kompozit rezin tabakasının polimerizasyonu için yeterli olduğu kabul edilmektedir (Dayangaç, 2011).

1.3.3.3. Tipleri

Kompozit rezinler sıklıkla;

- İnorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre,
 1. Megafil (50-100 µm)
 2. Makrofil (10-100 µm)
 3. Midifil (1-10 µm)
 4. Minifil (0,1-1 µm)
 5. Mikrofil (0,01-0,1 µm)
 6. Nanofil (0,005-0,01 µm)
 7. Hibrit (0,04-0,1 µm)
- Polimerizasyon yöntemlerine göre,
 1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler
 2. Görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler
 3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler
- Viskozitelerine göre,
 1. Kondanse olabilen kompozit rezinler

2. Akışkan kompozit rezinler olarak sınıflandırılmaktadır (Dayangaç,2000; Uluakay ve ark., 2011).

1.3.3.4. Avantajları

- Estetik olmaları,
- Diş yapısının konservatif olarak korunması,
- Diş dokularına adezyon göstermeleri,
- Termal iletkenliklerinin düşük olması,
- Radyopak olmaları şeklinde sıralanabilir (Summitt ve ark., 2006).

1.3.3.5. Dezavantajları

- Polimerizasyon büzülmesi göstermeleri,
- Postoperatif hassasiyet,
- Sekonder çürük görülebilmesi,
- Uygulama tekniğinin hassasiyet gerektirmesi olarak sıralanabilmektedir (Summitt ve ark., 2006).

1.3.4. Poliasit Modifiye Kompozit Resinler (Kompomer)

1.3.4.1. Genel Özellikleri

Kompomerler 1993 yılında piyasaya sürülmüşlerdir; CİS'lerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla üretilmişlerdir, ancak daha çok kompozit rezinlere benzer özellikler taşıyan hibrit materyallerdir (Burke ve ark., 2006; Hickel ve ark., 1998; Kramer ve ark., 2006; Nicholson, 2007; Trachtenberg ve ark., 2009).

1.3.4.2. Sertleşme Mekanizması

Bu materyalin sertleşme reaksiyonu cam iyonomer simandan daha çok kompozit rezinlerin sertleşme reaksiyonuna benzemektedir, materyal ışık ile polimerize olmaktadır (Hse ve Wei, 1997). Işık uygulanmasını takiben, monomerler arasında kompozit rezinde olduğu gibi çapraz bağlar oluşmakta ve materyalin ilk sertleşme reaksiyonu gerçekleşmektedir (Hse ve Wei, 1997; Tyas, 1998).

Poliasit-modifiye kompozit rezinlerin kendilerine özgü tek basamaklı bağlayıcı sistemleri bulunmaktadır. Bu nedenle dişe tutunma mekanizmaları genelde kompozit rezinlerin dişe tutunma mekanizmasına benzemektedir. Klinik uygulamalarda, minenin asitle pürüzlendirilmesine gerek yoktur. Bağlanmasında kullanılan bonding ajanı, genelde primer ve adezivin tek şişede kombine edildiği tek fazlı bir bağlayıcı sistemdir. Bu nedenle pedodontide kullanım kolaylığı yaratmaktadır (Totu, 2006).

1.3.4.3. Kullanım Alanları

- Süt dişlerinin daimi restorasyonunda, ön ve arka grup süt dişlerinde tüm kavite tiplerinde (restorasyon genişliği tüberküller arası mesafenin 2/3'ünü geçmediğinde),
- Sürekli dişlerde sınıf V kavite gibi direkt okluzal stres altında olmayan küçük kavite restorasyonunda,
- Fissür örtücü olarak,
- Süt ve sürekli dişlerde restorasyonların tamirinde kullanılmaktadırlar (Berg, 1998; Burke ve ark., 2002; Çehreli ve ark., 2000; Hse ve Wei, 1997; Kramer ve ark., 2006; Nicholson, 2007).

1.3.4.4. Avantajları

- Diş dokularına rezin uzantıları ile hibrit tabaka oluşturarak bağlanırlar.
- El aletlerine yapışmaz, manipülasyonu cam iyonomer simanlara göre daha kolaydır.
- Aşınma ve kırılma dirençleri yüksektir.
- Renk seçeneği fazla olduğundan kompozit rezinlere benzer iyi bir estetik sonuç elde edilmesini sağlarlar (Berg, 1998; Burke ve ark., 2006; Christensen, 1997; Hickel ve ark., 1998; Peutzfeld ve ark., 1997).

1.3.4.5. Dezavantajları

- F salım oranları cam iyonomer simanlara oranla daha düşüktür.
- İçerdikleri rezinden dolayı polimerizasyon büzülmesi gösterirler.
- Karanlık ortamda asit-baz reaksiyonu gerçekleşmediğinden materyalin ışığın ulaşamadığı derin kavitelere kullanımı sorun yaratır. (Burke ve ark., 2002; Burke ve ark., 2006; Hickel ve ark., 1998; Hse ve Wei, 1997; Lacy ve Young, 1996).

1.3.5. Giomerler

Cam iyonomer simanların F salım özellikleri ile kompozit rezinlerin estetik ve mekanik özelliklerinin kombine edilmesi amacıyla rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve poliasit modifiye kompozit rezin gibi hibrit restoratif materyaller geliştirilmiştir (Tian ve ark., 2012). Son yıllarda ise yeni grup hibrit kompozit materyaller olan giomerler piyasaya sürülmüştür. Bu materyallerde; önceden tepkimeye girmiş cam iyonomer teknolojisi (S-PRG) kullanılmaktadır. Giomerlerin F salma ve depolama özellikleri vardır. Ayrıca üstün estetik özellikleri, kolay cilalanabilmeleri ve kompozit rezinler kadar dirençli olmaları gibi avantajları da mevcuttur (Kimyai ve ark., 2011)

1.3.6. Cam Karbomer Simanlar

1.3.6.1. Genel Özellikleri

Cam iyonomer simanlar diş kimyasal bağlanma, F salınımı yapabilme gibi çeşitli olumlu özelliklere sahiptir. Fakat, mekanik özelliklerinin zayıf olması ve neme karşı olan hassasiyetleri gibi, çocuk diş hekimliğinde daimi restorasyon materyali olarak kullanımlarını sınırlandıran dezavantajları da bulunmaktadır (Çehreli ve ark., 2013; Mount, 1999). Bu dezavantajlar cam iyonomer simanlara alternatif yeni materyal ihtiyacını doğurmuştur. Cam iyonomer simanı güçlendirmek için tozuna amalgam, gümüş ve metal tozları eklenmiş fakat sonucunda mineye bağlantı azalmış ve materyalin estetiği daha kötü hale gelmiştir (Irie ve Nakai, 1988).

Cam karbomer siman, geleneksel cam iyonomer simanlardaki cam ve aköz poliakrilik aside ek olarak nano büyüklükte florapatit ve hidroksiapatit içeren ve monomer içermeyen yeni nesil bir restoratif materyaldir (Botsalı ve ark., 2016; Gorseta ve ark., 2016). Hidroksiapatit [HAp: $Ca_{10}(PO_4)_6OH_2$] mükemmel biyouyumluluğa sahiptir, bileşimi ve kimyasal yapısı dental yapıya ve kemik dokuya benzerlik göstermektedir (Arita ve ark., 2011). Yamamoto 1984 yılında geleneksel cam iyonomer simanın biyouyumluluğunu arttırmak için içeriğine HAp ilave etmiştir. Rezin içermeyen bir materyal olmasına rağmen içeriğindeki HAp kristalleri sayesinde cam iyonomer simanların mekanik özelliklerinin güçlendiği belirtilmiştir (Arita ve Okada, 2001). Cam karbomer siman ağız ortamında remineralizasyon sağlamayı amaçlamaktadır (Zainuddin ve ark., 2012) ve materyal içerisindeki bu partiküller çürüklü mine ve dentinin remineralize olmasına yardımcı olmaktadır (Gorseta ve ark., 2016). Cam karbomerin, remineralizasyon işlemi için çekirdek görevi görebilen ve florapatit oluşumunu başlatan kalsiyum florapatit nanokristallerini içerdiği iddia edilmektedir (Zainuddin ve ark., 2012). Bu nanoteknoloji sayesinde cam karbomer siman daha düşük oranda matris ve daha yüksek oranda doldurucu içermektedir (Gorseta ve ark., 2014). Çözünmeyi ve florapatite dönüşümü sağlaması için içeriğindeki cam partikülleri, cam iyonomer simana oranla daha küçük boyuttadır (Lucas ve ark., 2003). Cam karbomer simanın

likiti poliakrilik asittir. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simana benzer şekilde, içerdiği nano partiküller sayesinde baskı dayanımı ve aşınma direncinin daha iyi olduğu düşünülmektedir (Çehreli ve ark., 2013). Ayrıca son mekanik özellikleri etkileyen bir polidialkilsiloksan bileşeni içermektedir (Gorseta ve ark., 2016).

Cam karbomer simanın klinik uygulaması, cam iyonomer simana benzer olmakla beraber, farklı olarak üretici firma tarafından son aşamada yüksek enerjili ışık cihazı uygulanması önerilmektedir (Çehreli ve ark., 2013; GCP-Glass fill, 2011; Gorseta ve ark., 2016; Menne-Happ ve Ilie, 2013). Yüksek enerjili ışık cihazı uygulanması fotopolimerizasyonu sağlamamakta, asıl olarak asit-baz reaksiyonunu hızlandırmaktadır (Çehreli ve ark., 2013). Cam karbomer simanın kimyasal reaksiyonla sertleştiği ve ideal reaksiyonun ısı uygulaması ile olduğu belirtilmiştir (Menne-Happ ve Ilie, 2013). Cam karbomer simana ısı uygulandığında materyalin baskı dayanımının artacağı (Çehreli ve ark., 2013) ve klinik sonuçların daha iyi olacağı söylenmiştir (Gorseta ve ark., 2012). Aynı zamanda ısı uygulaması ile sertleşme reaksiyonu hızlandığı için koltukta geçirilen zamanın kısaldığı da söylenmektedir (Gorseta ve ark., 2012). Geleneksel cam iyonomer simanlarda da yüksek enerjili ışık cihazı kullanıldığında, simanın sıcaklığının arttığı, böylelikle sertleşme zamanının kısaldığı ve simanın mineye adezyonunun daha iyi olduğu belirtilmiştir (Chen ve ark., 2012). Kullanılan ışık cihazının gücü de önemlidir. Yüksek güce sahip ışık cihazlarının (minimum 1000 mW/cm²), düşük güce sahip cihazlara göre (500 mW/cm²) daha iyi sonuç sağladığı bildirilmiştir (Gorseta ve ark., 2016).

Cam iyonomer esaslı bir materyal olan karbomer simanda yüzey koruyucu uygulanması ile yüzey ve izolasyon özelliklerinin geliştirilmesini amaçlamaktadır (Çehreli ve ark., 2013). Üretici firma tarafından da ışık uygulaması öncesi cam karbomer siman yüzeyinin kendi yüzey koruyucusu ile örtülmesi önerilmektedir (GCP-Glass fill, 2011). GCP cam karbomer yüzey koruyucusu, restorasyonu ilk sertleşme reaksiyonu ve ikinci fazdaki dehidratasyon esnasında nem ve tükürük maruziyetinden koruyan, monomer içermeyen silikon bazlı bir materyaldir. Aynı

zamanda dolgunun şekillendirilmesini ve polisajını kolaylaştırmaktadır (Menne-Happ ve Ilie, 2013).

Küçük boyutlu doldurucu içeren restoratif materyallerde daha iyi parlatma ve daha pürüzsüz yüzey elde edildiği bilindiğinden estetik diş hekimliğinde nano dolduruculu restorasyon kullanımı tercih edilmektedir (Pitkethy, 2003). Nano doldurucu içeren cam karbomer simanların, cam iyonomer simanlardan bir üstün özelliği de daha iyi yüzey bitimine sahip olmalarıdır (Menne-Happ ve Ilie, 2013).

1.3.6.2. Sertleşme Mekanizması

Cam karbomer simanın bileşimi klasik cam iyonomerden farklıdır ve nanopartiküller malzemenin mekanik özelliklerinde önemli rol oynamaktadır. Sertleşme reaksiyonundan önce, cam karbomer simanın cam içeriğinde birbirinden farklı oranlarda SiO_2 , Al_2O_3 , P_2O_5 , CaF_2 , ZnO , BaO , NaF , SrF_2 iyonları bulunmaktadır. Cam karbomer simanın deneysel cam iyonomer simanlara göre daha yüksek oranda silika ve florin ve daha düşük oranda alkali oksit ve fosfor içerdiği belirtilmiştir (Zainuddin ve ark., 2012).

Cam karbomerin sertleşme reaksiyonu cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonuna benzer. Kalsiyum florapatit nano-kristalleri remineralizasyon sürecinin merkezi olarak davranır ve florapatit oluşumunu başlatır. Cam karbomerdeki cam partikülleri cam iyonomer simanlara oranla oldukça ince partikül boyutuna sahiptir. Nano boyutlu partiküller temas yüzeyinin artmasını sağlayarak, cam karbomerin likiti ile temasa geçtiklerinde materyalin daha kolay sertleşmesine ve daha hızlı remineralizasyon etkisi göstermesine yardımcı olur (Koenraads ve ark., 2009). Cam karbomer simanın sertleşme mekanizması bazik özellikteki cam ve asit yapıdaki likitin nötralizasyon reaksiyonuna girmesiyle gerçekleşmektedir (Gorseta ve ark., 2016). Cam karbomer simanın sertleşme mekanizmasının anlaşılabilmesi için yapılmış tek bir çalışma bulunmaktadır (Zainuddin ve ark., 2012). Magic angle spinning nükleer manyetik rezonans (MAS-NMR) spektroskopisi kullanılarak yapılan çalışmada, Al, P, F ve Si iyonları arasında kimyasal reaksiyonlar

gözlenmiştir. Siman sertleşmesi sırasında Al(IV) iyonları Al(VI) iyonlarına değişim göstermektedir. İkincil sertleşme reaksiyonunu ise 10 aya kadar sürmektedir. Asit-baz reaksiyonu sırasında apatit oluşumu gözlenmektedir. Cam karbomer içeriğindeki apatitin hidroksiapatit ve florapatitin bir karışımı olduğu belirtilmiştir. Sertleşme reaksiyonu esnasında hidroksiapatitin bir kısmı tükenmekte ve remineralizasyon süreci için az miktarda hidroksiapatit kalmaktadır. Florapatitle alakalı olarak ise, 10 aylık süreçte flor iyonu ile kalsiyum iyonu arasında bir bağ oluşmadığı fakat daha uzun sürede dişte remineralizasyon gerçekleşme ihtimali olduğu söylenmiştir.

1.3.6.3. Kullanım Alanları

- Daimi dişlerde sınıf 1 ve 2 kavitelere daimi restorasyon materyali olarak (fazla yük gelmeyen alanlarda),
- Süt dişlerinde sınıf 1 ve 2 kavitelere daimi restorasyon materyali olarak,
- Kron ve köprülerde kor materyali olarak,
- Sınıf V kavitelere,
- Fissür örtücü olarak (Gorseta ve ark., 2014; Subramaniam ve ark., 2015) (GCP-Glass fill, 2011)
- Ortodontik bantların simantasyonunda (Subramaniam ve ark., 2015) kullanılmaktadır.

1.3.6.4. Avantajları

Özel tasarlanmış doldurucu ve florapatit/hidroksiapatit parçacıklı içeriği sayesinde,

- Üstün basınç ve eğilme dayanımı,
- Yüksek aşınma direnci,
- Biyouyumluluk,
- Dentine ve mineye kimyasal olarak bağlanma,
- Dentin marjinlerinde güçlü bir kapama sağlama,

- Nanoteknolojik florapatit partikülleri sayesinde remineralizasyonu hızlandırma,
- Rezin, solvent ve metal içermeme,
- Mine ve dentinde asitlemeyi gerektirmeme,
- Geleneksel CİS ve RMCİS ile karşılaştırıldığında daha uzun çalışma zamanına sahip olması ve daha hızlı sertleşmesi (Menne-Happ ve İlie, 2013)
- Radyopaklığı sayesinde postoperatif teşhisi kolaylaştırma olarak sıralanmaktadır (GCP-Glass fill, 2011).
- En temel avantajının neme toleransı olması nedeniyle çocuk hastada kullanım kolaylığı olduğu belirtilmiştir (Subramaniam ve ark., 2015).

1.3.6.5. Dezavantajları

Cam karbomerin cam iyonomerle kıyaslandığında viskozitesinin daha yüksek oluşu kaviteye uygulanışını zorlaştıran bir dezavantaj oluşturmaktadır (Menne-Happ ve İlie, 2013).

Cam karbomer siman, cam iyonomer simanın fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi düşüncesiyle piyasaya sürülmüştür. Ancak, cam karbomer simanın fissür örtücü olarak kullanılarak, kompozit ve yüksek viskoziteli cam iyonomer simanla karşılaştırıldığı bir çalışmada, 2 yıl sonunda retansiyonu diğer materyallerden daha düşük bulunmuştur (Chen ve ark., 2012). Başka bir in-vitro çalışmada; geleneksel, rezin modifiye cam iyonomer siman ve cam karbomer simanın bağlantı değerleri karşılaştırılmış ve cam karbomer simanın dişe en düşük kuvvetle bağlandığı belirtilmiştir (Shebl ve ark., 2014).

Botsalı ve ark. (2016) in-vitro çalışmalarında; cam karbomer siman kullanıldığında pulpa odasında meydana gelen ısı değişikliğini, farklı dentin kalınlıklarında ve farklı iki rezin modifiye cam iyonomer siman ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmiştir. GCP karboLED ışık cihazının intrapulpal ısıyı 1 mm dentin kalınlığı varlığında ortalama 5,21°C arttırdığı tespit edilmiş, bu ışık cihazının

pulpada en fazla ısı değişikliğine neden olduğu ve bulunan değerlerin pulpal sağlığın korunabilmesi için sınır değerler olduğu belirtilmiştir.

Chen Xi ve ark. (2012) in-vivo çalışmalarında; cam karbomer siman, enerji uygulanan/uygulanmayan yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve kompoziti fissür örtücü olarak kullanmış ve materyallerin sağkalım oranlarını değerlendirmiştir. 2 yıllık takip sonucunda; cam karbomer fissür örtücülerin en az sağ kalım oranı gösterdiği bildirilmiştir.

1.3.7. Zirkonomerler

1.3.7.1. Genel Özellikleri

Civa tehlikesini tamamen ortadan kaldıran, CİS'in koruyucu yararlarına ve amalgamın güç ve dayanıklılığına sahip yeni bir restoratif cam iyonomer sınıfıdır (Zirconia Reinforced Restorative, 2001).

Zirkonomerlerin içeriğindeki cam bileşen olan zirkonya ve seramik, restorasyonun yapısal bütünlüğünü güçlendirmekte ve amalgam yerine arka grup bölgede stres altında kalan alanların restorasyonu için kullanıldığında, restorasyona üstün mekanik özellikler kazandırmaktadır. F içermesinden dolayı yüksek çürük riski olan bireylerde kalıcı restorasyon materyali olarak kullanımı uygundur (Zirconia Reinforced Restorative, 2001).

1.3.7.2. Kullanım Alanları

- Sınıf I ve II kaviterlerde,
- Sandviç restorasyonlarda,
- Radyoopasitenin gerekli olduğu tüm kaviterlerde,
- İndirekt restorasyonların altında kor materyali olarak,
- Overdenture restorasyonların altındaki kök yüzeylerinde,
- Pediatrik ve geriatrik hastalarda,

- Kırık tüberküllerin tamirinde uzun süreli geçici restoratif metaryal olarak,
- Kırık amalgam restorasyonlarda,
- Atravmatik restoratif tedavide kullanılmaktadır (Zirconia Reinforced Restorative, 2001).

1.4. Restoratif Materyallerin İn-vitro Koşullardaki Başarısının Değerlendirilmesi

Restoratif materyallerin başarısının değerlendirilmesinde en uygun yollardan biri klinik deneylerdir. Ancak yeni geliştirilen restoratif materyallerin klinik olarak araştırılması teknik ve etik açıdan zor olabilmektedir. Klinik çalışmaların daha uzun sürmesi ve laboratuvar testlerinin daha az maliyet gerektirmesi sebebiyle diş hekimliğinde laboratuvar çalışmaları daha sıklıkla tercih edilmektedir (Tekçe, 2013). Günümüze kadar yapılan birçok in-vitro çalışmada restoratif materyallerin mikrosızıntıları, mikrogerilim bağlanma dayanımları, yüzey sertlikleri, yüzey pürüzlülükleri, renklenmeleri değerlendirilerek (Chour ve ark., 2016; Sabatini, 2013; Toludis ve ark., 2016; Xie ve ark., 2008) çocuk diş hekimliğinde kullanılacak ideal restoratif materyalin bulunması amaçlanmıştır.

1.4.1. Restoratif Materyallerde Mikrosızıntı

Günümüzde restoratif diş hekimliğinin en büyük problemlerinden birisi, restoratif materyalin mine-dentin dokusuna tam olarak bağlanamamasıdır. Restoratif materyaller ile diş dokuları arasında tam bir adezyon sağlanamadığından, bağlantı yüzeyinde mikro boşluklar kalmaktadır. Restoratif materyal ile kavite duvarı arası bu mikro aralıktan sıvıların, bakterilerin, iyonların ve moleküllerin geçişi “mikrosızıntı” olarak adlandırılmaktadır (Going, 1972; Kocabalkan, 1993). Bu durumun devamında; kavite duvarında renkleşme, sekonder çürük, postoperatif ağrı ve pulpa iltihabı gibi komplikasyonlar oluşabilmektedir (Altun, 2004).

Sızıntı çalışmaları in-vivo ve in-vitro olarak yapılmakla beraber in-vitro çalışmalar daha çok kullanılmaktadır (Erdemir ve Yaman, 2011). Mikrosızıntının tespiti için günümüze kadar birçok farklı yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemler; boya sızıntı testi, radyoaktif izotop yöntemi, bakteri, basınçlı hava, kimyasal ajanlar, elektrokimyasal teknik, nötron aktivasyon analizi, SEM, TEM, konfokal elektron mikroskobu, multi-foton lazer'dir (Ayyıldız ve ark., 2009; Crim ve ark., 1985; Taylor ve Lynch, 1992; Türkün ve Ergücü, 2004). Sayılan yöntemler arasında en yaygın ve pratik olanı ise boya sızıntı testidir (Karadağ, 2005). Boya sızıntısı tespitinde kullanılan boyalar; metilen mavisi (%10), bazik fuksin (%0.5-2), floresan (%20), anilin mavisi (%2), kristal viyole (%0.05), gümüş nitrat (%50), eritrosin (%2), Rodamin B (%0.2), eosin (%5), toluidin mavisi (%0.25)'dir (Erdemir ve Yaman, 2011).

