



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**POSTERİOR BÖLGEDE KULLANILAN DAİMİ DOLGU
MATERYALLERİNİN YAŞLANDIRMA SONRASI YÜZEY
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Hazırlayan

Dt. Şura BOYRAZ

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

Eş Danışman

Dr. Öğretim Üyesi Hüseyin HATIRLI

TOKAT- 2021



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**POSTERİOR BÖLGEDE KULLANILAN DAİMİ DOLGU
MATERYALLERİNİN YAŞLANDIRMA SONRASI YÜZEY
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Hazırlayan

Dt. Şura BOYRAZ

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

Eş Danışman

Dr. Öğretim Üyesi Hüseyin HATIRLI

TOKAT- 2021

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince desteğini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, bilgi ve deneyimi ile her zaman yanımda olan ve bu süreç boyunca gösterdiği anlayışa minnettar olduğum değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN'a;

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince her zaman yanımda olan, beni her zaman her konuda sabır ve anlayışla dinleyip sorunlarıma çözüm getiren, tecrübeleri ile yol gösteren, tez çalışmamın hazırlanmasında ve ortaya çıkmasında büyük katkıları olan çok değerli hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin HATIRLI'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini paylaşarak desteklerini esirgemeyen başta Sayın Prof. Dr. Ertan ERTAŞ olmak üzere, tüm Ondokuzmayıs Üniversitesi Dış Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Çalışmamın istatistik sonuçlarını değerlendirmedeki katkılarından dolayı Sayın Dr. Öğr. Üyesi Osman DEMİR'e

Uzmanlık eğitimim süresince arkadaşlıkları ve destekleri ile her zaman yanımda olan başta Uzm. Dt. Gülşah TONGA olmak üzere varlıkları ve yardımlarıyla uzmanlık sürecimi güzelleştiren değerli arkadaşlarım ve tüm personellerimize,

Hayatımın her alanında olduğu gibi uzmanlık eğitimim sırasında da beni hep destekleyen, her zaman yanımda olan annem Selma ZEYBEK, babam Kemal ZEYBEK ve kardeşim Muhammed Bilal ZEYBEK'e ve tüm aileme,

İyi günümde, kötü günümde her zaman yanımda olan, sevgisi ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen, sevgili eşim Dt. Ebubekir BOYRAZ'a

En İçten Saygı ve Sonsuz Teşekkürlerimi Sunarım...

İTHAF

Bu tez çalışmamı; hayatıma kattığı sonsuz sevgi ile herşeyi anlamlı kılan canım kızım Ayşe Betül BOYRAZ'a ithaf ediyorum.



ÖZET

Amaç: Bu projenin amacı diş hekimliğinde posterior bölgede kullanılan farklı yapıdaki restoratif materyallerin yüzey özelliklerine farklı polisaj sistemleri ve yaşlandırmanın etkilerinin in vitro olarak değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metot: Bu çalışmada 6 farklı kompozit (Filtek Z250-Z205, Filtek One Bulk Fill-FOB, Sonic Fill 2-SFB, Zenit Nano Seramik-ZNC, Gradia Plus İndirekt-GPİ, Estelite Bulk Fill Flow-EBF), 2 farklı cam iyonomer siman (Equia Forte HT Fil - EQF, Beautifil Flow Plus-BFP), 1 hibrit seramik (Vita Enamic-VE), 2 farklı polisaj yöntemi (Matris Bandı-MB, Kerr Occlubrush-KOB) ve 4 farklı solüsyon (distile su, kola, vişne suyu, soğuk çay) grupları için 8 mm çap ve 2 mm kalınlıkta toplamda 576 adet disk şeklinde örnek hazırlandı (n=8). Restoratif materyaller, metal bir kalıp içerisine yerleştirildi ve polimerize edildi. Örnekler polisaj yöntemine göre alt gruplara ayrıldı ve üretici firmaların önerisi doğrultusunda polisaj yapıldı. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, farklı solüsyonlarda ve termalsiklusta bekletme öncesinde ve sonrasında yapıldı ve ortalama pürüzlülük değerleri kaydedildi. Çalışma sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizi Dört Yönlü-ANOVA ile yapıldı.

Bulgular: Tüm restoratif materyaller solüsyonlarda bekletme sonrasında değişen oranlarda pürüzlülük değişimi gösterdi. Materyal türü, polisaj yöntemi ve bekletme solüsyonunun pürüzlülük değişiminde anlamlı etkisi olduğu belirlendi ($p<0,05$). En yüksek başlangıç pürüzlülük değeri (Ra) VE ($0,64 \pm 0,04 \mu\text{m}$), en düşük Ra değeri ise EBF ($0,06 \pm 0,02 \mu\text{m}$) gruplarında görüldü. Restoratif materyaller arasında en yüksek pürüzlülük değişimini (ΔRa) EQF ($0,09 \pm 0,19 \mu\text{m}$), en düşük ΔRa değerini EBF ($0,02 \pm 0,01 \mu\text{m}$), GPİ ($0,02 \pm 0,02 \mu\text{m}$) ve Z250 ($0,02 \pm 0,02 \mu\text{m}$) grupları gösterdi ($p<0,05$).

Polisaj yöntemleri arasında ise MB grubunda ($0,05 \pm 0,1 \mu\text{m}$) KOB ($0,04 \pm 0,03 \mu\text{m}$) grubuna göre daha yüksek ΔRa değeri görüldü. İçecek grupları değerlendirildiğinde ise, pürüzlülük değişimine en fazla kola ($0,06 \pm 0,06 \mu\text{m}$), en az distile suyun ($0,03 \pm 0,04 \mu\text{m}$) sebep olduğu izlendi ($p < 0,05$).

Sonuç: Bu çalışma sonucunda restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü; restoratif materyalin cinsi, kullanılan polisaj yöntemleri ve asitli içecekler etkileyebileceği belirlendi. Solüsyonlarda bekletme sonrasında en fazla pürüzlülük değişimi EQF grubunda, en az pürüzlülük değişimi ise EBF grubunda görüldü.

Anahtar Kelimeler: Restoratif materyal, polisaj yöntemi, termalsiklus, asitli içecekler, yüzey pürüzlülüğü

ABSTRACT

Objectives: The aim of this study is to evaluate the effects of different polishing systems and aging on the surface properties of restorative materials of different structures used in the posterior region in dentistry.

Material and Method: In this study, a total of 576 disc-shaped samples of 8 mm diameter and 2 mm thickness were prepared for 2 different polishing methods (Mylar strip-MB, Kerr Occlubrush-KOB) and 4 different solution (distilled water, cola, cherry juice and ice tea) groups from 6 different composites (Filtek Z250-F250, Filtek One Bulk Fill-FOB, Sonic Fill 2-SFB, Zenit Nano Ceramic-ZNC, Gradia Plus Indirect-GPI, Estelite Bulk Fill Flow-EBF), 2 different glass ionomer cement (Equia Forte HT Fil-EQF, Beautifil Flow Plus-BFP) 1 hybrid ceramic (Vita Enamic-VE) ($n = 8$). The restorative materials were placed in a metal mold and polymerized with a standard light source according to the manufacturer's recommendations. The samples were divided into subgroups according to the polishing method and polishing was done in line with the manufacturer's suggestions. Surface roughness measurements of the samples were made before and after immersion in different solutions and thermal cycles and mean roughness values recorded. Statistical analysis was performed using the Four-Way-ANOVA test.

Results: All restorative materials evaluated showed varying degrees of roughness change after immersion in solutions. Type of restorative material, polishing method applied and immersion solution had a significant effect on the roughness change. The highest initial Ra value was found in VE ($0.64 \pm 0.04 \mu\text{m}$) and the lowest Ra value in EBF ($0.06 \pm 0.02 \mu\text{m}$) groups. Among the restorative materials, EQF showed the highest

($0.09 \pm 0.19 \mu\text{m}$) and EBF ($0.02 \pm 0.01 \mu\text{m}$), GPI ($0.02 \pm 0.02 \mu\text{m}$) and Z250 ($0.02 \pm 0.02 \mu\text{m}$) showed the lowest roughness change ($p < 0.05$).

Among the polishing groups, MB groups ($0.05 \pm 0.1 \mu\text{m}$) showed higher roughness change than KOB groups ($0.04 \pm 0.03 \mu\text{m}$). When the beverage groups were evaluated, the highest roughness change was caused by cola ($0.06 \pm 0.06 \mu\text{m}$) and distilled water ($0.03 \pm 0.04 \mu\text{m}$) caused the least. ($p < 0.05$).

Conclusions: According to the results of this study, surface roughness, of restorative materials, effected by the type of composite material, polishing methods and acidic drinks. The highest roughness change was observed in the EQF group and the least roughness change was seen in the EBF group after immersion in solutions.

Keywords: Restorative material, polishing method, thermal cyclus, acidic drinks, surface roughness.

ÖNSÖZ

Bu çalışma Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD. ve Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonunun desteğiyle tamamlanmıştır. Bu çalışmada iki farklı polisaj sistemi ile bitirilen dokuz farklı restoratif materyalin, yaşlandırma öncesi ve sonrası pürüzlülük değerleri değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları, restoratif diş tedavisinde kullanılacak materyaller ve yöntemler konusunda literatüre katkı sağlayacak ve klinisyenlere yol gösterici olacaktır. Çalışmaya katkılarından dolayı Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'na teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İTHAF.....	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	vi
ÖNSÖZ.....	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
TABLolar DİZİNİ.....	x ii
ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ	x iii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xv
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Kompozit Rezinler	5
2.2.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı.....	5
2.2.1.1. Organik Faz.....	5
2.2.1.2. İnorganik Faz.....	9
2.2.1.3. Ara Faz.....	10
2.1.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	10
2.1.2.1 İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelere Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	11
2.1.2.2. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması.....	12
2.1.2.3 Kompozit Rezinlerin Vizkozitelerine Göre Sınıflandırma	13
2.1.3 Kompozit Rezinlerin Yapısındaki Yeni Gelişmeler	14
2.1.3.1 Kendi Bağlanabilen (Self-Adeziv) Kompozit Rezinler.....	14
2.1.3.2 Ormoserler (Organik Olarak Modifiye Edilmiş Seramikler).....	15

2.1.3.3 Smart ve Antibakteriyel Kompozitler.....	15
2.1.3.4 Siloran Esaslı Kompozit Rezinler.....	16
2.1.3.5 Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler.....	16
2.1.3.6 İndirekt Kompozit Rezinler.....	17
2.1.3.7 Bulk Fill Kompozit Rezinler.....	17
2.2. Cam İyonomer Simanlar.....	20
2.2.1 Geleneksel Cam İyonomer Simanlar	21
2.2.2 Hibrit Cam İyonomer Simanlar.....	23
2.2.2.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS).....	23
2.2.2.2. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)	24
2.2.3 Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS).....	24
2.2.4 Giomerler.....	26
2.2.5 Nano-iyonomerler.....	27
2.2.6 Cam Karbomer.....	28
2.3. Hibrit Seramikler.....	29
2.4. Restorasyonların Bitim ve Polisaj İşlemleri.....	30
2.5. Yüzey Pürüzlülüğü.....	35
2.5.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	35
2.5.1.1. Profilometreler.....	35
2.5.1.2. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM).....	37
2.5.1.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	38
3.2. Örneklerin Hazırlanması	44

3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Değişimi Ölçümleri.....	47
3.4. İstatistiksel Analiz.....	50
4. BULGULAR	51
4.1 Restoratif Materyallerin Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi.....	52
4.2.Restoratif Materyallerin Döngüsel Yaşlandırma Sonrası Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi.....	55
5.TARTIŞMA.....	63
6.SONUÇLAR.....	77
7. KAYNAKÇA	79
8. ÖZGEÇMİŞ.....	105

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri.....	43
Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan içeceklerin ticari marka ve pH değerleri.....	50
Tablo 4.1: Restoratif Materyallerin Yaşlandırma Öncesi Pürüzlülük Değerleri Açısından Gruplar Arası Üç Yönlü Varyans Analizi Sonuçları.....	51
Tablo 4.2: Restoratif Materyallerin Yaşlandırma Sonrası Pürüzlülük Değişim Değerleri Açısından Gruplar Arası Üç Yönlü Varyans Analizi Sonuçları.....	52
Tablo 4.3: Başlangıç yüzey pürüzlülüğü sonuçları açısından gruplar arası pürüzlülük değerleri.....	53
Tablo 4.4: Farklı içeceklerdeki döngüsel yaşlandırma sonrası gruplar arası yüzey pürüzlülüğü değerleri.....	56

ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ

Şekil 4.1: Restoratif materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi..	54
Şekil 4.2: Restoratif materyallerin döngüsel yaşlandırma sonrası pürüzlülüğünün değerlendirilmesi.....	57
Şekil 4.3: Restoratif materyallerin koladaki pürüzlülük değişim değerleri.....	58
Şekil 4.4: Restoratif materyallerin vişne suyundaki pürüzlülük değişim değerleri	60
Şekil 4.5: Restoratif materyallerin soğuk çaydaki pürüzlülük değişim değerleri	61
Şekil 4.6: Restoratif materyallerin distile sudaki pürüzlülük değişim değerleri.....	62
Resim 3.1: Equia Fort HT Fil.....	39
Resim 3.2: Beautifil Flow Plus	39
Resim 3.3: Gradia Plus İndirect	40
Resim 3.4: Zenit Nano-Ceramic	40
Resim 3.5: Filtek Z250	40
Resim 3.6: Filtek One Bulk fill.....	41
Resim 3.7: Tokuyama Estelite Bulk Fill Flow.....	41
Resim 3.8: Sonic Fill 2 ve Uygulama Cihazı	41
Resim 3.9: Vita Enamic	42
Resim 3.10: KERR OccluBrush Kompozit Cila Fırçası ve Hawe Stopstrip Matris Bandı.....	42

Resim 3.11: Örneklerin hazırlanması	45
Resim 3.12: GC Labolight.....	45
Resim 3.13: Metkon Microcut 201	45
Resim 3.14: Örnekler polisaj uygulaması.....	46
Resim 3.15: Örneklerin bekletildiği Etüv.....	46
Resim 3.16: Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı (Surtronic 25)	47
Resim 3.17: Termalsiklus cihazı (SD Mechatronik Thermocycler).....	48
Resim 3.18: Asitli içecekler	49

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	:Yüzde
<	:Küçüktür
>	:Büyüktür
°	:Derece
°C	:Derece Santigrat
AFM	:Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al ₂ O ₃	:Alüminyum Oksit
Bis-DMA	:Bisfenol A Dimetakrilat
Bis-EMA	:Bis-Etilen Glikol Dimetakrilat
Bis-GMA	:Bisfenol A Glisidil
BFP	: Beautifil Flow Plus
dk	:Dakika
EBF	:Estelite Bulk Flow
EGDMA	:Etilen Glikol Dimetakrilat
EQF	: Equia Forte HT Fil
FOB	: Filtek One Bulk-fill
g	:Gram
GPa	: Gigapaskal

GPI	: GC Gradi1a Plus İndirekt
KOB	: Kerr Occlubrush Polisaj Fırçası
mm	:Milimetre
MMA	:Metil Metakrilat
mW/cm2	:MiliWatt/santimetrekare
nm	:Nanometre
p	:Önem Düzeyi
Ra	:Yüzey Pürüzlülüğü Ortalaması
rpm	:Devir/Dakika
SEM	:Taramalı Elektron Mikroskobu
SFB	: Sonic Fill 2
sn	:Saniye
SS	:Standart Sapma
TEGDMA	:Trietilen Glikol Metakrilat Dimetakrilat
UDMA	:Üretan Dimetakrilat
VE	: Vita Enamic
Z250	:Filtek Z250
ZNC	: President Zenit Nano Seramik Kompozit
µm	: Mikrometre

1.GİRİŞ

Diş hekimliğinin ana hedefi, hastaya kaybetmiş olduğu diş dokusunu fonksiyonel ve estetik olarak yeniden kazandırabilmektir. Yapılan başarılı restorasyonlar ile kaybedilen çiğneme fonksiyonunun, fonasyonun ve estetiğin hastaya yeniden kazandırılması ise restoratif diş hekimliğinin amaçlarının başında gelmektedir (Roulet ve ark., 2006).

Cam iyonomer simanların 1972 yılında geliştirilmesinden sonra bu materyaller; diş dokusuna adezyonu ve biyolojik dokular ile uyumlu olması sonucunda genellikle tercih edilen restoratif materyallerden olmuştur. Minimal kavite hazırlığı gerektirmesi, dişe kimyasal adezyon göstermesi, yapısında bulunan flor iyonunu salınımı yapabilmesi ve kolay uygulanabilmesi simanın avantajlarıdır. Ancak simanların aşınma dirençlerinin düşük olması, çözünürlüklerinin ve estetik özelliklerinin kompozitler kadar iyi olmaması simanların klinik kullanımını sınırlandırmıştır (Dayangaç, 2000; Leinfelder, 1985; Guy ve ark., 1993).

Kompozit rezinler, ilk başlarda ön grup dişlerin restorasyonunda kullanılsa da diş dokularına mikromekanik olarak bağlanabilmesi, üstün estetik özellikleri ve diğer restoratif materyaller ile kıyaslandığında aşınma dirençlerinin yüksek olması kompozit rezinlerin kullanım alanlarını genişletmiştir. Dental kompozitlerin mekanik özelliklerinin, inorganik partikül büyüklüğü ile kontrol edilebildiği ve bu sayede sıkışma, kırılma ve aşınma dayanımı gibi mekanik özelliklerinin arttığı bildirilmiştir (Turssi ve ark., 2005). Ancak, kompozit rezinlerdeki olumlu gelişmelerin yanısıra polimerizasyon derinliği ve dönüşüm derecesi gibi materyalin uzun dönem klinik performansını etkileyen bazı dezavantajlar vardır (Galvão ve ark., 2013; Yoshikawa ve ark., 2013).

Geleneksel kompozitlerin en fazla 2 mmlik tabakalar halinde kaviteye uygulanması sayesinde ışık geçirgenliğini en iyi seviyede tutarak restorasyonlarda optimal polimerizasyonun elde edilebilmesi önerilmektedir (Duarte ve Saad, 2008). Ancak derin kavitelerin restorasyonunda tabakalı yerleştirme tekniği hem hekim hem de hasta için zaman kaybına sebep olur. Ayrıca tabakalar arasında hava kabarcığı kalma ve nem kontaminasyonu riski bulunmaktadır (Furness ve ark., 2014). Bu dezavantajları ortadan kaldırılabilmesi ve işlem maliyetinin azaltılması amacı ile son yıllarda tek tabaka halinde 4-5 mm kalınlığa kadar uygulanabilen bulk fill kompozit rezinler geliştirilmiştir (Furness ve ark., 2014). Bulk fill kompozitlerin kaviteye 4-5 mm kalınlığında tek tabaka halinde uygulanabilmesi, kavite duvarlarına adaptasyonlarının iyi olması, düşük polimerizasyon büzülmesi sergilemesi ve dönüşüm derecesinin yüksek olması gibi önemli avantajlara sahiptir.

Son yıllarda kompozit rezinler ve seramiklerin olumlu özelliklerini bir araya getirmek için araştırmalar sonucunda CAD/CAM hibrit blokları piyasaya sunmuşlardır. Bu hibrit bloklar, seramik ve kompozit rezinlerin olumlu özelliklerini birleştiren çift fazlı yapıları sayesinde daha kolay işlenebilirlik, üstün kenar uyumu ve yüksek kırılma direnci gibi avantajlar sağlamaktadır (Spitznagel ve ark., 2014).

Bitirme ve polisaj işlemleri restorasyon kenarlarını uyumlamak, restorasyona uygun konturlar vermek, parlak ve pürüzsüz yüzeyler elde etmek için restoratif materyallere uygulanması gerekli işlemlerdir (Özgünaltay ve ark., 2003; Turssi ve ark., 2000). Bitirme ve cila işlemlerinde abrazyiv diskler ve şeritler, taşlar, karbit ve elmas frezler, abrazyiv lastikler ve abrazyiv partikülleri serbest halde içinde bulunduran cila patları ve tozları gibi çok çeşitli bitirme ve cila materyalleri kullanılmaktadır (Jefferies, 2007;

Marghalani, 2010). Uygun bir şekilde yapılan bitirme ve cila işlemi restorasyonların estetiği ve kalıcılığı açısından önemli bir basamaktır (Jefferies, 2007).

Restorasyon yüzeylerinin pürüzlü olmasının, bakteri plağının tutunmasına sebep olduğu böylece diş eti rahatsızlıklarının ve sekonder çürüklerin oluşumunu artırdığı ve hasta memnuniyetsizliğine neden olduğu bildirilmiştir (Aykent ve ark., 2010; Jefferies, 2007; Türkün, 2004). Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi optik ve mekanik profilometreler, AFM ve SEM gibi cihazlar ile yapılmaktadır (Kakaboura ve ark., 2007).

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller, günlük hayatta sıklıkla tüketilen kimyasal içeceklere aralıklı olarak maruz kalmaktadır (Rios ve ark., 2008). Yapılan çalışmalarda restoratif materyallerin, yüzey özelliklerinin ve klinik başarısının eroziv gıdalardan etkilenip etkilenmediği incelenmiştir (Aliping-McKenzie ve ark., 2004; Silva ve ark., 2011). Günümüzde sıklıkla tüketilen gazlı içecekler ve asidik potansiyele sahip içeceklerin restoratif materyaller üzerinde morfolojik değişikliklere neden olduğu bildirilmiştir (Grippio ve ark, 2004; Wongkhantee ve ark, 2006).