1.4.2. Restoratif Materyallerde Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı

Restoratif materyallerin bağlanma dayanımı, diş ile restorasyon ara yüzündeki birim alana düşen kuvvet olarak tanımlanmaktadır (Bostanlı, 2008). Restoratif bir materyale kuvvet uygulandığında materyal içerisinde ters yönde, stres olarak ifade edilen bir direnç gelişir. Oluşan stresin miktarı; kuvvet biriminin, kuvvet uygulanan alana oranıyla hesaplanır ve genellikle megapaskal (MPa) cinsinden ifade edilir (Powers ve Tate, 2005).

Gerilim bağlantı stresi in-vitro koşullarda uygulanan testlerle ölçülür. Restoratif materyalin diş yüzeyine uygulanmasının ardından özel bir kesit cihazıyla, diş ile restoratif materyal bağlantısını içeren çubuk şeklinde standart örnekler hazırlanmaktadır. Bu örnekler test cihazına yerleştirilerek kopma sağlanana kadar kuvvet uygulanmaktadır. Yapılan araştırmalarda mikro test yöntemleri ile homojen kuvvetlerle bağlanma dayanımının ölçülebildiği gösterilmiştir (Pashley ve ark., 1995; Sudsangiam ve Van Noorth, 1999).

Bu testlerdeki düşük bağlanma dayanımı değerleri; bağlantının yetersizliğini ve restoratif materyal ile diş yüzeyi arasında geniş boşlukların bulunduğunu

göstermektedir. Bu boşluklar; mikrosızıntı ile bakteriyel infiltrasyona yol açarak başarısızlığa zemin hazırlar (Kanca, 1992).

1.4.2.1. Materyallerin Mine Yüzeyinden Kopma Tipleri

Materyallerin bağlanma kuvvetinin yanı sıra kopmaları esnasında diş dokularından ayrılma tipi de birlikte değerlendirilmesi gereken önemli bir ölçüttür. Bağlanma dayanımı değerlerinin yorumlanmasında başarısızlık tipinin de belirtilmesi gerekmektedir (Akın ve ark., 2012; Hubbezoğlu ve ark., 2005).

Materyallerin diş dokularından kopması üç şekilde gerçekleşir;

- Adeziv kopma (materyal ve diş dokusunun ara yüzünde)
- Koheziv (ya diş dokusu ya da materyalin kendi içerisinde)
- Karışık (kısmen ara yüzde, kısmen materyalin kendi içinde) olarak gerçekleşir. (Mc Cabe ve Walls, 1998; Lepri ve ark., 2008).

1.4.3. Restoratif Materyallerde Mikrosertlik

Sertlik, herhangi bir maddenin sert bir cisim karşısında sürekli deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır (Zaimoğlu, 1985). Sertlik ölçümleri, maddelerin sınıflandırılması ve özelliklerinin karşılaştırılması amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. (Poskus ve ark., 2004).

Mikrosertlik, sert dokuların mineral içeriğini analiz etmede kullanılan bir yöntemdir. Mikrosertlik ölçme cihazında elmas bir uç ile ışık mikroskopu altında örneklerin yüzeylerine belirli ağırlıklar belirli sürelerde uygulanarak yüzeyler üzerinde izler oluşturulmaktadır. Bu izler mikroskop altında incelenerek, uzunluklarının μm olarak ölçülmesi ve derinliklerinin değerlendirilmesi ile test edilen cismin sertlik değeri belirlenmektedir. Ölçümlerin yapılması esnasında 1 gr ila 3 kg arasında yük uygulanabilmektedir (Featherstone ve ark., 1983).

Geçmişten günümüze, malzemelerin mikrosertliğini ölçmek için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemler sırasıyla aşağıda belirtilmiştir (MEGEP, 2006).

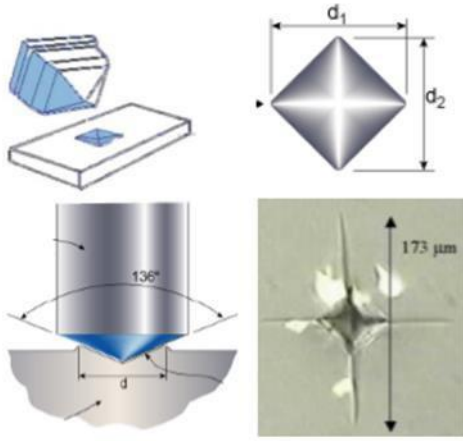
Statik sertlik ölçme yöntemleri;

- Brinell
- Rockwell
- Vicker's

Dinamik sertlik ölçme yöntemleri

- Shore sklereskobu yöntemi

Yapılan araştırmalarda diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin ve diş yüzey sertliklerinin belirlenmesinde, “Vicker's sertlik testi”nin daha sık kullanıldığı gözlenmektedir (Poskus ve ark, 2003). Vickers sertlik ölçme yöntemi, sertliği ölçülecek malzeme yüzeyine, tabanı kare olan 136° açılı piramit şeklindeki bir ucun belirli bir yük altında batırılması ve yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen izin köşegenlerinin ölçülmesinden ibarettir. Yöntemde 0.025 ila 120 kg arasında yük uygulanabilmektedir. Birimi VHN'dir. VHN kg olarak ifade edilen deney yükünün mm² olarak ifade edilen iz alanına bölümüdür (Şekil 1.1) (O'Brien 1997). Bu yöntem, daha sert malzemelerin ölçümlerinde veya daha hassas ölçümler için tercih edilir (MEGEP, 2006).



Şekil 1.1. Vicker's sertlik ölçüm yöntemi

1.5. Amaç

İyi bir restoratif materyalin diş sert dokularına adezyon sağlaması, kalan diş dokusunu desteklemesi, mikrosızıntıyı engelleyecek şekilde tam örtücülüğü ve kenar uyumunu sağlaması ve yüksek aşınma ve kırılma direncine sahip olması gerekmektedir. Cam karbomer siman restoratif amaçlı olarak kullanılmak üzere piyasaya yeni sürülmüş bir materyal olmakla beraber çocuk diş hekimliğinde kullanımıyla ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda cam karbomer simanın çocuk diş hekimliğinde restoratif materyal olarak kullanılabilirliğini incelemek amacıyla çeşitli fiziksel, mekanik ve kimyasal özelliklerinden mikrosızıntı, mikrogerilim bağlanma dayanımı ve mikrosertlik değerlerinin sıklıkla kullanılan kompomer ve cam iyonomer simanla karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Cam karbomer simanın mikrosızıntı, mikrogerilim bağlanma dayanımı ve mikrosertlik değerlerinin cam iyonomer siman ve kompomer ile kıyaslanarak değerlendirildiği çalışmamız in-vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

2.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda cam karbomer (GCP Cam Karbomer, Leiden, Hollanda), geleneksel cam iyonomer siman (SDI Riva Self Cure, Bayswater, Avustralya) ve kompomer (Dyract Extra, York, Amerika) kullanılmıştır (Şekil 2.1-2.3).



Şekil 2.1. GCP Cam Karbomer

Çalışmamızda kullanılan materyallerin üretici firma ve yapısal özellikleri aşağıda verilmektedir (Çizelge 2.1-2.4).

Çizelge 2.1. GCP Cam Karbomer; üretici firma ve yapısal özellikleri

Ticari adı	Kimyasal içerik	Üretici firma
GCP Cam Karbomer	<u>Doldurucu:</u> Fluoro-aluminosilikat cam, apatit, poliasit <u>Gloss:</u> Modifiye polisiloksan	GCP Dental, Leiden, Hollanda



Şekil 2.2. Dyract Extra



Şekil 2.3. Dentsply Prime&Bond NT

Çizelge 2.2. Dyract Extra; üretici firma ve yapısal özellikleri

Ticari adı	Kimyasal içerik	Üretici firma
Dyract Extra	<p><u>Doldurucu:</u> Stronsiyum-alumino-sodyum-floro-fosfor-silikat cam</p> <p><u>Rezine:</u> UDMA TEGDMA TCB TMPTMA Dimetakrilat rezin Ethyl-4 benzoat BHT SrF₂ SiO₂ doldurucular Kamforokinon</p>	Dentsply Sirona, York, Amerika

Çizelge 2.3. Dentsply Prime&Bond NT; üretici firma ve yapısal özellikleri

Ticari adı	Kimyasal içerik	Üretici firma
Prime&Bond NT	<p>Aseton Metakrilat Metil metakrilat</p>	Dentsply Sirona, York, Amerika



Şekil 2.4. SDI Riva Self Cure

Çizelge 2.4. SDI Riva Self Cure; üretici firma ve yapısal özellikleri

Ticari adı	Kimyasal içerik	Üretici firma
Riva Self Cure	Fluoro- aluminosilikat Cam Polyakrilik asit + Tartarik asit, Polyakrilik asit	SDI, Bayswater, Avustralya



Şekil 2.5. Restoratif materyallerin polimerizasyonunda kullanılan LED ışık cihazı (GCP KarboLED CL-02)

Şekil 2.6. LED ışık cihazının radiometre ile ışık gücünün ölçülmesi

2.2. Etik Kurul Onayı

Çalışmamız için gerekli olan etik kurul onayı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan alınmıştır (12/11 Sayılı 11.11.2015 tarihinde) (Ek 1).

Çalışmamızda kullanılan çekilmiş dişlerin laboratuvar koşullarında değerlendirilebilmesi amacıyla, dişleri çekilen hastalara ve ebeveynlerine araştırma hakkında bilgi verilerek aydınlatılmış onam formları (Ek 2-3) imzalatılmıştır.

2.3. Örneklem Genişliği

Örneklem hacminin belirlenebilmesi amacıyla araştırmaya başlamadan önce 'Power Analizi' gerçekleştirilmiştir. Yapılan Power Analizi sonrasında dolgu materyallerinin mikrosızıntı, mikrogerilim bağlanma dayanımı testleri için materyallerden herhangi ikisi arasında % 90 güç ve % 5 yanılma düzeyinde istatistiksel olarak önemliliğini test edebilmek için çalışmaya mikrosızıntı testi için 52, mikrogerilim bağlanma dayanımı testi için 48 diş alınması gerekli görülmüştür. Sonuç olarak çalışmada karşılaşılabilecek teknik kısıtlamalar dikkate alındığında; çalışmamıza 112 diş dahil edilmiştir. Bunlardan 52 tanesi mikrosızıntı, 60 tanesi ise mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde kullanılmıştır. Mikrosertlik testi için materyallerden herhangi ikisi arasında % 90 güç ve % 5 yanılma düzeyinde istatistiksel olarak önemliliğini test edebilmek için gruplara 16 örnek olmak üzere en az 48 örnek alınması gerekli görüldüğünden her gruba 25 örnek olmak üzere toplam 75 örnek dahil edilmiştir.

2.4. Çalışmada Kullanılan Dişlerin Hazırlanması

Çalışmamızda, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi ve Pedodonti Kliniği'ne başvuran hastaların çekim endikasyonu konulan alt-üst süt 2. molar dişleri toplanmıştır (Şekil 2.7).

Dişlerin üzerindeki plak ve yumuşak doku artıkları akan su altında iyice fırçalanarak temizlenmiştir. Dişler deney zamanına kadar dezenfeksiyon sağlamak amacıyla oda ısısında %0,2 timol kristali içeren distile su içerisinde saklanarak 3 ay içerisinde kullanılmıştır. Toplanan 112 adet diştten 52 adedi mikrosızıntı, 60 adedi mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde kullanılmıştır.



Şekil 2.7. Çalışmada kullanılan alt süt 2. molar dişine bir örnek

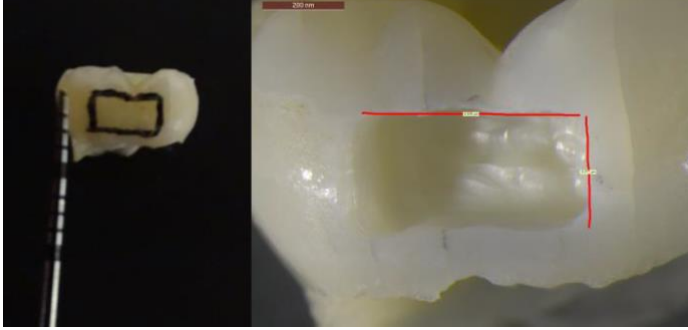
2.5. Mikrosızıntı Testi

Mikrosızıntı ile ilgili çalışmalar Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yürütülmüştür.

2.5.1. Mikrosızıntı Testi İçin Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda restoratif materyallerin mikrosızıntılarının test edilmesi amacıyla 52 adet süt molar dişi kullanılmıştır. 52 diş n=26 olacak şekilde rastgele iki gruba ayrılmıştır. Her dişin bukkal ve lingual yüzeylerine elmas frezler ile standart boyutlarda (4 mm uzunlukta x 3 mm genişlikte x 2 mm derinlikte) class V kavitelem açılmıştır (Şekil 2.8). Kaviteleming gingival kenarları mine-sement sınırında, okluzal kenarlar ise bu sınırın 3 mm üzerinde hazırlanmıştır. Kavite kenarlarına bizotaj yapılmamıştır. Her dört kavite preparasyonundan sonra frez

değiştirilmiştir. Kavitelerin boyutları, standardizasyon sağlanması amacıyla periodontal sond yardımı ile ölçülerek işaretlenmiştir (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Bukkal yüzüne kavite açılan örnek

Her grubun bukkal yüzüne cam karbomer siman, ilk grupta lingual yüzüne kompomer, ikinci grupta ise cam iyonomer siman uygulanmıştır (Şekil 2.9).

2.6. Restoratif Materyallerin Uygulanması

2.6.1. Cam Karbomerin Uygulanması

Mikrosızıntı testi için kavite preperasyonu yapıldıktan, mikrogerilim bağlanma dayanımı testi için ise dentin yüzeyleri zımparalanarak açığa çıkarıldıktan sonra, yüzeyler yıkanıp kurutulmuştur, üretici firma talimatı doğrultusunda aşırı kurutulmasından kaçınılmıştır. Cam karbomer siman kapsülü aktive edilmeden önce birkaç kez, toz partiküllerin ayrışması için, sallandıktan sonra bir kez düz yüzeyde bir kez de tabancada aktive edilmiştir. Sonrasında 15 saniye yüksek devirli mikserde karıştırılmıştır. Taşıyıcı tabancasına alınan kapsül 2 kez daha sıkıştırıldıktan sonra kaviteye uygulanmıştır. Bir aplikatör yardımı ile gloss restoratif materyal çalışma süresi içinde yüzeye uygulanmıştır. Cam karbomer simana ait yüksek ışık gücüne sahip KarboLED ışık cihazıyla (GCP KarboLED CL-02) (ışık gücü 1813 mW/cm² olan) 90 saniye polimerizasyon sağlanmıştır.

2.6.2. Cam iyonomerin Uygulanması

Kullanım kılavuzu doğrultusunda dentin yüzeyleri hafif nemli kalacak şekilde yıkanıp kurutulmuştur. Sert yüzeyde sıkıştırılarak aktive edilen kapsül yüksek devirli amalgamatörde 10 saniye boyunca karıştırılmıştır. Taşıyıcı tabancasına alınan kapsül siman gelene kadar sıkıştırıldıktan sonra siman mikrogerilim bağlantı dayanımı testinde düz dentin yüzeyine, mikrosızıntı testinde ise sınıf V kaviteye uygulanmıştır.

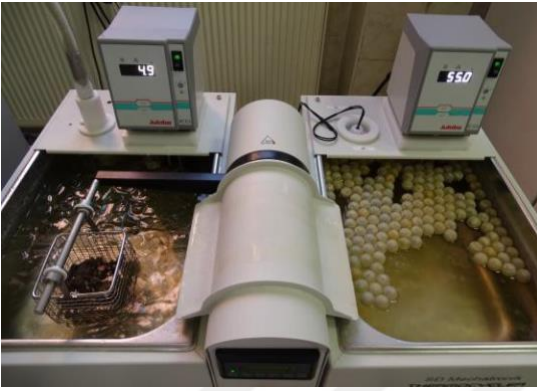
2.6.3. Kompomerin Uygulanması

Kullanım kılavuzu doğrultusunda dentin yüzeyleri hafif nemli kalacak şekilde yıkanıp kurutulmuştur. kullanım kılavuzunda kompomer ile birlikte kullanılacağı zaman asit etching uygulaması gerektirmediği belirtildiğinden herhangi bir asitle pürüzlendirme işlemi yapılmamıştır. Her bir kat arasında 5-10 saniye hava ile inceltilecek çift kat bond aplikatör yardımı ile uygulandıktan sonra 10 saniye yüksek ışık gücüne sahip KarboLED ışık cihazıyla (GCP KarboLED CL-02) polimerize edilmiştir. Sonrasında kompomer tabanca yardımı ile kaviteye-dentin yüzeyine uygulandı ve 20 saniye süre ile polimerizasyonu KarboLED ışık cihazıyla sağlanmıştır.



Şekil 2.9. Kompomer-Cam karbomer-Cam iyonomer uygulanan örnekler

Örnekler üretici firmanın talimatı doğrultusunda (GCP Dental, Leiden, Hollanda) 24 saat etüvde yapay tükürükte (kimyasal formülü (mmol/L): $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ (0.7), $\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ (0.2), KH_2PO_4 (4.0), KCL (30), HEPES çözeltisi (20), NaN_3 (3.0) olan) bekletilmiştir. Etüvden çıkarılan dişlere ağız ortamını taklit edebilmek amacıyla 5-55°C'de, banyoda kalma süresi 25 saniye; banyolar arası geçiş süresinin ise 10 saniye olduğu, 1000 kez tekrarlanan termal siklus ile yaşlandırma işlemi SD Mechatronik Thermocycler (SD MECHATRONIK GMBH, Felderkirchen-Westerham; Almanya) cihazı ile uygulanmıştır (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Termal siklus cihazı ve termal siklus uygulaması yapılan örnekler

Termal siklus sonrasında kök uçları bal mumu ile kapatılan tüm dişler restorasyon marjinlerinden 1mm olacak şekilde çift kat tırnak cilası ile örtülmüştür (Şekil 2.11) ve %0,5'lik bazik fuksin solüsyonunda 24 saat bekletilmiştir (Şekil 2.12). Bazik fuksin solüsyonundan çıkarılan örneklerdeki fazla boya ve balmumu akar su altında fırça yardımı ile nazikçe uzaklaştırılmıştır. Sonrasında dişler özel olarak hazırlanan kalıplardaki akrilik bloklara, kökleri akrilik bloğun içerisinde ve kron kısmı üzerinde kalacak şekilde gömülmüştür (Şekil 2.13).



Şekil 2.11. Mum ile kök uçları kapatılan ve cila ile örtülen örnekler



Şekil 2.12. Bazik fuksin ile boyanan örnekler



Şekil 2.13. Akrilik bloğa gömülen örnek

Akrilik bloklardaki dişlerden hassas kesit alma cihazında (ATM GmbH, Mammelzen, Almanya) elmas frezler ile bukkolingual yönde kesit alınmıştır (Şekil 2.14- 2.15).



Şekil 2.14. Kesit alma cihazı **Şekil 2.15.** Kesit alınmış örnek

Her örnek için bukkal ve lingual marjinler 20x büyütmede ışık mikroskobu (Leica MZ12, Meyer Instruments, Houston, TX, Amerika) altında dijital fotoğraflarla incelenmiştir (Şekil 2.16). Her dişe ait 2 kesitteki hem okluzal hem gingival kenarların sızıntı miktarları tespit edilmiştir. Sızıntı değerleri 0-3 arası skorlanmıştır. En yüksek sızıntı skoru o dişe ait sızıntı değeri olarak kaydedilmiştir (Çizelge 2.4).

Sızıntı miktarları aşağıda skalaya göre belirlenmiştir:

Çizelge 2.5. Mikrosızıntı skorlarının değerlendirilmesinde kullanılan kriterler

Skor	Değerlendirme
0	Sızıntı yok
1	Aksiyal duvarın 1/2' sine kadar sızıntı var
2	Aksiyal duvarın 1/2sinden daha fazla sızıntı var
3	Tüm aksiyal duvar boyunca sızıntı var



Şekil 2.16. Mikrosızıntı ve mikrogerilim bağlanma dayanım testinde kullanılan ışık mikrobi

2.7. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi

Mikrogerilim bağlanma dayanımı ile ilgili çalışmalar Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yürütülmüştür.

2.7.1. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi İçin Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda restoratif materyallerin dentin yüzeyine mikrogerilim bağlanma dayanımının test edilmesi amacıyla 60 adet süt molar dişi kullanılmıştır. Dişlerin bukkal mine yüzeyleri 600, 800 ve 1200 gritlik silikon karbid zımparayla su soğutması altında yatay döner zımpara cihazında (Gripo 2V Grinder-Polisher, Metkon Instruments Ltd, Bursa, Türkiye) (Şekil 2.17) zımparalanarak düz dentin yüzeyleri elde edilmiştir (Şekil 2.18).



Şekil 2.17. Yatar döner zımpara cihazı



Şekil 2.18. Zımparalanan diş yüzeyi

Dişler her grupta 20 diş olacak şekilde rastgele 3 gruba ayrılmıştır. Restoratif materyallerin dentin yüzeylerine standart bir şekilde uygulanabilmesi amacıyla 5 mm uzunluk ve çapta şeffaf plastik kalıplar kullanılmıştır. Her bir gruba sırasıyla cam karbomer siman, geleneksel cam iyonomer siman ve kompomer 2'şer mm kalınlığında uygulanmıştır. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi için örneklerin hazırlanması esnasında, materyaller hassas kesit alma cihazında kesim sırasında sıklıkla kaybedildiğinden tüm çalışma gruplarında 2 mm yüksekliğinde restorasyon materyali uygulandıktan sonra mikrogerilme test işlemi için tutunma yüzeyi elde etmek amacıyla restorative materyallerin üzerine tabakalama yöntemiyle yaklaşık 4 mm kalınlığında kompozit rezin (Voco Grandio, Cuxhaven, Almanya) uygulanmıştır (Şekil 2.19). Bu işlemlerin ardından plastik halkalar dikkatli bir şekilde çıkartılmıştır.



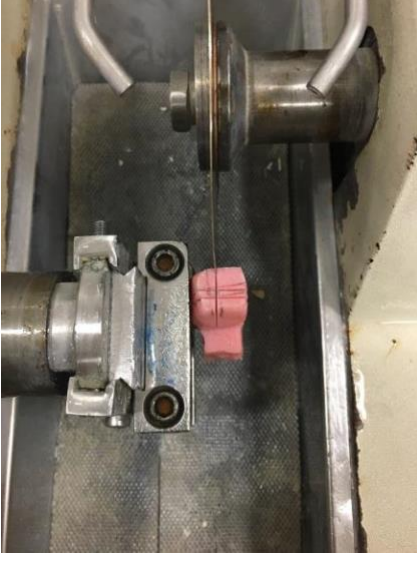
Şekil 2.19. Dentin yüzeyine restoratif materyal ve kompozit uygulanması

Hazırlanan örnekler yapay tükürük (kimyasal formülü (mmol/L): $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ (0.7), $\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ (0.2), KH_2PO_4 (4.0), KCL (30), HEPES çözeltisi (20), NaN_3 (3.0) olan) içerisinde 24 saat süreyle bekletilmiştir. Etüvden çıkarılan dişlere ağız ortamını taklit edebilmek amacıyla 5-55°C’de, banyoda kalma süresi 25 saniye; banyolar arası geçiş süresinin ise 10 saniye olduğu, 1000 kez tekrarlanan termal siklus ile yaşlandırma işlemi SD Mechatronik Thermocycler (SD MECHATRONIK GMBH, Felderkirchen- Westerham; Almanya) cihazı ile uygulanmıştır.



Şekil 2.20. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi için akrilik bloğa gömülen örnekler

Tüm örnekler, L şekilli akrilik bloklara gömüldükten sonra (şekil 2.20), hassas kesit alma cihazına (Microcut Precision Cutter, Metkon Instruments Ltd, Bursa, Türkiye) yerleştirilerek (Şekil 2.21) her örnekten 1 mm² yüzey alanına sahip dikdörtgen prizması şeklinde çubuklar elde edilmiştir (Şekil 2.22, Şekil 2.23) ve çubuklar mikrogerilim bağlanma dayanımı test cihazına (Micro Tensile Tester, Bisco Inc., Schaumburg, IL 60193, USA) (Şekil 2.24) yerleştirilerek siyanoakrilat adeziv ile sabitlenmiştir (Şekil 2.25).



Şekil 2.21. Hassas kesit alma sırasında örnek



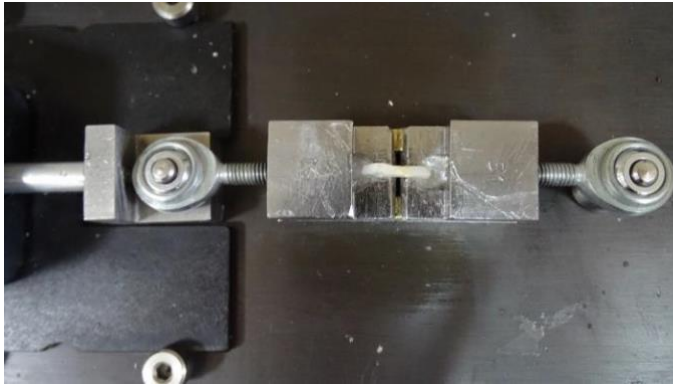
Şekil 2.22. Kesit alma sonrasında örnek



Şekil 2.23. Hassas kesit alma cihazıyla dişlerden alınan çubuk şeklindeki örnekler



Şekil 2.24. Mikrogerilim bağlanma dayanımı test cihazı



Şekil 2.25. Mikrogerilim bağlanma dayanımı test cihazına sabitlenen örnek

Her örneğe dakikada 1mm gerilim kuvveti uygulanacak şekilde mikrogerilim test işlemine tabi tutulmuştur. Kopma anındaki değerler aletin (Şekil 2.24) dijital göstergesinde sabitlenerek Newton olarak kaydedilmiş ve daha sonra ölçülen mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerinin birimleri Newton cinsinden ‘Magapaskal’a (MPa) dönüştürülmüştür. (Newton/YüzeyAlanı=MPa). Ayrıca kopma tipinin belirlenmesi amacıyla örnekler ışık mikroskopunda (Leica MZ12, Meyer Instruments, Houston, TX, Amerika) altında 20x büyütmede incelenmiş ve kopma tipinin adeziv, koheziv veya karışık olup olmadığı belirlenmiştir.

2.7.2. Kopma Tipinin Belirlenmesi

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinden sonra, restoratif materyallerin dentin yüzeyinden kopma tipinin tayini amacıyla kopma yüzeyleri, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı’nda bulunan ışık mikroskopunda (Leica MZ12, Meyer Instruments, Houston, TX, Amerika) 20x büyütmede incelenmiştir.

Restoratif materyallerin diş yüzeyinden ayrılma tipinin belirlenmesinde Lepri ve ark., (2008)’nin kriterleri esas alınmıştır (Çizelge 2.5).

Çizelge 2.6. Restoratif materyalin dentin yüzeyinden kopma tipinin belirlenmesinde kullanılan kriterler (Lepri ve ark., 2008).

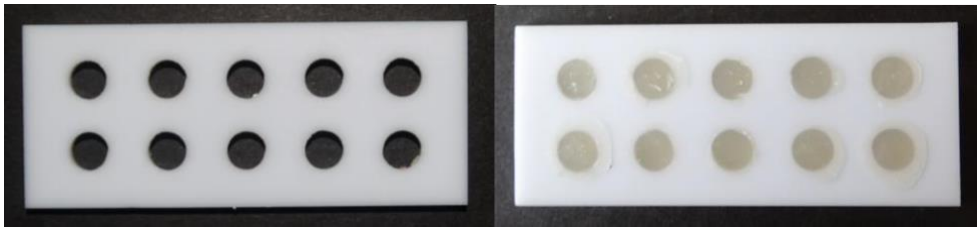
Kopma tipi	Değerlendirme
Koheziv	Kopma, restorasyon materyali ya da dentin yüzeyi içindedir
Adeziv	Kopma, dentin yüzeyi ile restoratif materyal bağlantı yüzeyindedir
Karışık	Kopma, hem bağlantı hem de materyal yüzeyindedir

2.8. Mikrosertlik Testi

Mikrosertlik ile ilgili çalışmalar Atılım Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Metalografi Laboratuvarı'nda yürütülmüştür.

2.8.1. Mikrosertlik Testi İçin Örneklerin Hazırlanması

Cam karbomer, cam iyonmer ve kompomerin mikrosertliklerini değerlendirmek için 5 mm çapında ve 2 mm kalınlığında boşluklardan oluşan pleksi-glass kalıplar hazırlanmıştır (Şekil 2.26). Hazırlanan bu pleksi-glass kalıplar restoratif materyallerin homojen uygulanabilmesi amacıyla her iki yüzeyinden de 1 mm kalınlığındaki cam ile desteklenmiştir. Restoratif materyal bir miktar taşkın uygulandıktan sonra daha düzgün yüzey bitimi sağlamak amacıyla şeffaf bant (SNA, Universal Strips, Almanya) yerleştirilmiştir. Sonrasında oluşabilecek hava kabarcığının önlenmesi amacıyla restoratif materyal üzerine şeffaf bant ve cam yerleştirilerek parmak basıncı uygulanmıştır. Kompomer tek bir yüzeyden 20 saniye KarboLED ışık cihazı ile (GCP KarboLED CL-02) sertleştirilmiştir. Karbomerin yüzey koruyucusu sürüldükten sonra yine tek bir yüzeyden 120 saniye KarboLED ışık cihazı (GCP KarboLED CL-02) ile sertleştirilmiştir. Sonuçta her materyalden A2 renginde olmak koşuluyla, 25 disk olacak şekilde örnekler hazırlanmıştır.



Şekil 2.26. Pleksi-glass kalıp

Şekil 2.27. Restoratif materyal yerleştirilmiş pleksi-glass kalıp

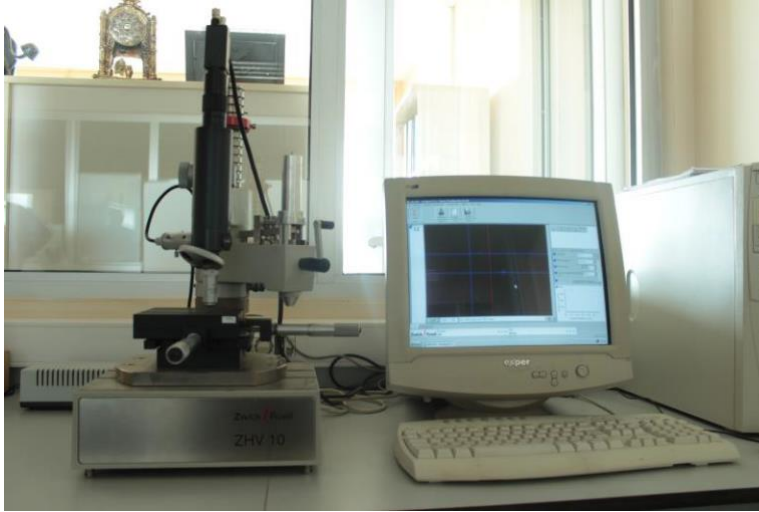
Örnekler 24 saat boyunca 37°C'lik etüvde yapay tükürükte (kimyasal formülü (mmol/L): $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ (0.7), $\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ (0.2), KH_2PO_4 (4.0), KCL (30), HEPES çözeltisi (20), NaN_3 (3.0) olan) bekletilmiştir. Mikrosertlik ölçümleri

Vickers mikrosertlik test cihazı (Zwick/Roell ZHV 10, Almanya) (Şekil 2.28) ile restorasyonların tek bir yüzeyinden olacak şekilde 3 farklı noktadan 17 saniye boyunca 200 gram yük uygulanmıştır. Oluşturulan izler x200'lük büyütmede ışık mikroskopunda incelenerek yüzey alanları ölçülmüştür. Her bir örnekten üç ölçüm yapılarak kaydedilmiştir. Bu üç değerin ortalaması alınarak o örneğe ait değer olarak kabul edilmiştir.

Vickers sertlik ölçüm cihazı piramit şeklinde elmas bir batıcı uca sahiptir. Vicker's sertlik değeri; kg. olarak ifade edilen deney yükünün mm² olan iz alanına bölümü olup;

$HV=1,854 \times \text{kuvvet} / (\text{Taban Köşegeni})^2$ formülü ile hesaplanır.

İz alanı ne kadar küçükse materyalin sertlik değeri o kadar büyük olmaktadır.



Şekil 2.28. Vickers mikrosertlik test cihazı

2.9. İstatistiksel Analizler

Verilerin analizi IBM SPSS Statistics 17.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) paket programında yapılmıştır. Sürekli sayısal değişkenlerin dağılımının

normale yakın olup olmadığı Kolmogorov Smirnov testi ile varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler; sürekli sayısal değişkenler için medyan (çeyrekler arası genişlik), sıralanabilir değişkenler için medyan (25.- 75.yüzdilik) şeklinde, kategorik değişkenler ise gözlem sayısı ve (%) biçiminde gösterilmiştir.

Gruplar arasında mikrosertlik ve mikrogerilim bağlanma dayanımı ölçümleri yönünden farkın önemliliği Kruskal Wallis testiyle araştırılmıştır. Kruskal Wallis test istatistiği sonuçlarının önemli bulunduğu durumlarda Conover'in çoklu karşılaştırma testi kullanılarak farka neden olan durumlar tespit edilmiştir. Gruplar arasında kopma türlerinin dağılımı açısından farkın önemliliği ise Olabilirlik Oran testiyle incelenmiştir.

Cam karbomer grubu ile Kompomer grubu ve Cam karbomer grubu ile Cam iyonomer grubu arasında mikrosızıntı skorları yönünden farkın önemliliği Wilcoxon İşaret testiyle; Kompomer grubu ile Cam iyonomer grubu arasında mikrosızıntı skorları yönünden farkın önemliliği ise Mann Whitney U testiyle değerlendirilmiştir.

Aksi belirtilmedikçe, $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Ancak, olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

3. BULGULAR

Cam karbomer, cam iyonomer ve kompomer kullanılarak mikrosızıntı, mikrogerilim bağlanma dayanımı, kopma tipi ve mikrosertlik testleri gerçekleştirilmiştir. Bu testlere ait bulgular sırasıyla bölüm 3.1, 3.2, 3.3'te verilmektedir.

3.1. Mikrosızıntı Testine Ait Bulgular

Mikrosızıntı testinde cam karbomer-kompomer (1. grup) ve cam karbomer-cam iyonomer (2. grup) olmak üzere her grupta 26 örnek olacak şekilde iki grupta toplam 52 diş kullanılmıştır.

3.1.1. Gingival Bölge Mikrosızıntısına Ait Bulgular

Cam karbomer ve kompomer grubu gingival mikrosızıntı değerleri Çizelge 3.1'de verilmiştir. Cam karbomer grubu ile kompomer grubu (1. grup) arasında gingival mikrosızıntı düzeyleri yönünden Bonferroni düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,027$).

Çizelge 3.1. 1. Grup gingival mikrosızıntı skorlarının dağılımı

1. Grup (gingival)	0	1	2	3	Toplam örnek sayısı
Cam karbomer	3	11	5	7	26
Kompomer	12	4	8	2	26

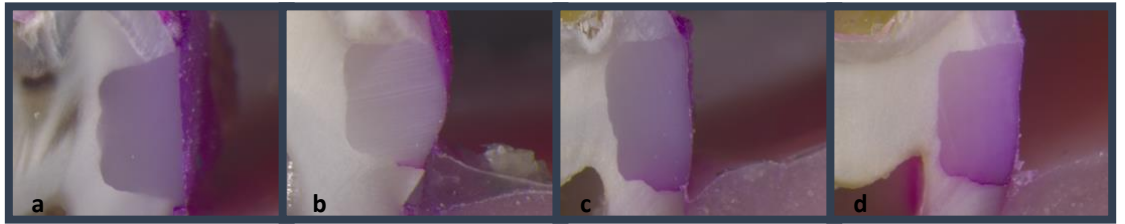
Cam karbomer ve cam iyonomer grubu gingival mikrosızıntı değerleri izelge 3.2’de verilmiştir. Cam karbomer ve cam iyonomerin karşılaştırıldığı grupta (2. grup) cam karbomere göre cam iyonomerin gingival mikrosızıntı düzeyi istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,006$).

Kompomer ile cam iyonomer karşılaştırıldığında ise, kompomer grubuna göre cam iyonomer grubunun gingival mikrosızıntı düzeyinin istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p=0,007$).

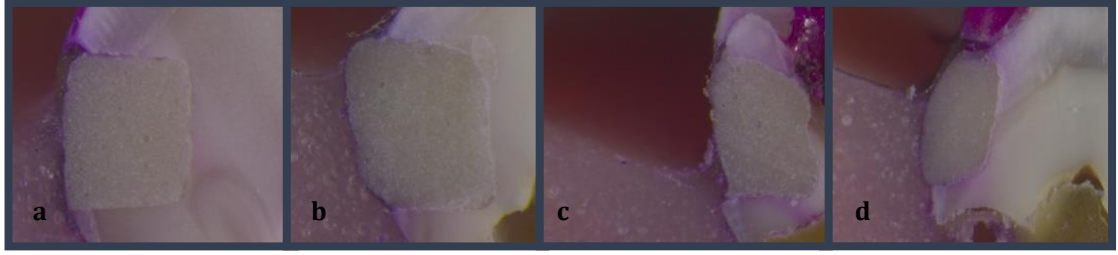
Çizelge 3.2. 2. Grup gingival mikrosızıntı skorlarının dağılım

2. Grup (gingival)	0	1	2	3	Toplam rnek sayısı
Cam karbomer	14	7	3	2	26
Cam iyonomer	5	4	6	11	26

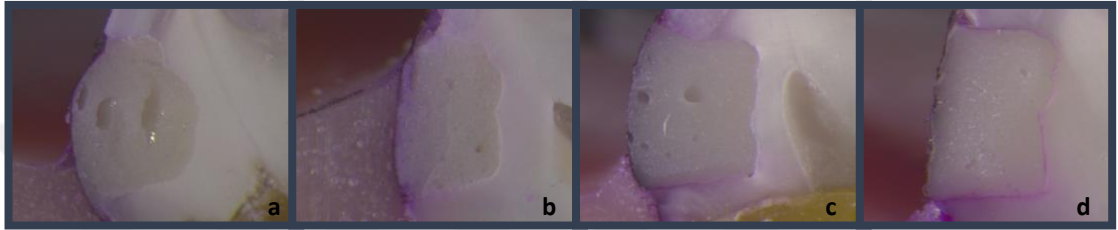
Gruplarda saptanan gingival bölge mikrosızıntı değerlerine ait mikroskop görüntüleri Şekil 3.1-3.3’de gösterilmektedir.



Şekil 3.1. **a:** Kompomere ait ‘0’ değerinde gingival boyanma (X20). **b:** Kompomere ait ‘1’ değerinde gingival boyanma (X20). **c:** Kompomere ait ‘2’ değerinde gingival boyanma (X20). **d:** Kompomere ait ‘3’ değerinde gingival boyanma (X20).



Şekil 3.2. **a:** Cam iyonomere ait '0' değerinde gingival boyanma (X20). **b:** Cam iyonomere ait '1' değerinde gingival boyanma (X20). **c:** Cam iyonomere ait '2' değerinde gingival boyanma (X20). **d:** Cam iyonomere ait '3' değerinde gingival boyanma (X20).



Şekil 3.3. **a:** Cam karbomere ait '0' değerinde gingival boyanma (X20). **b:** Cam karbomere ait '1' değerinde gingival boyanma (X20). **c:** Cam karbomere ait '2' değerinde gingival boyanma (X20). **d:** Cam karbomere ait '3' değerinde gingival boyanma (X20).

3.1.2. Okluzal Bölge Mikrosızıntısına Ait Bulgular

Cam karbomer ve kompomer grubu okluzal mikrosızıntı değerleri Çizelge 3.3'de verilmiştir. Cam karbomer grubu ile kompomer grubu (1. grup) arasında okluzal mikrosızıntı düzeyleri yönünden Bonferroni düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmemiştir ($p=0,042$).

Çizelge 3.3. 1. Grup okluzal mikrosızıntı skorlarının dağılımı

1. Grup (okluzal)	0	1	2	3	Toplam örnek sayısı
Cam karbomer	5	8	6	7	26
Kompomer	15	3	6	2	26

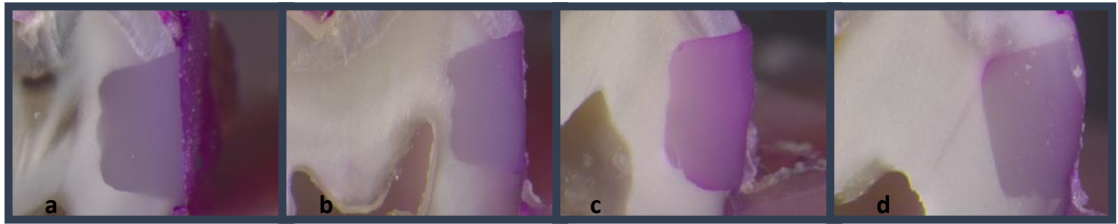
Cam karbomer ve cam iyonomer grubu okluzal mikrosızıntı değerleri izelge 3.4’ de verilmiştir. Cam karbomer ve cam iyonomer grupları (2. grup) arasında okluzal mikrosızıntı düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmemiştir ($p=0,062$).

Kompomer grubuna göre cam iyonomer grubunun okluzal mikrosızıntı düzeyi daha yüksek bulunmasına rağmen gruplar arasında Bonferroni düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,013$).

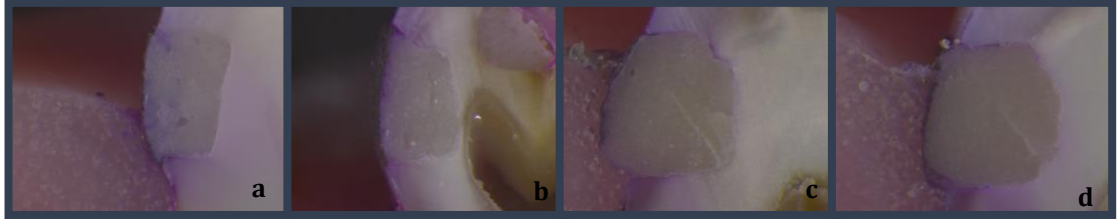
Çizelge 3.4. 2. Grup okluzal mikrosızıntı skorlarının dağılımı

2. Grup (okluzal)	0	1	2	3	Toplam rnek sayısı
Cam karbomer	12	9	2	3	26
Cam iyonomer	6	8	6	6	26

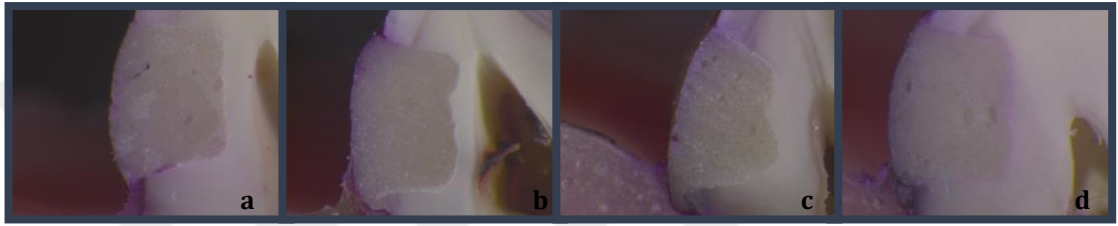
Gruplarda saptanan okluzal bölge mikrosızıntı değerlerine ait mikroskop görüntüleri şekil 3.4-3.6’da gösterilmektedir.



şekil 3.4. **a:** Kompomere ait ‘0’ değerinde okluzal boyanma (X20). **b:** Kompomere ait ‘1’ değerinde okluzal boyanma (X20). **c:** Kompomere ait ‘2’ değerinde okluzal boyanma (X20). **d:** Kompomere ait ‘3’ değerinde okluzal boyanma (X20).



Şekil 3.5. **a:** Cam iyonomere ait '0' değerinde okluzal boyanma (X20). **b:** Cam iyonomere ait '1' değerinde okluzal boyanma (X20). **c:** Cam iyonomere ait '2' değerinde okluzal boyanma (X20). **d:** Cam iyonomere ait '3' değerinde okluzal boyanma (X20).