Bu çalışmanın da amacı; posterior bölgede kullanılan daimi restoratif materyallerin döngüsel yaşlandırma sonrası yüzey özelliklerini karşılaştırmaktır.

Bu çalışmanın sıfır hipotezleri ise;

1. Bu çalışmada değerlendirilen restoratif materyaller arasında, yüzey pürüzlülüğü açısından farklılık yoktur.

2. Restoratif materyallere uygulanan polisaj yöntemleri arasında, yüzey pürüzlülüğü açısından farklılık yoktur.

3. Bekletme solüsyonları arasında restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından farklılık yoktur.



2.GENEL BİLGİLER

2.1.Kompozit Rezinler

Dr. Ray L. Bowen'ın 1962 yılında geliştirdiği Bisfenol A-Glisidil Metakrilat (BIS-GMA, Bowen rezini) monomeri ile birlikte silikat simanlar ve metil metakrilat (MMA) bazlı akrilik rezine göre diş dokularına daha iyi adezyonun ve mekanik özelliklerin sağlandığı kompozit rezinler geliştirilmiştir (Moszner ve ark., 2008; Söderholm ve ark., 1984). İlk geliştirildikleri yıllarda kullanımları sınıf 3, 4, 5 kavitelerle sınırlanmış olsa da, mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesiyle posterior restorasyonlarda da kullanımları artmıştır (Dayangaç, 2000; O'Brien, 2002a).

2.1.1.Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler, farklı yapı ve özelliğe sahip iki veya daha fazla materyalin belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesiyle oluşan ürünlerdir (Gladwin ve Bagby, 2013). Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler temel olarak üç farklı fazdan oluşurlar (Dayangaç, 2000).

- 1)Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı faz, Continuous Phase)
- 2)İnorganik Faz (Doldurucular, Dağılan Faz, Dispersed Phase)
- 3)Ara Faz (Bağlayıcı Ajan, Coupling Agent)

2.1.1.1. Organik Faz

Organik matriks fazı içerisinde monomerler, ko-monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, materyalin raf ömrünün uzatılmasını sağlayan polimerizasyon inhibitörleri, polimerize olmuş kompozitin kimyasal stabilizasyonunu sağlayan ultraviyole stabilizatörler, ultraviyole ışınları absorbe eden ajanlar ve pigmentler bulunur (Peutzfeldt, 1997).

Monomer ve Komonomerler: Organik matriks, monomerlerin birbirlerine bağlanarak polimer zincir oluşturmasıyla meydana gelen polimer bir yapıdır. Monomerler arasında en yaygın; glisidil metakrilat ve bisfenol A'nın birleşmesi ile oluşan, çift fonksiyonlu Bis-GMA monomeri kullanılır (Roberson ve ark., 2006).

Bis-GMA visköz bir yapısı ve yüksek molekül ağırlığı olduğu için düşük polimerizasyon büzülmesi gösterir (Roberson ve ark., 2006). Bis-GMA'nın daha hızlı gerçekleşen sertleşme reaksiyonu, düşük polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyon sırasında çapraz bağlar kurulabilmesi, yüksek mekanik özellikte bir polimer oluşması avantajları arasındadır. Dezavantajları ise; yüksek viskozitesi ve renk stabilitesi problemleri olarak bildirilmiştir (Peutzfeldt, 1997).

Hidrofilik bir yapıya sahip olan Bis-GMA monomeri, ara fazda erozyona ve polimer yapıda su moleküllerinin yer almasına neden olarak polimerizasyon sonrasında dayanıklılık ve aşınma direncinin düşmesine neden olmaktadır (Feilzer ve ark., 1990). Bu dezavantajları azaltmak için Bis-GMA'nın farklı bir formülasyonu olan Bis-EMA (Bis-etilen glidikol dimetakrilat) geliştirilmiştir. Bis-EMA monomeri moleküler yapı bakımından BisGMA'ya benzemekle birlikte Bis-GMA'dan farklı olarak yapısında

hidroksil grubu içermemektedir. Bu farklılık Bis-EMA'nın viskozitesinin daha düşük olmasını sağlarken, monomere hidrofobik özellik de kazandırmaktadır (R. Craig, 1981).

Organik faz kısmında sıklıkla kullanılan bir diğer monomer ise UDMA'dır. UDMA 1974'te Foster ve Walker tarafından geliştirilmiştir (Trushkowsky, 2014). UDMA'da bisfenol-A'dan farklı olarak lineer izosiyonat grubu bulunmaktadır (Anusavice ve ark., 2012). Organik faza UDMA monomerinin ilavesi ile daha iyi adezyon sağlayan, renk değişikliklerine daha dirençli, esneklik ve aşınma dayanımının daha yüksek olduğu bir rezin yapısı elde edilmiştir (Asmussen ve Peutzfeldt, 1998; KIVRAK ve GÖKAY 2016). BisGMA ve UDMA yüksek molekül ağırlıklarına sahip oldukları için visküz yapıdadırlar ve bu durum klinik kullanımını zorlaştırmaktadır (Van Noort ve Barbour, 2014). Klinik kullanım için daha uygun bir kıvam elde etmek, rezinin daha esnek ve daha az kırılğan olmasını sağlamak, inorganik doldurucu oranını artırabilmek için daha az viskoziteye sahip komonomerler kullanılmaktadır (Anusavice ve ark., 2012).

Bis-GMA'ya oranla daha esnek ve küçük yapıya sahip olan TEGDMA, kompozitlerde oluşan viskoziteyi azaltmak için materyallere eklenmiştir (Parker ve Braden, 1989). TEGDMA kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesini ve çekme kuvvetlerine karşı dayanımını artırırken, kırılma kuvvetlerine karşı dayanımını azaltmaktadır (Asmussen ve Peutzfeldt, 1998; O'Brien, 2002b). Bu da kompozit rezinlerdeki kullanım miktarını sınırlandırmaktadır.

Polimerizasyon Başlatıcı-Aktivatör Sistemi: Polimerizasyon başlatıcılar; fiziksel ve/veya kimyasal aktivasyon ile polimerizasyon reaksiyonu için gerekli serbest radikallerin oluşmasını sağlayan maddelerdir (O'Brien, 2002a). Görünür ışıkla polimerize

olan kompozit rezinlerde, fotobaşlatıcı ve amin aktivatörden oluşan serbest radikal başlatıcı sistem yer almaktadır. Bu iki bileşen ışıkla aktive olmadığı sürece reaksiyona girmezken; mavi ışığın 450-500 nm dalga boyuna ulaşması ve bir fotoaktivatör tarafından absorbe edilmesiyle reaksiyon başlar. Bir α -diketon olan kamforokinon yaygın olarak kullanılan ve üretim sırasında monomer karışımına % 0,2 veya daha az miktarlarda ilave edilen bir fotobaşlatıcıdır (K_j, 2003).

İnhibitörler: Monomerlerin ışık, ısı ve diğerkimyasallarla kendiliğinden polimerize olmasını engelleyerek kompozit rezinin polimerizasyon öncesi raf ömrünü uzatmak ve polimerizasyon sonrası kimyasal stabilitesini uzun süre devam ettirebilmek amacıyla organik matriks yapısına “hidrokinon monometil eter” gibi inhibitörler eklenmektedir (Hervás García ve ark., 2006).

Ultraviyole Stabilizatörler: Kompozit rezinlerde meydana gelen renk değışikliğini en aza indirmek için 350 nm’nin altındaki ultraviyole dalga boylarını absorbe ederek renk stabilitesini sağılayan sistemlere ultraviyole stabilize ediciler denir. Kompozit rezinlerde polimerizasyon sonrası reaksiyona girmeyen artık ürünler ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak sarı-kahverengi renklenmelere neden olmasını engellemek için ultraviyole stabilizatörleri (2-hidroksi-4-metoksibenzofenon) ilave edilebilir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Renk Pigmentleri: Diş dokuna benzer translüsensi ve renk sağılayarak doğıal bir görünüm elde etmek amacıyla az miktarda metal oksit partikülleri kompozit rezinlere ilave edilir (Anusavice ve ark., 2012).

2.1.1.2. İnorganik Faz

İnorganik doldurucular organik matriks içinde dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, bor silikat, koloidal silika, baryum silikat, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, zirkonyum, çinko ve yitrium cam gibi partiküllerden oluşur (J. L. Ferracane, 2001). Kompozit rezinlerdeki inorganik doldurucu oranı arttıkça organik matriks oranı düşer, böylece ısısal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su absorpsiyonu azalır; dayanıklılık artar (Dayangaç, 2000; Maddeler, 2001). Ayrıca inorganik doldurucular estetik özellikleri arttırırken, kompozit rezinine polimerizasyon öncesi şekil vermeyi kolaylaştıracak bir kıvam sağlar (J. L. Ferracane, 1995; Kj, 2003).

Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışığı geçirip yayarak kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Silika partiküllerinin, kristalin ve non-kristalin olmak üzere iki formu bulunmaktadır. Kristalin formu daha sert ve dayanıklı olmasına rağmen kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemlerini zorlaştırır. Bu nedenle günümüzde birçok kompozit rezinde silikat cam (non kristalin) formu tercih edilmektedir (Roberson ve ark., 2006). Stronsiyum, baryum, çinko, zirkonyum gibi partiküller ise radyoopasite özelliği kazandırır (G. Willems ve ark., 1993; H. H. Xu, 1999). Kompozit rezinde yer alan inorganik doldurucu partikül oranının yüksek olması materyalin daha iyi fiziksel özellikler göstermesini sağlarken, partikülün boyutunun küçük olması kompozitin polisajlanabilirliğini ve restorasyonun estetik özelliklerini önemli ölçüde etkiler (J. L. Ferracane, 1995).

2.1.1.3. Ara Faz (Bağlayıcı Ajan, Coupling Agent)

Kompozit rezinlerde organik matriks ile inorganik doldurucular arasındaki bağlantıyı sağlayarak, kompozit rezinlerin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerinin yüksek olması ve uzun süre bu özelliklerini muhafaza etmelerini ara faz sağlamaktadır. Ara faz; organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Bunlar iki fonksiyonlu moleküllerdir. Bir taraftan organik matrikste yer alan metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar kurarken, diğer taraftan doldurucuların yüzeyindeki su veya hidroksil gruplarını absorbe ederek yüzeyde esterleşirler. Bu şekilde organik ve inorganik fazları birbirine bağlayarak suya dirençli kompozit materyallerin oluşumunu sağlarlar (Maddeler, 2001; Sturdevant, 1995; ULUAKAY ve ark., 2011).

Eğer organik ve inorganik faz arasında iyi bir bağlanma sağlanmaz ise yapı içerisinde mikro çatlaklar ve porözite meydana gelecektir. Bu da materyalin uzun dönem kullanımı üzerine olumsuz etkiler sergileyecektir (Santerre ve ark., 2001).

2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler özelliklerine göre şu şekilde sınıflandırılabilirler:

- İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelere göre
- Viskozitelerine Göre
- Polimerizasyon Yöntemlerine Göre

2.1.2.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 μ m arasındaki kompozitlere **megafil kompozit**, 10-100 μ m arasında olan kompozitlere **makrofil kompozit** ve 1-10 μ m arasında olan kompozitler ise **midifil kompozitler** olarak isimlendirilir (Dayangaç, 2000). İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 μ m arasındaki kompozitlere **minifil** (küçük partiküllü) kompozitler, 0.01-0.1 μ m arasında olan kompozitlere **mikrofil** kompozitler, 0.01 μ m ya da daha küçük olan kompozitler ise **nanofil** kompozitler olarak isimlendirilir (Dayangaç, 2000).

1970’lerde geliştirilen mikrofil kompozitlerin doldurucu partikülleri 0.1 μ m’den küçük olup bitim ve cila işlemlerinden sonra pürüzsüz bir yüzey elde edildiği için “polishable” veya “fine finishing” kompozitler diye de isimlendirilirler (JO Burgess, ve ark., 2002). Ancak bu kompozitlerin kırılma dayanıklılıkları ve mekanik özellikleri oldukça zayıftır (JO Burgess ve ark., 2002; Dayangaç, 2000). Mikrofil kompozit rezinlerde inorganik doldurucu kısmında kollaidal silika partikülleri içermektedir. Estetik özellikleri geliştirildiği için anterior bölge restorasyonlarında kullanılabilirken çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olmadığı için posterior bölgede kullanıma uygun değildir (Anusavice ve ark., 2012; J. L. Ferracane, 2011).

1980’lerin sonuna doğru farklı boyutlardaki inorganik doldurucu partiküllerin bir araya gelmesiyle oluşan hibrit kompozitler üretilmiş ve bu grup geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit kompozitleri içermektedir (Ferracane ve ark.,1998; ULUAKAY ve ark., 2011). Hibrit kompozitler; inorganik doldurucu oranı mikrofil kompozitlerden fazla, doldurucu boyutu ise makrofil kompozitlerden küçük olduğu için makrofil kompozitlerin mekanik ve fiziksel özellikleriyle, mikrofil kompozitlerin yüzey

özelliklerinin bir araya getirilmesi amaçlanmıştır. Bu sayede iki kompozit rezininde özelliklerini taşır (Dayangac, 2011; Swift ve ark., 2006).

Hibrit kompozitlerin isimlendirilmesi yüzde olarak fazla olan partiküle göre yapılır (Dayangac, 2011). Hibrit kompozit rezinler 0,4-1 μm aralığında cam partiküller ve 0,04 μm boyutundaki kolloidal silika partiküllerinden oluşmaktadır (Anusavice ve ark., 2012; Hervás García ve ark., 2006). Son zamanlarda üretilen kompozit rezinlerde 0,1-1 μm ve 0,04 μm boyutlardaki partiküllerin bir araya gelmesi ile mikrohibrit kompozitler, 0,005-0,01 μm boyutlardaki partiküllerin bir araya gelmesi ile nanohibrit kompozitler üretilmiştir (Albers, 2002; TEC, 2017). Hibrit kompozitlerin aşınma dirençlerinin ve dayanıklılıklarının yüksek olması sayesinde sınıf I ve II kavitelerde, polisajlanabilirliklerinin yüksek olması sayesinde sınıf III ve IV restorasyonlarda kullanılabilirler (Dayangac, 2011; Maddeler, 2001).

2.1.2.2. Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler: Otopolimerizan kompozitler olarak da adlandırılırlar. Baz ve katalizör olmak üzere 2 bileşenden oluşan bu kompozitler başlatıcı olarak benzoil peroksit, akseleratör olarak da tersiyer aminlerden oluşmaktadır.

Işık ile polimerize olan kompozitler: Bu kompozitler ultraviyole ve görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler olarak ikiye ayrılırlar ama ultraviyole ışık kaynaklarının düşük güvenilirliği ve zararlı etkileri nedeniyle yerini görünür ışık kaynaklarına bırakmıştır. Tek pat şeklinde bulunan bu kompozit rezinlerin yapısında başlatıcı olarak diketon yer alırken aktivatör olarak ise amin yer almaktadır.

Fotobaşlatıcılar 400-470 nm dalga boyundaki görünür mavi ışıkla aktive olurlar. Foto-başlatıcı olarak en yaygın kullanılan diketon yapıda, uzun dalga boyu ve yoğunluktaki ışık varlığında hızlı bir şekilde serbest kökler oluşturan kamforokinon'dur. Bunun için LED, kuartz–tungsten halojen, diyot ve argon lazer, plazma ark gibi ışık kaynakları kullanılmaktadır (JO Burgess ve ark., 2002; Nayır, 1999; J. W. Nicholson, 2002). Işıklı polimerize olan kompozitlerin hekim kontrolünde çalışma süresi sağlaması, daha az polimerizasyon büzülmesi göstermesi, kısa sürede tamamlanan bitim işlemleri, renk seçenekleri ve stabilitelerinin fazla olması, yüksek dayanıklılık ve kırılma dayanımı gibi bir dizi avantajları mevcuttur (JO Burgess ve ark., 2002).

Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozitler: İki pat şeklinde üretilen bu kompozitlerde karıştırıldıktan sonra polimerizasyon ışık aktivasyonu ile başlayıp kimyasal mekanizma ile devam ederek tamamlanır. Işık ile polimerizasyonun tam olarak gerçekleşemeyeceği derin kaviterlerde, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında, ışığın ulaşmadığı ve polimerize olamayan bölgelerde kullanımı başarılıdır (R. Craig, 2002; Dayangac, 2011; Powers ve RL, 2006).

2.1.2.3. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine göre Sınıflandırılması

Kondanse edilebilen kompozitler: Kondanse olabilme terimi yüksek viskozite ve düşük yüzey yapışkanlığı sayesinde bir miktar basınç uygulanabilen kompozitler için kullanılmaktadır. Çiğneme kuvvetlerine fazla maruz kalan sınıf 1 ve 2 kaviterlerde kullanımı tavsiye edilir. Hibrit kompozitlerle kıyaslandığında daha büyük boyutta

partiküller içermeleri sonucunda bitim ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü bir yüzey oluşabilir (Ilie ve Hickel, 2009; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Akışkan kompozitler: Akışkan kompozit rezinler, daha önceden üretilmiş olan kompozitlerin partikül oranının azaltılması ya da sürfaktanlar gibi birtakım ajanların ilavesiyle elde edilen rezinlerdir. Viskozitesinin düşük olması ulaşılması zor bölgelerde yaygın kullanımını sağlamıştır. Stresin az olduğu bölgelerdeki restorasyonlarda, restorasyonların altında kaide materyali, fissür örtücü, servikal defektlerde ve restorasyon tamirlerinde kullanılır (ÇELİK, 2017; Gladwin ve Bagby, 2013).

2.1.3. Kompozit Resin Sistemlerdeki Güncel Gelişmeler

2.1.3.1 Kendi Bağlanabilen (Self-Adeziv) Kompozit Resinler

Son yıllarda piyasaya sürülen ve diş dokularına kendi bağlanabilen kompozit rezinler geleneksel kompozitlerden farklı olarak adezivle ön işlem gerektirmeden kavitelere uygulanmaktadırlar. Dentine bağlantısı mineye oranla daha yüksek olduğu için kole defektlerinin restorasyonlarında mutlaka bir adeziv sistemle kombine kullanılmaları önerilmektedir. Şimdiye kadar piyasada var olan kendinden adezivli akışkan kompozitler minimal girişimsel kavitelere, dolgu kenarlarının tamirinde, Sınıf II kavitelere liner olarak ve ortodontik braket yapıştırılmasında kullanılır. Ancak bu ürünlerde bulunan hidrofilik fosfat grubu aynı zamanda su emiliminden de sorumlu olduğu için bu ürünler diğer akışkan kompozitlere oranla daha fazla su emmektedir (Türkün. 2015)

2.1.3.2. Ormoserler (Organik Olarak Modifiye Edilmiş Seramikler)

Diş hekimliğinde 1998 yılında kullanılmaya başlanılan ormoserler, ‘organik modifiye seramik’ kelimelerinin ilk heceleri ile adlandırılmıştır (Dayangaç G. Kompozit Restorasyonlar. 2011.) Geleneksel kompozit rezinlerde görülen polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak ortaya çıkan problemleri ortadan kaldırabilmek için geliştirilmişlerdir (Wolter ve ark., 1994). Ormoserler organik faz, inorganik faz ve polisiloksan olmak üzere üç yapıdan oluşmaktadır. Organik polimerler polarite, çapraz bağlantı, sertlik ve optik davranışları belirlerken inorganik fazı oluşturan cam ve seramik bileşenler, termal genleşme ve kimyasal stabiliteyi sağlarlar. Polisiloksan yapı ise elastisite, arayüz özellikleri ve işlenişi etkilemektedir (Zimmerli ve ark., 2010). Ormoserlerin avantajları; mine ve dentine iyi adezyon, biyouyumluluk, kolay uygulanabilme, artmış estetik özellikler ve polimerizasyon büzülmesinin önemli ölçüde azalması olarak sıralanabilir (ALTUN, 2005; Manhart ve ark., 2000).

2.1.3.3. Smart ve Antibakteriyel Kompozitler

1998 yılında piyasaya sürülen bu kompozit rezinler, yapılarında bulundurdıkları özel kimyasallardan salınan florür, kalsiyum, hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar sayesinde mikroorganizmaları ve üretilen asitleri etkileyebilme özelliği gösterirler Salınan iyonların miktarı, restoratif materyalin dış tabakasındaki pH değerine bağlıdır. Aktif dental plak sebebiyle azalan pH, koruyucu iyonların salınımı artırır ya da tam tersi meydana gelir Bu iyonların bakterisit etkileri ve asitleri tamponlanmasıyla, demineralizasyonun azalabileceği ve sekonder çürük gelişiminin önlenebileceği beklenmektedir (Dayangaç G. Kompozit Restorasyonlar. 2011.).

Antibakteriyel özellik gösteren kompozit rezinler iki şekilde elde edilebilirler:

1. Resin matriksin yapısına çözünebilir antimikrobiyaller eklenir, eklenen bu materyal klorheksidindir. Restoratif materyalden salınarak etkisini gösterir (Dayangaç G. Kompozit Restorasyonlar. 2011.)