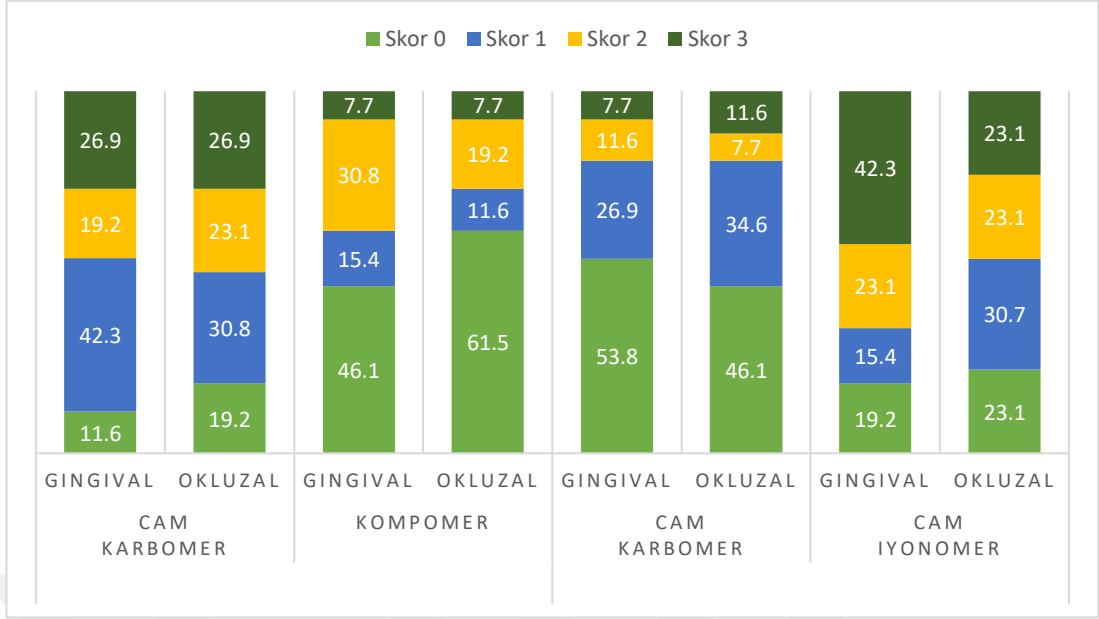
Şekil 3.6. **a:** Cam karbomere ait '0' değerinde okluzal boyanma (X20). **b:** Cam karbomere ait '1' değerinde okluzal boyanma (X20). **c:** Cam karbomere ait '2' değerinde okluzal boyanma (X20). **d:** Cam karbomere ait '3' değerinde okluzal boyanma (X20).

Tüm gruplara göre mikrosızıntı skorları Çizelge 3.5 ve Şekil 3.7’de verilmektedir.

Çizelge 3.5. Gruplara göre mikrosızıntı skorları

	Gingival			Okluzal		
	Cam karbomer	Kompomer	p-değeri	Cam karbomer	Kompomer	p-değeri
Skor 0	3 (%11,6)	12 (%46,1)	0,027†¶	5 (%19,2)	16 (%61,5)	0,042†¶
Skor 1	11 (%42,3)	4 (%15,4)		8 (%30,8)	3 (%11,6)	
Skor 2	5 (%19,2)	8 (%30,8)		6 (%23,1)	5 (%19,2)	
Skor 3	7 (%26,9)	2 (%7,7)		7 (%26,9)	2 (%7,7)	
	Cam karbomer	Cam iyonomer	p-değeri	Cam karbomer	Cam iyonomer	p-değeri
Skor 0	14 (%53,8)	5 (%19,2)	0,006†¶	12 (%46,1)	6 (%23,1)	0,062†¶
Skor 1	7 (%26,9)	4 (%15,4)		9 (%34,6)	8 (%30,8)	
Skor 2	3 (%11,6)	6 (%23,1)		2 (%7,7)	6 (%23,1)	
Skor 3	2 (%7,7)	11 (%42,3)		3 (%11,6)	6 (%23,1)	
	Kompomer	Cam iyonomer	p-değeri	Kompomer	Cam iyonomer	p-değeri
Skor 0	12 (%46,1)	5 (%19,2)	0,007 ‡¶	16 (%61,5)	6 (%23,1)	0,013 ‡¶
Skor 1	4 (%15,4)	4 (%15,4)		3 (%11,6)	8 (%30,8)	
Skor 2	8 (%30,8)	6 (%23,1)		5 (%19,2)	6 (%23,1)	
Skor 3	2 (%7,7)	11 (%42,3)		2 (%7,7)	6 (%23,1)	

Veriler; gözlem sayısı ve (%) biçiminde gösterildi, † Wilcoxon İşaret testi, ‡ Mann Whitney U testi, ¶ Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,0083$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 3.7. Gruplara göre mikrosızıntı skorları

3.1.3. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testine Ait Bulgular

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde cam karbomer, kompomer ve cam iyonomer olmak üzere üç grup için her grupta 20 örnek olacak şekilde toplam 60 diş kullanılmıştır. Test edilen materyallerin gruplara göre elde edilen mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri Çizelge 3.6’da verilmektedir.

Çizelge 3.6. Gruplara göre mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri

Gruplar	Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı
Kompomer	9,4 MPa (14,12) ^{a,b}
Cam iyonomer	1,7 MPa (1,05) ^a
Cam karbomer	2,0 MPa (1,19) ^b
p-değeri †	<0,001

Veriler; medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterildi, † Kruskal Wallis testi, a: Kompomer grubu ile Cam iyonomer grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,001$), b: Kompomer grubu ile Cam karbomer grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,001$).

Cam karbomer, kompomer ve cam iyonmer grubu arasında mikrogerilim bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,001$). Kompomer grubuna göre cam iyonmer ve cam karbomer gruplarının mikrogerilim bağlanma dayanımı düzeylerinin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olduğu tespit edilmiştir ($p<0,001$). Cam iyonmer grubu ile cam karbomer grubu arasında ise mikrogerilim bağlanma dayanımı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,422$).

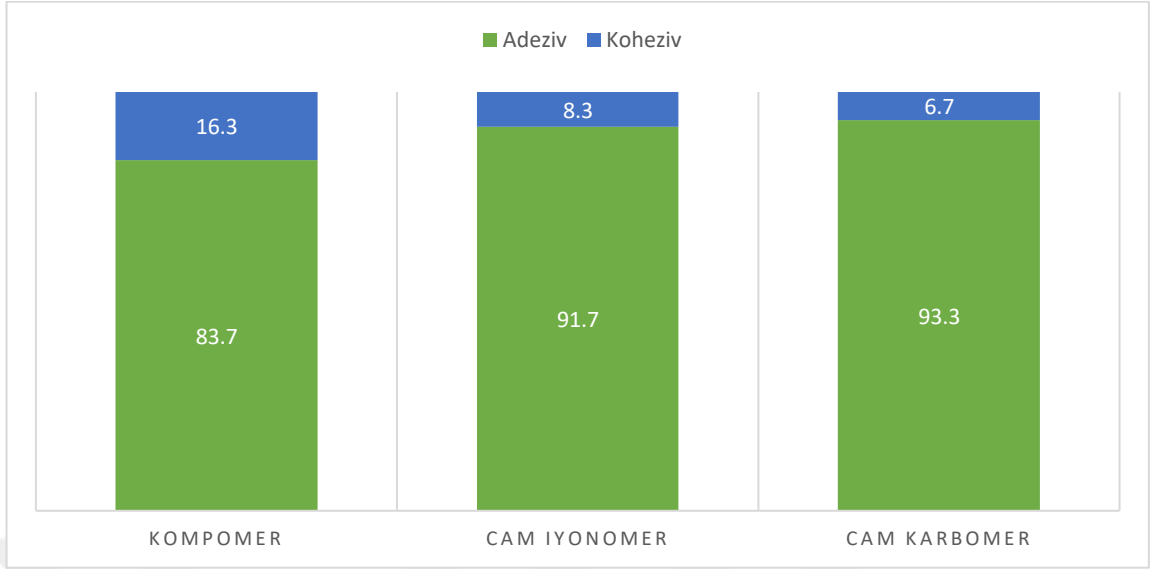
Cam karbomer, kompomer, cam iyonmer dolgu materyallerinin mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri Kompomer > Cam iyonmer \cong Cam karbomer sırasıyla olarak tespit edilmiştir.

Kompomer, cam iyonmer ve cam karbomer grupları arasında adeziv ve koheziv kopma tiplerinin dağılımı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,409$). Gruplara göre kopma türleri açısından frekans dağılımları Çizelge 3.7 ve şekil 3.8’de verilmektedir.

Çizelge 3.7. Gruplara göre örneklerin kopma türleri açısından frekans dağılımları

	Kompomer (n=43)	Cam İyonmer (n=12)	Cam karbomer (n=30)	p-değeri †
Kopma türü				0,409
Adeziv	36 (%83,7)	11 (%91,7)	28 (%93,3)	
Koheziv	7 (%16,3)	1 (%8,3)	2 (%6,7)	

Veriler; gözlem sayısı ve (%) biçiminde gösterildi, † Olabilirlik oran testi.



Şekil 3.8. Gruplara göre kopma türleri

3.1.4. Mikrosertlik Testine Ait Bulgular

Mikrosertlik testinde ise cam karbomer, kompomer ve cam iyonomer olmak üzere üç grup için her grupta 25 örnek olacak şekilde toplam 75 örnek değerlendirilmiştir. Test edilen materyallerin gruplara göre elde edilen medyan mikrosertlik değerleri Çizelge 3.8’de verilmektedir.

Çizelge 3.8. Gruplara göre mikrosertlik düzeyleri

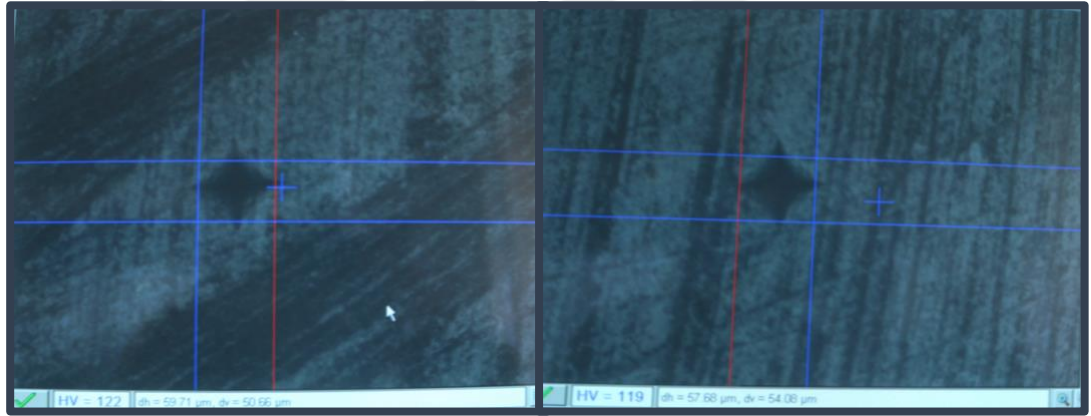
Gruplar	Mikrosertlik (VHN)
Kompomer	118,7 (8,67) ^{a,b}
Cam iyonomer	92,3 (9,83) ^{a,c}
Cam karbomer	66,0 (4,50) ^{b,c}
p-değeri †	<0,001

Veriler; medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterildi, † Kruskal Wallis testi, a: Kompomer grubu ile Cam iyonomer grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$), b: Kompomer grubu ile Cam karbomer grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$), c: Cam iyonomer grubu ile Cam karbomer arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$).

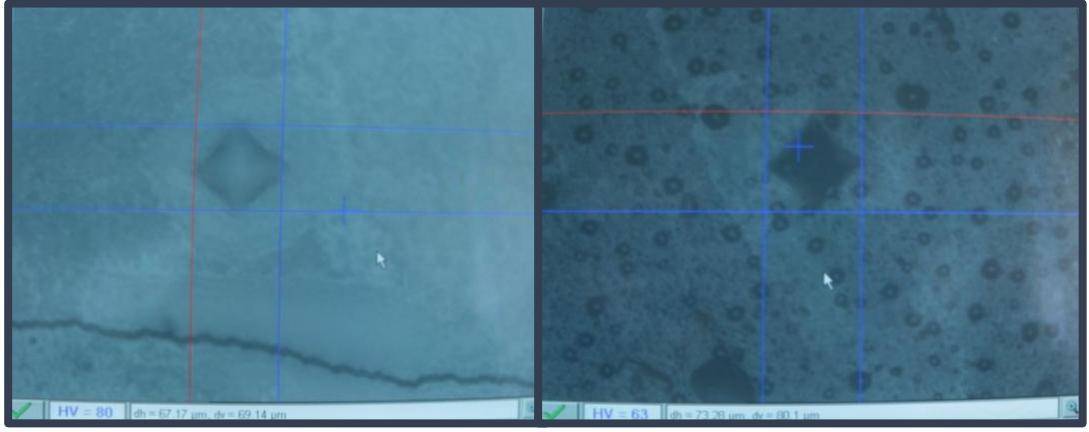
Gruplar arasında mikrosertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p < 0,001$), kompomer grubuna göre sırasıyla; cam iyonomer ve cam karbomer gruplarının mikrosertlik düzeyleri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur ($p < 0,001$). Ayrıca cam iyonomer grubuna göre cam karbomer grubunun da mikrosertlik düzeyinin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olduğu tespit edilmiştir ($p < 0,001$).

Cam karbomer, kompomer, cam iyonomer dolgu materyallerinin mikrosertlik değerleri; Kompomer > Cam iyonomer > Cam karbomer sırasıyla gözlenmiştir.

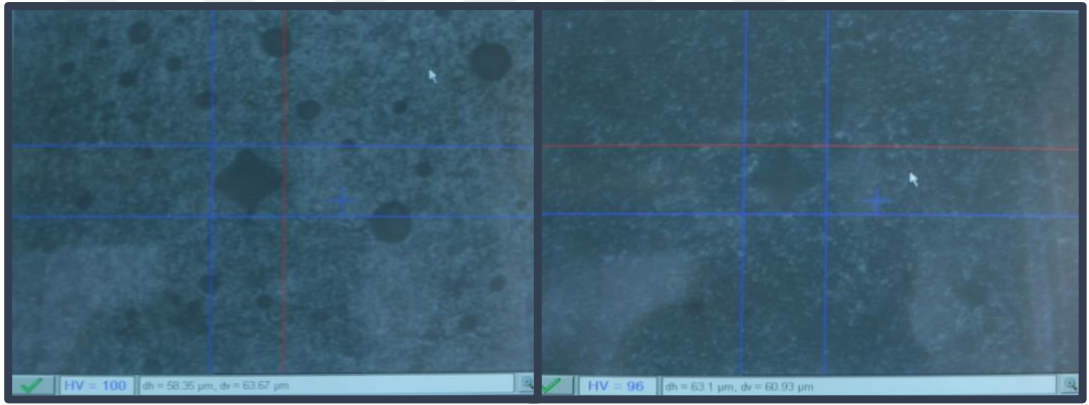
Kompomer, cam karbomer ve cam iyonomer örneklerinin ışık mikroskobu görüntüleri şekil 3.9-3.11’de gösterilmektedir.



şekil 3.9. Kompomere ait mikroskop görüntüleri



Şekil 3.10. Cam karbomer simana ait mikroskop görüntüleri



Şekil 3.11. Cam iyonomer simana ait mikroskop görüntüleri

4. TARTIŞMA

Çocukluk çağı çürüğü diş çürüğünün süt dişlerini etkileyen formudur. Görülme sıklığı tek bir diştten ağızdaki tüm dişleri etkileyen rampant çürüklere kadar değişiklik göstermektedir (Yengopal ve ark., 2016). Süt dişlerinin tedavi edilmeden bırakılması Dünya çapında 10. en sık görülen sağlık problemidir ve 621 milyon çocuğu etkilediği tahmin edilmektedir (Kassebaum ve ark., 2015). Tüm dünyada diş çürüğünden en az etkilenen bölge Avrupa olmasına rağmen, İngiltere’de 5 yaşındaki çocukların %28’inde çürüğe rastlanmaktadır (Public Health England, 2012). Diş çürükleri; yalnızca yemek yerken oluşan ağrı ve zorluk sebebiyle değil aynı zamanda uyku düzenini ve okul başarısını etkilemesi sebebiyle, büyüme-gelişim ve eğitim hayatını etkileme potansiyeli taşımakta ve çocukların hayat kalitesine önemli etkiye bulunmaktadır (Finucane, 2012; Guarnizo-Herrenno ve Wehby, 2012). Çocuklarda süt dişlerinin korunması gelişim açısından oldukça önemli olup, dişlerin ağızda mümkün olduğunca uzun süre tutulması gerekmektedir (Yengopal ve ark., 2016).

Diş çürüğü teşhis edildiğinde diş hekimleri tedavi için çok çeşitli seçeneklere sahiptir. Bunların başında gelen direkt restoratif materyaller hekimlerin dolgu materyalini yerleştirmesine, şekillendirmesine ve tek seansta tedavinin tamamlanmasına izin vermektedir (Weldon ve ark., 2016). Direkt restoratif materyaller estetik ve estetik olmayanlar olarak sınıflandırılabilir (Weldon ve ark., 2016). Estetik olmayan restoratif materyaller metal alaşımlarının bir karışımı olarak üretilmekte ve hekimlere güçlü, maliyeti düşük bir restorasyon seçeneği sunmaktadır (WHO, 2011). Estetik restoratif materyallerden kompozitler, plastik rezin matriks ve kimyasal dolduruculardan oluşan (Heintze ve Rousson, 2012) diş rengine uyumlu ve güçlü materyallerdir. Fakat amalgama göre daha pahalıdır, uygulama süresi daha uzundur ve uygulama sırasında daha fazla teknik hassasiyet gerektirmektedir (AAPD, 2014; WHO, 2011). Başka bir alternatif olarak cam iyonomer simanlar, asit ve güçlendirilmiş camın birleşimidir. Daha biyouyumlu oldukları ve uygulandıktan sonra 1 yıla kadar flor saldıkları söylenmektedir (AAPD,

2014; WHO, 2011). Estetik restoratif materyal sınıflandırmasında kompozit ve cam iyonomer siman arasında bulunan bir diğer materyal poliasit modifiye kompozit rezin (kompomer)'dir (WHO, 2011). Kompomer, cam iyonomer simanın asidik özelliklerini barındıran ve daha düşük dozlarda flor salımı yapan farklı bir çeşit kompozittir (Nicholson, 2007). Günümüzde cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, kompozit ve kompomerin süt dişi restorasyonlarında kullanımı önerilmektedir (Lazaridou ve ark., 2015). Mükemmel bir restoratif materyal doğal dentin ve mine yapısını yerine koyabilmelidir (Zainuddin ve ark., 2012). Henüz bu özelliğe sahip bir restorasyon materyali bulunmayışı ve mevcut tüm restoratif materyallerin olumlu özelliklerinin yanında çeşitli olumsuz özelliklerinin bulunması yeni restoratif materyal arayışını beraberinde getirmiştir. Cam karbomer siman, bu amaca yönelik olarak geliştirilmiş cam iyonomer siman tozuna hidroksiapatit ve florapatit ilavesi ile özellikleri geliştirilerek üretilen yeni nesil bir restoratif materyaldir.

İn-vitro koşullarda yürütülen çalışmamızda restoratif materyallerin klinik başarısını şekillendirecek olan bağlanma dayanımı, mikrosızıntı ve mikrosertliklerinin belirlenerek hangi restorasyon materyalinin daha başarılı olduğunun bulunması amaçlanmıştır. Günümüze değin yapılan çalışmalarda cam karbomer simanın in-vitro koşullarda hem cam iyonomer siman hem kompomerle karşılaştırıldığı bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu çalışmada elde edilecek bulguların orta-yüksek çürük riski olan küçük yaştaki çocuklarda kullanılacak ideal restoratif materyal seçimi aşamasında yönlendirici olacağı düşünülmüştür.

İn-vivo çalışmalar, seçilen materyallerin ağız ortamında değerlendirilmesine olanak sağlamakla beraber uzun zaman almakta ve maliyetli olmaktadır (Moll ve ark., 2004; Nikaido ve ark., 2002; Yazıcı ve ark., 2006). İlave olarak ağız kavitesindeki çok sayıdaki değişken nedeniyle, değerlendirilen materyalle ilgili bir başarısızlık söz konusu olduğunda, başarısızlığın gerçek nedeninin tespit edilebilmesi oldukça güç olmaktadır. Oysa in-vitro çalışmalar, materyallerin ağız ortamında kullanıldıklarında hangi değişkenin etkisiyle nasıl bir tepki vereceklerinin ayırt edilmesini mümkün kılar. Ayrıca in-vitro çalışmalarda uygulanan testlerin kolay,

hızlı ve ekonomik olması gibi avantajları da vardır (Hatibovic-Kofman ve ark., 2008; Van Meerbeek ve ark., 2003). Tüm bu nedenlerle çalışmamız in-vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

İn-vitro çalışmalarda kullanılan diş tiplerinin materyallerin bağlanma dayanımlarını etkilemediği kanıtlanmıştır (Marotti ve ark., 2010). İn-vitro çalışmalarda (Niranjan ve ark., 2016; Somani ve ark., 2016) genellikle elde edilmesi daha kolay olan çürüksüz süt molar dişleri kullanıldığından çalışmamızda da çürüksüz süt 2. molar dişleri kullanılmıştır.

İn-vitro çalışmalarda kullanılan dişler çekilip, kan ve doku artıklarından temizlendikten sonra sterilizasyonları için deney süresine kadar bekletilebilecekleri çeşitli solüsyonlar bulunmaktadır. Bunlardan en sık tercih edilenler kloramin, formalin, sodyum hipoklorit, timol, musluk suyu, demineralize su, gluteraldehit ve steril salindir (Attam ve ark., 2009). Dezenfeksiyonun sağlanması amacıyla dişlerin timol içeren distile su içerisinde saklanması önerildiğinden çalışmamızda dişler deney süresine kadar %0,2 timol içeren distile su içerisinde saklanmıştır (Srinavasan ve ark., 2005).

Tez çalışmamızda değerlendirdiğimiz restoratif materyallerden biri olan cam karbomer siman ikincil doldurucu olarak nano büyüklükteki partiküller, florapatit ve hidroksiapatit içeren cam iyonomer esaslı yeni nesil bir restoratif materyaldir (Çehrelı ve ark., 2013; GCP Cam Karbomer, 2011; Gorseta ve ark., 2014). Cam karbomer simanın klinik kullanımıyla ilgili yayınlanmış verinin olmaması sebebiyle, özellikle süt dişlerinde kullanımıyla alakalı olarak, materyalin fiziksel özelliklerinin anlaşılmasında labaratuvar testleri önem kazanmaktadır (Çehrelı ve ark., 2013; Olegari ve ark., 2015). Cam karbomer siman pedodontide yeni, güncel bir materyal olmasına rağmen materyalle alakalı yapılan çalışmaların az olması sebebiyle çalışmamızda kullanılmak üzere seçilmiştir.

Süt dişlerinde restoratif materyal olarak sıklıkla cam iyonomer siman ve kompomer kullanılmaktadır (Hammouda ve Al-Wakeel, 2011). Kompomerin ana

kullanım alanı süt dişleridir ve başarılı bir restorasyon materyali olduğu bildirilmiştir (Keçeci, 2001). Cam iyonomer siman ise dişe kimyasal adezyon yaparak bağlantı göstermesi ve flor salımı yapması gibi çeşitli avantajlara sahiptir. Bu fiziksel ve kimyasal özellikleri, cam iyonomer simanı çocuk diş hekimliğinde çürüklü dişlerin tedavisinde ideal materyal haline getirmektedir (Shruthi ve ark., 2015). Bütün bu sebeplerden dolayı çalışmamızda cam karbomer simanın fiziksel ve kimyasal özelliklerinin anlaşılmasında kontrol materyali olarak kompomer ve cam iyonomer siman tercih edilmiştir.

Cam karbomer üretici firması (GCP Cam Karbomer) en başarılı sonucun alınması için KarboLED ışık cihazının kullanımını önermektedir (Botsalı ve ark., 2016). Cam karbomerin yüksek enerjili bir ışık kaynağı ile fotopolimerizasyonu yapılan çalışmalar ile de desteklenmektedir (Çehrelı ve ark., 2013; Gorseta ve ark., 2014). Ayrıca rezin içerikli dental materyallere sertleşme sırasında ısı uygulanmasının mekanik özellikleri olumlu yönde etkilediği de bilinmektedir (Bausch ve ark., 1981). Aynı zamanda, yüksek enerjili polimerizasyon cihazı ile ısının göreceli olarak yükseltilmesi, makaslama bağlanma kuvveti gibi, mekanik özellikleri güçlendirmektedir (Kleverlaan ve ark., 2004). Cam karbomerde ise içeriğindeki nano büyüklükteki partiküllerin yüksek enerjili bir polimerizasyon cihazından çıkan ısı ile etkileşimi sonucu baskı dayanımı ve aşınma direncinin olumlu yönde etkilendiği söylenmiştir (GCP Glass Karbomer, 2011). Bu sebeplerle hem kompomer hem de cam karbomer siman, GCP cam karbomere ait yüksek enerjili karboLED ışık cihazı ile polimerize edilmiştir.

Neme olan hassasiyetlerinden ötürü genellikle cam iyonomer simanların teknik hassasiyet gerektirdiği bilinmektedir (Menne-Happ ve Ilie, 2013). Simanlardaki su kaybı ve kazancını engellemek yani su dengesinin korunmasını sağlamak amacıyla yeni yerleştirilen restoratif materyal yüzeyinin korunması gerekmektedir (Karaoğlanoğlu ve ark., 2009). GCP yüzey koruyucusunun cam karbomer simanın kurumasını önlediği bilinmektedir (Menne-Happ ve Ilie, 2013). Bütün bu sebeplerden dolayı çalışmamızda tüm cam karbomer siman örnekleri uygulandıktan sonra yüzey koruyucusu ile örtülmüştür. Her ne kadar çalışmamızda tercih ettiğimiz

cam iyonomer siman (SDI Riva Self Cure, Bayswater, Avustralya) kullanım kılavuzunda restoratif materyalin uygulanması sonrasında yüzeyinin firmaya ait (Riva Coat) yüzey koruyucusu ile örtülmesi önerilse de, cam iyonomer yüzey koruyucusunun temin edilmesinde sıklıkla güçlük olması ve dolayısıyla bu basamağın klinikte atlanıyor olması ve çalışmamızın klinik koşulları yansıtmasını sağlamak amacıyla cam iyonomer örnekleri yüzey koruyucusu ile örtülmemiştir.

Bitirme ve parlatma işlemlerinin restoratif materyallerin estetikleri ve uzun ömürlü olmaları açısından oldukça önemli olduğu bilinmesine rağmen bu işlemler sırasında restoratif materyal yüzeyinden 0,2 mm kayıp olduğu ve dolayısıyla materyal mikrosertliklerinin azaldığı belirtilmiştir (Reis ve ark., 2002; Strnad ve ark., 2015; Yap ve ark., 1998). Bununla beraber rezin içerikli restoratif materyallerin bitim prosedürlerinin cam iyonomer esaslı restoratif materyallerden farklı oluşu, ayrıca cam iyonomer simanlara polisaj yapılamaması sebebiyle tez çalışmamızda kullanılan üç materyal için ortak bir bitim ve polisaj prosedürü bulunmamaktadır. Restoratif materyallere farklı bitim basamaklarının uygulanması çalışma sonucunu değiştireceğinden hiçbir materyale bitim ve polisaj işlemi yapılmamıştır. Yapılan literatür incelemesinde, mikrosertlik değerlendiren çok sayıda çalışmada materyal yerleştirildikten sonra üzerine şeffaf bant yerleştirilerek yüzey bitimi sağlandığı görülmüştür (Da Silva ve ark., 2016; Gökay ve Uğuz, 2008; Jafarzadeh ve ark., 2015). Şeffaf bant altında yüzey bitimi yapılmasının restorasyon yüzeyinde oluşan oksijen tabakasını uzaklaştırmadaki en etkin yöntem olduğu da bildirilmiştir (Park ve Lee, 2011; Strnad ve ark., 2015). Klinik uygulamada şeffaf bant altında bitirilen rezin içerikli restoratif materyallerin en pürüzsüz yüzeye sahip olduğu da yapılan çalışmalarda belirtilmektedir (Reis ve ark., 2002; Türkün ve Türkün, 2004; Yap ve ark., 2004). Bu sebeple çalışmamızda da restorasyonlar şeffaf bant kullanılarak bitirilmiştir.

Cam karbomer üretici firması, in-vitro çalışmalarda saklama ortamı olarak distile su tercih edildiğinde cam karbomerden suya iyon akışı gerçekleştiğini ve bunun çalışmanın sonuçlarını negatif etkilediğini söylemektedir. Restoratif materyallerin başarısının değerlendirildiği in-vitro çalışmalarda ağız ortamının taklit edilebilmesi

amacıyla örneklerin testten önce 24 saat süre ile 37°C'de distile su içerisinde bekletildiği gözlenmektedir (Goracci ve ark., 2004; Kanemura ve ark., 1999; Papacchini ve ark., 2005; Suzuki ve ark., 2013). Çalışmaların bir çoğunda örneklerin distile su içerisinde bekletildiği bilinmesine rağmen bu amaca yönelik olarak yapay tükürüğün kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur (Alencar ve ark., 2016; Venigalla ve ark., 2016). Bu sebeple mikrosızıntı, mikrogerilim bağlanma dayanımı ve mikrosertik testlerinde kullanılacak olan tüm örnekler, restoratif materyallerin uygulanması ve polimerizasyonlarının tamamlanmasının ardından üretici firmanın (GCP Cam Karbomer, Leiden, Hollanda) talimatı doğrultusunda, 24 saat süreyle 37°C' de yapay tükürük içerisinde bekletilmiştir (Dias ve ark., 2016; Mittal ve ark., 2016; Srinavasan ve ark., 2005). Standardizasyonun sağlanması amacıyla kompomer ve cam iyonomer siman örnekleri de aynı şekilde 24 saat süreyle 37°C' de yapay tükürük içerisinde bekletilmiştir.

Günümüzde diş rengindeki estetik restoratif materyallerin sertleşmesi sırasında oluşan büzülme ile diş ile dolgu ara yüzünde mikroboşlukların oluştuğu bir çok çalışmada gösterilmiştir (Türkün ve Ergücü, 2004). Diş ve restorasyon ara yüzeyindeki aralık sebebiyle oluşan sızıntının engellenmesi restorasyonların başarısı ve klinik ömrü açısından büyük önem taşımaktadır (Kidd, 1976). Yapılan araştırmalarda, gerek restoratif materyallerin yapısal özellikleri, gerekse uygulama yöntemleri geliştirilerek diş dokuları ile daha iyi bir uyum sağlanmasına ve mikrosızıntının önlenmesine çalışılmaktadır (Erdemir ve Yaman, 2011).

Sızıntı çalışmaları in-vivo ve in-vitro olarak yapılmakla beraber in-vitro çalışmalar daha çok kullanılmaktadır. Kenar sızıntısının değerlendirilmesi için günümüze değin birçok test metodu geliştirilmiş ve denenmiştir. Bu test metodları içinde; boyar madde penetrasyon testleri, radyoizotoplar, kimyasal ajanlar, bakteriyel testler, hava basıncı yöntemi, nötron aktivasyon analizi, elektrokimyasal yöntemler ve mikroskobik inceleme yöntemleri bulunmaktadır (Erdemir ve Yaman, 2011).

Mikrosızıntının belirlenmesinde organik boyaların kullanılması en eski yöntemlerden olup kolay ve ucuz olduğu için en çok tercih edilmektedir. Türkün ve

Ergücü (2004), tarafından mikrosızıntı ile ilgili olarak gözden geçirilen çalışmaları %86.8'inde dişlerin termal ve/veya mekanik siklus sonrasında boya solüsyonlarına yerleştirildiği gözlenmiştir. Mikrosızıntı çalışmalarında sıklıkla kullanılan boyalar; metilen mavisi (% 0.2-2), bazik fuksin (%0.5- 2), florosan (%2-20), kristal viyole (%0.05), anilin mavisi (%2), gümüş nitrat (%50), toluidin mavisi (%0.25), eritrosin (%2) ve Rodamin B (%0.2)'dir (Ayyıldız ve ark., 2009). Kullanılan çözeltiler incelendiğinde çalışmaların %40,8'inde bazik fuksin, %26,5'inde gümüş nitrat, %20'sinde metilen mavisinin kullanıldığı bildirilmiştir (Türkün ve Ergücü, 2004).

Termal siklus uygulanan araştırmalar incelendiğinde, bu işlem için standart bir prosedürün bulunmadığı uygulanan banyoların sıcaklığının, termal siklus tekrar sayısının ve banyolar arası geçiş süresinin farklılıklar gösterdiği saptanmıştır (Atash ve Abeele, 2004; Deliperi ve ark., 2006; Kaur ve ark., 2015; Mali ve ark., 2006; Niranjana ve ark., 2016). Fakat restoratif materyallerin mikrosızıntısının değerlendirildiği bir çok çalışmada örneklerin 5°C-55°C'lik 1000 siklusa tabi tutulduğu ve sonrasında 24 saat boyunca boya çözeltisinde bekletildiği görülmektedir (Gönülol ve ark., 2014; Relhan ve ark., 2015; Shafieia ve ark., 2016).

Bütün bu nedenlerden dolayı çalışmamızın mikrosızıntı deneylerinde boya sızıntısı test yöntemi tercih edilmiştir. Örnekler boya çözeltisinde bekletilmeden önce 5°-55°'lik 1000 siklusa tabi tutulmuştur. Boya çözeltisi olarak, %0,5'lik konsantrasyondaki organik bazik fuksin solüsyonu kullanılmış ve örnekler 24 saat süreyle boya çözeltisi içerisinde bekletilmiştir.

Çalışmamızda cam karbomer simanın mikrosızıntısını cam iyonmer siman ve kompomerle karşılaştırmayı amaçladığımız için örnek grupları cam karbomerin diğer iki materyalle kendi arasında değerlendirilmesine olanak sağlayacak şekilde hazırlanmıştır. Aynı dişin bir yüzüne cam karbomer siman bir yüzüne kompomer ve diğer grupta da bir yüze cam karbomer siman diğer yüze cam iyonmer siman uygulanarak değişken sayısının ve sonucunda doğabilecek hatanın azaltılması amaçlanmıştır.

Kavite şeklinin mikrosızıntı sonuçlarına etki ettiği bilinmektedir (Türkün ve Ergücü, 2004). Yapılan araştırmalar incelendiğinde boya sızıntısı testinde restoratif materyallerin sıklıkla sınıf I, sınıf II ve farklı boyutlarda sınıf V kavite hazırlanarak uygulandığı fakat daha sıklıkla sınıf V kavite dizaynının tercih edildiği görülmektedir (Bağlar ve ark., 2010; Gerdolle ve ark., 2008; Kaur ve ark., 2015; Mali ve ark., 2006; Niranjan ve ark., 2016; Raskin ve ark., 2001). Çalışmamızda Gönüloğlu ve ark. (2014)'ın çalışmasındakine benzer olarak dişlerin bukkal ve lingual yüzeylerine standart sınıf V kavite (mesio-distal genişlik: 4 mm, okluzo-gingival genişlik: 3 mm ve derinlik: 2 mm) su soğutması altında hazırlanmıştır. Restoratif materyallerin mine ve sement dokuları üzerindeki bağlanma etkinliğinin birbirinden farklı olduğu belirtilmiştir (Cenci ve ark., 2005). Daha önce yapılmış olan mikrosızıntı çalışmalarının %65.4'ünde sınıf V kavite için gingival kenarlarının mine-sement sınırında sonlandığı bildirilmiştir (Raskin ve ark., 2001). Bütün bu sebeplerden çalışmamızda kavite okluzal kenar minede gingival kenar ise sementte sonlanacak şekilde hazırlanmıştır.

Ağız ortamında gün boyu sıcaklık değişimlerinin etkisiyle diş yüzeyi ve restoratif materyal arasında stresler oluşmaktadır. Oluşan bu stresler materyal ve diş yüzeyinin birbiriyle olan bağlantısını etkilemektedir. Bu sebeplerle diş hekimliğinde klinik kullanıma sunulan bir materyalin uygunluğunun değerlendirilmesinde diş sert dokularıyla arasındaki bağlantı kuvveti oldukça önemli hale gelmektedir (Öktem, 2010). Kompozit restorasyonların klinik başarısını etkileyen en önemli faktörün, bağlayıcı ara yüzeyin sağlamlığı ve sürekliliği olduğu bilinmektedir (Tekçe ve Demirci, 2014). Restoratif materyallerin klinik başarısının tahmin edilebilmesi için yapılan in-vitro çalışmalarda sıklıkla materyalin bağlanma dayanımı da değerlendirilmektedir (El-Deeb ve ark., 2015; Sağsöz ve ark., 2016; Yuan ve ark., 2015). Bu nedenle in-vitro koşullarda yaptığımız çalışmamızda, restoratif materyallerin klinik başarısını şekillendiren bağlanma dayanımı özelliğinin değerlendirilmesine yer verilmiştir.

Günümüzde materyallerin bağlanma performansının geliştirilmesinde gerilim ve makaslama bağlanma dayanım testleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bağlanma

testlerinin asıl amacı, materyallerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak incelenebilmesidir (Tekçe ve Demirci, 2014). Gerilim testleri ile hem ağız ortamındaki stresler en iyi şekilde taklit edilmekte hem de oklüzal kuvvetlerle oluşan değişimler belirlenebilmektedir. Gerilim testleri ile diş ve materyal arasındaki bağlanmanın koştuğu anda birim alana gelen yük miktarı ölçülür (Kanemura ve ark., 1999).

Bağlanma testleri bağlantı yüzeyinin büyüklüğüne göre makro veya mikro testler olarak ikiye ayrılır (Armstrong ve ark., 2010). Bağlanma testlerinde örneklerin çapı, 0,25 mm² ile 12 mm² arasında değişebilir. Makro bağlanma testlerinde geniş bir yüzey alanına ihtiyaç duyulur. Bu nedenle materyalin bağlanma alanının 3 mm² ve daha büyük olduğu durumlarda uygulanmaktadır. Ancak, mikro testlerde bu alan ortalama 1 mm²'dir (Armstrong ve ark., 2010; Pashley ve ark., 1999). Günümüzde mikrogerilim bağlanma dayanımı testleri en sık kullanılan laboratuvar testleridir. Mikro test yöntemlerinin ortaya koyduğu sonuçların geleneksel makaslama ve gerilim testlerine oranla daha güvenilir ve yüksek olduğu bildirilmiştir (Armstrong ve ark., 2010). Geleneksel makaslama ve gerilim testlerinde yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edilebilirken, mikrogerilim bağlanma dayanımı testlerinde küçük yüzeylere daha hassas stres dağılımı ve makro testlerde elde edilen değerlerden daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edilebilmektedir (Tekçe ve Demirci, 2014). Bunun dışında mikroskop ile kopma şeklinin kolayca belirlenebilmesi gibi avantajları da bulunmaktadır (Armstrong ve ark., 2010). Bu nedenle çalışmamızda restoratif materyallerin dentin yüzeyine bağlanma kuvvetleri 'mikro gerilim bağlama dayanımı testi' ile değerlendirilmiştir.

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testlerinde örneklerin bağlanacağı yüzey alanının geniş ve düz olması gerekmektedir. Ancak mine yüzeylerinin bağlanma testlerinin uygulanmasını zorlaştıran üç boyutlu ve konveks bir morfolojiye sahip olması sebebiyle genellikle bukkal veya lingual mine yüzeyleri restoratif materyal uygulanmadan önce silikon karbid zımparalarla düzleştirildiğinden (Alireza ve ark., 2015; Suzuki ve ark., 2013) çalışmamızda da mine yüzeylerine aşındırma işlemi uygulanmıştır. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testlerinde mine yüzeylerinin

düzleştirilmesinde genellikle farklı grenlerdeki silikon karbid kağıtları kullanılmaktadır. Örneğin Suzuki ve ark., (2013), sırasıyla 180, 320 ve 600 gridlik aşındırıcı kağıtlar kullanmışken; Alireza ve ark., (2015), 320 grid; Giacomini ve ark., (2016), 1200 gritlik silikon karbid zımpara kullanmışlardır. Bu nedenle çalışmamızda bukkal mine yüzeyleri sırasıyla 600, 800 ve 1200 gridlik silikon karbid zımparayla su soğutması altında düzleştirilmiştir.

Materyallerin kopma-bağlanma değerlerinin belirlenmesi amacıyla yapılan araştırmalarda, istatistiksel olarak anlamlı ve net sonuçlar elde edilebilmesi için örnek sayılarının en az 7-10 olması gerektiği bildirilmektedir. (Lepri ve ark., 2008; Torres ve ark., 2005). Çalışmamızda mikrogerilim bağlanma dayanımı testlerinde kullanılması gereken örnek sayısının belirlenmesi için yapılan 'Power Analizi' sonrasında her grup için 16 adet örnek kullanılması gerektiği belirlenmiştir. Örnek kaybının fazla olabileceği göz önüne alınarak her gruba 20 diş örneği alınmıştır.

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde örnekler farklı şekillerde hazırlanabilmektedir (Armstrong ve ark., 2010). Ghassemieh ve ark. (2008), örneklerin farklı geometrilere hazırlanmasının bağlanma dayanım değerleri üzerinde etkisinin olup olmadığını incelemiştir. Araştırmacılar örnekleri 3 farklı geometride (çubuk, kum saati ve dumbıl şeklinde) hazırlamışlardır. Araştırmacılar kum saati şeklinde hazırlanan örneklerin bağlanma dayanım değerlerinin çubuk ve dumbıl şeklinde hazırlanan örneklerin bağlanma değerlerinden anlamlı olarak daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Dumbıl ve çubuk şeklinde hazırlanan örneklerin bağlanma dayanım değerleri arasında ise anlamlı bir farklılığın olmadığını bildirmişlerdir.

Örneklerin mikrogerilim bağlanma dayanımlarının doğru bir şekilde değerlendirilebilmesi için yüzey alanlarının $0,5 \text{ mm}^2$ 'den az, $1,5 \text{ mm}^2$ 'den fazla olmaması gerektiği bildirilmektedir (Goracci ve ark., 2004). Bu nedenle çalışmamızda mikrogerilim bağlanma dayanımı testi için hazırlanan akrilik bloklardan her diş örneğinden ortalama 1 mm^2 yüzey alanına sahip örnekler elde edilecek şekilde kesitler alınmıştır. Defektli örnekler çalışma dışı bırakılmıştır.

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde sıklıkla örneklere 0,5 mm/dk veya 1 mm/dk kuvvetlerin uygulandığı gözlenmektedir (Alencar ve ark., 2016; Kanemura ve ark., 1999). Çalışmamızda Carneiro ve ark. (2016)'nın çalışmalarına benzer şekilde örneklere 1 mm/dk'lık kuvvet uygulanmıştır. Kopma anındaki değerler Newton olarak kaydedilmiş ve daha sonra ölçülen mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri yüzey alanına bölünerek birimleri _Megapaskala (MPa) dönüştürülmüştür. Konuyla ilgili yapılan çalışmalarda bağlantı tipinin genellikle tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) veya ışık mikroskobu ile incelendiği görülmektedir (Alencar ve ark., 2016; Alireza ve ark., 2015). SEM daha ayrıntılı görüntü vermesine rağmen, örneği incelemenin ışık mikroskobuna göre daha uzun süre gerektirmesi ve daha maliyetli olması ve ışık mikroskobunun kopma bölgesinin belirlenmesinde yeterli olması sebebiyle çalışmamızda örneklerin kopma yüzey görüntüleri ışık mikroskobunda incelenmiştir (Alencar ve ark., 2016; Papacchini ve ark., 2005; Shibata ve ark., 2016). Kopma türleri adeziv, koheziv ya da karışık olarak belirlenmiştir (Lepri ve ark., 2008).

Restoratif doldurucu materyallerin klinik başarısına katkıda bulunan en önemli fiziksel özelliklerden biri de yüzey sertliğidir ve restoratif materyallerin mekanik özelliklerini belirlemektedir. Çizilme ve aşınmaya karşı direnci arttırdığı gibi, materyalin çeşitli kuvvetler karşısında kolayca deforme olmasını da önleyerek klinik başarıyı etkilemektedir (Sonugelen ve ark., 2000). Bu sebeple çalışmamızda mikrosızıntı ve mikrogerilim bağlanma dayanımı özelliklerinin yanı sıra materyallerin mikrosertlik ölçümlerine de yer verilmiştir.

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin yüzey sertlik ölçümlerinde Brinell, Knoop, Barcol, Rockwell ve Vickers en fazla kullanılan test metotlarıdır. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği test edilecek materyale bağlıdır (Zaimoğlu, 1985). Rockwell ve Vickers testinin en çok kullanılan test yöntemi olduğu söylenmesine rağmen konuyla ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde daha sıklıkla Knoop ve Vickers metodlarının kullanıldığı görülmektedir (Gökay ve Uğuz, 2008; Poskus ve ark., 2004; Taşveren, 2005; Xavier ve ark., 2016). Knoop testi polimer

yapıdaki dental materyallerin sertlik ölçümlerinde sıklıkla kullanılmasına rağmen, bir çok çalışmada restoratif materyallerin polimerizasyon dereceleri hakkında fikir verdiği düşünüldüğü için Vickers testi kullanılmaktadır (Abouelleil ve ark., 2015; Atalı ve Topbaşı, 2011; Aydın ve ark., 2015; Khodadadi ve ark., 2016; Mohammadi ve ark., 2016; Poskus ve ark., 2004). Çalışmamızda da mikrosertlik ölçüm yöntemi olarak Vickers sertlik testi kullanılmıştır.