2. Antimikrobiyal ajanın, resin matriks yapı içerisinde değişmeden kalması sağlanarak üretilen kompozit rezinler bu gruptadırlar. MDPB adlı yeni geliştirilen monomer matriks içerisinde değişmez ve dışarı salınmaz. Bakteri üremesi ve materyal birikimine karşı engelleyici etkisi vardır (Dayangaç G. Kompozit Restorasyonlar. 2011.)

2.1.3.4. Siloran Esaslı Kompozit Resinler

Siloran esaslı kompozit rezinler, siloksan ve oksiran olarak bilinen iki farklı monomerden meydana gelmektedir (Weinmann ve ark., 2005). Diğer kompozit rezinlerle kıyasla daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi göstermesi gibi avantajları var iken düşük translüsensi ve renk seçeneklerinin az olmasından dolayı kullanımı alanı posterior dişlerle sınırlı kalmıştır (Ardu ve ark., 2010).

2.1.3.5. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler

Güncel sistemler arasında yer alan fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, yapılarında; cam fiber, karbon fiber, poliester fiber, aramid fiber ve ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiber gibi farklı özellikte fiber tipleri bulunmaktadır ve bunlar materyalin mekanik özelliklerini geliştirmek için kullanılmaktadır (van Dijken ve Sunnegårdh-Grönberg, 2006). Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin endikasyonları

arasında, splint uygulamaları, geniş madde kayıplı ve kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonu bulunmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.1.3.6. İndirekt Kompozit Rezinler

Fazla miktarda doku kaybı olan kaviteelerin estetik restorasyonu gerektiğinde ve direkt kompozit ile restorasyonu yapılamadığında laboratuarda yapılan ve sonradan kaviteye simante edilen restorasyon materyalleridir. Direkt restorasyonlara göre daha yüksek polimerizasyon derecesi göstermesi, aşınma dirençleri ve mekanik özelliklerinin daha iyi olması, kontak uyumlarının ve okluzal anatomilerinin daha iyi işlenmesi gibi avantajlara sahipken pahalı işlemler olmaları, zaman almaları ve ölçü işlemi gerektirmeleri gibi dezavantajları vardır. Bu kompozitler ile inley, onley, overley ve lamina veneerler yapılabilir (Dayangaç G. Kompozit Restorasyonlar. 2011.).

2.1.3.7. Bulk Fill Kompozit Rezinler

Klinik kullanımda tek tabaka halinde uygulanabilmesiyle klinik çalışma süresi azaltan, tabakalama tekniğine bağlı olarak ortaya çıkabilecek; kontaminasyon riski, tabakalar arasındaki bağlanmada başarısızlık ve hava kabarcığı oluşma riskini ortadan kaldırarak kaviteye daha iyi adaptasyon sağlaması gibi avantajları sayesinde arka bölge dişlerin restorasyonunda hekimler tarafından kabul edilmiştir (Abbas ve ark., 2003; El-Safty ve ark., 2012; Lazarchik ve ark., 2007; Park ve ark., 2008; Sarrett, 2005). Bulk fill kompozitler çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç, polisajlanabilirlik ile yüksek düzeyde estetik özellikler, yeterli radyoopasite ve düşük büzülme stresi sayesinde iyi kenar uyumu sergilerler (Fill, 2011).

Yakın zamanda geleneksel kompozit rezinlerdeki genel yaklaşım, daha iyi mekanik/fiziksel özellikler sağlayabilmek için inorganik partikül oranını artırmak ve iyi bir estetik özellikler sağlayabilmek için partiküllerin boyutunu küçültmeyi önerir (Czasch ve Ilie, 2013). Bulk fill kompozit rezinlerde ise geleneksel kompozitlere kıyasla inorganik partikül oranı daha az, partikül boyutları ise daha büyüktür. Bu durum partikül-matriks ara yüzeyi toplam alanının daha düşük olmasını sağlayarak polimerizasyon sırasında ışığın saçılımını azaltıp daha derinlere penetre olmasına olanak sağlar ve polimerizasyon derinliği artar (Bucuta ve Ilie, 2014; Karadaş ve Demirbuğa, 2017; Vivadent, 2013). Bulk fill kompozit rezinlerde polimerizasyon derinliğini artırmak için bazı üreticiler kompozit rezinlerin translüsensisini artırmış veya rezin matriks içerisinde farklı fotoaktif başlatıcılar ilave etmişlerdir (Fill, 2011; Karadaş ve Demirbuğa, 2017). İlk piyasaya sürülen bulk fill kompozit olan SDR (Dentsply) fotoaktif gruplara sahip UDMA monomerinin sayesinde polimerizasyon büzülmesini kontrol altına alırken Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent) ise yapısında bulunan “Ivocerin” sayesinde polimerizasyonu başlatan sistemleri hızlandırarak kompozitin daha kalın tabakalar şeklinde polimerize olmasını olanak sağlamaktadır (Fill, 2011).

Bulk fill kompozit rezinler polimerizasyon yöntemlerine ve yoğunluklarına göre iki tipi mevcuttur;

- 1) Düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinler (Akışkan bulk fill kompozitler)
- 2) Yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezinler

Yüksek viskoziteye sahip bulk fill kompozit rezinler daha fazla doldurucu partikül içeriğine sahip oldukları için daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilirken düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinler kaviteelerde, polimerizasyon büzülme streslerini

azaltmak amacıyla liner olarak kullanılmaktadır. Fakat düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin; su emilimi daha yüksek, yüzey sertlikleri daha düşük ve mekanik özelliklerinin yetersizliği gibi nedenlere üzerlerinin 2 mm kalınlığında geleneksel bir kompozit rezinle örtülmesi önerilmektedir (John ve Cakir, 2010; Garcia ve ark., 2014). Bulk fill kompozit rezinler polimerizasyon yöntemlerine göre; kimyasal, ışık ve dual sertleşen şeklinde sınıflandırılır. Işık ile polimerize olan bulk fill kompozitler 420-470 nm dalga boyunda aktive olurken piyasada mevcut olan iki adet dual sertleşen bulk fill kompozit materyali hem kimyasal hem de ışık ile polimerizasyon sağlar (Chesterman ve ark Jowett, 2017; Zaruba ve ark., 2013).

Bazı bulk fill kompozit rezin üreticileri bisphenol A glycidyl methacrylate (BisGMA) yerine diğer dimetakrilatları ihtiva eden organik matriks kullanmayı tercih etmişlerdir. Bu sayede UDMA, TEGDMA ve EBPDMA'ya sahip rezin matriksin Bis-GMA'ya göre daha esnek bir polimer yapı sunmasını ve daha az viskoz olmasını sağlamıştır. Ayrıca Bis-GMA, EBPDMA'ya kıyasla daha hidrofilik olduğu için bulk fill kompozitler rezinlerde EBPDMA'nın kullanılması fazla su emilimi ile bozulma ve renk değişikliği riskini azaltmıştır (Karadaş ve Demirbuğa, 2017; Sideridou ve ark., 2002; Zaruba ve ark., 2013). Yüksek doldurucu içeriğine sahip Sonic fill 2 (Kerr) (%83.5), Evoceram bulk fill (Ivoclar Vivadent) (%79-81) ve SDR (Dentsply) (% 68) kompozitlere kıyasla daha iyi bükülme ve basma direncine sahiptir. Ancak dual sertleşen bulk fill kompozitlerin doldurucu oranlarının düşük olmasına rağmen (%65) üreticiler bu kompozitin üzerini geleneksel bir kompozit ile kaplamaya gerek olmadığını ifade etmişlerdir (Chesterman ve ark., 2017; Didem ve Yalcin, 2014).

2.2. Cam İyonomer Simanlar

Florür iyonu salabilme ve dirençli olma özelliğine sahip silikat siman ile diş dokularına iyi adezyon sağlayan ve biyouyumlu olan polikarboksilat simanın hibriti şeklinde tanımlanan cam iyonomer simanlar 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından geliştirilmiştir (Bowen ve Marjenhoff, 1992; Dayangac, 2011; KURTOĞLU, 2012). Sertleşme reaksiyonun tamamını ya da tamamına yakın kısmını asit-baz reaksiyonu şeklinde gerçekleştiren cam iyonomer simanlar, flor rezervuarı olmaları ve antimikrobiyal aktivite göstermeleri, mine ve dentine kimyasal adezyon sağlamaları, pulpa ve periodontal dokular için biouyumlu olmaları gibi avantajlara sahiptir (Dionysopoulos ve ark., 2003; Hes ve ark., 1999; Mount, 2002).

Cam iyonomer simanların uygulama şekillerine göre sınıflandırılması aşağıdaki gibidir.(McLean, 1992)

- Tip I: Kırın, köprü ve braketlerin yapıştırılmasında kullanılan simanlar
- Tip II: Restoratif simanlar
- Tip III: Kaide materyali ve pit ve fissür örtücü olarak kullanılan simanlar
- Tip IV: Kanal dolgu patı olarak kullanılan simanlar

Cam iyonomer simanların içeriklerine göre sınıflaması ise aşağıdaki gibidir (KANIK ve TÜRKÜN).

- Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS)
- Hibrit cam iyonomer simanlar
 - Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS)
 - Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler)

- Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS)
- Giomerler
- Nano-iyonomerler
- Cam Karbomer

2.2.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Tüm geleneksel cam iyonomer simanlar; polikarboksilik asit, fluoroalüminosilikat cam, su ve tartarik asit içermektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Toz içeriğinde yer alan ve asit ile çözünebilen kalsiyum fluoroalüminosilikat cam; flor iyon salınımı yapar. Sertleşme reaksiyonunu belirleyen faktörlerden biri olan tanecik boyutu ve taneciklerin dağılımı cam iyonomer simanların kullanılacağı alana göre değişmektedir. Eğer cam iyonomer siman restorasyon yapmak için kullanılacak ise tanecik boyutu en fazla 50µm, kron-köprü yapıştırmak için veya kaide materyali olarak kullanılacak ise en fazla 20µm boyutlara sahip olmalıdır (Van Amerongen ve ark., 2008).

CİS'lerin matriks kısmını oluşturan poliasit çoğunlukla polikarboksilik asittir. Poliasidin etkinliği moleküler ağırlığına, molekülün konsantrasyonuna ve kopolimerin içeriğine bağlıdır. Poliasitler, cam iyonomer simanın dış dokularına ve metallere bağlanabilmesi sağlamaktadır (Anstice ve Nicholson, 1995; Van Amerongen ve ark., 2008).

Cam iyonomer simanların sertleşmesi, poliakrilik asit matriks içerisinde yer alan karboksilat grupları ile dış sert dokuları içerisinde yer alan fosfat iyonlarının tepkimesiyle oluşan asit-baz reaksiyonudur. Asit-baz reaksiyonu; çözünme (tozun ayrışması), cam partikülleri üzerine asit atağı, şelasyon ve sertleşme gibi sıralı aşamalardan meydana gelmektedir (Wilson ve ark., 1983). Çözünme fazında, polikarboksilik asit solüsyonunda

doldurucu görevi gören cam partiküller dağılır. Asit atağı fazında, cam tozlarının yıkımı başlayıp, metal iyonlarının (Al^{+3} , Ca^{+2} , Sr^{+2} , F^{-1}) serbestlenmesi gerçekleşerek “silika hidrojel tabakasını” oluştururlar (Crisp ve ark., 1980; Hatton ve Brook, 1992; Lohbauer, 2010). Önce kalsiyum poliakrilat oluşumu, daha sonra alüminyum poliakrilat oluşumu gerçekleşir. Reaksiyon ile birlikte matris içindeki iyon konsantrasyonu ve poliakrilik asidin poliakrilatlara dönüşmesinin artmasıyla ortamın pH'ı ve viskoziteside artar (Hatton ve Brook, 1992).

Diş sert dokularına kimyasal olarak bağlananan geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS), bir taraftan sertleşmesini sürdürürken diğer taraftan da diş dokularıyla iyon değişimi yaparak polar ve fizikokimyasal bir bağlantı sağlar. (Kj, 2003) Diş sert dokuları ile GCİS arasındaki ilk etapta hidrojen bağları ile oluşan polar bağlanma gerçekleşirken bağların zamanla artması polialkenoik asitin fosfat iyonlarını difüze etmesiyle gerçekleşmektedir. İyonların difüzyonuyla GCİS ile diş sert dokuları arasında iyondan zengin bir tabaka oluşmasını ve iyi bir şekilde bağlanmasını sağlamaktadır. (Davidson, 2006). Sertleşme reaksiyonu süresince flor iyon salınımı en yüksek seviyede iken, 24-72 saat sonrasında yavaş yavaş azalmakta, 10-20 gün sonuna kadar salınımı sabitlenir ve birkaç ay içerisinde siman yapısındaki florür iyonu biter. Flor iyonu salınımı ile diş yapısında oluşan fluoroapatit kristalleri demineralizasyona dirençli bir yüzey oluşmasını sağlar (Diamanti ve ark., 2011; Sakaguchi ve Powers, 2012; S. Sidhu, 2011; Wiegand ve ark., 2007).

GCİS'lerin; çalışma süresinin kısa sertleşme süresinin uzun olması, ilk kullanım sırasında neme ve su kaybına hassas olması, aşınma ve renklemenin kolay olması sebebiyle yetersiz estetik özellikler, yüksek kırılma katsayıları ve düşük esneme katsayısı

nedeniyle zayıf mekanik özellikler gibi dezavantajlara sahiptir (Mitsubishi ve ark., 2003; J. Nicholson ve ark., 1992).

2.2.2. Hibrit Cam İyonomer Simanlar

2.2.2.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)

GCİS'ların istenmeyen özelliklerini elimine etmek amacıyla simanların yapısına %80 cam iyonomer siman ve %20 rezin ilavesiyle elde edilen bu hibrit materyaller, 1991 yılında tanıtılmıştır. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar; fluoroaluminosilikat tozları, su, poliakrilik asit, monomer olarak ışıkla polimerize olan 2- hydroxyethyl methacrylate (HEMA) ve reaksiyon başlatıcı olarak ise kamforokinon kullanılmaktadır (Mitra, 1991). RMCİS'larda dual polimerizasyon mekanizması görülür, yani asit-baz reaksiyonu ile birlikte foto-kimyasal polimerizasyonda görülür. Kimyasal yapılarına eklenen düşük miktardaki HEMA, asit-baz reaksiyonuna ilaveten ikincil olarak ışıkla polimerizasyon reaksiyonunu meydana getirmektedir (Hes ve ark., 1999).

RMCİS'ların, GCİS'lara kıyasla avantajları arasında; materyalin ışıkla sertleşmesi sayesinde materyale suyun temas etmesi ile oluşan erken kontaminasyona bağlı ortaya çıkabilecek olumsuz etkileri ortadan kaldırarak simanın neme karşı olan duyarlılığını azaltır, diş sert dokularına hem fiziksel hem kimyasal bağlantı sağlar, çalışma süresinin daha uzun olması ve ışıkla sertleşmesi sayesinde kontrolün hekimde olması, ağız sıvılarından daha az etkilenen ve daha estetik bir materyal olması sayılabilir. RMCİS, GCİS'lara kıyasla dezavantajları arasında; daha yüksek polimerizasyon büzülmesine sahip olması ve bunun sonucu olarak artan mikrosızıntı problemi, diş sert dokularına daha zayıf bağlanma sergilemesi, daha düşük flor salınımı göstermesi sayılabilir (J. Nicholson, 2010). RMCİS'ların üretici talimatlarına göre polimerizasyonu

sağlansa bile yapısında bulunan HEMA'ya bağlı artık monomer salınımı meydana gelebilir. Bu durum pulpal irritasyon, alerjik reaksiyon veya kontak dermatit ile sonuçlanabilir. Netice itibarı ile RMCİS'in biyouyumluluğu GCİS'lardan daha düşüktür (J. W. Nicholson ve Czarnecka, 2008).

2.2.2.2. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)

GCİS'lerin estetik ve mekanik özelliklerinin geliştirilmek amacıyla geliştirilen hibrit yapılı bir materyal olan kompomerler, yapısında %20-30 oranında cam iyonomer simana ve %70-80 oranında kompozit rezine sahiptir (KANIK ve ark., 2007). İçeriğinde reaktif olmayan inorganik tozlar (silikat cam, quartz vb.), Bis fenol A glisidil dimetakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), üretan dimetakrilat (UDMA) gibi kompozit rezinlerin yapısında bulunan makro monomerler, asit monomer, reaksiyon başlatıcılar, stabilizörler ve pigmentler bulunur (J. W. Nicholson, 2007).

Kompomerler yaklaşık %13 oranında flor içerir bunun sonucunda GCİS'lara ve RMCİS'lara göre düşük flor salınımı yaparlar (KANIK ve TÜRKÜN,). Kompomerler, kullanımlarının kolay olması, ışıqla polimerize olmaları, estetik ve fiziksel özelliklerinin kompozit rezinlere benzemesi gibi avantajlarından ötürü özellikle çocuk hastalarda yaygın kullanılan bir restoratif materyaldir (Berg, 1998).

2.2.3. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS)

Kondanse edilebilen cam iyonomer simanlar olarak da adlandırılabilen YVCİS, GCİS'ların aşınma dirençlerini artırıp, nem hassasiyetlerini azaltarak çiğneme stresinin yüksek olduğu bölgelerde kullanımlarını sağlamak için siman tozuna poliakrilik asit

eklenerek ve toz/likit oranını artırılarak piyasaya sunulmuştur (Guggenberger ve ark., 1998; S. K. Sidhu ve Nicholson, 2016; van Duinen ve ark., 2005). YVCİS'lar ilk olarak atravmatik restoratif tedavide (ART) kullanılmak üzere üretilmiş olsalar da birçok restoratif tedavide kullanılabilmektedirler (van Duinen ve ark., 2005). GCİS'deki 3:1 veya 4:1 toz-likit oranı; YVCİS'da 6:1 veya 7:1 olması sayesinde kompozit ve amalgam restoratif tedavi prosedürlerine alternatif olabilirler (Crowley ve ark., 2006; Ferrari, 1999). GCİS'larda 190 Megapaskal (MPa) olan basma dayanımı YVCİS'larda 250 MPa'ya kadar, esneklik dayanımları ise 30 MPa'dan 45 MPa'ya kadar artırılması sayesinde geniş oklüzal restorasyonlarda kullanılabileceği rapor edilmiştir (Berg, 1998). Flor salınımları ve biyouyumlulukları da GCİS'lar ile benzerdir (Molina ve ark., 2013).

YVCİS'larda partikül boyutu ve porozite varlığı simanın dayanıklılığını etkilemektedir (Guggenberger ve ark., 1998; Xie, Brantley ve ark., 2000). Nomoto ve ark. restoratif materyal olarak kullanılan CİS'da %0,2'lik porozite varlığında dayanıklılığın %10 oranında azaldığını ya da yapıştırma simanı formunda %3 porozite varlığında ise %50'ye varan dayanıklılık azalması meydana geldiğini bildirmişlerdir (Nomoto ve ark., 2004). Rutin kullanımda doğru toz/likit oranı belirlemek, el ile karıştırmanın daha zor ve zaman alıcı olması, homojen ve uygun kıvam elde edebilmek, klinisyenler için kullanım kolaylığı sağlamak adına kapsül formunda cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir (Guggenberger ve ark., 1998). YVCİS'lerde sertleşme reaksiyonu hızlı olduğu için erken dönem nem temasının fiziksel özelliklerini olumsuz etkilemediğini bildirmesine rağmen üretici firmalar, YVCİS'lerin aşınma dirençlerinin artırılması ve erken nem temasının önlenmesi için koruyucu rezin içerikli glaze materyalleriyle birlikte kullanılmalarını önermektedir (Celik ve Ermis, 2008; Şener ve Koyutürk, 2006; X. Wang ve ark., 2006).

2.2.4. Giomerler

Cam iyonomer simanların mevcut olan avantajları ile rezin materyalleri bir araya getirilerek hibrit restoratif bir materyal olan giomer üretilmiştir (KAVRIK ve ark., 2016). Glass iyonomer + polimer kelimelerinden Giomer ismi türetilmiştir (Ikemura ve ark., 2008). Giomerin yapısında yer alan PRG (pre-reacted glass ionomer) partikülleri, sulu bir ortamda polialkenoik asit ile floroaluminasilikat cam partikülleri arasında meydana gelen asit-baz reaksiyonunun bir ürünü olan tamamı önceden reaksiyona girmiş cam partikülleri (F-PRG) şeklinde ya da sadece yüzeyin reaksiyona girdiği cam partikülleri (S-PRG) şeklinde olmak üzere PRG partiküllerinin iki farklı formu bulunmaktadır. Beautifil (Shofu, Kyoto, Japonya) S-PRG teknolojisi kullanılarak üretilmiş bir giomer iken Reactmer de (Shofu, Kyoto, Japonya) F-PRG teknolojisi kullanılarak üretilmiş bir giomer restoratif materyalidir (Ikemura ve ark., 2008; Okuyama ve ark., 2006; Sonoda ve ark., 2002).