Vickers mikrosertlik ölçümü yapılan çalışmalar incelendiğinde, 50-500 gram arasında değişen yükün 10-45 saniye arasında değişen sürelerde uygulandığı ve uygulanan yük ve uygulama süresi konusunda farklılıklar olduğu görülmektedir. Ayrıca ölçüm için hazırlanan örneklerin farklı çaplarda hazırlandıkları bu konuda da kesin bir prosedür olmadığı saptanmıştır (Aydın ve ark., 2015; Khodadadi ve ark., 2016; Lins ve ark., 2016; Mohammadi ve ark., 2016; Sabatini, 2013). Çalışmamızda Deliktaş ve Ulusoy' un çalışmasındakine benzer şekilde örnekler 5 mm çap ve 2 mm derinlikte pleksi-glass kalıplar içinde hazırlanmış ve 200 gram yük 17 saniye uygulanarak ölçümler yapılmıştır (Deliktaş ve Ulusoy, 2006; Kaminedi ve ark., 2014). Sertlik ölçümleri yapılırken kullanılan ölçme yöntemi ne olursa olsun, numunelerin üzerinde yeterli sayıda ölçme yapıp ortalama bir değer elde edilmesi gerekmektedir (Baykal ve Karaca, 2012). Bundan dolayı çalışmamızda her örnekten üç ölçüm yapılmış ve bu değerlerin ortalaması alınarak o örneğe ait sertlik değeri olarak kaydedilmiştir.

Çalışmamızda restoratif materyallerin mikrosızıntı değerleri incelendiğinde kompomer ve cam karbomer simanın okluzal ve gingival mikrosızıntı değerleri birbirine yakın olmakla beraber gingivalde cam iyonomer simanın hem kompomer hem de cam karbomer simana göre daha yüksek mikrosızıntı gösterdiği tespit edilmiştir. Çehreli ve ark. (2013), yaptıkları in-vitro çalışmalarında yüzey koruyucu uygulanmış/uygulanmamış cam karbomer simanın mikrosızıntı düzeyi yüzey koruyucu uygulanmış/uygulanmamış cam iyonomer siman ve kompomerle karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda çalışmamızdakine paralel olarak yüzey koruyucu uygulanmamış cam iyonomer siman daha yüksek mikrosızıntı

gösterirken, yüzey koruyucu uygulanmış cam karbomer siman ve kompomerin mikrosızıntı değerleri birbirine yakın olarak tespit edilmiştir.

Subramaniam ve ark.'nın (2015), yapmış oldukları in-vitro çalışmada; cam karbomer simanın rezin içerikli fissür örtücü ile kıyaslanarak mikrosızıntısı değerlendirilmiştir. Sonuçta iki materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmemiştir. Chen X ve ark. (2010), yaptıkları in-vitro çalışmalarında; cam karbomer siman, yüksek enerji gücüne sahip KarboLED ışık cihazı kullanılan/kullanılmayan yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve kompozit rezin fissür örtücü olarak kullanılmış ve mikrosızıntı değerleri karşılaştırılmıştır. Sonuçta cam iyonomer simanın en düşük mikrosızıntıyı gösterdiği tespit edilmiştir. Mikrosızıntı konusunda cam karbomer simanla ilgili olarak yapılan çalışma çok sınırlı olduğu için çalışmamızda restoratif materyal olarak kullanmamıza rağmen, fissür örtücü olarak kullanarak sızıntı değerlendiren çalışma sonuçlarına yer verilmesi uygun bulunmuştur.

Çalışmamızda restoratif materyallerin mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde kompomerin cam karbomer ve cam iyonomer simana göre daha yüksek bağlanma dayanımına, cam karbomer ve cam iyonomer simanın ise benzer değerlere sahip olduğu tespit edilmiştir. Daha önce cam karbomer simanla alakalı olarak mikrogerilim bağlanma dayanımı testi uygulayan çalışma bulunmamaktadır. Bununla birlikte, yapılan çalışmalarda cam karbomer simanın dentine olan bağlantı kuvveti farklı test yöntemleri ile değerlendirilmiştir.

Koenraads ve ark. (2009)'nın, cam karbomer siman, kompozit rezin ve güçlendirilmiş cam iyonomer simanın baskı dayanımlarını karşılaştırmalı olarak değerlendirdikleri çalışma sonuçları çalışmamızda bulduğumuz sonuçlara paralellik göstermektedir. Kompozit rezinin baskı dayanımı cam iyonomer siman ve cam karbomer simana göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmakla beraber cam iyonomer siman ve cam karbomer simanın baskı dayanımları arasında istatistiksel anlamlı fark tespit edilmemiştir. Lucas ve ark. (2003), yaptıkları bir çalışmada hidroksiapatit ilave edilmiş cam iyonomer simanın dentine olan

makaslama bağlanma dayanımını geleneksel cam iyonomer siman ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmişlerdir. Sonuçlar çalışmamızdakine paralellik göstermektedir. 15 dakikadan 56 güne kadar değişen zamanlarda bağlantı değerleri ölçülmüş ve iki materyal arasında herhangi bir fark tespit edilmemiştir. Cam iyonomer simanın dentine olan bağlanma gücünün vital dişin sahip olduğu nemin dentin-CİS bağlantısını desteklemesinden dolayı ağız ortamında in-vitro ortama nazaran daha yüksek olacağı düşünülmektedir (Mason ve Ferrari, 1994).

Bunlarla beraber çalışmamızda cam iyonomer esaslı materyallerde, kompomerde uygulanan asitleme ve bonding yapılmaması ve materyalin mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sırasında düz dentin yüzeyine uygulanması sonrası, microcut cihazında örnek hazırlanırken dentin ve CİS bağlantısının bozulmasına ve örnek kaybının fazla olmasına sebep olmuştur. Muhtemelen bu sebeple daha önce cam karbomer simanın dentine olan bağlantısını cam iyonomer simanla kıyaslayarak mikrogerilim bağlanma dayanımı testi ile değerlendiren çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda cam karbomer siman ve cam iyonomer simanın mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmese de hem termal siklus esnasında hem de hassas kesit alımı sırasında cam iyonomer siman örneklerinde cam karbomer siman grubuna göre kayıp fazla olmuştur. Defektli örnekler çalışma dışı bırakıldıktan sonra elde edilen sağlam çubuk şeklindeki örnek sayıları bu iki grup arasında oldukça farklıdır. Bu şekilde değerlendirildiğinde bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa da cam karbomer simanın cam iyonomer simana göre dentine daha iyi bağlantı gösterdiği sonucuna ulaşılabilir. Bu düşüncemizi destekleyecek şekilde Glavina ve ark. (2009), yaptıkları çalışmalarında cam karbomerin mineye olan makaslama bağlanma dayanım değerini geleneksel cam iyonomere göre anlamlı şekilde üstün bulmuşlar ve bu sebeple cam karbomerin klinikte güvenle kullanabileceğini belirtmişlerdir.

Dentine bağlanma değeri yüksek olan materyalin daha düşük mikrosızıntı göstereceği düşünülmesine rağmen, çalışmamızın sonuçları farklılık göstermiştir. Cam karbomer siman ve cam iyonomer simanın dentine bağlantıları arasında fark tespit edilmese de cam iyonomer siman gingivalde cam karbomer simana göre daha

yüksek mikrosızıntı göstermiştir. Ayrıca cam karbomer simanın dentine bağlanma gücü kompomerden düşük olarak tespit edilmesine rağmen, mikrosızıntı değerleri arasında farklılık tespit edilmemiştir. Stamatacos-Mercer ve Hottel (2005), yaptıkları çalışmalarında bu konuyla alakalı olarak yüksek gerilim bağlanma dayanım değeri dentine daha güçlü bağlantı kurulduğunu yansıtır olsa da mikrosızıntı ile arasında istatistiksel olarak bir korelasyon bulunmadığını belirtmişlerdir (Fortin ve ark., 1994). Aynı şekilde Cenci ve ark. (2005), çalışmalarında sızıntı ve bağlantı arasında ilişki tespit edilmediğini belirtmişlerdir. Dolayısıyla bağlanma dayanım testinin materyalin klinik performansını değerlendirmek için tek başına yeterli olmadığı, bununla birlikte başka parametrelerin de değerlendirilmesine ihtiyaç olduğu bildirilmiştir.

Çalışmamızda restoratif materyallerin mikrosertlik değerleri incelendiğinde kompomerin en yüksek değere sahip olduğu, takiben cam iyonomer simanın mikrosertlik değerinin cam karbomer simana göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Yap ve arkadaşları (2002), cam iyonomer simana hidroksiapatit ilave edilmesinin sertliği arttırdığını belirtmelerine rağmen çalışmamızın sonuçları farklılık göstermektedir. Çalışmamızın sonuçları Menne-Happ ve Ilie (2013)'nin cam karbomer simana ısı ve yüzey koruyucu uygulamasının mekanik özellikleri nasıl etkilediğinin rezin modifiye cam iyonomer simanla karşılaştırılarak değerlendirildiği çalışmasına benzerlik göstermektedir. Çalışmada cam karbomer simanın sertlik değeri 62,3-67,4 VHN arasında değişen değerlerde tespit edilmiş olup, çalışmamızda bulduğumuz sertlik değerine (66,0 VHN) yakın olduğu gözlenmiştir. Cam karbomer simanın nano büyüklükte doldurucu partikül içermesinin basınç ve aşınma direncini arttırdığı belirtilmesine rağmen (Olegari ve ark., 2015) çalışmamızda mikrosertlik değeri kontrol materyallerine göre daha düşük bulunmuştur.

Her materyalin kimyasal kompozisyon ve doldurucu içerik özelliklerinin, fiziksel özelliklerini etkilemesinden dolayı sertlik değerleri arasında farklılıklar gözlenmektedir (Sönmez ve ark., 2008). Chung ve Greener (1990) yüksek doldurucu içeriği olan materyallerde yüksek yüzey sertlik değerlerinin ölçüldüğünü gözlemlemişlerdir. Çalışma bulgularımıza göre, kompomer diğer test edilen

restorasyon materyallerine göre önemli ölçüde yüksek yüzey sertlik değeri göstermiştir. Bu sonuç, materyalin doldurucu içeriği ile açıklanabilir. Cam karbomer simanın doldurucu içeriğinin cam iyonmer simana göre daha fazla olduğu söylenmesine rağmen sertlik değeri daha düşük bulunmuştur. Bu durumun materyalin diğer kimyasal özelliklerinden veya içeriğindeki cam partiküllerin cam iyonmer simandakine göre daha küçük boyutlu olmasından kaynaklanmış olabileceği düşünülebilir.

Çalışmamızın mikrosertlik ölçümleri esnasında ışık mikroskopunda cam karbomer siman örneklerinde çatlak hatları tespit edilmiştir. Benzer şekilde, Chen X ve arkadaşlarının (2010), Çehrelî ve arkadaşlarının (2013), Menne-Happ ve Ilie (2013)'nin cam karbomer simanın mikrosızıntısını değerlendirdikleri çalışmalarında da cam karbomer siman yüzeyinde ve içerisinde kırık hatları olduğunu belirtmişlerdir. Cam karbomer restorasyonlarında pulpal duvar ve kavite duvarlarında tespit edilen boya sızıntısına ek olarak bu kırık hatlarında da boya sızıntısı tespit edildiği ve bunun materyal bütünlüğünü ciddi şekilde tehlikeye düşürdüğü belirtilmiştir (Çehrelî ve ark., 2013). Çalışmamızda ise bu kırık hatlarının materyalin mikrosertliğinin daha az oluşundan kaynaklandığı düşünülmüştür.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Cam karbomer siman, cam iyonomer siman ve kompomer restorasyon materyallerinin mikrosızıntı değerleri karşılaştırıldığında, cam karbomer ve kompomer arasında gingivalde ve okluzalde istatistiksel anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$). Cam iyonomer simanın, cam karbomer siman ve kompomere göre gingivalde istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek mikrosızıntı gösterdiği bulunmuştur ($p<0,05$).
2. Cam karbomer siman, cam iyonomer siman ve kompomer restorasyon materyallerinin mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel anlamlı fark tespit edilmiştir. Kompomerin, cam iyonomer siman ve cam karbomer simana göre mikrogerilim bağlanma dayanımı değeri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p<0,001$). Cam karbomer siman ve cam iyonomer siman arasında ise istatistiksel anlamlı fark tespit edilmemiştir ($p>0,05$).
3. Cam karbomer siman, cam iyonomer siman ve kompomer restorasyon materyalleri arasında adeziv, koheziv ve karışık kopma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$).
4. Cam karbomer siman, cam iyonomer siman ve kompomer restorasyon materyallerinin mikrosertlik değerleri karşılaştırıldığında, kompomerin mikrosertlik düzeyi cam iyonomer simana ve cam karbomer simana göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p<0,001$). Cam iyonomer simanın mikrosertlik değerinin cam karbomer simana göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,001$).

Sonuç olarak, cam karbomer simanın mikrosızıntı skorlarının cam iyonomer simandan daha düşük ve kompomere yakın oluşu bir avantaj oluşturmaktadır. Ayrıca asitleme ya da bonding gerektirmemesi, tek aşamada kaviteye yerleştirilebilir olması uygulamasını kolaylaştırmaktadır. Yüzey koruyucusu sayesinde materyali

şekillendirmek daha kolay olmakta ve cam iyonomere göre daha iyi yüzey bitimi sağlanabilmektedir.

Bunlarla birlikte, cam karbomer simanın mikrogerilim bağlanma dayanımı değerinin cam iyonomer simandan daha üstün olmayışı, sertlik değerinin cam iyonomer simana ve kompomere göre daha düşük oluşu cam karbomer simanın çocuk diş hekimliğinde restoratif materyal olarak kullanımını sınırlandırmaktadır. Ayrıca uygulanması esnasında 90-120 saniye süre ile yüksek enerjili KarboLED ışık cihazı kullanımı gerektirmesi sonucu ortaya çıkan ısının pulpal sağlığı tehlikeye atıyor oluşu da cam karbomer siman kullanımıyla alakalı diğer bir dezavantajdır. KarboLED ışık cihazının 90-120 saniye gibi uzun süre uygulanması koltukta geçirilen süreyi arttırmakta ve zamanın önemli olduğu çocuk hastada cam karbomer siman kullanımını zorlaştırabilmektedir. Materyalle alakalı yayınlanmış in-vivo çalışma bulunmadığı için ağız ortamındaki başarısını değerlendirmemiz mümkün olmamaktadır. Süt dişi restorasyon materyali olarak rutin klinik kullanıma girebilmesi ve güvenli bir şekilde kullanılabilmesi için uzun takipli in-vivo çalışma sonuçlarının değerlendirilmesi gerekmektedir.

ÖZET

Cam Karbomer Simanın Fiziksel Ve Kimyasal Özelliklerinin İn-Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi

İn-vitro ortamda gerçekleştirilen çalışmamızda yeni, güncel bir restorasyon materyali olan cam karbomer simanın (GCP Cam Karbomer, Leiden, Hollanda) süt dişi restoratif materyali olarak sıklıkla kullanılan kompomer (Dyract Extra, York, Amerika) ve cam iyonomer siman (SDI Riva Self Cure, Bayswater, Avustralya) ile klinik başarılarını şekillendirecek olan mikrosızıntıları, mikrogerilim bağlanma dayanımı, kopma tipleri ve mikrosertlik değerleri karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda in-vitro testlerde mikrosızıntı testinde 52 adet, mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde 60 adet olacak şekilde toplam 112 adet süt 2. molar dişi kullanılmıştır. Mikrosertlik testi için 5 mm çapta ve 2 mm derinlikte pleksi-glass kalıplar kullanılmıştır. Her materyal için 25 örnek olacak şekilde 75 örnek değerlendirilmiştir. Restoratif materyallerin mikrosızıntısı 'boya sızıntısı test yöntemi' ile, dentine bağlanma kuvveti 'mikrogerilim bağlanma dayanımı testi' ile ve mikrosertlikleri ise 'Vicker's testi' ile belirlenmiştir. Restoratif materyallerin mikrosızıntısı ve kopma tiplerinin değerlendirilmesinde ışık mikroskopu kullanılmıştır. Elde edilen veriler Kruskal Wallis, Wilcoxon İşaret ve Mann Whitney U testiyle değerlendirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edilmiştir.

Mikrosızıntı testi sonuçlarına göre; cam karbomer siman ve kompomer arasında okluzal ve gingival mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmemiştir. Cam iyonomerin ise okluzalde cam karbomer ve kompomer ile benzer mikrosızıntı skoru göstermesine rağmen gingivalde hem kompomer hem cam karbomere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek mikrosızıntı gösterdiği belirlenmiştir ($p < 0,0083$).

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonuçlarına göre; cam karbomer ve cam iyonomerin dentine bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı, kompomerin ise istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımı gösterdiği belirlenmiştir ($p < 0,001$). Cam karbomer siman, cam iyonomer siman ve kompomer restorasyon materyalleri arasında adeziv, koheziv ve karışık kopma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p = 0,409$).

Mikrosertlik testi sonuçlarına göre; restoratif materyallerin mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel anlamlı fark tespit edilmiştir. Mikrosertliği en yüksek dolgu materyali kompomer; mikrosertliği en düşük materyal ise cam karbomer olacak şekilde materyal sertlikleri kompomer $>$ cam iyonomer $>$ cam karbomer olarak belirlenmiştir ($p < 0,001$).

Sonuç olarak, cam karbomer siman mikrosızıntı değerlerinin düşük bulunmasına rağmen, hem mikrosertlik değerlerinin cam iyonomer siman ve kompomere göre az oluşu hem de mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerinin kompomerden daha düşük oluşu materyalle alakalı dezavantajlardır. Ayrıca, uygulanması esnasında yüksek enerjili ışık

cihazının uzun süre kullanılması koltukta geçirilen zamanı arttırarak materyalin klinik kullanıma girmesini sınırlandırmaktadır. Süt dişi restorasyon materyali olarak rutin klinik kullanıma girebilmesi ve güvenli bir şekilde kullanılabilmesi için uzun takipli in-vivo çalışma sonuçlarının değerlendirilmesi gerekmektedir.

Anahtar Sözcükler: Cam karbomer, Kompomer, Mikrogerilim bağlanma dayanımı, Mikrosertlik, Mikrosızıntı.



SUMMARY

Evaluation of Physical and Chemical Properties of Glass Carbomer Cement: An In-Vitro Study

This in-vitro study was to evaluate of microtensile bond strength, failure mode, microleakages and microhardness values of newly developed glass carbomer cement (GCP Glass Carbomer, Leiden, Holland) compare to compomer (Dyract Extra, York, USA) and glass ionomer cement (SDI Riva Self Cure, Bayswater, Australia) restorative material commonly used in pediatric dentistry.

Total of 112 second deciduous molars, of which 52 teeth for microleakage and 60 teeth for microtensile bond strength test, were used. Twenty five cylindrical specimens (5 mm in diameter × 2 mm in length) were prepared from each restorative materials, using pleksi-glass molds for the microhardness test. The microleakage of restorative materials were assessed with 'dye penetration test method'. Bond strength to dentin of glass carbomer, compomer and glass ionomer was assessed with 'microtensile bond strength test'. The microhardness values of restorative materials were evaluated with 'Vicker's microhardness test'. Stereomicroscope was used for evaluation of microleakage and failure mode of the restorative materials. Data were statistically analyzed by Kruskal Wallis, Wilcoxon Sign and Mann Whitney U test. Statistical significance was accepted at $p < 0,05$.

According to the microleakage test results; it was found that there was no significant difference between occlusal and gingival microleakage values of glass carbomer cement and compomer ($p > 0,05$). On the other hand, despite the similar microleakage scores of glass carbomer and compomer was found in occlusal, there was statistically significant difference related to microleakage scores among glass ionomer cement, compomer and glass carbomer in gingival ($p < 0,05$). Glass ionomer has the highest microleakage scores in gingival.

According to the results of microtensile bond strength test; there was no statistically significant difference between microtensile bond strength values of glass carbomer and glass ionomer ($p > 0,05$). Microtensile bond strength values of compomer was higher than glass carbomer and glass ionomer ($p < 0,001$). No statistically significant difference was found among the glass carbomer cement, glass ionomer cement and compomer restoration materials in terms of adhesive, cohesive and mixed failure mode ($p > 0,05$).

Statistically significant differences were found in related to microhardness values among the three types of materials ($p < 0,001$). The greatest value was found in compomer followed by glass ionomer and glass carbomer respectively.

Consequently, although the microleakage scores of glass carbomer was better than glass ionomer, microhardness and microtensile bond strength values was found lower than compomer and glass ionomer. These are the disadvantages of the glass carbomer. Furthermore, usage of a high-energy CarboLED device for a long period limits the clinical utilization of glass carbomer by increasing chair time. Further studies are required to examine the longer-term performance of glass carbomer.

Keywords: Compomer, Glass carbomer cement, Microhardness, Microleakage, Microtensile.



KAYNAKLAR

- ABOUELLEIL H, PRADELLE N, VILLAT C, ATTİK N, COLON P, GROSGOGEAT B (2015). Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composites. *Restor Dent Endod*, **40**: 262-270.
- AKIN G, HERGÜNER-SİSO Ş, AKIN H (2012). Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **22**: 125-131.
- ALENCAR MS, BOMBONATTI JFS, MAENOSONO SM, SOARES AF, WANG L, MONDELLI RFL (2016). Effect of two antioxidants agents on microtensile bond strength to bleached enamel. *Brazilian Dental Journal*, **27**: 532-536.
- ALIREZA DANESHKAZEMI, ABDOLRAHIM DAVARI, MOHAMMAD JAVAD AKBARI, AMIN DAVOUDI, HAMID BADRIAN (2015). Effects of thermal and mechanical load cycling on the dentin microtensile bond strength of single bond-2. *Journal of International Oral Health*, **7**: 9-13.
- ALPTEKİN T, ÖZER F, ÜNLÜ N, ÇOBANOĞLU N, BLATZ MB (2010). Invitro evaluations of microleakage around class 1 amalgam and composite restorations. *Oper Dent*, **35**: 641-648.
- ALTUN C (2004). Restoratif diş hekimliğinde mikrosızıntı. *Gülhane Tıp Dergisi*, **46**: 264-269.
- AMERICAN ACADEMY OF PEDIATRIC DENTISTRY (AAPD) (2012). Guideline on Pediatric Restorative Dentistry. *Pediatr Dent*, **37**: 15-16.
- AMERICAN ACADEMY OF PEDIATRIC DENTISTRY (AAPD) (2013). Guideline on pediatric restorative dentistry. *Pediatr Dent*, **35**: 226-234.
- AMERICAN ACADEMY OF PEDIATRIC DENTISTRY (AAPD) (2014). Clinical Affairs Committee - Restorative Dentistry Subcommittee. Guideline on pediatric restorative dentistry. *Pediatric Dentistry*, **36**: 230-43.
- AMERICAN ACADEMY OF PEDIATRIC DENTISTRY (AAPD) (2014). Guideline on pediatric restorative dentistry. *Pediatric Dentistry*, **36**: 230-241.
- AMERICAN ACADEMY OF PEDIATRIC DENTISTRY (AAPD). Reference manual (2002-03). Policies on early childhood caries; Unique challenges and treatment options. *Pediatr Dent*; **23**: 24-5.
- AMERICAN DENTAL ASSOCIATION (ADA) (2002). Dental fillings press kit. Dental materials chart (PDF): comparison of indirect restorative dental materials and comparison of direct restorative dental materials. Erişim adresi: (<http://www.ada.org/~media/ADA/Member%20Center/Files/materials.pdf?la=e>). Erişim tarihi: 21.11.2016.
- ARITA K, YAMAMOTO A, SHINONAGA Y, HARADA K, ABE Y, NAKAGAWA K, SUGIYAMA S (2011). Hydroxyapatite particle characteristics in uence the enhancement

of the mechanical and chemical properties of conventional restorative glass ionomer cement. *Dental Materials Journal*, **30**: 672-683.

ARİTA K, OKADA K (2001). Glass powder for glass ionomer cement. JP Patent No. 354509.

ARMSTRONG SR, GERALDELI S, MAIA R, RAPOSO LHA, SOARES CJ, YAMAGAWA J (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of micro bond strength test methods. *Dent Mater*, **26**: 50-62.

ATALI PY, TOPBAŞI FB (2011). The effect of different bleaching methods on the surface roughness and hardness of resin composites. *Journal of Dentistry and Oral Hygiene*, **3**: 10-17.

ATASH R, ABBEELE AV (2004). Sealing ability of new generation adhesive systems in primaryteeth: an invitro study. *Pediatric Dentistry*, **26**: 322-324.

ATTAM K, TALWAR S, YADAV S, MİGLANI S (2009). Comparative analysis of the effect of autoclaving and 10% formalin storage on extracted teeth: A microleakage evaluation. *J Conserv Dent*, **12**: 26-30.

ATTIN T, OPATOWSKI A, MEYER C (2001). Three-year follow up assessment of Class II restorations in primary molars with a polyacid-modified composite resin and a hybrid composite. *Am J Dent*, **14**: 148-152.

AYDIN B, PAMİR T, BALTACI A, ORMAN MN, TÜRK T (2015). Effect of storage solutions on microhardness of crown enamel and dentin. *European Journal of Dentistry*, **9**: 262-266.

AYYILDIZ S, UYAR HA, YÜZÜGÜLLÜ B (2009). Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, **19**: 219-226.

BAĞLAR S , DALLI M, ÇOLAK H, ERCAN E, HAMIDIC MM (2010). İki farklı restoratif materyalin sınıf v kavitelerdeki mikrosızıntıya etkisi. *Cumhuriyet Dental Journal*, **13**: 9-14.

BAUSCH JR, DE LANGE C, DAVIDSON CL (1981). The influence of temperature on some physical properties of dental composites. *J Oral Rehab*, **8**: 309-317.

BAYKAL M, KARACA İ (2012). Zn ilavesinin BiPbSrCaCuO süperiletkenlerinin mikrosertlik özellikleri üzerine etkileri. *E-Journal of New World Sciences Academy*, **7**: 1-11.

BEK B, GÜLMEZ A (2001). Farklı cam iyonomer simanların dentine bağlanmalarının araştırılması. *Gazi Üniversitesi Diş Hek. Fak. Dergisi*, **18**: 19-25.

BERG JH (1998). The continuum of restorative materials in pediatric dentistry-a review for the clinician. *Pediatr Dent*, **20**: 93-100.

BERG JH (2002). Glass ionomer cements. *Pediatr Dent*, **24**: 430-438.

BOSTANLI MS (2008). Rezin esaslı fissür örtücülerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının, yüzey sertliğinin

ve bağlanma dayanımının araştırılması. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi.

- BOTSALI MS, TOKAY U, ÖZMEN B, ÇORTCU M, KOYUTÜRK AE, KAHVECİOĞLU F (2016). Effect of new innovative restorative carbomised glass cement on intrapulpal temperature rise: an ex-vivo study. *Braz Oral Res*, **30**: 1-7.
- BOWEN, RL (1962). Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. U.S. Patent No 3,066,112.
- BURKE FJ, FLEMING GJ, OWEN FJ, WATSON DJ (2002). Materials for restoration of primary teeth: 2. Glass ionomer derivatives and compomers. *Dent Update*, **29**: 10-4, 16-7.
- BURKE FM, RAY NJ, MCCONNELL R (2006). Fluoride-containing restorative materials. *Int Dent J*, **56**: 33-43.
- CARNEIRO KK, MEIER MM, DOS SANTOS CC, MACIEL AP, CARVALHO CN, BAUER J (2016). Adhesives doped with bioactive niobophosphate micro-filler: degree of conversion and microtensile bond strength. *Brazilian Dental Journal*, **27**: 705-711.
- CASAMASSIMO PS, THIKKURISSY S, EDELSTEIN BL, MAIORINI E (2009). Beyond the dmft: The human and economic cost of early childhood caries. *J Am Dent Assoc*, **140**: 650-657.
- CEFALY DFG, VALARELLI FP, SEABRA BGM, MONDELLI RFL, NAVARRO MFL (2001). Effect of time on the diametral tensile strength of resin-modified restorative glass ionomer cements and compomer. *Braz Dent J*, **12**: 201-204.
- CENCI MS, DEMARCO FF, CARVALHO RM (2005). Class II composite resin restorations with two polymerization techniques: relationship between microtensile bond strength and marginal leakage. *Journal of Dentistry*, **33**: 603-610.
- CHEN X, CUIJPERS V, FAN M, FRENCKEN JE (2010). Marginal leakage of two newer glass-ionomer-based sealant materials assessed using micro-CT. *Journal Of Dentistry*, **38**: 731-735.
- CHEN X, DU M, FAN M, MULDER J, HUYSMANS MC, FRENCKEN JE (2012). Effectiveness of two new types of sealants: retention after 2 years, **16**: 1443-1450.
- CHOUR RG, MODA A, ARORA A, ARAFATH MY, SHETTY VK, RISHAL Y (2016). Comparative evaluation of effect of different polishing systems on surface roughness of composite resin: An in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent*, **6**: 166-170.
- CHRISTENSEN GJ. (1997). Compomers vs. resin-reinforced glass ionomers. *J Am Dent Assoc*, **128**: 479-480.
- CHUNG KH, GREENER EH (1990). Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil.*, **17**: 487-494.

- CRIM GA, SWARTZ ML, PHILLIPS RW (1985). Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent*, **53**: 50-53.
- CURZON ME, PRESTON AJ (2004). Risk groups: Nursing bottle caries/caries in the elderly. *Caries Res*, **38**: 24-33.
- ÇEHRELİ SB, TİRALİ RE, YALÇINKAYA Z, ÇEHRELİ ZC (2013). Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *European Journal of Dentistry*, **7**: 15-21.
- ÇEHRELİ ZC, YAZİCİ R, GARCIA-GODOY F (2000). Effect of 1.23 percent APF gel on fluoride-releasing restorative materials. *ASDC J Dent Child*, **67**: 330-337.
- DAYANGAÇ B (2000). Kompozit Rezın. Restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd. Şti., Ankara p:1-20.
- DAYANGAÇ B (2011) Kompozit Rezın. Restorasyonlar "Güneş Kitabevi Ltd." Şti., Ankara p:1-21.
- DA SILVA MAB, VITTI RP, SINHORETI MAC, CONSANI RLX, SILVA-JUNIOR JG, TONHOLO J (2016). Effect of alcoholic beverages on surface roughness and microhardness of dental composites. *Dental Materials Journal*, **35**: 621-626.
- DELİKTAŞ D, ULUSOY N (2006). Farklı ışık cihazlarının hibrit ve nanohibrit kompozit rezınlerin yüzey sertliğine etkisi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **33**: 1-10.
- DELİPERİ S, BARDWELL DN, WEGLEY C, CONGIU MD (2006). In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. *Operative dentistry*, **31**: 227- 232.
- DIAS HB, CARRERA ET, DE SOUZA RASTELLI AN (2016). The influence of pH and chemical composition of beverages on color stability of a nanofilled composite resin. *Gen Dent*, **64**: 21-27.
- DONLY KJ, ISTRE S, ISTRE T (1995). In vitro enamel remineralization at orthodontic band margins cemented with glass ionomer cement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **107**: 461-464.
- DONLY KJ, SEGURA A (2005). Dental Materials. In: Pediatric Dentistry, Ed.: Pinkham. p.: 325-340.
- DONLY KJ, SEGURA A, KANELLIS M, ERICKSON RL (1999). Clinical performance and caries inhibition of resin-modified glass ionomer cement and amalgam restorations. *J Am Dent Assoc*, **130**: 1459-1466.
- DOUGLAS WH, LIN CP (1994). Strength of the new systems. In: Hunt PR, ed. Glass Ionomers: The Next Generation. Philadelphia, Pa: International Symposia in Dentistry: 209-216.
- DOUGLASS JM, WEI Y, ZHANG BX, TINANOFF N (1995). Caries prevalence and patterns in 3-6-year-old Beijing children. *Community Dent Oral Epidemiol*, **23**: 340-343.

- DOWLING AH, FLEMING JP (2009). Are encapsulated anterior glass- ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *J Dent*, **37**: 133-140.
- DUGGAL MS, TOUMBA KJ, SHARMA NK (2002). Clinical performance of a compomer and amalgam for the interproximal restoration of primary molars: a 24-month evaluation. *Br Dent J*, **193**: 339-342.
- EL-DEEB HA, ABD EL-AZIZ S, MOBARAK EH (2015). Effect of preheating of low shrinking resin composite on intrapulpal temperature and microtensile bond strength to dentin. *J Adv Res*, **6**: 471-478.
- ERDEMİR U, YAMAN BC (2011). Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve mikrosızıntı araştırma yöntemleri. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **45**: 25-35.
- FEATHERSTONE JD, TEN CATE JM, SHARIATI M, ARENDS J (1983). Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. *Caries Research*, **17**: 385-391.
- FINUCANE D (2012). Rationale for restoration of carious primary teeth: a review. *European Archives of Paediatric Dentistry*, **13**: 281-292.
- FORSTEN L (1991). Fluoride release and uptake by glass ionomers. *Scandinavian Journal of Dental Research*, **99**: 241- 245.
- FORTIN D, SWIFT E JR., DENEHY G, REINHART JW (1994). Bond strength and microleakage of current dentin adhesives. *Dent Mater*, **10**: 253-268.
- FUKS AB (2002). The use of amalgam in pediatric dentistry. *Pediatr Dent*, **24**: 448-455.
- GCP Glass Carbomer (2011), Kullanım broşürü. Erişim Adresi: (<https://gcp-dental.com/wp-content/uploads/2012/08/Instructions-of-use-glass-fill-UK.pdf>). Erişim tarihi: 24.7.2016.
- GERDOLLE DA, MORTIER E, DROZ D (2008). Microleakage and polymerization shrinkage of various polymer restorative materials. *Journal of Dentistry for Children*, **75**: 125-133.
- GHASSEMIEH E. Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dent Mater*, **24**: 536-547.
- GIACOMINI MC, CASAS-APAYCO LC, MACHADO CM, FREITAS MC, ATTA MT, WANG L (2016). Influence of erosive and abrasive cycling on bonding of different adhesive systems to enamel: An in situ study. *Braz Dent J*, **27**: 548-555.
- GLADWIN M, BAGBY M (2009). Clinical Aspects of Dental Materials, Theory. Practice and Cases, Lippincott Williams/Williams. p.: 60-65, 75-79, 82-84.
- GLAVINA D, GORSETA K, NEGOVETIC-VRANIC D, SKRINJARIC I (2009). Enamel shear-bond strength of Glass Carbomer after heating with three polimerization units. *Int J Paediatr Dent*, **19**: 1-65, p41.
- GOING RE (1972). Microleakage around dental restorations: a summarizing review. *J Am Dent Assoc*, **84**: 1349-1357.

- GORACCI C, SADEK FT, MONTICELLI F, CARDOSO PE, FERRARI M. (2004). Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater*, **20**: 643-654.
- GORSETA K, BORZABADI-FARAHANI A, MOSHAVERINIA A, GLAVINA D, LYNCH E (2016). Effect of different thermo-light polymerization on flexural strength of two glass ionomer cements and a glass carbomer cement. *J Prosthet Dent*, doi: 10.1016.
- GORSETA K, GLAVINA D, BORZABADI-FARAHANI A, VAN DUINEN RN, SKRINJARIC I, HILL RG, LYNCH E (2014). One-year clinical evaluation of a glass carbomer fissure sealant, a preliminary study. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, **22**: 67-71.
- GÖKALP SG, DOĞAN BG, TEKÇİÇEK MT, BERBEROĞLU A, ÜNLÜER S (2010). National survey of oral health status of children and adults in Turkey. *Community Dent Health*, **27**: 12-7.
- GÖKAY O, UĞUZ O (2004). Beyazlatma materyallerinin siloran esaslı kompozit rezinin yüzey sertliği üzerine etkilerinin değerlendirilmesi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **35**: 107-115.
- GÖNÜLOL N, ÖZER S, DEMİREL N (2014). Giomer yapıdaki akışkan kompozit ve adeziv sistemin sınıf V kavitelerde mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi. *Acta Odontol Turc*, **31**: 18-22.
- GROSS LC, GRIFFEN AL, CASAMASSIMO PS (2001). Compomers as Class II restorations in primary molars. *Ped Dent*, **23**: 24-27.
- GUARNIZO-HERRENO CC, WEHBY GL (2012). Children's dental health, school performance, and psychosocial well-being. *Journal of Pediatrics*, **161**: 1153-1159.
- GUSSY MG, WATERS EG, WALSH O, KILPATRICK NM (2006). Early childhood caries: Current evidence for aetiology and prevention. *J Paediatr Child Health*, **42**: 3743.
- HALLETT KB, O'ROURKE PK (2003). Social and behavioural determinants of early childhood caries. *Aust Dent J*, **48**: 27-33.
- HAMMOUDA IM, AL-WAKEEL EE (2011). Effect of water storage on fluoride release and mechanical properties of a polyacid-modified composite resin (compomer). *J Biomed Res*, **25**: 254-258.
- HATIBOVIC-KOFMAN S, EL-KASSEM M, INOCENCIO F, SELIMOVIC M, RAIMUNDO, L (2008). Evidence based effectiveness of pit and fissure sealants applied by students and paediatric dentists after five years. *Acta Stomatol Croat*, **42**: 218-228.
- HEINTZE SD, ROUSSON V (2012). Clinical effectiveness of direct Class II restorations - A meta-analysis. *J Adhes Dent*, **14**: 407-31.
- HICKEL R, DASCH W, JANDA R, TYAS M, ANUSAVICE K (1998). New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J*, **48**: 3-16.

- HSE KM, WEI SH (1997). Clinical evaluation of compomer in primary teeth: 1-year results. *J Am Dent Assoc*, **128**: 1088-1096.
- HUBBEZOĞLU İ, HÜR MÜZLÜ F, BOLAYIR G (2005). Yeni nesil self etching adeziv sistemlerin mikrogerilim bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması olarak incelenmesi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **8**: 5-11.
- IRIE M, NAKAI H (1988). Mechanical properties of silver-added glass ionomers and their bond strength to human tooth. *Dent Mater J*, **7**: 87-93.
- ISAKSSON H, ALM A, KOCH G, BIRKHED D, WENDT LK (2013). Caries prevalence in Swedish 20-year-olds in relation to their previous caries experience. *Caries Res*, **47**: 234-242.
- IBRAHİM S, NISHIMURA M, MATSUMURA S, RODIS OM, NISHIDA A, YAMANAKA K (2009). A longitudinal study of early childhood caries risk, dental caries and lifestyle. *Pediatr Dent J*, **19**: 174-180.
- JAFARZADEH TS, ERFAN M, BEHROOZIBAKHSH M, FATEMI M, MASAELI R, REZAEI Y, BAGHERI H, ERFAN Y (2015). Evaluation of polymerization efficacy in composite resins via ft-ir spectroscopy and vickers microhardness test. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, **9**: 226-232.
- JENSEN ME (2001). Dentin bonding agents. In: *Esthetic Dentistry/A Clinical Approach To Techniques And Materials*, 2nd ed. Ed.: K.W. Aschheim, B.G. Dale. St. Louis: Mosby-Year Book Inc, p:41-43.
- JİANG YY (2017). Prevalence of Early Childhood Caries Among 2- to 5-year-old Preschoolers in Kindergartens of Weifang City, China: A Cross-sectional Study. *Oral Health Prev Dent*, **15**: 89-97.
- KAGIHARA LE, NIEDERHAUSER VP, STARK M (2009). Assessment, management, and prevention of early childhood caries. *J Am Acad Nurse Pract*, **21**: 1-10.
- KAMİNEDİ RR, PENUMATSA NV, PRIYA T, BAROUDI K (2014). The influence of finishing/polishing time and cooling system on surface roughness and microhardness of two different types of composite resin restorations. *J Int Soc Prev Community Dent*, **4**: 99-104.
- KANCA J. (1992). Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc*, **123**: 35-43.
- KANEMURA N, SANO H, TAGAMI J. (1999). Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J Dent*, **27**: 523-530.
- KARAOĞLANOĞLU S, AKGÜL N, ÖZDABAK HN, AKGÜL HM (2009). Effectiveness of surface protection for glass-ionomer, resin- modified glass-ionomer and polyacid-modified composite resins. *Dental Materials*, **28**: 96-101.
- KASSEBAUM NJ, BERNABEE E, DAHIYA M, BHANDARI B, MURRAY CJ, MARCENES W (2015). Global burden of untreated caries: a systematic review and metaregression. *Journal of Dental Research*, **94**: 650-658.

- KAUR J, KAPOOR D, GARG D, SUNIL MK, SAWHNEY A, MALAVIYA N, TRIPATHI S, ARORA S (2015). Evaluation of microleakage of dental composites using bonding agents with different placement techniques: An invitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, **9**: 61-64.
- KAWASHITA Y, KITAMURA M, SAITO T (2011). Early childhood caries. *International Journal of Dentistry*, **2011**: 725320.
- KAYA T, TİRALİ ER (2013). Advances in glass ionomer cements. *J Dent Fac Atatürk Uni*, **7**: 71-77.
- KEÇECİ D (2001). Kompomer (Poliasit-modifiye kompozit rezin) dolgu maddeleri (bölüm II) – Klinik özellikler. *EÜ Diş Hek Fak Derg*, **22**: 109-115.
- KENT BE, WILSON AD (1973). The properties of a glass-ionomer cement. *Br Dent J*, **135**: 322-326.
- KHODADADI E, KHAFRI S, AZIZNEZHAD M (2016). Comparison Surface Hardness of Various Shades of Twinky Star Colored Kompomer Light Cured with QTH and LED Units. *Electronic Physician*, **8**: 2355-2360.
- KHOROUSHI M, KESHANI F (2013). A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dental Researh Journal*, **10**: 411-420.
- KHOROUSHI M, MANSOORI-KARVANDI T, HADI S (2012). The effect of pre-warming and delayed irradiation on marginal integrity of a resin-modified glass-ionomer. *General Dentistry*, **60**: 383-388.
- KIDD EA (1976). Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. *Br Dent J*, **16**: 305-310.
- KİMYAİ S, SAVADI-OSKOE S, AJAMİ AA, SADR A, ASDAGH S (2011). Effect of three prophylaxis methods on surface roughness of giomer. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, **16**: 110-114.
- KLEVERLAAN CJ, VAN DUINEN RN, FEILZER AJ (2004). Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater*, **20**: 45–50.
- KOCABALKAN, E (1993). Dişhekimliğinde mikrosızıntı ve tespit yöntemleri. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg*, **3**: 52-56.
- KOENRAADS H, KROONA GVD, FRENCKENB JE (2009). Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach in class II cavities. *Dent Mater*, **25**: 551-556.
- KRAMER N, GARCIA-GODOY F, REINELT C, FRANKENBERGER R (2006). Clinical performance of posterior kompomer restorations over 4 years. *Am J Dent*, **19**: 61-66.
- KURIAKOSE S, PRASANNAN M, REMYA KC, KURIAN J, SREEJITH KR (2015). Prevalence of early childhood caries among preschool children in Trivandrum and its association with various risk factors. *Contemp Clin Dent*, **6**: 69-73.