Giomerlerin içeriğinde Bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA), Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), silika, inorganik cam doldurucu, PRG doldurucu, alüminyum oksit ve kamforokinon yer almaktadır (Gordan ve ark., 2007; Manuja ve ark., 2011). S-PRG doldurucu partiküllerin; Al, Na, B, F, Si ve Sr iyonlarının salınımını gerçekleştirerek stronsiyum ve floridin, hidroksiapatiti stronsiapatit ve fluoroapatite dönüştürdüğünü bildirilmiştir. Böylece giomerin asit gibi dış etkenlere daha dirençli hale getirildiği belirtilmiştir (Y. Wang ve ark., 2011). S-PRG doldurucu partiküllerin asidik ortam ve su ile temasında ortamın pH'sını değiştirdiği bildirilmiştir (Murayama ve ark., 2012). Giomer; flor iyonu salınımı yapabilmesi ve depolayabilmesi, iyi mekanik ve kabul edilebilir estetik özellikleri, kolay cilalanabilirliği, biyouyumluluğu, radyopak olması, bakteriyel mikrosızıntıyı önleyebilmesi, uzun dönem klinik stabilitesi gibi avantajlara

sahiptir (Manuja ve ark., 2011; Zafar, 2013). Giomerlerin flor salınımı ve reşarj özellikleri GCİS ve RMCİS'lardan düşük iken kompomerlerden yüksek olduğu belirtilmiştir (Bansal ve Bansal, 2015). Işık ile polimerize olmakta ve diş sert dokularına bağlanmak için adeziv sisteme gereksinim duymaktadırlar (Deliperi ve ark., 2006). Su emme özelliği kompozitlerden fazladır bu yüzden kompozitlerden daha fazla renklenme görülür (Gonulol ve ark., 2015).

2.2.5. Nano-iyonomerler

RMCİS'lerin yapısında yer alan flouroaluminosilikat cam partiküllerine nano doldurucular ve nano kümeler ilave ederek mekanik özelliklerinin daha yüksek ve daha az polimerizasyon büzülmesi gösteren, kavite duvarlarına daha iyi adaptasyon sağlayan restorasyon materyalleri üretilmiştir. Bu sayede daha uzun süre klinik performans sergilediği bildirilmiştir. Materyalin ağırlıkça %69'unu nano doldurucuların oluşturması sayesinde fiziksel, optik ve estetik özellikleri olumlu yönde geliştirilmiştir (KANIK ve TÜRKÜN; Oxman ve ark., 2007; X. Xu ve Burgess, 2003). Diş dokularına adezyonları CİS gibidir ve bu kimyasal bağlanma sayesinde uzun dönemli olumlu sonuçlar elde edilmiştir (Falsafi ve ark., 2014).

2007 yılında piyasaya sürülen Ketac N100 (3M ESPE, St Paul, MN, Amerika); ışıkla polimerize olan, nanoteknoloji ile geliştirilmiş pasta-pasta şeklinde olan ilk nanoiyonomer restoratif materyalidir. Ketac N100 restoratif materyalinin, florid salınımı ve reşarj özelliklerinin iyi olduğu üretici firma tarafından bildirilmektedir (Uysal ve ark., 2010).

2.2.6. Cam Karbomer

Cam iyonomer içerikli bir restoratif materyal olan cam karbomer, karbomer ve fluoroapatit ile güçlendirilmiş, içeriğinde yer alan nano doldurucu partiküller ve fluoroapatit sayesinde CİS'lerden daha düşük çözünürlük, yüksek eğilme-basma dayanımı ve aşınma direnci sahip restoratif materyaldir. Nanopartikül ilavesi ile cam karbomerin yapısı mineye benzer bir yapı elde edilmeye çalışılmıştır (Koenraads ve ark., 2009; Zainuddin ve ark., 2012). Diş sert dokularına bağlanmak için asit uygulamasına gereksinim duymazlar. Radyoopak bir materyal olması postoperatif teşhisini kolaylaştırır (Algera ve ark., 2006). Materyalin sertleşmesi için yüksek enerjili ışık kaynakları kullanılarak sertleşmesi hızlandırılabilir. Bu işlem ile fotopolimerizasyon olmamakta ancak ışık kaynağının oluşturduğu ısı sayesinde simanın sıcaklığı artırılarak sertleşmesi hızlandırılmaktadır (Cehreli ve ark., 2013). Kullanımında silikon bazlı bir yüzey örtücü kullanılması tavsiye edilmekte ve firmaya ait olan GCP Gloss yüzey örtücünün üretildiği bilinmektedir. Yüzey örtücü sayesinde yüzeyin tükürük ve nemden korunduğu, polimerizasyon sonrasında görülecek olan dehidratasyonun önüne geçildiği bildirilmiştir (Menne-Happ ve Ilie, 2013).

Cam karbomerin, GCİS ve RMCİS'lere kıyasla çalışma süresi uzun, hızlı sertleşme reaksiyonu görülmesi, estetik özelliklerinin ve translusentliğinin daha iyi olması, aşınmaya direnci ve kırılma dayanımının daha yüksek olması gibi avantajları vardır. Flor iyonu salınımı yaparlar ve reşarj olabilirler (Menne-Happ ve Ilie, 2013). CİS'lere benzer klinik endikasyonları vardır; süt ve daimi dişlerdeki sınıf I, sınıf II, sınıf V kavitelerde, fissür örtücü, kron ve köprü restorasyonlarının tamirinde ve kron/köprü yapıştırma simanı olarak kullanılmaktadır (J. W. Nicholson, 2014).

2.3. Hibrit Seramikler

Seramik restorasyonların; yüksek aşınma direnci, estetik özellikler ve renk stabilitesi, çevre doku için kabul edilebilir biyouyumluluk gibi birçok avantajı bulunmasına rağmen restore edilecek dişte fazla diş dokusu kaldırılması, karşıt dişte fazla aşınmaya neden olması ve kırılabilirlik gibi bir dizi dezavantajı da vardır. Bu dezavantajları ortadan kaldıran kompozitlerin ise yüksek polimerizasyon büzülmesi, düşük aşınma direnci ve düşük mekanik özellikleri bulunmaktadır (He ve Swain, 2011). Kompozit ve seramiklerin bu olumlu özelliklerinin bir araya getirilmesi ile hibrit seramikler üretilmiştir.

2013 yılında piyasaya sunulan Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ilk hibrit seramik restoratif materyaldir. Hacimce %75, ağırlıkça %86 oranında seramik yapıdan, hacimce %25, ağırlıkça %14 oranında ise polimer yapıdan meydana gelir (Chen ve ark., 2014). Vita Enamic poroz bir seramik alt yapının üzerine polimer yapının infiltre edilip ışık ile polimerize edilmesi ile üretilir (Acar, 2016). Seramik restorasyonlarda sıklıkla meydana gelen çatlak ilerleme problemi polimer yapısı sayesinde minimuma indirilmiştir (Raigrodski, 2004). 160 MPa olan flexural dayanımı ile yaklaşık 38 GPa olan elastik modülü sayesinde mine ve dentine benzer mekanik özelliklerinin olduğu bildirilmiştir (Coldea ve ark, 2013). HT ve T olmak üzere iki farklı renk seçeneği mevcuttur (Ülkü ve CENGİZ). Bu bloklar freze edilme işleminden sonra sinterlenmezler ve polisaj işlemleri mekanik olarak yapılır (Mörmann ve ark., 2013). Restorasyonun üretiminden sonra Vita Enamic Stains likiti ile renk karakterizasyonu yapılabilir. Materyale fırınlama yapılmaksızın ışık ile polimerize olan glazür ve staining

ajanları vardır (Coldea ve ark., 2013; Dirxen ve ark., 2013). Vita Enamic materyalinin simantasyon işlemi, üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda gerçekleştirilmektedir.

Vita Enamic'in düşük kırılma sergilemesi, çatlak/kırık meydana gelmeden ince bölgelerde şekillendirebilmesi (millenebilme), seramiklere oranla yüksek elastikiyet modülü, elmas frezler ile millenebilmesi, daha kısa millenme süresine sahip olması gibi avantajlara sahiptir. Vita Enamic klinik uygulamalarda, inley-onley, veneer, diş ve implant üzeri tek kron restorasyonlarda kullanılmak iken birden fazla üyeye sahip sabit protezlerin ve parafonksiyonel durumlarda kullanımı kontrendikedir (Sevmez ve ark., 2019).

2.4. Restorasyonların Bitim ve Polisaj İşlemleri

Restoratif tedavi prosedürünün son aşaması olan bitim ve polisaj işlemleri, restorasyonların fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerinin geliştirilmesi açısından son derece önemlidir. Bitim ve polisaj işlemleri uygulanmamış restorasyonlardaki pürüzlü yüzeylerde; plak retansiyonunda artış, sekonder çürük oluşumu, yüzey renklenmeleri, sürtünme katsayısı ve aşınma oranında artış ve çevre yumuşak dokularda enflamasyon görülmektedir. Bu nedenle düzgün ve pürüzsüz bir yüzey oluşturulması restorasyonun başarısı için bir kriterdir (Barakah ve Taher, 2014; Martínez-Gomis ve ark., 2003; Pereira ve ark., 2011).

Bitirme restorasyonun bitim sınırındaki düzensizliklerin giderilmesi, anatomik konturların oluşturulması ve pürüzsüz bir yüzey oluşturma işlemidir. Yapılan restorasyonların uzun ömürlü olabilmeleri için bitim sınırları önemlidir çünkü

polimerizasyon büzülmesi,    neme kuvvetleri ve ısıs l genleşme gibi faktörler restorasyonların marjinal kenarlarını olumsuz etkilemektedir ( lmez ve Kisbet, 2012). Ancak bitirme işleminin ardından restoratif materyalin yüzeyi pürüzlü yapıda kalmaktadır ve polisaj yapılması gerekmektedir. Polisajlama ise bitirme işlemi sırasında restorasyon yüzeyinde meydana gelen çizikleri ve yüzey pürüzlülüğünü azaltarak, düzgün, ı ı ı yansıtan ve mine benzeri bir parlak yüzey elde edebilmek için bitirme işlemlerinden sonra yapılmaktadır ( lmez ve Kisbet, 2012).

Di  hekimliğinde bitim ve polisaj işlemlerinin etkinliği bazı faktörlere bağlıdır:

- 1.Restoratif materyalin tipi
- 2.Restoratif materyal ve a ındırıcının fiziksel  zellikleri
3. Aşındırıcı partikül boyutu, miktarı ve  ekli
- 4.Restoratif materyal ve aşındırıcı arasındaki sertlik farkı

5.Aşındırıcı enstrümanın uygulanma hızı ve restorasyon materyaline basıncı
(Barakah ve Taher, 2014;  lmez ve Kisbet, 2012)

Genellikle  effaf bant ile bitirilen yüzeyler oldukça parlak ve pürüzsüz olmasına rağmen şeffaf bant altındaki rezinden zengin olan bu tabakanın a ız ortamında kolayca aşınarak ortaya cilalanmamı  ve düzensiz bir yüzeyin çıktığı görülmüştür. En dı taki rezinden zengin bu tabakanın bitim ve cila işlemleri ile giderilmesiyle daha sert, aşınmaya daha dirençli ve estetik açıdan daha kalıcı bir yüzey elde edilecektir (Lutz ve ark.,1983; Rai ve Gupta, 2013; Ryba ve ark., 2002; Türkün ve Türkün, 2004).

Di  hekimliğinde bitim ve polisaj işlemlerinde abraziv diskler ve şeritler; ta lar, karbit ve elmas frezler; abraziv lastikler; ve abraziv partikülleri serbest halde içinde

bulunduran polisaj patları ve tozları gibi çok çeşitli bitim ve polisaj materyalleri kullanılmaktadır (Jefferies, 2007; Marghalani, 2010). Bitirme ve polisaj işlemleri sürtünme sonucu oluşabilecek ısıyı önlemek amacı ile su soğutması altında gerçekleştirilmelidir ve kullanılan malzemelerin biçimleri diş konturlarına uyum göstermelidir (TÜREL, 2015).

Elmas Bitim Frezleri: Diş hekimliğinde 1942 yılında kullanılmaya başlanılan elmas frezler restoratif materyallerin yüzey uyumlanması, kontur verilmesi ve düzgünleştirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bu frezler çok bıçaklı karbit bitim frezlerinden farklı olarak bıçakla kesme hareketi değil aşındırma hareketi yaparlar. Elmas frezlerin grenleri 7 ile 50 μm arasında farklı şekil ve büyüklüklerde olabilir. Uygulanmaları sırasında kalın grenliden başlanıp ince grenliye doğru bir sıra izlenir (Ölmez ve Kisbet, 2012; Roberson ve ark., 2006). Isıyı oluşumunu elimine etmek için mutlaka su soğutması altında ve düşük hız devirlerinde çalışılmalıdır. Elmas bitim frezlerinin kullanımından sonra çok bıçaklı karbit frezler, kaplı aşındırıcı diskler, bağlı aşındırıcı polisaj lastikleri, zayıf aşındırıcı polisaj patları vb kullanılmalıdır (Jefferies, 2007).

Karbit Bitirme Frezleri: Bu frezler çoğunlukla 8 ile 40 adet arasında, düz veya kıvrımlı bıçaklı olarak üretilmiş olup kontur verme ve bitirme işlemlerinde kullanılır. Kaba bitirme veya dolgu sökümü için 8 bıçaklı olanlar tercih edilirken 12, 20 ya da 40 bıçaklı olanlar diş ve restorasyonlarda daha pürüzsüz bir yüzey elde etmek için en sık kullanılanlardır (O'Brien, 2002a). Karbit frezlerin aşındırıcı özelliklerinin az olmasından

dolayı, elmas frezlere ve diğer aşındırıcı enstrümanlara oranla dişeti kenarındaki yumuşak dokuda daha güvenle kullanılabilir (GB, 2011; Jefferies, 2007).

Taşlar: Dental taşlar, aşındırıcı partiküllerin birlikte sinterize edilmesi veya bir organik rezinle bağlanması sonucu koheziv bir kütle oluşturmasıyla meydana gelir. Bu taşlar ince, orta ve kalın grenli olarak bulunabilirler. Taşın rengi kullanılan aşındırıcıyı işaret eder: yeşil taşlarda silikon karbit, beyaz taşlarda alüminyum oksit mevcuttur (O'Brien, 2002a). Dental taşlar dönen aletin metal gövdesine sıkıca sabitlenmiştir. Restorasyonların kenarlarını düzeltme ve bitirme amacıyla kullanılırlar ve elmas frezlere oranla daha az kesme ve aşındırma etkinliğine sahiptirler (Jefferies, 2007).

Aşındırıcı Kaplanmış Bitirme ve Polisaj Diskleri ve Şeritleri: Aşındırıcı partiküllerin bir polimer ya da plastik bir yüzey üzerine yapıştırılmasıyla üretilen aşındırıcı kaplanmış bitirme ve polisaj diskleri ve şeritleri genellikle aşındırıcı tabakanın ince olması nedeniyle etkinliğini hızlı bir şekilde kaybeder, bu durum klinik ömürlerini tek kullanımla sınırlandırır (Da Costa ve ark., 2011). Farklı çaplarda üretilen diskler çoğunlukla alüminyum oksit aşındırıcılarla kaplanmıştır ama bunun yanında silikon karbit, garnet, kuartz gibi aşındırıcılarla kaplanmış olanları da piyasada mevcuttur. Kullanımları kalın grenli disklerden ince grenli olanlara doğru bir sıra izlenir ve polisaj işlemi süper ince disk ile bitirilir. Kaplı aşındırıcı diskler ise dışbükey ve düz yüzeyler için daha kullanışlıdır. Anterior bölge restorasyonların embraşur bölge ve insizal kenarlarında sıklıkla kullanılmalarının yanında arka bölge restorasyonların ara yüzeyleri için de uygun olabilirler. Ancak içbükey yüzeylerde kullanımları kısıtlıdır (Jung ve ark.,

2005). Partikül boyutları 55-100 μm arasında olan kaba grenli diskler ile 7-8 μm arasında olan ultra ya da süper ince diskler arasında değişir (GEDİK ve ark., 2005).

Lastikler: Yumuşak ve elastik bir matriks üzerine aşındırıcı partiküllerin dağıtılmasıyla üretilen, aşındırıcılık değerleri ince ve çok ince sertlikte olan lastik polisaj materyalleri, restorasyonların bitimi, pürüzsüzleştirilmesi ve parlatılması amacıyla kullanılır. Aşındırıcıları silikon karbit, alüminyum oksit, elmas, silisyum dioksit ve zirkonyum oksit materyalleri içerir. Matriks yapısı ise doğal veya sentetik lastik, silikon ya da sentetik elastik polimerlerden oluşan elastomerik yapıdadır (Watanabe ve ark., 2005). Kaplı aşındırıcı disklerin ulaşamadığı anterior lingual ve posterior okluzal bölgelere değişik formlarının varlığı sayesinde bu esnek lastiklerle ulaşılabilir (Jefferies, 2007). Partikül boyutları alüminyum oksit içeren elastomerik bitirme enstrümanları için ortalama 40 μm , silikon elmas içeren polisaj materyalleri için 6 μm civarındadır (Türkün ve Türkün, 2004; Watanabe ve ark., 2005).

Aşındırıcı Emdirilmiş Fırçalar Ve Keçeler: 1990'ların sonuna doğru piyasaya sürülen aşındırıcı emdirilmiş fırçalar farklı şekillerde (sivri uçlu, çanak şekilli) bulunabilir. Çeşitli şekillerde aşındırıcı partiküller polimer fırçanın kıllarına emdirilmiştir. Diğer bitim ve polisaj materyallerinin sağlıklı anatomik yapıları kaldırmadan ulaşamayacağı seramik ve rezin kompozit restorasyonlarda bulunan oluklara, fissürlere ve ara yüzlere kolaylıkla ulaşabilmek için bu fırçalar kullanılabilir (Jung ve ark., 2005; Yap ve ark., 2004).

2.5. Yüzey Pürüzlülüğü

Bir materyalin kendi yapısından veya materyalin elde edilme aşamasından kaynaklı materyalin yüzey dokusunda oluşan düzensizlikler yüzey pürüzlülüğü olarak tanımlanmıştır (Paravina ve Powers, 2004). Yüzeydeki pürüzlülük ve yüzey düzensizlikleri; gingival inflamasyona, plak birikimine, sürtünme katsayısını ve aşınma oranının artmasına, mikroorganizmaların tutunmalarını kolaylaşmasına, kırılma direncinin azalmasına, restorasyonların estetiğinde ve kullanım ömründe azalmaya sebep olabilmektedir (Bagheri ve ark., 2007; Barakah ve Taher, 2014; De Jager ve ark., 2000; Tjan ve Chan, 1989).

Mikroorganizmaların restoratif materyallerin yüzeyine tutunmasında rol oynayan ortalama kritik pürüzlülük değerinin 0,2 μm olduğu yapılan birçok çalışmada bildirilmektedir (Bollenl ve ark., 1997; Weitman ve Eames, 1975). Yapılan bir çalışmada yüzey pürüzlülüğünde 0,3 μm değerindeki bir değişimin hastanın diliyle farkedebildiği belirtilmiştir (Jones ve ark., 2004).

2.5.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Materyallerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır;

2.5.1.1. Profilometreler

Mekanik Profilometreler: Örnek yüzeyine, boyutları belirli olan bir elmas uç yardımı ile temas ederek yüzeyin taranması prensibiyle çalışan mekanik profilometreler iki boyutlu ölçüm yaparlar. Elmas uç örnek yüzeyinde belirli bir hızda hareket ederken,

yüzeydeki pürüzlülükler sonucu elmas ucun yaptığı dikey hareketler, elektriksel akım farklılıkları oluşumu sonucu yüzey profili olarak kaydedilir ve yüzey topografisi ile ilgili sonuçlar rakamsal veya grafiksel olarak elde edilir (Joniot ve ark., 2006; Mehmet ve Öztaş, 2013). Profilometre ile yüzeylerin incelenmesinde Ra, Rz, Rpm birçok parametre kullanılır. Rz, art arda gelen beş parçada ortalama tepe–vadi yüksekliğini belirtirken Rpm, art arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır ve profil şekli hakkında bilgi verir (TÜREL, 2015). Profilometrelerle ölçüm yapılan değerlerden Rt total yüzey pürüzlülüğünü verirken Ra değeri ölçüm yapılan uzunluk boyunca görülen tüm pürüzlülük değerlerinin aritmetik ortalamasıdır ve bu değer yüzey karakterini belirlemede en belirleyici değerdir (Joniot ve ark., 2006). Ra değeri yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde en sık kullanılan değerdir (Türkün ve Türkün, 2004).

Optik Profilometreler: Örnek yüzeyine temas etmeden optik ışın ile üç boyutlu tarama yapan cihazlardır. Cihaz kendi içindeki referans noktası ile yüzeydeki noktaların arasındaki mesafeyi ölçerek çalışmaktadır. Cihazın optik parçaları $100\ \mu\text{m}^2$ lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlayabilmektedir (Joniot ve ark., 2006). Pürüzlülük değerinin minimal olduğu durumlarda optik profilometreler, mekanik profilometreler yerine tercih edilmelidir (Jung ve ark., 2005). Optik profilometreler 3 boyutlu yüzey topografi sunması sayesinde yüzeyin doğal yapısını ve materyalin kendi yapısından kaynaklanan mikropürüzlülükleri saptayabildiğini, mekanik profilometrelerin ise daha çok polisaj işlemlerinin neden olduğu yüzey pürüzlülüğü değerlerini saptadıkları belirtilmiştir (Joniot ve ark., 2006).

2.5.1.2. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM’ de görüntü alma işlemi yüksek hızda hareketlendirilen elektronların incelenecek örnek üzerine gönderilmesi esasına dayanır. Örnek üzerine gönderilen bu elektronlar örnek tarafından saçılır. Elektron akışının sürekli olması için incelenecek cismin iletken hale gelmesi gerekir. Bu sebeple incelenecek örneklerin 20-1000 nm kalınlıkta Altın (Au) ve Palladyum (Pd) ile kaplanması gerekir (ERGÜN ve YENİSEY, 2006). SEM sıklıkla bir yüzeyde oluşan çiziklerin ve bozuklukların görüntülenmesinde kullanılmaktadır ancak yüzey topografisinin belirlenmesinde ve üç boyutlu yüzey yapısının görüntülenmesinde bir takım limitasyonları vardır (Kakaboura ve ark., 2007).

2.5.1.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM’ de sistem temel olarak silikon veya silisyum nitrit kaplı keskin bir iğne ucun, piezo elektrik kontrol elemanları aracılığıyla, incelenen yüzey üzerinde üç boyutta (x,y,z eksenleri) hareket ettirilmesine dayanır (TÜREL, 2015). AFM’nin konvansiyonel tekniklere göre 3 boyutlu ölçüm yapması, vakum veya örnekler için özel bir işlem (kaplama vb) gerektirmemesi gibi avantajları vardır. Ancak tarama hızının düşük olması, örnek sayısının az olması ve undercutları belirleyememesi ise dezavantajlarıdır (Gadegaard, 2006).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada posterior bölgede kullanılan daimi dolgu materyallerinin yaşlandırma sonrası yüzey özelliklerinin karşılaştırılması amaçlandı. Bu çalışmanın tüm deney aşamaları Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu araştırmada 9 farklı restoratif materyal ile 2 farklı polisaj yöntemi kullanılmıştır. Bu materyallere ait içerik ve üretici bilgileri Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Bu materyaller;

- Cam iyonomer esaslı restoratif materyaller
 - Equia Fort HT Fil (GC Dental, Tokyo, Japonya) (Resim 3.1),
 - Giomer materyali olan Beautifil Flow Plus (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) (Resim 3.2),
- Nanohibrit kompozit materyali
 - GC İndirekt (GC Europe N.V., Leuven, Belçika) (Resim 3.3),
 - Zenit Nano-Ceramic (President Dental, München, Almanya) (Resim 3.4),
- Mikrohibrit kompozit materyali
 - Filtek Z250(3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) (Resim 3.5),
- Bulk fill kompozit materyali
 - Filtek One Bulk fill (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) (Resim 3.6),

- Tokuyama Estelite Bulk Fill Flow(Tokuyama Dental, Tokyo, Japonya) (Resim 3.7),
- Sonic Fill (Kerr, Orange, CA, ABD) (Resim 3.8),
- Hibrit seramik materyali
 - Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (Resim 3.9) ve
- Tek aşamalı polisaj sistemi
 - KERR OccluBrush Cila Fırçası (Kerr Hawe, Bioggio, İsviçre) (Resim 3.10)' dir.



Resim 3.1: Equia Fort HT Fil



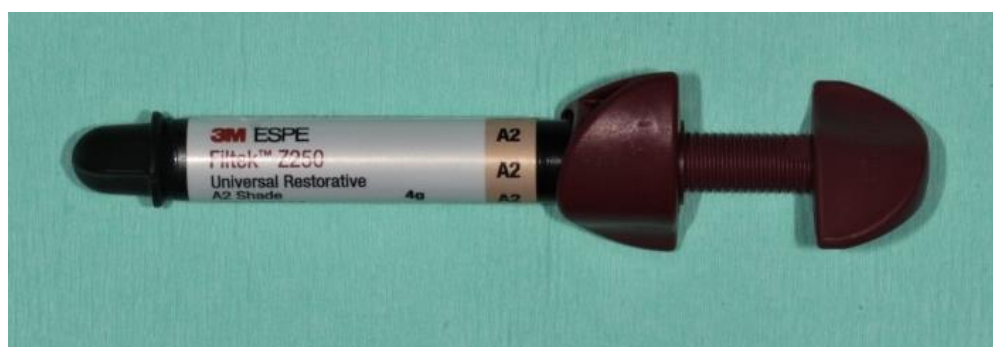
Resim 3.2: Beautifil Flow Plus



Resim 3.3: Gradia Plus İndirect



Resim 3.4: Zenit Nano-Ceramic



Resim 3.5: Filtek Z250



Resim 3.6: Filtek One Bulk fill



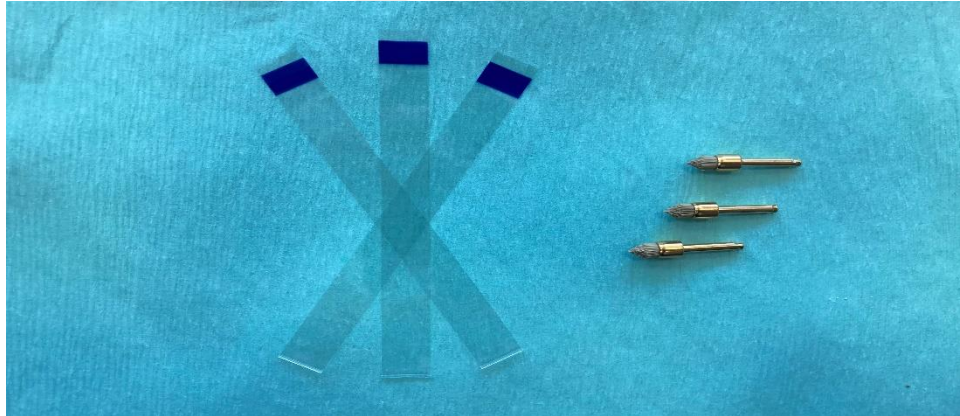
Resim 3.7: Estelite Bulk Fill Flow



Resim 3.8: Sonic Fill 2 ve Uygulama Cihazı



Resim 3.9: Vita Enamic



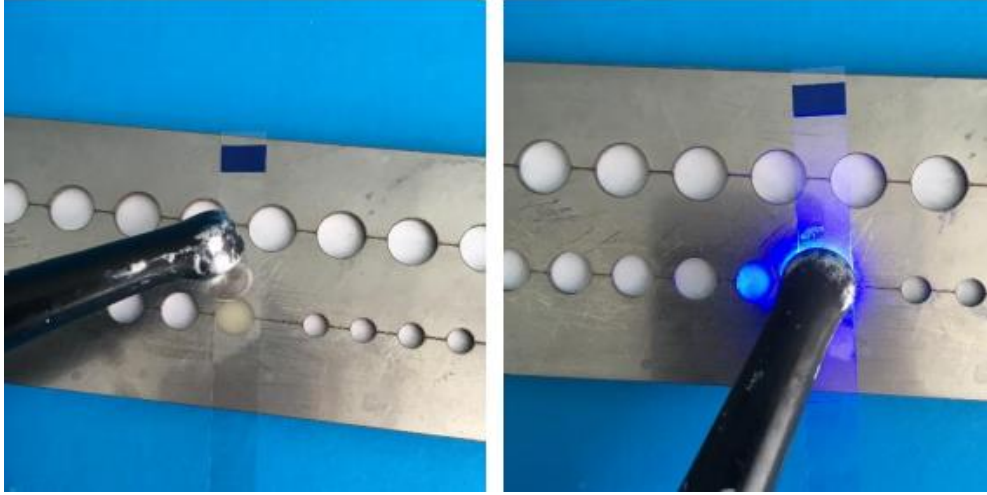
Resim 3.10: KERR OccluBrush Kompozit Cila Fırçası ve Hawe Stopstrip Matris Bandı

Tablo 3.1 Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

Materyaller	Materyal Tipi	Organik Matriks Bileşimi	Dol. Oranı	Üretici Firma
Estelite Bulk-fill Flow	Bulk-Fill kompozit	Bis-GMA, Bis-MPEPP, TEGDMA	%70	Tokuyama Dental Corp., Tokyo, Japonya
Filtek One Bulk-fill	Bulk-Fill kompozit	Bis-GMA, AUDMA, DDDMA, UDMA	%76.5	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD
Sonic Fill 2	Bulk-fill kompozit	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA SiO ₂ , cam, oxide	%83.5	Kerr Orange , CA, ABD
Gradia Plus İndirekt	Nanohibrit kompozit	UDMA, EDMA, (75 wt% filler: Ceramic, Prepolymer, SiO ₂)	%75	GC Corporation, Japonya
Zenit Nano Seramik Kompozit	Nanohibrit kompozit	UDMA, BDDMA, Isopropylid-bis [2(3)-hydroxy-3(2)-(4 phenoxy) propyl]bismethacrylate	%83	President Dental, München, Almanya)
Filtek Z250	Mikrohibrit kompozit	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	%82	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD
Equia Forte HT Fill	YVCİS	Floralumina silikat cam, su karboksilik asit, poliakrilik asit,		GC, Tokyo, Japonya
Beautifil Flow Plus	Giomer	Bis-GMA, TEGDMA, SPRG, Alüminofluoro-borosilikat cam, DL-kamforokinon		Shoufu, Japonya
Vita Enamic	Hibrit Searmik	Sinterlenmiş camseramik ağı, UDMA + TEGDMA	%86	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Kerr Occlubrush	4.0±0.5 mm kalınlıkta	Fiber kıllara emdirilmiş silikon karbit partiküller		Kerr Orange , CA, ABD

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Materyallerin yüzey özelliklerinin değerlendirmek amacıyla disk şeklinde toplam 576 adet örnek hazırlandı. Örneklerin hazırlanması için restoratif materyaller tek tabaka halinde 2 mm kalınlığında ve 8 mm çapında metal kalıplar içerisine yerleştirildi. Bulk-fill kompozit olan Sonic Fill 2 (Kerr Orange, CA, USA) sistemde kompozitin yerleştirilmesi sırasında ses dalgalarının verdiği titreşim sayesinde yerleştirilirken, diğer kompozit ve cam iyonomer gruplarında el aletleri yardımıyla kalıp içerisine kondanse edildi ve akışkan kıvamda olan restoratif materyallerde dikkatli bir şekilde kalıplara yerleştirilerek hava kabarcığı oluşmamasına dikkat edildi. Oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu önlemek ve düzgün bir yüzey elde edebilmek amacıyla üst yüzeye şeffaf matris bandı (Hawe Stopstrip, Kerr, CA, USA) ve bandın üzerine bir mikroskop lamı yerleştirildi. Basınç uygulanarak fazla materyalin kenarlardan taşması sağlandı. Daha sonra üretici önerileri doğrultusunda ışık cihazıyla (Valo Cordless, Ultradent, South Jordan, UT, ABD) polimerize edildi (Resim 3.11). İndirekt kompozit olan Gradia Plus ise Labolight DUO (GC, Corporation, Japonya) polimerizasyon cihazında 60 sn polimerize edildi (Resim 3.12). Hibrit seramik blok ise su soğutması altında düşük hızda Metkon Microcut 201 (Metkon, Bursa, Türkiye) elmas separe bıçakla 2 mm kalınlıklarda dikey olarak kesildi (Resim 3.13). Equia Forte HT Fill grubunda ise kalıplarda kimyasal polimerizasyonunu tamamladıktan sonra örnek yüzeylerine Equia Forte Coat verniği uygulandı ve ışıkla polimerize edildi. Böylece her materyal grubundan 64 örnek elde edildi. Tüm örneklerin yüzeyleri kontrol edildi ve yüzey düzensizlikleri ya da hava kabarcığı olmadığı belirlendi.



Resim 3.11: Örneklerin hazırlanması



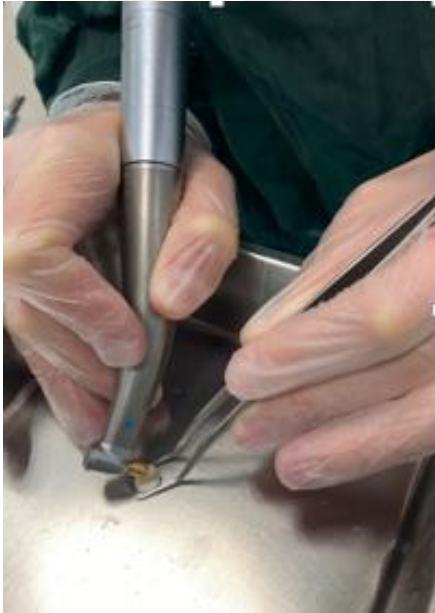
Resim 3.12: GC Labolight DUO



Resim 3.13: Metkon Microcut 201

Örnekler uygulanacak olan polisaj yöntemine göre (Şeffaf matris grubu, KERR OccluBrush Kompozit Cila Fırçası) (N=288) ve içerisinde bekletileceği solüsyona (distile su, kola, vişne suyu, soğuk çay) göre alt gruplara ayrıldı (n=8).

Gruplara ayrılan restoratif materyallerden şeffaf matris grubundaki 32 örneğe polisaj uygulanmayarak matris bandı ile bitirildi. Hibrit seramik grubu için ise 1000-1500-2000 gritlik silikot karbit kağıtlar ile zımpara yapıldı (Koizumi ve ark, 2015). Diğer 32 örneğe ise içeceklerde bekletilmeden önce standart bir yüzey oluşturmak amacı ile her iki yüzeylerinden su soğutması altında 30 sn süreyle sırasıyla 600, 800 ve 1000 gritlik silikon karbit zımparalarla cilalandı. Daha sonra KERR OccluBrush Polisaj Fırçası kullanılarak aynı uygulayıcı tarafından düz bir zemin üzerinde 10.000 rpm'de 45 saniye süreyle polisaj uygulandı. 10 saniye boyunca akan su altında yıkandı ve 5 saniye boyunca havayla kurutuldu (Aytac ve ark., 2016)(Resim 3.14). Hazırlanan örnekler etüvde (Nüve İncubator, EN 055, Ankara, Türkiye) 24 saat boyunca 37°C'de distile su içinde bekletildi (Resim 3.15).



Resim 3.14: Örneklere polisaj uygulaması **Resim 3.15:** Örneklerin bekletildiği Etüv

3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Değişimi Ölçümleri

Örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda profilometre cihazı (Surtronic 25, Taylor Hobson, Leicester, UK) kullanılarak yapıldı (Resim 3.16). Her örnekten polisaj sonrası ve solüsyonlarda bekletme sonrası olmak üzere 2 farklı zaman diliminde ve her seferinde 3'er defa ölçüm yapıldı. Her ölçüm periyodu için örneklerin ortalama Ra değerleri ayrı ayrı kaydedildi. Profilometre cihazı her ölçüm öncesi üretici önerilerine göre ile kalibre edildi. Pürüzlülük ölçümünde; aralık (range): 100 μ m, değerlendirme uzunluğu (evaluation length): 1.25 mm, sınır değer (cut-off): 0.25 mm parametreleri kullanılarak yapıldı (ÇELİK ve ark., 2017).



Resim 3.16: Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı (Surtronic 25)

İlk yüzey ölçümleri tamamlanan örnekler ağız ortamındaki termal değişiklikleri taklit etmek amacıyla 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C sıcaklıktaki su banyosunda 30’ar saniye ve 10 sn dışarıda bekletme süreleri olmak üzere termalsiklus cihazında (SD Mechatronik Thermocycler, SD Mechatronik GMBH, Westerham, Almanya) 2000 döngüye tabi tutulduktan sonra termalsiklustan alındı (Resim 3.17). Örnekler 3 gün süreyle, günde 4 saat olacak şekilde distile su, kola, vişne suyu ve soğuk çay olacak şekilde hazırlanan içeceklerde bekletildi (Resim 3.18). Bu süreç; restoratif materyallerin asitli içeceklere 1 sene boyunca günde 2 dakika maruz kalma süresine denk gelmektedir (El-Badrawy ve ark., 1993; Yap ve ark., 2003). Çalışmada kullanılan içeceklerin üretici bilgileri ve pH değerleri Tablo 3.2 de gösterilmektedir.



Resim 3.17: Termalsiklus cihazı (SD Mechatronik Thermocycler)



c: Asitli içecekler

Örnekler 1. 2. ve 3. Gün, 4 saat süreyle içeceklerde bekletildikten sonra musluk suyunda yıkanıp kurutuldu ve tekrar distile suda bekletildi. Bu işlemler 3 gün boyunca aynı saat zarfında tekrarlandı. Çalışma boyunca, örnekler hava ile teması kesilecek şekilde ağızları kapalı kaplarda tutuldu ve içecekler günlük olarak yenilendi. Örnekler 3 günün sonunda tekrar termalsiklusa yerleştirilip 2000 döngüye tabi tutuldu. Bu işlem toplam 10.000 devir tamamlanana kadar bir döngü halinde devam ettirildi. En son içeceklerden çıkarılan örnekler yıkanıp kurutuldu ve yüzey pürüzlülük ölçümleri daha önce anlatıldığı şekilde tekrarlandı. Elde edilen veriler her bir örnek için ayrı ayrı kaydedildi.

Tablo 3.2.Çalışmada kullanılan içeceklerin ticari marka ve pH değerleri

Ürün	Üretici Firma	İçerik	pH
Kola	Coca cola (ABD)	Su, şeker, karbondioksit, renklendirici, cola özütü, kafein, asitliği düzenleyici (fosforik asit)	2,14
Vişne suyu (Dimes)	Dimes (TÜRKİYE)	Su, konsantreden üretilmiş vişne suyu (en az %35), şeker (sakkaroz / glikoz şurubu), asitliği düzenleyici (sitrik asit)	2,86
Ice tea şeftali aromalı	Lipton(ABD)	su, şeftali suyu konsantresi şeker (sakkaroz/glikoz şurubu), asit düzenleyiciler (sitrik asit ve sodyum sitrat), çay özütleri, doğal ve doğala özdeş şeftali	3,71
Distile su			6,67

3.4. İstatistiksel Analiz

Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapılmıştır. Sürekli değişkenlere ait veriler ortalama±standart sapma şeklinde verilmiştir. Nicel değişkenlerin gruplar arasındaki ortalamalarını karşılaştırırken tekrarlı ölçümler için tekrarlı ölçümlerde 2 ve 4 yönlü varyans analizi kullanıldı. p değerleri 0.05’den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanıldı (SPSS 22.0 Chicago, IL, ABD).

4.BULGULAR

Bu çalışmada posterior bölge restorasyonlarında kullanılan daimi restoratif materyallerin dönüşümlü olarak farklı solüsyonlarda ve termalsiklusta bekletme sonrasında materyal tipine, yüzeye polisaj uygulanmasına ve bekletme solüsyonuna göre değişen oranlarda pürüzlülük değişimi gösterdiği görüldü. Yaşlandırma öncesi pürüzlülük değerleri değerlendirildiğinde materyal tipi, polisaj yöntemi ve solüsyonların pürüzlülük değerleri üzerinde anlamlı etkisi olduğu kaydedildi ($p<0.05$) (Tablo 4.1).

Tablo 4.1: Restoratif Materyallerin Yaşlandırma Öncesi Pürüzlülük Değerleri Açısından Gruplar Arası İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Kaynak	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Anlamlılık
Intercept	47,639	1	47,639	20503,091	0,000
Materyal	32,169	8	4,021	1730,623	0,000
Polisaj	0,521	1	0,521	224,108	0,000
Materyal * Polisaj	0,369	8	0,046	19,876	0,000

Benzer şekilde, yaşlandırma sonrası pürüzlülük değerlerinin materyal tipi, polisaj yöntemi ve bekletme solüsyonlarından anlamlı derecede etkilendiği görüldü ($p<0.05$), (Tablo 4.2).

Tablo 4.2: Restoratif Materyallerin Yaşlandırma Sonrası Pürüzlülük Değişim Değerleri Açısından Gruplar Arası Üç Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Kaynak	Tip III Kareler	df	Kareler	F	Anlamlılık
	Toplamı		Ortalaması		
Intercept	1,127	1	1,127	264,302	0,000
Materyal	0,378	8	0,047	11,067	0,000
Polisaj	0,035	1	0,035	8,152	0,004
Solüsyon	0,075	3	0,025	5,888	0,001
Materyal * Polisaj	0,229	8	0,029	6,720	0,000
Materyal * Solüsyon	0,041	24	0,002	0,405	0,995
Polisaj * Solüsyon	0,001	3	0,000	0,055	0,983
Materyal * Polisaj * Solüsyon	0,039	24	0,002	0,381	0,997

4.1. Restoratif Materyallerin Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi

Çalışmada kullanılan 9 farklı restoratif materyalin başlangıçtaki matris bandı ile bitirilen ve KOB ile polisaj sonucunda elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları (μm) Tablo 4.3.' te gösterilmiştir.

KOB ile polisaj yapılmış restoratif materyallerin başlangıç pürüzlülük değerleri, matris bandı ile bitirilmiş restoratif materyallerin başlangıç pürüzlülük değerlerinden daha yüksektir ($p < 0.05$)(Tablo 4.3.).

Tablo 4.3. Başlangıç yüzey pürüzlülüğü sonuçları açısından gruplar arası pürüzlülük değerleri

Başlangıç Pürüzlülük Ölçümleri		
	MATRİS BANDI	KERR OCCLUBRUSH
EQF	0,209±0,01 ^A	0,235±0,02 ^B
EBF	0,047±0,007 ^A	0,079±0,01 ^B
FOB	0,121±0,03 ^A	0,135±0,017 ^{B,b}
BFP	0,082±0,017 ^{A,a}	0,153±0,025 ^{B,c}
GPI	0,085±0,015 ^{A,a}	0,152±0,017 ^{B,c}
VE	0,606±0,025 ^A	0,674±0,025 ^B
SFB	0,094±0,017 ^{A,a}	0,189±0,025 ^B
Z250	0,091±0,012 ^{A,a}	0,113±0,01 ^{B,d}
ZNC	0,066±0,007 ^A	0,124±0,01 ^{B,bd}

^{A,B}:Büyük harfler satır içerisindeki farklılıklara işaret etmektedir.