- LACY AM, YOUNG DA (1996). Modern concepts and materials for the pediatric dentist. *Pediatr Dent*, **18**: 469-478.
- LAZARIDOU D, BELLI R, KRAMER N, PETSCHOLT A, LOHBAUER U (2015). Dental materials for primary dentition: Are they suitable for occlusal restorations? A two-body wear study. *Eur Arch Paediatr Dent*, **16**: 165–172.
- LEPRI TP, SOUZA-GABRIEL AE, ATOUI JA, PALMA-DIBB RG, PECORA JD, MILORI CORONA SA. (2008). Shear bond strength of a sealant to contaminated-enamel surface: influence of erbium : yttrium-aluminum-garnet laser pretreatment. *J Esthet Restor Dent*, **20**: 386-392.
- LI Y, ZHANG Y, YANG R, ZHANG Q, ZOU J, KANG D (2011). Associations of social and behavioural factors with early childhood caries in Xiamen city in China. *Int J Paediatr Dent*, **21**: 103–111.
- LIN A, MCINTYRE NS, DAVIDSON RD (1992). Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res*, **71**: 1836-1841.
- LINS FCR, FERREIRA RC, SILVEIRA RR, PEREIRA CNB, MOREIRA AN, MAGALHAES CS (2016). Surface roughness, microhardness, and microleakage of a silorane-based composite resin after immediate or delayed finishing/polishing. *International Journal of Dentistry*, **2016**: 8346782.
- LUCAS ME, ARITA K, NISHINO M (2003). Toughness, bonding and fluoride-release properties of hydroxyapatite-added glass ionomer cement. *Biomaterials*, **24**: 3787–3794.
- MALEK AFZALI B, GHASEMI A, MIRANI A, ABDOLAZIMI Z, AKBARZADE BAGHBAN A, KHARAZIFARD MJ (2015). Effect of ingested liquids on color change of composite resins. *J Dent (Tehran)*, **12**: 577-584.
- MALI P, DESHPANDE S, SINGH A (2006). Microleakage of restorative materials: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, **24**: 15-18.
- MARCENES W, KASSEBAUM NJ, BERNABEE E, FLAXMAN A, NAGHAVI M, LOPEZ A, MURRAY CJ (2013). Global burden of oral conditions in 1990–2010: A systematic analysis. *Journal of Dental Research*, **92**: 592–597.
- MARKS LA, WEERHEIJM KL, VAN AMERONGEN WE, GROEN HJ, MARTENS LC. (1999). Dyract versus Tytin Class II restorations in primary molars: 36 months evaluation. *Caries Res*, **33**: 387-392.
- MAROTTI J, GERALDO-MARTINS VR, BELLO-SILVA MS, DE PAULA EDUARDO C, APEL C, GUTKNECHT N (2010). Influence of etching with erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser on microleakage of class V restoration. *Lasers Med Sci*, **25**: 325-329.
- MASON PN, FERRARI M (1994). In vivo evaluation of glass ionomer cement adhesion to dentin. *Quintessence Int*, **25**: 499-504.
- MCCABE JF, WALLS AWG (1998). Adhesive Restorative Materials: Bonding of Resin-Based Materials In: McCabe JF, Walls AWG, editor. Applied Dental Materials. Cambridge: Blackwell Science. p. 189-201.

- MC LEAN JW, POWIS DR, PROSSER HJ, WILSON AD (1985). The use of glass-ionomer cements in bonding composite resins to dentine. *British Dental Journal*, **158**: 410.
- MESLEKÎ EĞİTİM VE ÖĞRETİM SİSTEMİNİN GÜÇLENDİRİLMESİ PROJESİ (MEGEP). Metal teknolojisi sertlik ölçme yöntemleri, 2006. Erişim adresi: http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/%C3%96%C3%A7m%20ve%20Kontrol.pdf Erişim tarihi: 07.03.2017.
- MENNE-HAPP U, ILIE N (2013). Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *Journal Of Dentistry*, **41**: 223-230.
- MITTAL M, ANIL KUMAR S, SANDHU HS, IYER SR, AHUJA RS (2016). Comparative evaluation of the tensile bond strength of two silicone based denture liners with denture base resins. *Med J Armed Forces India*, **72**: 258-264.
- MOHAMMADI N, JAFARI-NAVIMIPOUR E, KIMYAI S, AJAMI AA, BAHARI M, ANSARIN M (2016). Effect of pre-heating on the mechanical properties of silorane-based and methacrylate-based composites. *J Clin Exp Dent*, **1**: 373-378.
- MOLL K, FRITZENSCHAFT A, HALLER B. (2004). In-vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence Int*, **35**: 845-852.
- MOUNT GJ (1994). Glass-ionomer cements: Past, Present and Future. *Oper Dent*, **19**: 82-90.
- MOUNT GJ (1999). Glass ionomers: a review of their current status. *Oper Dent*, **24**: 115-124.
- MOUNT GJ, MAKINSON OF (1982). Glass-ionomer restorative cements: clinical implications of the setting reaction. *Operative Dentistry*, **7**: 134-141.
- MOURADIAN WE (2001). The face of a child: children's oral health and dental education. *J Dent Educ*, **65**: 821-831.
- NG MW, CHASE I (2013) Early childhood caries: risk-based disease prevention and management. *Dent Clin North Am*, **57**:1-16.
- NİKAİDO T, KUNZELMANN KH, OGATA M, HARADA N, YAMAGUCHI S, COX CF, HICKEL R, TAGAMI J. (2002). The in-vitro dentin bond strengths of two adhesive systems in class I cavities of human molars. *J Adhe. Dent*, **4**: 31-39.
- NICHOLSON JW (2007). Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dent Mater*, **23**: 615-622.
- NIRANJAN B, SHASHIKIRAN ND, SINGLA S, THAKUR R, DUBEY A, MARAN S (2016). A comparative microleakage evaluation of three different base materials in Class I cavity in deciduous molars in sandwich technique using dye penetration and dentin surface interface by scanning electron microscope. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, **34**: 324-330.
- O'BRIEN WJ (1997). Dental materials and their selection. 4th Ed. Quintessence Publ. p: 13-23, 97-113, 187-201.

- OLATOSI OO, INEM V, SOFOLA OO, PRAKASH P, SOTE EO (2015). The prevalence of early childhood caries and its associated risk factors among preschool children referred to a tertiary care institution. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, **18**: 493-501.
- OLEGARI IC, MALAGRANA APVFP, KIM SSH, HESSE D, TEDESCO TK, CALVO AFB, CAMARGO LB, RAGGIO DP (2015). Mechanical properties of high-viscosity glass ionomer cement and nanoparticle glass carbomer. *Hindawi Publishing Corporation Journal of Nanomaterials*, **2015**: 4.
- OSBORNE JW, SUMMITT JB, ROBERTS HW (2002). The use of dental amalgam in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric dentistry*, **24**: 439-447.
- ÖKTEM ZB (2010). Süt dişi restorasyonlarında bir nano iyonomer materyal ve kompomerin in vivo ve in vitro koşullarda karşılaştırmalı değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi.
- ÖZEN B, VAN STRIJP AJP, ÖZER L, OLMUS H, GENÇ A, CEHRELİ SB (2016). Evaluation of Possible Associated Factors for Early Childhood Caries and Severe Early Childhood Caries: A Multicenter Cross-Sectional Survey. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, **40**: 118-123.
- PARK HH, LEE IB (2011). Effect of glycerine on the surface hardness of composites after curing. *JKACD*, **36**: 483-489.
- PAPACCHINI F, GORACCI C, SADEK FT, MONTICELLI F, GARCIA-GODOY F, FERRARI M (2005). Microtensile bond strength to ground enamel by glass-ionomers, resin-modified glass-ionomers, and resin composites used as pit and fissure sealants. *Journal of Dentistry*, **33**: 459-467.
- PAPAGIANNIOLIS L, KAKABOURA A, PANTALEON F, KAVVADIA K (1999). Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (compomer) in Class II restorations of primary teeth: a two-year follow-up study. *Ped Dent*, **21**: 231-234.
- PASHLEY DH, CARVALHO RM, SANO H, NAKAJIMA M, YOSHIYAMA M, SHONO Y, FERNANDES CA, TAY F (1999). The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*, **1**: 299-309.
- PASHLEY DH, SANO H, CIUCCHI B, YOSHIYAMA M, CARVALHO R (1995). Adesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater*, **11**: 117-125.
- PETERSEN PE, BOURGEOIS D, OGAWA H, ESTUPINAN-DAY S, NDIAYE C (2005). The global burden of oral diseases and risks to oral health. *Bulletin of the World Health Organization*, **83**: 661-669.
- PEUTZFELDT A, GARCÍA-GODOY F, ASMUSSEN E. (1997). Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. *Am J Dent*, **10**: 15-17.
- PITT FORD TR (1992). The restoration of teeth, 2.nd Ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications, p: 75-89.
- PITKETHY M (2003). Nano particles as building blocks. *Mater Today*, **6**: 36-42.

- POSKUS LT, LATEMPA AMC, CHAGAS MA, SILVA EMD, LEAL MPDS, GUIMARAES JGA. (2003). Influence of post-cure treatments on hardness and marginal adaptation of composite resin inlay restorations: An in vitro study. *J Appl Oral Sci*, **17**: 617-622.
- POSKUS LT, PLACIDO E, CARDOSO PE (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, **20**: 726-732.
- POWERS JM, TATE WH (2005). Bond strength to enamel. in: dental hard tissues and bonding interfacial phenomena and related properties, Ed.: G. Eliades, D. C. Watts, T. Eliades. Berlin: Springer, Chapter 3.
- PRAKASH P, SUBRAMANIAM P, DURGESH BH, KONDE S (2012). Prevalence of early childhood caries and associated risk factors in preschool children of urban Bangalore, India: A cross - sectional study. *Eur J Dent*, **6**: 141-152.
- PUBLIC HEALTH ENGLAND (2012). National dental epidemiology programme for England: oral health survey of five-year-old children. A report on the prevalence and severity of dental decay. Erişim adresi: (<http://www.nwph.net/dentalhealth/Oral%20Health%205yr%20old%20children%202012%20final%20report%20gateway%20approved.pdf>) Erişim tarihi: 21.11.2016.
- QUINONEZ R, SANTOS RG, WILSON S, CROSS H (2001). The relationship between child temperament and early childhood caries. *Pediatr Dent*, **23**: 5-10.
- QVIST V, LAURBERG L, POULSEN A, TEGGLERS PT (1997). Longevity and cariostatic effects of everyday conventional glass-ionomer and amalgam restorations in primary teeth: three-year results. *J Dent Res*, **76**: 1387-1396.
- RASINES ALCARAZ MG, VEITZ-KEENAN A, SAHRMANN P, SCHMIDLIN PR, DAVIS D, IHEOZOR-EJIOFOR Z (2014). Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 3: [DOI: 10.1002/ 14651858.CD005620.pub2].
- RASKIN R, DEJOU J (2001). Reliability of in vitro microleakage tests: A Literature Review. *J Adhesive Dent*, **3**: 295-308.
- REIS AF, GIANNINI M, LOVADINO JR, DIAS CTS (2002). The effect of six polishing systems on the surface roughness of two packable resinbased composites. *Am J Dent*, **15**: 193-197.
- RELHAN N, PONNAPPA KC, RELHAN A, JAIN A, GUPTA P (2015). An In-Vitro Comparison of Micro Leakage Between Two Posterior Composites Restored with Different Layering Techniques Using Two Different LED Modes. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, **9**: 78-81.
- RIPA LW (1988). Nursing caries: A comprehensive review. *Pediatr Dent*, **10**: 268-282.

- ROETERS JJ, FRANKENMOLEN F, BURGERSDIJK RCW, PETERS TCR (1998). Clinical evaluation of Dyract in primary molars: 3-year results. *Am J Dent*, **11**: 143-148.
- RWAKATEMA DS, NGANGA PM (2010). Early childhood caries in Moshi, Tanzania. *East Afr Med J*, **87**: 304-310.
- SABATINI C (2013). Comparative study of surface microhardness of methacrylate - based composite resins polymerized with light-emitting diodes and halogen. *European Journal of Dentistry*, **7**: 327-335.
- SAGSÖZ O, İLDAY NO, KARATAŞ O, ÇAYABATMAZ M, PARLAK H, ÖLMEZ MH, DEMİRBUĞA S (2016). The bond strength of highly filled flowable composites placed in two different configuration factors. *J Conserv Dent*, **19**: 21-5.
- SAYDAM G, OKTAY İ, MÖLLER I (1990). Türkiyede Ağız Dis, Sağlığı Durum Analizi. Dünya Sağlık Örgütü Avrupa Bölgesi-Sağlık Bakanlığı, Ankara.
- SCHMITT W, PURRMANN R, JOCHUM P, GASSER O (1983). Calcium depleted aluminium fluorosilicate glass powder for use in dental or bone cements. US Patent No. 4376835. Erişim adresi: (<https://docs.google.com/viewer?url=patentimages.storage.googleapis.com/pdfs/US4376835.pdf>). Erişim tarihi: 28.11.2016
- SHAFIEIA F, BERAHMANB N, NIAZIC E (2016). Effect of Finishing Time on Microleakage at the Composite-Repair Interface. *The Open Dentistry Journal*, **10**: 497-504.
- SHEBL EA, ETMAN WM, GENAID TM, SHALABY ME (2014). Durability of bond strength of glass-ionomers to enamel. *Tanta Dental Journal*, **8**: 1-12.
- SHIBATA S, VIEIRA LCC, BARATIERI LN, HOSHIKA FFS, MATSUDA Y, SANO H (2016). Evaluation of microtensile bond strength of self-etching adhesives on normal and caries-affected dentin. *Dental Materials Journal*, **35**: 166-173.
- SHRUTHI AS, NAGAVENI NB, POORNIMA P, SELVAMANI M, MADHUSHANKARI GS, SUBBA REDDY VV (2015). Comparative evaluation of microleakage of conventional and modifications of glass ionomer cement in primary teeth: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, **33**: 279-284.
- SINGH M, SURESH P, SANDHYARANI J, SRAVANTHI J (2011). Glass ionomer cements (GIC) in dentistry: A review. *International Journal of Plant, Animal and Environmental Sciences*, **1**: 26-30.
- SMITH DC (1998). Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials*, **19**: 467-478.
- SOMANI R, JAIDKA S, SINGH DJ, SIBAL GK (2016). Comparative evaluation of shear bond strength of various glass ionomer cements to dentin of primary teeth: An in vitro study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, **9**: 192-196.
- SONUGELEN M, ARTUNÇ C, GÜNGÖR MA (2000). Farklı yöntemlerle polimerize edilen estetik restoratif materyallerde aşınma ve sertliğin incelenmesi. *EÜ Diş Hek Fak Derg*, **21**: 1-10.

- SOWOLE CA, SOTE EO (2007). Early childhood caries: Experience in Nigerian children at Lagos. *Niger Postgrad Med J*, **14**: 314-318.
- SÖNMEZ İŞ, EKİCİ S, OBA AA (2008). Evaluation of microhardness of different posterior composite resin materials. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **35**: 61-66.
- SRINIVASAN V, DEERY C, NUGENT Z. (2005). In-vitro microleakage of repaired fissure sealants: a randomized, controlled trial. *Int J Paediatr Dent*, **15**: 51-60.
- STAMATACOS-MERCER C, HOTTEL TL (2005). The validity of reported tensile bond strength utilizing non-standardized specimen surface areas. An analysis of in vitro studies. *Am J Dent.*, **18**: 105-108.
- STRNAD G, KOVACS M, ANDRAS E, BERESSESCU (2015). Effect of curing, finishing and polishing on microhardness of composite restorative materials. *Procedia Technology*, **19**: 233-238.
- SUBRAMANIAM P, GIRISH BABU KL, JAYASURYA S (2015). Evaluation of Solubility and Microleakage of Glass Carbomer Sealant. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, **39**: 429-434.
- SUDSANGIAM S, VAN NOORT R (1999). Do dentin bond strength tests serve a usefull purpose? *J Adhes Dent*, **1**: 57-67.
- SUMMITT JB, ROBINS JW, HILTON TJ, SHWARTZ RS (2006). Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. 3rd Ed. Quintessence Publishing Co. Ltd; p.: 2, 236-260, 306-360, 308-322, 346-358.
- SUZUKI TYU, GODAS AGL, DDS, GUEDES APA, CATELAN A, PAVAN S, BRISO ALF, DOS SANTOS (2013). Microtensile bond strength of resin cements to caries-affected dentin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **110**: 47-55.
- TAŞVEREN S (2005). İki farklı restoratif materyalin yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **8**: 94-97.
- TAYLOR MJ, LYNCH E (1992). Microleakage. *J Dent*, **20**: 3-10.
- TEKÇE N (2013). The Correlation Between Laboratory Bond Tests and Clinical Outcome. *EÜ Dişhek Fak Derg*, **34**: 57-65.
- TEKÇE N, DEMİRCİ M (2014). Microtensile bond strength test and effecting factors of the test results. *J Dent Fac Atatürk Uni*, **24**: 134-152.
- TICKLE MK, MILSOM KM, KEARNEY-MITCHELL P, BLINKHORN A (2002). The fate of the carious primary teeth of children who regularly attend the general dental service. *Br Dent J*, **192**: 219-223.
- TİAN F, YAP AU, WANG X, GAO X (2012). Effect of staining solutions on color of pre-reacted glass-ionomer containing composites. *Dent Mater J*, **31**: 384-388.
- TOLIDIS K, BOUTSIOUKI C, GERASIMOU P (2016). Comparative evaluation of microleakage of a carbomer/fluoroapatite-enhanced glass-ionomer cement on primary teeth restorations. *Eur J Paediatr Dent*, **17**: 227-233.

- TORRES CP, BALBO P, GOMES-SILVA JM, RAMOS RP, PALMA-DIBB RG, BORSATTO MC (2005). Effect of individual or simultaneous curing on sealant bond strength. *J Dent Child*, **72**: 31-35.
- TOTU FI. (2006). Kavite dezenfektanlarının ve antibakteriyel dentin bonding sisteminin, kompomer restorasyonların mikrosızıntı ve bağlanma kuvvetlerine etkisi. Doktora Tezi, Ege Üni Sağlık Bilimleri Ensti, Pedodonti Anabilim Dalı, İzmir.
- TRACHTENBERG F, MASEREJIAN NN, SONCINI JA, HAYES C, TAVARES M. (2009). Does fluoride in compomers prevent future caries in children? *J Dent Res*, **88**: 276-279.
- TSAI AI, CHEN CY, LI LA, HSIANG CL, HSU KH (2006). Risk indicators for early childhood caries in Taiwan. *Community Dent Oral Epidemiol*, **34**: 437-45.
- TÜRKÜN LŞ, ERGÜCÜ Z (2004). Estetik Restoratif Materyallerin Mikrosızıntı Çalışmalarında Kullanılan Gereç ve Yöntemlerin Karşılaştırılması. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, **21**: 143-151.
- TÜRKÜN LS, TÜRKÜN M (2004). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent*, **29**: 203-211.
- TYAS MJ. (1998). Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (compomer). *Oper Dent*, **23**: 77-80.
- ULUAKAY M, İNAN H, YAMANEL K, ARHUN N (2011). Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, **5**: 895-902.
- UPADHYA PN, KISHORE G (2005). Glass Ionomer Cement – The Different Generations. *Trends Biomater. Artif. Organs*, **18**: 158-165.
- URIBE S (2009). Early childhood caries–risk factors. *Evid Based Dent*, **10**: 37-38.
- VADIAKAS G (2008). Case definition, aetiology and risk assessment of early childhood caries (ECC): A revisited review. *Eur Arch Paediatr Dent*, **9**: 114-125.
- VAN MEERBEEK B, DE MUNCK J, YOSHIDA Y, INOUE S, VARGAS M, VIJAY P, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P, VANHERLE G (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, **28**: 215-235.
- VENIGALLA BS, JYOTHI P, KAMISHETTY S, REDDY S, CHERUKUPALLI RC, REDDY DA (2016). Resin bond strength to water versus ethanol-saturated human dentin pretreated with three different cross-linking agents. *Journal of Conservative Dentistry*, **19**: 555-559.
- VERDE AV, RAMOS MMD, STONEHAM AM (2009). Benefits in cost and reduced discomfort of new techniques of minimally invasive cavity treatment. *J Dent Res*, **88**: 297-299.
- WAGGONER WF (2002). Restoring primary anterior teeth. *Pediatr Dent*, **24**: 413-6.

- WELBURY RR, SHAW AJ, MURRAY JJ (2000). Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molars: final results after 42 months. *Br Dent J*, **189**: 93-97.
- WELBURY RR, WALLS AW, MURRAY JJ, MCCABE JF (1991). The 5-year results of a clinical trial comparing a glass polyalkenoate (ionomer) cement restoration with an amalgam restoration. *Br Dent J*, **170**: 177-181.
- WELDON JC, YENGOPAL V, SIEGFRIED N, GOSTEMEYER G, SCHWENDICKE F, WORTHINGTON HV (2016). Dental filling materials for managing carious lesions in the primary dentition. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, **9**: Art. No.: CD012338. DOI: 10.1002/14651858.CD012338.
- WORLD HEALTH ORGANISATION, (WHO) (2011). Future Use of Materials for Dental Restoration. Erişim adresi: http://www.who.int/oral_health/publications/dental_material_2011.pdf Erişim tarihi: 08.03.2017.
- WILSON AD, KENT BE (1972). A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*, **132**: 133-135.
- XAVIER AM, SUNNY SM , RAI K, HEGDE AM (2016). Repeated exposure of acidic beverages on esthetic restorative materials: an in-vitro surface microhardness study. *J Clin Exp Dent.*, **8**: 312-317.
- XIE H, ZHANG F, WU Y, CHEN C, LIU W (2008). Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Australian Dental Journal*, **53**: 325-331.
- YAMAMOTO Y (1984). The study on hydroxyapatite-polyacrylic acid composite cement (hydroxyapatite-glassionomer cement). *J J Dent Mater*, **3**: 787-796.
- YAP AUJ, PEK YS, KUMAR RA, CHEANG P, KHOR KA (2002). Experimental studies on a new bioactive material: HA Ionomer cements. *Biomaterials*, **23**: 955-962.
- YAP AUJ, SAU CW, LYE KW (1998). Effects of finishing/polishing time on surface characteristics on the surface roughness of restoratives. *Journal of Oral Rehabilitation*, **25**: 456-461.
- YAP AU, YAP SH, TEO CK, NG JJ (2004). Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *Oper Dent*, **29**: 275-279.
- YAZICI AR, KİREMİTÇİ A, ÇELİK C, ÖZGÜNALTAY G, DAYANGAÇ B. (2006). A two-year clinical evaluation of pit and fissure sealants placed with and without air abrasion pretreatment in teenagers. *J Am Dent Assoc*, **137**: 1401-1405.
- YENGOPAL V, HARNEKAR SY, PATEL N, SIEGFRIED N (2016). WITHDRAWN: Dental fillings for the treatment of caries in the primary dentition. *Cochrane Database Syst Rev*, **17**: 10:CD004483.

YUAN H, LI M, GUO B, GAO Y, LIU H, LI J (2015). Evaluation of Microtensile Bond Strength and Microleakage of a Self-adhering Flowable Composite. *J Adhes Dent*, **17**: 535-543.

ZAIMOĞLU L (1985). Görünür ışıkla polimerize olan bir kompozit reçinede yüzey sertliğinin tesbiti. *AÜ Dishek Fak Derg*, **12**: 427-437.

ZAINUDDİN N, KARPUKHINA N, LAW RV, HILL RG (2012). Characterisation of a remineralising Glass Carbomer ionomer cement by MAS-NMR Spectroscopy. *Dental Materials*, **28**: 1051-1058.

ZIRCONIA REINFORCED RESTORATIVE (2001). Erişim adresi: (<http://www.shofu.com.sg/downloads/pdf/Zirconomer%20Brochure.pdf>) . Erişim Tarihi: 16.08.2016.