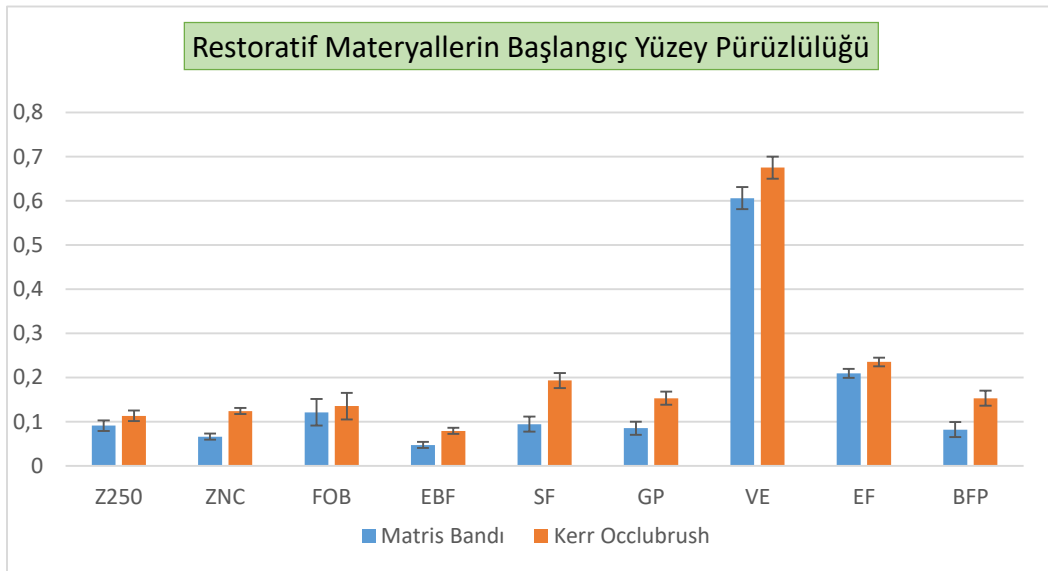
^{a,b,c,d}:Küçük harfler sütun içerisindeki farklılıkları göstermektedir.

Matris bandı gruplarının başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri sırasıyla; EBF (0,047±0,007)< ZNC (0,066±0,007)< BFP (0,082±0,017)< GPI (0,085±0,015)< Z250 (0,091±0,012)< SFB (0,094±0,017)< FOB (0,121±0,03)< EQF (0,209±0,01)< VE (0,606±0,025) olacak şekilde kaydedildi. Matris bandı altında hazırlanan EQF dışındaki materyallerde eşik değerinin altında pürüzlülük olduğu görüldü (eşik değeri:0.2 µm). Tüm gruplarda en düşük yüzey pürüzlülüğünün EBF grubunda olduğu, EBF ile diğer tüm restoratif materyal gruplar arasında anlamlı farklılık bulunduğu izlendi (p<0.05). En fazla yüzey pürüzlülüğünü VE grubu gösterip, diğer gruplar ile arasında anlamlı farklılık

kaydedildi ($p<0.05$). Fakat BFP ile GPI, SFB ve Z250 grupları arasında anlamlı farklılık olmadığı izlendi ($p>0.05$) (Tablo 4.3).

KOB ile polisaj yapılmış grupların başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri sırasıyla; EBF($0,079\pm0,01$) < Z250($0,113\pm0,01$) < ZNC($0,124\pm0,01$) < FOB($0,135\pm0,017$) < GPI($0,153\pm0,017$) < BFP($0,153\pm0,025$) < SFB($0,193\pm0,025$) < EQF($0,235\pm0,02$) < VE($0,675\pm0,025$) şeklinde olduğu görüldü. KOB ile polisaj yapılmış olan EQF dışındaki materyallerde eşik değerinin altında pürüzlülük olduğu görüldü (eşik değeri: $0.2\ \mu\text{m}$). Tüm gruplarda en düşük yüzey pürüzlülüğünün EBF grubunda olduğu görüldü ve EBF ile diğer tüm restoratif materyal grupları arasında anlamlı fark izlendi ($p<0.05$). En fazla yüzey pürüzlülüğünün ise VE grubunda görülürken diğer gruplar ile arasında anlamlı farklılık izlendi ($p<0.05$). BFP ile GPI grupları arasında anlamlı fark olmadığı izlendi ($p>0.05$). FOB ile ZNC grupları arasında anlamlı fark olmadığı izlendi ($p>0.05$). Z250 ile ZNC grupları arasında anlamlı fark olmadığı izlendi ($p>0.05$) (Tablo 4.3).

Restoratif materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülüğü Şekil 4.1. de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Restoratif materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülüğü değerleri

4.2.Restoratif Materyallerin Döngüsel Yaşlandırma Sonrası Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi

Çalışmada kullanılan 9 farklı restoratif materyalin matris bandı ile bitirilen ve KOB ile polisaj yapılan grupların farklı içeceklerdeki döngüsel yaşlandırma sonucunda elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları (μm) Tablo 4.4.' te gösterilmiştir.

Matris bandı ile bitirilmiş olan restoratif materyallerin yaşlandırma sonrası yapılan yüzey pürüzlülük değerleri incelendiğinde sırasıyla; $\text{EBF}(0,061\pm0,007) < \text{Z250}(0,103\pm0,01) < \text{GPİ}(0,111\pm0,015) < \text{ZNC}(0,119\pm0,012) < \text{SFB}(0,140\pm0,025) < \text{FOB}(0,166\pm0,022) < \text{BFP}(0,167\pm0,022) < \text{EQF}(0,360\pm0,232) < \text{VE}(0,638\pm0,035)$ artan şekilde olduğu görüldü. Restoratif materyaller değerlendirildiğinde en düşük yüzey pürüzlülüğünün EBF grubunda olduğu görüldü ve EBF ile GPİ ve Z250 grupları arasında anlamlı fark olmadığı izlendi ($p>0.05$). Eşik değerin üzerinde pürüzlülük (eşik değeri: $0.2 \mu\text{m}$) gösteren EQF ve VE gruplarının diğer tüm restoratif materyal grupları arasında anlamlı fark izlendi ($p<0.05$). BFP ile Z250, SFB ve ZNC grupları arasında anlamlı fark olmadığı izlendi ($p>0.05$) (Tablo 4.4)

KOB ile polisaj yapılan restoratif materyallerin yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülük değerleri incelendiğinde sırasıyla; $\text{EBF}(0,105\pm0,01) < \text{Z250}(0,149\pm0,02) < \text{ZNC}(0,152\pm0,012) < \text{GPİ}(0,168\pm0,017) < \text{FOB}(0,170\pm0,025) < \text{SFB}(0,229\pm0,017) < \text{BFP}(0,246\pm0,017) < \text{EQF}(0,264\pm0,015) < \text{VE}(0,692\pm0,025)$ artan şekilde olduğu görüldü. Eşik değerin üzerinde pürüzlülük (eşik değeri: $0.2 \mu\text{m}$) gösteren VE ile tüm gruplar arasında anlamlı fark görüldü ($p<0,05$). Eşik değerin üzerinde pürüzlülük gösteren bir diğer grup olan EQF ile BFP ve SFB grupları arasında anlamlı fark olmadığı izlendi ($p>0.05$). En düşük yüzey pürüzlülüğünün EBF grubunda olduğu görüldü ve EBF ile ZNC ve Z250 grupları arasında anlamlı fark olmadığı izlendi ($p>0.05$). FOB ile GPİ, ZNC ve Z250 grupları arasında anlamlı fark görülmedi ($p>0.05$)(Tablo 4.4).

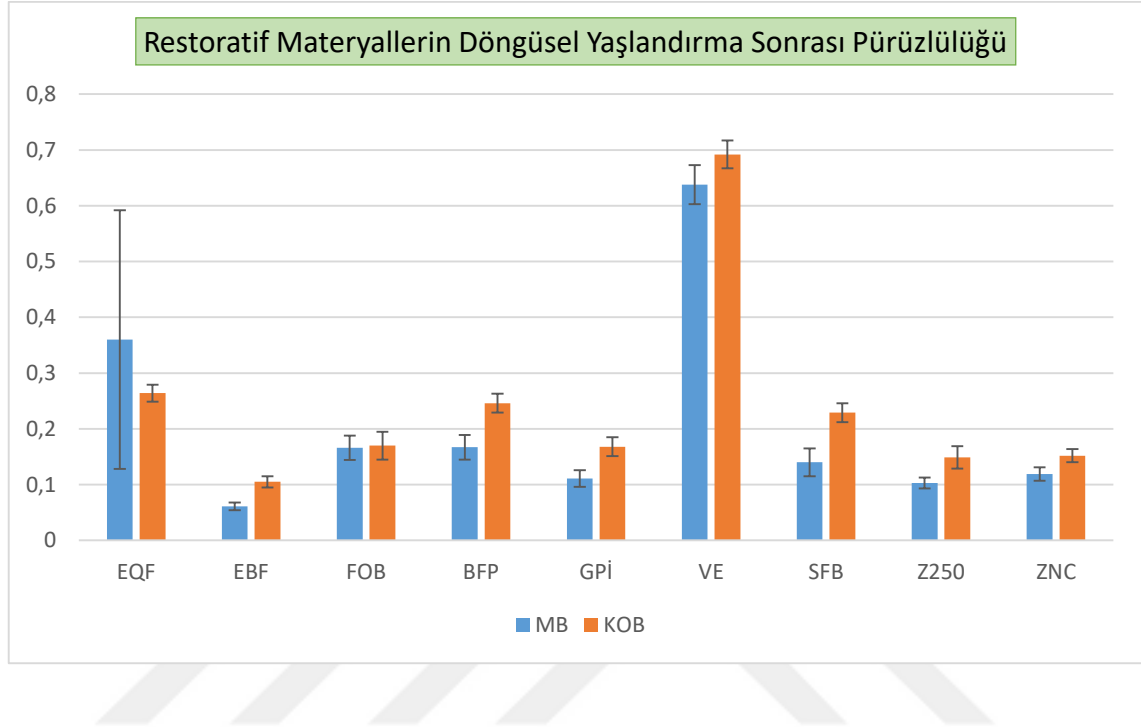
Tablo 4.4: Farklı içeceklerdeki döngüsel yaşlandırma sonrası gruplar arası yüzey pürüzlülüğü değerleri

Döngüsel Yaşlandırma Sonrası Pürüzlülük Ölçümleri			
		MATRİS BANDI	KERROCCLUBRUSH
EQF	Kola	0,4±0,18 ^{A,a}	0,26±0,01 ^B
	Vişne Suyu	0,4±0,42 ^{A,a}	0,27±0,01 ^B
	Soğuk Çay	0,34±0,22 ^{A,ab}	0,27±0,02 ^B
	Su	0,3±0,11 ^{A,b}	0,26±0,02
EBF	Kola	0,06±0,01	0,11±0,01
	Vişne Suyu	0,06±0	0,11±0,01
	Soğuk Çay	0,06±0,01	0,1±0,01
	Su	0,06±0,01	0,09±0,01
FOB	Kola	0,16±0,02	0,18±0,04
	Vişne Suyu	0,17±0,03	0,17±0,02
	Soğuk Çay	0,17±0,02	0,17±0,01
	Su	0,17±0,03	0,17±0,03
BFP	Kola	0,17±0,03 ^A	0,26±0,02 ^B
	Vişne Suyu	0,2±0,03 ^A	0,28±0,02 ^B
	Soğuk Çay	0,18±0,01 ^A	0,24±0,02 ^B
	Su	0,12±0,02 ^A	0,21±0,01 ^B
GPI	Kola	0,14±0,01	0,18±0,02
	Vişne Suyu	0,11±0,02	0,17±0,01
	Soğuk Çay	0,1±0,01 ^A	0,18±0,02 ^B
	Su	0,1±0,02	0,16±0,02
VE	Kola	0,65±0,05 ^A	0,73±0,04 ^B
	Vişne Suyu	0,64±0,03	0,69±0,02
	Soğuk Çay	0,63±0,03	0,69±0,02
	Su	0,63±0,03	0,68±0,02
SFB	Kola	0,15±0,03 ^A	0,25±0,02 ^B
	Vişne Suyu	0,14±0,02 ^A	0,25±0,02 ^B
	Soğuk Çay	0,15±0,03 ^A	0,22±0,01 ^B
	Su	0,13±0,02 ^A	0,2±0,02 ^B
Z250	Kola	0,11±0,01	0,16±0,02
	Vişne Suyu	0,11±0,01	0,16±0,02
	Soğuk Çay	0,1±0,01	0,15±0,02
	Su	0,1±0,01	0,13±0,02
ZNC	Kola	0,12±0,02	0,17±0,01
	Vişne Suyu	0,12±0,01	0,16±0,01
	Soğuk Çay	0,12±0,01	0,15±0,02
	Su	0,11±0,01	0,14±0,01

^{A,B}:Büyük harfler satır içerisindeki farklılıklara işaret etmektedir.

^{a,b,c,d}:Küçük harfler sütun içerisindeki farklılıkları göstermektedir.

Restoratif materyallerin yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü Şekil 4.2. de gösterilmiştir.



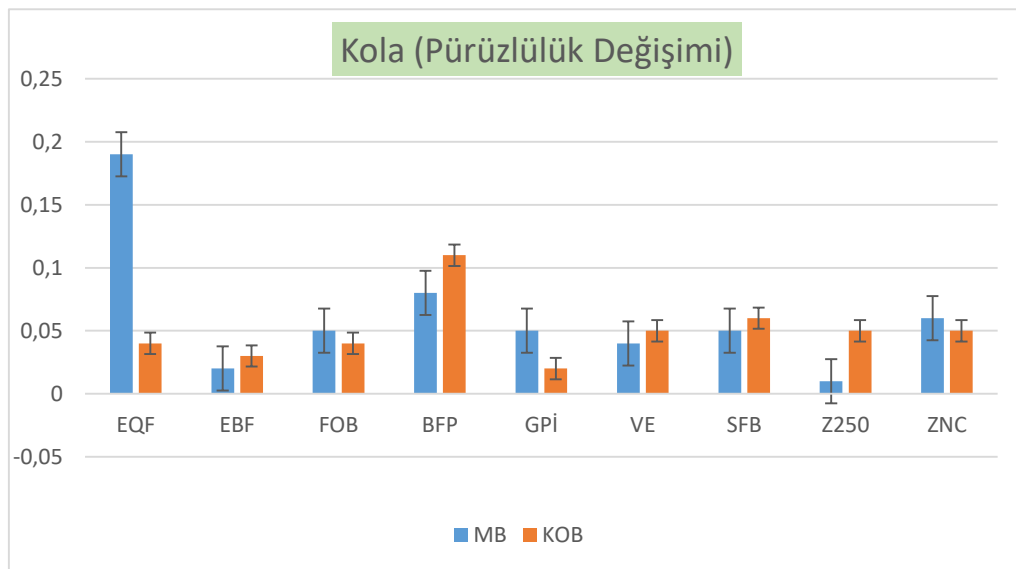
Şekil 4.2. Restoratif materyallerin döngüsel yaşlandırma sonrası pürüzlülüğü

KOB ile polisaj yapılmış restoratif materyallerin yaşlandırma sonrası pürüzlülük değerleri, matris bandı ile bitirilmiş restoratif materyallerin yaşlandırma sonrası pürüzlülük değerlerinden daha yüksektir. FOB dışında diğer tüm restoratif materyallerin KOB ile polisaj yapılmış örneklerinin yaşlandırma sonrası pürüzlülük değerleri ile matris bandı ile bitirilmiş restoratif materyallerin yaşlandırma sonrası pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p < 0,05$).

Farklı polisaj yöntemleri uygulanmış ve kolada döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan restoratif materyallerden en yüksek pürüzlülük değişimi EQF ($0,115 \pm 0,1 \mu\text{m}$) grubunda, en düşük pürüzlülük değişimi ise EBF grubunda ($0,025 \pm 0,01 \mu\text{m}$) bulundu.

Kullanılan polisaj yönteminin pürüzlülük değişimine etkisi değerlendirildiğinde matris bandıyla bitirilen ve kolada döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan materyaller arasında en yüksek pürüzlülük değişimi EQF ($0,18 \pm 0,18 \mu\text{m}$) grubunda bulundu ve bu grup ile diğer restoratif materyaller arasında anlamlı farklılık izlendi ($p < 0,05$). En düşük değişim ise Z250 ($0,01 \pm 0,01 \mu\text{m}$) grubunda görüldü ve EQF dışındaki tüm gruplar arasında anlamlı bir fark izlenmedi ($p > 0,05 \mu\text{m}$). EQF, FOB, BFP, GPİ, SFB ve ZNC gruplarında başlangıç pürüzlülük değeri ile anlamlı farklılık görüldü ($p < 0,05$).

KOB ile polisaj yapılan ve kolada döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan materyaller arasında en yüksek pürüzlülük değişimi BFP($0,11 \pm 0,02 \mu\text{m}$) grubunda görüldü ve diğer gruplar ile arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,05$). En düşük değer ise GPİ ($0,02 \pm 0,02 \mu\text{m}$) grubunda görüldü ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$). BFP, VE, SFB, Z250 ve ZNC gruplarında başlangıç pürüzlülük değeri ile anlamlı farklılık görüldü ($p < 0,05$).

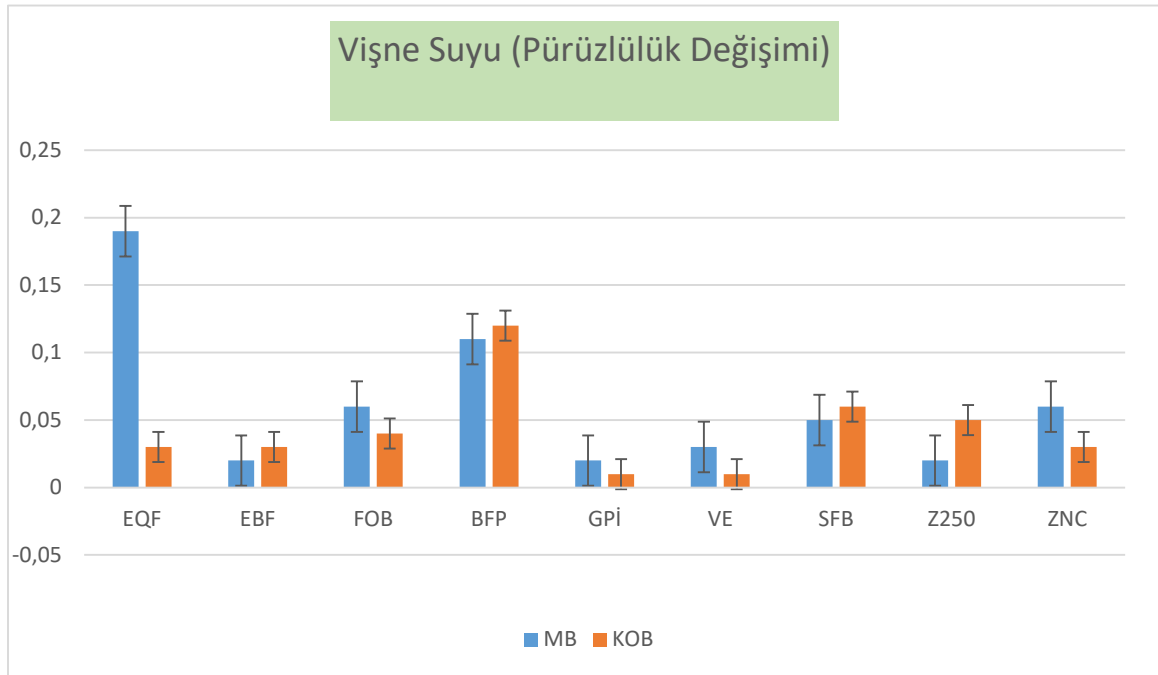


Şekil 4.3. Restoratif materyallerin koladaki pürüzlülük değişim değerleri

Farklı polisaj yöntemleri uygulanmış ve vişne suyunda döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan restoratif materyallerden en yüksek pürüzlülük değişimi BFP ($0,115\pm0,03$ μm) grubunda, en düşük pürüzlülük değişimi ise GPİ ($0,015\pm0,001$ μm) grubunda bulundu.

Kullanılan polisaj yönteminin pürüzlülük değişimine etkisi değerlendirildiğinde matris bandıyla bitirilen ve vişne suyunda döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan materyaller arasında en yüksek pürüzlülük değişimi EQF ($0,19\pm0,09$ μm) grubunda görüldü ve BFP grubu ile arasında anlamlı farklılık görülmedi ($p>0,05$). En düşük değişim ise EBF, GPİ, Z250 ($0,02\pm0,01$ μm) gruplarında görüldü ve EQF ile arasında anlamlı fark izlendi ($p<0,05$ μm). EQF, FOB, BFP SFB ve ZNC gruplarında başlangıç pürüzlülük değeri ile anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$).

KOB ile polisaj yapılan ve vişne suyunda döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan materyaller arasında en yüksek pürüzlülük değişimi BFP($0,12\pm0,03$ μm) grubuna aittir ve bu grup ile GPİ ve VE arasında anlamlı farklılık izlendi ($p<0,05$). En düşük değer ise GPİ ($0,01\pm0,01$ μm) ve VE ($0,01\pm0,01$ μm) gruplarına aittir ve bu farklılık sadece BFP ile istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$). BFP, SFB ve Z250 gruplarında başlangıç pürüzlülük değeri ile anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$).

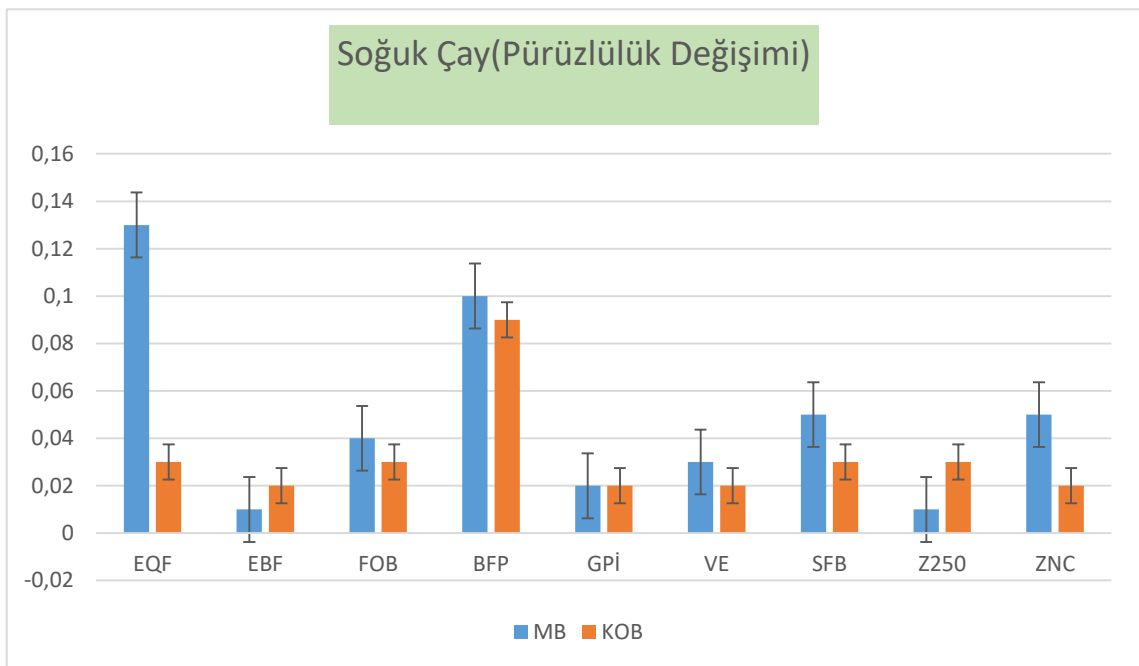


Şekil 4.4. Restoratif materyallerin vişne suyundaki pürüzlülük değişim değerleri

Farklı polisaj yöntemleri uygulanmış ve soğuk çayda döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan restoratif materyallerden en yüksek pürüzlülük değişimi BFP ($0,095 \pm 0,02 \mu\text{m}$) grubunda, en düşük pürüzlülük değişimi ise EBF($0,015 \pm 0,01 \mu\text{m}$) grubunda bulundu.

Kullanılan polisaj yönteminin pürüzlülük değişimine etkisi değerlendirildiğinde matris bandıyla bitirilen ve soğuk çayda döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan materyaller arasında en yüksek pürüzlülük değişimi EQF ($0,13 \pm 0,22 \mu\text{m}$) grubunda görüldü ve EBF, GPİ, Z250 grupları ile arasında anlamlı farklılık görüldü ($p < 0,05$). En düşük değişim ise EBF, Z250 ($0,01 \pm 0,01 \mu\text{m}$) gruplarında görüldü ve EQF ile arasında anlamlı fark izlendi ($p < 0,05 \mu\text{m}$). EQF, BFP, SFB ve ZNC gruplarında başlangıç pürüzlülük değeri ile anlamlı farklılık görüldü ($p < 0,05$).

KOB ile polisaj yapılan ve soğuk çayda döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan materyaller arasında en yüksek pürüzlülük değişimi BFP($0,09 \pm 0,02 \mu\text{m}$) grubunda görüldü ve diğer gruplar arasında anlamlı farklılık izlenmedi ($p > 0,05$). En düşük pürüzlülük değişimi ise GPI, EBF, ZNC ve VE ($0,01 \pm 0,01 \mu\text{m}$) gruplarında görüldü ve diğer gruplar ile arasında anlamlı farklılık izlenmedi ($p > 0,05$). BFP grubunda başlangıç pürüzlülük değeri ile anlamlı farklılık görüldü ($p < 0,05$).



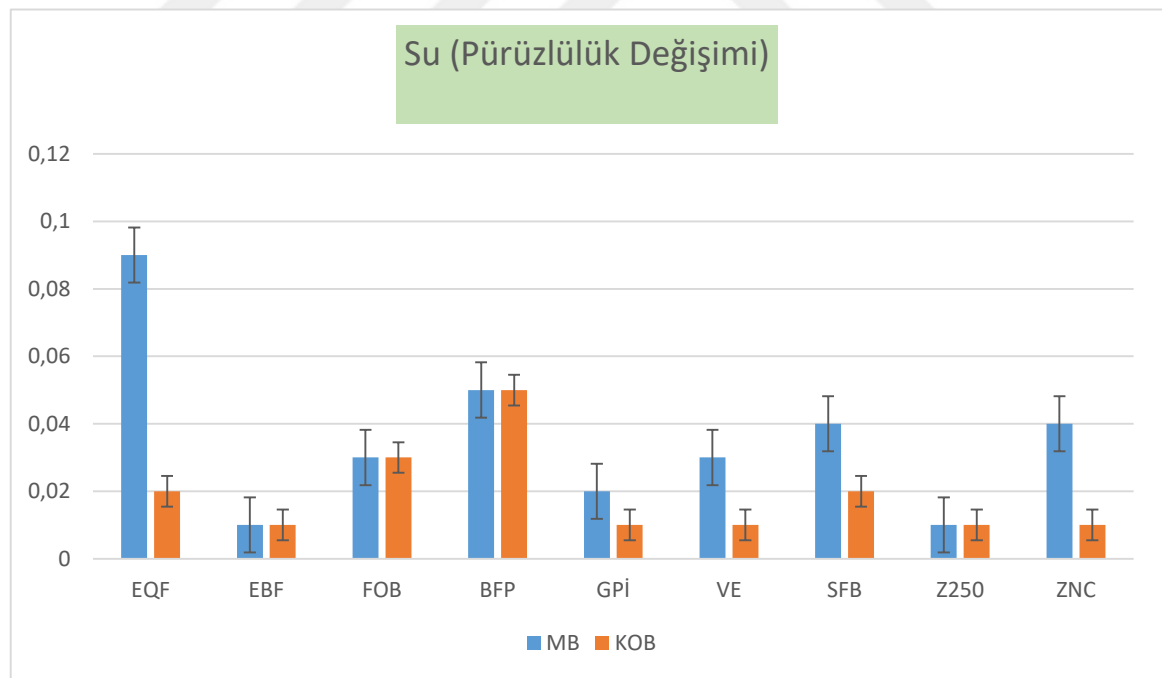
Şekil 4.5. Restoratif materyallerin soğuk çaydaki pürüzlülük değişim değerleri

Farklı polisaj yöntemleri uygulanmış ve suda döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan restoratif materyallerden en yüksek pürüzlülük değişimi EQF ($0,055 \pm 0,06 \mu\text{m}$) grubunda, en düşük pürüzlülük değişimi ise EBF ve Z250($0,01 \pm 0,01 \mu\text{m}$) gruplarında bulundu.

Kullanılan polisaj yönteminin pürüzlülük değişimine etkisi değerlendirildiğinde matris bandıyla bitirilen ve suda döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan materyaller arasında

en yüksek pürüzlülük değişimi EQF ($0,09 \pm 0,12 \mu\text{m}$) grubunda görüldü ve diğer gruplar ile arasında anlamlı farklılık görülmedi ($p > 0,05$). En düşük değişim ise EBF, Z250 ($0,01 \pm 0,01 \mu\text{m}$) gruplarında görüldü ve diğer gruplar ile arasında anlamlı farklılık görülmedi ($p > 0,05$). EQF ve BFP gruplarında başlangıç pürüzlülük değeri ile anlamlı farklılık görüldü ($p < 0,05$).

KOB ile polisaj yapılan ve suda döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan materyaller arasında en yüksek pürüzlülük değişimi BFP ($0,05 \pm 0,03 \mu\text{m}$) grubuna aittir ve diğer gruplar arasında anlamlı farklılık izlenmedi ($p > 0,05$). En düşük pürüzlülük değişimi ise GPI, EBF, Z250, ZNC ve VE ($0,01 \pm 0,01 \mu\text{m}$) gruplarına aittir ve diğer gruplar arasında anlamlı farklılık izlenmedi ($p > 0,05$). BFP grubunda başlangıç pürüzlülük değeri ile anlamlı farklılık görüldü ($p < 0,05$).



Şekil 4.6. Restoratif materyallerin sudaki pürüzlülük değişim değerleri

5.TARTIŞMA

Diş hekimliğinde ideal bir restoratif materyal henüz elde edilememiş olmakla birlikte, bu amaçlı çalışmalar yapılmaya devam etmektedir (Yıldırım ve ark., 2012). Piyasada değişik kimyasal ve fiziksel özelliklere sahip birçok estetik restoratif materyal bulunmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri restorasyonların klinik başarısını direkt olarak etkilemektedir (Erdemir ve ark., 2013).

Bu çalışmada değerlendirdiğimiz farklı kompozit rezin, cam iyonomer siman ve hibrit seramik materyallerinin, restorasyonların klinik başarılarında önemli olan yüzey pürüzlülüğüne, polisaj yöntemi ve asitli içeceklerin etkilerinin birlikte karşılaştırıldığı literatür sayısında yetersizlik mevcuttur. Araştırmamızda posterior bölgede kullanılan restoratif materyallerin başlangıç ve döngüsel yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülük değişimlerinin belirlenmesi amacıyla; mikrohibrit (Z250), nanohibrit (ZNC, GPI), bulk fill (FOB, EBF, SFB) ve S-PRG doldurucu içeren hibrit kompozit (BFP), yüksek viskoziteli cam iyonomer siman (EQF) ve hibrit seramik (VE) restoratif materyalleri tercih edilmiştir.

Bir restorasyonun başarısını etkileyen önemli faktörlerden biri yüzey kalitesidir (Hachiya ve ark., 1984). Pürüzlü yüzeyler, dental plağın retansiyonunu artırarak bakteriyel floranın gelişmesine izin vermekte bu da çürük riskinin artmasına ve periodontal inflamasyona neden olmaktadır (Bollen ve ark., 1997). Bu yüzden bitirme ve cila işlemlerinin etkinliği restoratif materyallerin yüzey özellikleri için oldukça önemlidir. Bitirme ve cila işlemlerinin yüksek kalitede olması estetik görünümü artırır ve restorasyonların ömrünü uzatır. Dolayısıyla restorasyonlarda en iyi sonucu elde

edebilmek için en iyi bitirme ve cila tekniğine karar vermek gerekir (Lopes ve ark., 2004; Yalçın ve ark., 2006).

Restoratif materyallerde en düzgün yüzeylerin matris bandı altında olduğu gösterilmiştir (Yap ve ark., 1997). Ancak matris bandı altındaki yüzeyler rezinden zengin ve zayıf mekanik özelliklere sahiptir ve kaldırılması gerekir (Ergücü ve ark., 2008; Ryba ve ark., 2002). Ayrıca, doğru anatomik kontur, matris bandı ile nadiren oluşturulabilir (Yap ve ark., 1998). Bu yüzden bitim ve polisaj işlemleri klinikte yapılması zorunlu işlemlerdir (Roeder ve Powers, 2004). Farklı bitim ve polisaj işlemlerinin restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü ve renklenmelerini etkilediği çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir (Barakah ve Taher, 2014; Yıldız ve ark., 2015). Bu nedenle bu tez çalışmasında, hem direkt hem indirekt restoratif materyallerin polisajında kullanılabilen tek aşamalı KERR Occlubrush fırçalarının söz konusu güncel restoratif materyallerin yüzey pürüzlülükleri üzerindeki etkisi, şeffaf bant ile bitimi yapılan örneklerle kıyaslanmıştır. Silisyum karbür partiküllerinin fırça kıllarının bileşiminde yer almasıyla cila patı kullanımına gerek kalmayan KERR Occlubrush polisaj sisteminin çeşitli restoratif materyaller üzerindeki etkinlikleri literatürde gösterilmiştir (Aytac ve ark., 2016).

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirmesinde mekanik ve lazer profilometresi, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) gibi çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (Cazzaniga ve ark., 2015). Bu çalışmada yaygın olarak kullanılan ve basit bir yöntem olan mekanik profilometre ile yüzey pürüzlülüğü uluslararası pürüzlülük parametresi olan ve μm cinsinden değer veren 'Ra' parametresiyle kaydedildi (Erdemir ve ark., 2012; Gadelmawla ve ark., 2002; Tjan ve Chan, 1989).

Restoratif materyal tipi ve fiziksel özelliklerinin, bitim ve polisaj sistemlerinin, aşındırıcı partikül boyutu, miktarı ve şeklinin, restoratif materyal ve aşındırıcı sistem arasındaki sertlik farkının, materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi bulunmaktadır. Ayrıca bu faktörlerle birlikte kullanılan bitim ve polisaj sisteminin uygulanma hızının ve işlem sırasında uygulanan basıncın da yüzey pürüzlülüğünde etkili olduğu bilinmektedir (Ölmez ve Kisbet, 2012). Bu çalışmada, bu faktörler göz önüne alınarak belirli süreler ve sabit bir basınç altında tek bir operatör tarafından dikkatli bir şekilde örneklerin yüzey polisajı yapıldı.

Bu çalışmanın bulguları açısından bakıldığında 1. sıfır hipotezi reddedilmiştir. Çünkü değerlendirilen restoratif materyaller arasında, başlangıç yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı farklılık vardır. Tüm gruplar arasında en düşük yüzey pürüzlülüğü EBF ($0,063 \pm 0,008 \mu\text{m}$) grubunda görülürken ve EBF ile diğer tüm restoratif materyal grupları arasında anlamlı fark izlendi ($p < 0,05$). En yüksek yüzey pürüzlülüğü ise VE ($0,64 \pm 0,025 \mu\text{m}$) grubunda görülürken diğer gruplar ile arasında anlamlı farklılık kaydedildi ($p < 0,05$).

Bu çalışmada “Restoratif materyallere uygulanan polisaj yöntemleri arasında, başlangıç yüzey pürüzlülüğü açısından farklılık yoktur” şeklinde kurulan 2. sıfır hipotezi de reddedilmiştir. Tüm gruplarda en düşük yüzey pürüzlülüğünün matris bandı ile bitirilen EBF ($0,047 \pm 0,007 \mu\text{m}$) grubunda olduğu görüldü ve EBF ile diğer tüm restoratif materyal grupları arasında anlamlı fark izlendi ($p < 0,05$). En fazla yüzey pürüzlülüğü ise KOB ile polisaj yapılan EQF ($0,235 \pm 0,02 \mu\text{m}$) ve VE ($0,674 \pm 0,025 \mu\text{m}$) gruplarında görülürken diğer gruplar ile aralarında anlamlı farklılık izlendi ($p < 0,05$).

Yüzey pürüzlülüğünde eşik değer konusunda henüz bir fikir birliğine varılamamasına rağmen bazı araştırmacılar yüzey pürüzlülüğü $0,2 \mu\text{m}$ 'den az olan

restoratif materyallerin oral dokular ile uyumluluk açısından kabul edilebilir olduğunu, 0,2 μm 'den fazla yüzey pürüzlülüğünün ise plak birikimine ve bunun sonucunda çürük başlangıcı ve periodontal hastalığa neden olabileceğini belirtmişlerdir (Bollen ve ark., 1997). Jones ve ark., çalışmalarında, 0,5 μm 'nin üzerindeki Ra değerlerini hastanın dil ucuyla fark edebileceğini bildirmişlerdir (Jones ve ark., 2004). Bu çalışmada ise başlangıç pürüzlülük değerlerine bakıldığında; en düşük pürüzlülük değeri matris bandı altında bitirilen EBF grubunda görüldü. Bu durum şeffaf bant ile bitirilen yüzeylerin en düzgün yüzeyler olması ve EBF kompozitinin doldurucu boyutunun diğer gruplardan küçük olmasıyla açıklanabilir.

Mallya ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada rezin içeren ve rezin içermeyen restoratif materyallerin pürüzlülük değerlerini farklı polisaj yöntemleri kullanarak değerlendirmiş ve sonuç olarak rezin içermeyen geleneksel cam iyonomer simanın yüzey pürüzlülüğü değerlerini rezin içerikli materyallerden daha yüksek bulmuşlar ve materyallerin yapısında rezin olmasının daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğunu belirtmişlerdir (Mallya ve ark., 2013). Benzer şekilde bu çalışmada matris bandı altında bitirilen restoratif materyallerden, rezin içermeyen EQF materyali, içeriğinde rezin olan diğer gruplardan anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur.

Cam iyonomer simanların bitirme ve polisaj işlemleri heterojen yapılarından dolayı daha zordur. Bitirme ve cila işlemleri sırasında daha yumuşak olan matriksleri kolayca aşınır ve geriye sert cam partikülleri kalır (Pacifci ve ark., 2013; Wu ve ark., 2005). Bu çalışmada da KOB ile polisajı yapılan restoratif materyaller arasında en düşük Ra değeri EBF ($0,079 \pm 0,01 \mu\text{m}$) grubunda, en yüksek Ra değeri ise VE ($0,635 \pm 0,025 \mu\text{m}$) ve EQF ($0,222 \pm 0,015 \mu\text{m}$) gruplarında bulunmuştur. EQF restoratif materyalinin

diğer materyallerden daha pürüzlü olmasında bu durumun etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Özarslan ve ark. (2016) Vita Enamic CAD/CAM bloklarının; polisaj yapılmamış ve Vita Enamic Polisaj Seti ile bitirme ve cila işlemi yapılan grupların pürüzlülük değerlerini karşılaştırmış ve Vita Enamic Polisaj Seti ile bitirilen grupların daha az pürüzlülük değeri sergilediğini bildirmişlerdir (Özarslan ve ark., 2016). KOB polisaj sistemi kompozit, kompomer, cam iyonomer siman ve seramik restorasyonlar gibi birçok direkt ve indirekt restoratif materyal grubunda hızlı ve güvenli bir şekilde kullanabilen tek aşamalı polisaj sistemidir. Önceden fırça içine yerleştirilen parlatıcı partiküller nedeniyle ayrıca parlatma pastası kullanmasına gerek yoktur. Bu çalışmada geniş bir restoratif materyal grubunda kullanım alanı sunulan OB polisaj sistemini kullanıldı.. Ancak OB ile polisajı yapılan ve polisajı yapılmayan materyallerde de en yüksek pürüzlülük değeri VE grubunda elde edildi. Çalışmamızda diğer restoratif materyaller matris bandı altında hazırlanırken VE hassas kesme cihazı kullanılarak hazırlandı. 1000-1500-2000 gritlik zımparalar uygulandı. Buna rağmen pürüzlülük değerleri oldukça yüksek bulundu. Polisajı yapılan grup için ise OB'ın VE'nin pürüzlülük değerlerinde pozitif etkisi görülmedi.

Restoratif materyallerin yüzey özellikleri, plak birikimi üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Pürüzlü bir restorasyon yüzeyi sekonder çürük ve periodontal hastalık riskini ve restorasyonun renklenmeye karşı duyarlılığını artırır (Jefferies, 2007). Bu nedenle, bitim ve polisaj işlemleri yüzey pürüzlülüğünün azaltılması için gerekli ve oldukça önemlidir. Restoratif materyalin son yüzey kalitesi, doldurucu boyutu ve şekli, doldurucu yükü, yüzey sertliği, polisaj prosedürleri gibi faktörlere bağlıdır (Chung, 1994; Reis ve ark., 2003). Genel olarak, daha büyük doldurucu partiküllere sahip restoratif materyallerin

polisaj sonrasında daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olması beklenir. Daha küçük partiküllü restoratif materyallerin ise birkaç farklı sistemle polisaj yapıldıktan sonra daha yüksek parlaklık ve daha düşük yüzey pürüzlülüğü gösterdiği bildirilmiştir (Da Costa ve ark., 2010). Aytaç ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada restoratif materyallerin polisajında kullanılan KOB ile diğer bitim ve cila sistemleriyle karşılaştırıldığında, KOB ile polisajı yapılan kompozitlerin 0.3 µm büyük Ra değerlerine sahip olduğunu bildirmiştir ve bu sonuçlar SEM görüntüleriyle desteklenmiştir.

Bitirme ve cila sistemlerinin etkinliğini belirleyen faktörler arasında aşındırıcıların sertliği, hangi materyalin içine gömüldükleri, kullanılan instrumanların geometrisi ve kullanım şekilleri gibi faktörler vardır (Marigo ve ark., 2001). Restoratif materyaller için bitirme ve cila sistemlerinin etkili olabilmesinde aşındırıcı partiküllerin restoratif materyallerin yapısındaki dolduruculardan sert olması gerektiği bildirilmiştir. Eğer bu şekilde olmazsa aşındırıcılar sadece yumuşak matriksi aşındırır ve doldurucu partikülleri yüzeyde bırakır (Tjan ve Chan, 1989).

Restoratif materyallerin uzun dönem başarısı ağız ortamındaki dayanıklılıkları ile sınırlıdır (Freeman ve ark., 2012). Dental materyallerin değerlendirilmesi için randomize kontrollü klinik çalışmaların en iyi yöntem olduğu düşünülse de bu tür çalışmaların rutin olarak kullanılmasına izin vermeyen birçok sınırlama vardır (Koyuturk ve ark., 2008). İlk olarak operatör değişikliği, hasta uyumu ve hasta takip aksamaları bu testleri karmaşık hale getirmekte ve standardizasyonu imkânsız kılmaktadır (Nikaido ve ark., 2002). İkincisi, klinik çalışmalar maliyetli ve zaman alıcıdır. Çalışmaların kolay, hızlı ve gerçekçi tahminler oluşturması önemlidir (Naumann ve ark., 2009). Laboratuvar değerlendirmesi içeren in vitro test yöntemleri, klinik ortamını, dişler ve restorasyonlar üzerindeki nem ve stres gibi ağız ortamını tam olarak simüle edemeseler de çeşitli

prosedürler (termal döngü gibi) aracılığıyla ağız boşluğu ortamını bir dereceye kadar yansıtabilirler. Sonuç olarak in vitro çalışmalarla elde edilen verilerin, oral kavitedeki nem ve sıcaklık değişimi gibi karmaşık olaylardan sonra elde edilen verilerle benzer olduğu bildirilmiştir (Morresi ve ark., 2014). Bu yüzden bu çalışmada da in vitro test yöntemleri kullanılmıştır.

İn vitro çalışmalarda termal döngü uluslararası literatürde kabul edilen ve yaygın olarak kullanılan prosedürlerden biridir. Dental materyalleri termal döngüye dâhil eden birçok bilimsel çalışma yayınlanmıştır (Doerr ve ark., 1996). Bu sistem genel olarak, ağız boşluğunda meydana gelen termal değişimlerin taklit edilebilmesi için sıcak ve soğuk su banyolarında tekrarlanan döngüsel harekettir. Bu çalışmada, 10.000 termal siklus uygulandı. Termal siklusun 10.000 defa uygulanmasının yaklaşık 1 yıllık in vivo fonksiyonu temsil ettiğini literatürde belirtilmektedir (Gale ve ark., 1999). Böylelikle restoratif materyallerin in vivo yaşlanmaları taklit edilmiş olur (Bektas ve ark., 2012). Bu çalışmada örnekler ağız ortamını taklit eden 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C sıcaklıktaki su banyosunda 30'ar saniye ve 5 sn dışarıda bekletme süreleri olmak üzere termalsiklus cihazında toplamda 10.000 kez tekrarlanan döngüyle yapay olarak yaşlandırılmıştır.

Asitli içeceklerin restoratif materyaller üzerindeki pürüzlendirici etkisi birçok çalışmada değerlendirilmiştir (Eldwakhly ve ark., 2019; Mehmet ve Öztaş, 2013; Shalan, 2016). Bu çalışmalarda restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü solüsyon tipine ve restoratif materyal çeşidine göre farklı oranlarda artırdığı tespit edilmiştir. Çünkü toplum tarafından tam olarak bilinmeyen, diş yüzeyinde önemli bir harabiyetle sonuçlanan dental erozyonun; meyveli içecekler ve gazlı içecekler gibi asidik potansiyele sahip yiyecek ve içeceklerle olan ilişkisi, birçok çalışmada belirtilmiştir (Attin ve ark., 2005; Barbosa ve ark., 2011; Hamouda, 2011). Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller, yeme

içme esnasında dişler temizleninceye kadar aralıklı olarak gıda ve içeceklerdeki kimyasal ajanlara maruz kalmaktadır (Rios ve ark., 2008). Genel olarak düşük pH'ya sahip içeceklerin daha büyük eroziv etkiye sahip olduğu bilinmektedir (Wongkhantee ve ark., 2006; AU Yap ve ark., 2000). Bu nedenle bu çalışmada, asitli içeceklerin restoratif materyaller üzerindeki aşındırıcı etkisini karşılaştırmak amacıyla farklı pH değerlerine sahip kola, vişne suyu, soğuk çay ve distile su kullanılmıştır.

Asitli içecek ve yiyeceklerin restoratif materyaller üzerine etkilerinin incelendiği çalışmalarda, farklı bekletme süreleri uygulandığı görülmüştür. Bazı çalışmalarda 1 saatten başlayarak 15 güne kadar örnekler solüsyonlara tabi tutulurken bazı çalışmalarda ise 3 aydan başlayarak 1 yıla kadar değişen zaman dilimlerinde bekletme süreleri uygulanmıştır (Aliping-McKenzie ve ark., 2004; Coğulu ve ark., 2008). Araştırmacılar 3 gün, günde 4 saat boyunca içeceklerde bekletmenin restoratif materyallerin 1 sene süresince günde 2 dakika asitli içeceklere maruz kalma süresine denk geldiğini bildirmiştir (El-Badrawy ve ark., 1993; AU Yap ve ark., 2003). Daha önce yapılan çalışmalarda restoratif materyalleri yaşlandırma yöntemi olarak sadece termalsiklus veya asitli içeceklerde bekletme uygulanmıştır (Schulze ve ark., 2003; Cangül ve ark., 2020). Ancak yalnız başına termal yaşlandırma ya da asitli içeceklerde bekletme tam olarak ağız içi koşulları taklit edememektedir. Bu nedenle bu çalışmada, restoratif materyaller uzun süreli klinik koşulların restoratif materyaller üzerindeki etkilerini gözlemleyebilmek amacıyla termal yaşlandırma ile asitli içeceklerde bekletme döngüsel olarak birlikte uygulanmıştır.

Bu çalışmada “Bekletme solüsyonları arasında restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından farklılık yoktur.” şeklinde kurulan 3. sıfır hipotezi reddedilmiştir. Çünkü kola ($0,06 \pm 0,06 \mu\text{m}$), vişne suyu ($0,05 \pm 0,11 \mu\text{m}$), soğuk çay

($0,04 \pm 0,06 \mu\text{m}$) ve su ($0,03 \pm 0,04 \mu\text{m}$) gruplarının pürüzlülük değişim değerleri aralarında anlamlı farklılık izlenmiştir ($p < 0,05$).

Sarı ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada restoratif materyaller kola ve portakal suyunda bekletilerek yüzey sertlik ve pürüzlülük değerleri değerlendirilmiş, restoratif materyallerin portakal suyu ve kolada bekletme sonrasında önemli ölçüde yüzey pürüzlülük değerlerinde artış gözlenmiştir. pH değeri düşük yiyecek ve içeceklerin restoratif materyaller üzerinde, daha düşük mikrosertlik değerine ve daha fazla yüzey pürüzlülük değerine sebep olduğu kaydedilmiştir (Sarı ve ark., 2010). Bu çalışmada kullandığımız kolanın pH değeri 2,53'tür ve yapısında fosforik asit bulundurur. Farklı polisaj yöntemleri uygulanmış ve kolada döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan restoratif materyallerden en yüksek pürüzlülük değişimi EQF ($0,115 \pm 0,1 \mu\text{m}$) grubunda, en düşük pürüzlülük değişimi ise EBF ($0,025 \pm 0,01 \mu\text{m}$) grubunda bulunmuştur. En düşük doldurucu miktarına sahip, nanohibrit doldurucu içeren kompozit olan EBF, diğer restoratif materyallerden daha düşük pürüzlülük değişimi sergilemiştir. Bu sonuçlar, içeceklerin rezin-matriks ayrışmasına ve kompozitlerin aşınmasına neden olabileceği fikrini destekleyen önceki çalışmaların bulgularıyla tutarlıdır (Han ve ark., 2008; Sarrett ve ark., 2000). Ayrıca bu sonuç, daha küçük ortalama doldurucu partiküllerine sahip kompozit rezinlerin, daha büyük doldurucu partiküllere sahip materyallere göre yüzey pürüzlülük değişiminin daha düşük olduğunu belirten önceki çalışmaların bulgularını desteklemektedir (Da Costa ve ark., 2010; Turssi ve ark., 2001).

Farklı pH değerlerine sahip içeceklerde bekletilen restoratif materyallerin, çözünmesi sölüsyonun pH değerine bağlıdır. Portakal suyu, sitrik asit ve elma suyu; maleik asit içermektedir. Bunlar gibi, karboksilik asit içeren meyve asitleri; simanın yapısındaki kalsiyum gibi iyonlarla şelasyon yapabilmekte ve su içerisinde çözünebilen

bir yapı oluşturmaktadır. Buna karşın, kola gibi içeceklerin yapısındaki fosforik asit kalsiyum ile şelasyon yaptığı zaman suda çözünmeyen bir yapı meydana gelmektedir. Böylece, içeceklerin yapısında karboksilik asit bulundurması, içeceklere yüksek miktarda yıkıcı etki sağlamaktadır. Buda meyveli içeceklerin yıkıcı etkilerinin, sadece düşük pH değerlerinden dolayı değil, yapılarındaki karboksilik asit içermesi ile açıklanmıştır (Dreissens ve ark., 1993; Yamamoto ve ark., 1991). Bu çalışmada kullandığımız vişne suyunun pH değeri 2.86'dır ve yapısında sitrik asit bulundurur. Vişne suyunda döngüsel yaşlandırmaya tabi tuttuğumuz restoratif materyallerden en yüksek pürüzlülük değişimi BFP ($0,115 \pm 0,03 \mu\text{m}$) grubunda, en düşük pürüzlülük değişimi ise GPİ ($0,015 \pm 0,0001 \mu\text{m}$) grubunda bulundu. BFP grubunun solüsyonlara maruz kalması ile yapısında bulunan S-PRG doldurucuların yüzeyden uzaklaşması sonucunda meydana gelen boşlukların boyutu çok daha fazla olduğu için yüzeyde önemli bir pürüzlülük artışına sebep olduğu düşünülmektedir (Cabadağ ve Gönüloğlu, 2019). GPİ' deki pürüzlülük değişiminin az olmasının daha küçük boyutta doldurucu partiküllerine sahip olması kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Literatür bulguları ve bu çalışmanın verilerine dayanarak; restoratif materyallerin pH değeri farklı içeceklerde bekletilme işleminden sonra elde edilen pürüzlülük değerlerine göre; içeceğin pH değerinin belirleyici tek faktör olmadığını, içecekteki asit tipinin etkisinin de değerlendirilmesi gerektiği sonucunu söyleyebiliriz (Kargul ve ark., 2007; Meurman ve ark., 1990). Bu çalışmada kullandığımız soğuk çayın pH değeri 3,71'dir ve yapısında sitrik asit bulundurur. Soğuk çayda döngüsel yaşlandırmaya tabi tuttuğumuz restoratif materyallerden en yüksek pürüzlülük değişimi BFP ($0,095 \pm 0,02 \mu\text{m}$) grubunda, en düşük pürüzlülük değişimi ise EBF ($0,015 \pm 0,01 \mu\text{m}$) grubunda bulundu. Bu gruptaki BFP da en fazla pürüzlülük değişimi görülmesini vişne suyundaki

pürüzlülük değişiminde olduğu gibi S-PRG doldurucularına ve içeceğin yapısında sitrik asit bulunmasına bağlı olduğunu düşünüyoruz. EBF grubunda en az görülen pürüzlülüğün ise doldurucu oranının az olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Suda döngüsel yaşlandırmaya tabi tutulan restoratif materyallerden en yüksek pürüzlülük değişimi EQF ($0,055 \pm 0,06 \mu\text{m}$) grubunda, en düşük pürüzlülük değişimi ise EBF ($0,01 \pm 0,01 \mu\text{m}$) ve Z250 ($0,01 \pm 0,01 \mu\text{m}$) gruplarında bulundu. Bu çalışmada asitli içeceklerin restoratif materyallerin pürüzlülük değerlerindeki değişimlerini incelediğimizde su grubundaki pürüzlülük değişiminin kola ve vişne suyuna kıyasla çok düşük olduğu, kola ve vişne suyu ve soğuk çayın ise aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu. Yapılan bir çalışmada; bu çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde distile suda bekletilen kontrol grubunun içecek sonrası pürüzlülük ortalamasında görülen artış, kolada ve diğer asitli içeceklerde bekletilen gruplardan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (Şeker ve Soyman, 2011).

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendiren araştırmaların çoğu polisaj sistemlerini kıyaslarken kontrol grubu olarak matris bandını kullanmışlardır. Çünkü yapılan pek çok çalışmada en pürüzsüz yüzeylerin matris bandı altında bitirilen gruplarda olduğu bildirilmiştir (Antonson ve ark., 2011; Gönülol ve Yılmaz, 2012; Turssi ve ark., 2000). Matris bandı altında bitirilen yüzeylerde rezinden zengin parlak ve pürüzsüz bir tabaka oluşur (Rai ve Gupta, 2013). Ancak bu tabaka zayıf bir tabaka olduğu için asitli içeceklerden etkilenmesi daha fazla olmaktadır. Bu çalışmada, diğer çalışmaların sonuçlarıyla uyumlu olarak tüm grupların başlangıç ölçümlerinde en düşük pürüzlülük değerleri matris bandı grubunda görülmüştür. Ancak, solüsyonlarda bekletme sonrasında en yüksek pürüzlülük değişim değerleri de yine matris bandı altında bitirilen kontrol grubunda gözlemlenmiştir. Bu durumun, matris bandı altında bitirilen örneklerin

yüzeylerinde rezinden zengin, zayıf bir tabaka bulunmasının, örneklerin dış etkenlerden daha kolay etkilenmesine imkân vermesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (Rai ve Gupta, 2013).

Restoratif materyallerin yüzey özelliklerinin hem bitim/polisaj sistemine hem de kullanılan restoratif materyale bağlı olduğu bildirilmiştir (Kaizer ve ark., 2014). Bu çalışmanın sonucunda, asitli içeceklerde ve termalsiklusta bekletmenin değerlendirilen tüm restoratif materyaller için yüzey pürüzlülüğünde önemli artışlara neden olduğu ortaya konulmuştur. En yüksek pürüzlülük değişimi, değerlendirilen restoratif materyaller arasında en büyük doldurucu partiküllere sahip cam iyonomer grubu olan EQF materyalinde ölçülmüştür. Öte yandan, en düşük doldurucu miktarına sahip, nanohibrit doldurucu içeren kompozit olan EBF, diğer kompozitlerden daha düşük pürüzlülük değişimi sergilemiştir. Bu sonuç, daha küçük ortalama doldurucu partiküllerine sahip kompozit rezinlerin, daha büyük doldurucu partiküllerine sahip materyallere göre yüzey pürüzlülük değişiminin daha düşük olduğunu belirten önceki çalışmaların bulgularını desteklemektedir (Da Costa ve ark., 2010; Turssi ve ark., 2001).

Pacifici ve ark (2014) bir yüksek viskoziteli cam iyonomer (Fuji IX) ve bir kompomerin (Vitremer) yüzey pürüzlülüklerini, yüzey örtücü kullanımı açısından değerlendirdikleri çalışmalarının sonucunda nanodolduruculu rezin içerikli yüzey örtücüsünün (GCoat Plus) yüzey pürüzlülüğüne bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Ancak Equia Forte HT Fil restoratif materyali için yapılmış böyle bir çalışmaya rastlanılamamıştır. Bu sebeple Equia Forte HT Fil restoratif materyalinin diğer gruplardaki örneklerden daha fazla pürüzlülük değişimi görülmesinin kullanılan yüzey örtücüden kaynaklanıp kaynaklanmadığını belirlemek için bu konuda yapılacak bir çalışmanın faydalı olacağını düşünmekteyiz.

Termal siklus uygulaması, tekrarlayan ani ısı değişimleriyle kompozit rezinlerde hidrolitik ve termal ayrışmalara neden olmaktadır. Bu işlem süresince su ataklarının cam doldurucu partiküller ile metakrilat esaslı rezinlerin arasında kovalent bağ oluşturarak kompozit rezinlerin güçlenmesini sağlayan silanize bağlantıyı modifiye edebileceği bildirilmiştir (Geurtsen ve ark., 1999). Silan ve doldurucu ara yüzünde doğrudan hidrolitik bozunma matriks ile doldurucu arasında ayrışmaya, mikroçatlak ve korozyonlara neden olmaktadır (Pereira ve ark., 2007). Schulze ve ark. 122 saatlik yaşlandırma işlemi sonrasında kompozit rezinlerin yüzeyinde karbon: oksijen, karbon:silisyum, karbon:baryum oranlarının arttığını bildirmişlerdir. Bu durum yaşlandırma işlemi sonucu yüzeyden inorganik materyallerin uzaklaştığını göstermektedir (Schulze ve ark., 2003). Termal siklusa bağlı oluşan bu ayrışma, su absorpsiyonu ve lekelenme, kompozit rezinlerde renk değişiklikleri oluşturmaktadır. Bu çalışmada, önceki çalışmalarda görüldüğü gibi grupları toplamda 10,000 siklusa tabi tutarak materyallerin yüzey pürüzlülüğünün artmasına sebep olduğunu düşünmekteyiz.

Cam iyonomer materyalinin döngüsel yaşlandırmaya, diğer restoratif materyallere kıyasla daha hassas olduğunu görmekteyiz. Cam iyonomer materyalinin yapısında bulunan orta büyüklükteki partiküllerin varlığı, materyalin yüzey pürüzlülüğünü etkilemektedir. Kompozit rezin materyalleri ise asidik solüsyonlarda daha az çözünen ve daha sağlam bir yapıya sahiptir. Eroziv içeceklerin araştırmamızda incelenen restoratif materyallerin yüzey pürüzlülükleri üzerine etkili oldukları gözlenmiştir. Klinik uygulamalar sırasında, restoratif materyal seçiminde hastanın diyetinin de göz önünde bulundurularak yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Ancak yapılan bu tez çalışmasının birtakım limitasyonları bulunmaktadır. Bu çalışmada, yüzey pürüzlülüğü ölçümleri mekanik profilometre kullanılarak yapılmıştır.

Mekanik profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü örnek yüzeyinde sınırlı bir alanda yapılabilmektedir ve bu nedenle tüm örnek yüzeyi hakkında detaylı bilgi sahibi olunamamaktadır. Yapılacak çalışmalarda daha detaylı yüzey değerlendirmesi yapılabilen SEM ya da AFM gibi ölçüm cihazları kullanılabilir. Bu çalışma, klinik koşullarda restorasyonların maruz kalacağı şartların değerlendirildiği bir in vitro çalışmadır. Dolayısıyla restorasyonların ağız ortamında maruz kaldığı mekanik, kimyasal ve fiziksel etkiler tam olarak taklit edilememektedir. Restoratif materyallerin uzun süreli klinik takiplerle değerlendirilmesi ile yapılacak olan in vivo çalışmaların daha detaylı bilgiler vereceğine inanmaktayız.

6. SONUÇLAR

Tamamını in-vitro koşullarda gerçekleştirdiğimiz bu çalışmadan elde ettiğimiz bulgular doğrultusunda;

1-Değerlendirilen direkt restoratif materyaller arasında başlangıç yüzey pürüzlülüğü en fazla cam iyonomer grubu olan Equia Fort HT Fil grubunda, en az yüzey pürüzlülüğü ise bulk fill kompozit grubu olan Estelite Bulk Flowable grubunda görüldü.

2-Restoratif materyaller farklı solüsyonlarda yaşlandırma sonrasında değişen oranlarda pürüzlülük değişimi gösterdi. Restoratif materyal türü, uygulanan polisaj yöntemi ve yaşlandırmada kullanılan solüsyonunun pürüzlülük değişiminde anlamlı etkisi olduğu belirlendi.

3-Solüsyonlarda bekletme sonrasında, en fazla pürüzlülük değişimi cam iyonomer olan Equia Fort HT Fil grubunda görüldü. Akışkan bulk fill restoratif materyal olan Estelite Bulk Flow grubunda ise en az pürüzlülük değişimi görüldü.

4- Matris bandı altında bitirilen restoratif materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri, Kerroclubrush ile polisaj yapılan restoratif materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülük değerlerinden daha azdır. Ancak solüsyonda bekletme sonrasında, en fazla pürüzlülük değişimi matris bandı altında hazırlanan örneklerde görülürken, Kerroclubrush polisaj sistemi ile hazırlanan örneklerde daha az pürüzlülük değişimi izlendi.

5- Solüsyonlarda bekletme sonrasında, en az pürüzlülük değişimi distile suda yaşlandırılan örneklerde izlenirken, asitli içeceklerle yaşlandırılan örneklerin daha fazla yüzey pürüzlülüğü değişimi gösterdiği izlendi.

6-Asitli içeceklerin ve polisaj yöntemlerinin ağız içerisinde de restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü etkileyebileceğini, bu yüzden restorasyon sırasında vee sonrasında bu faktörlerin de göz önünde bulundurulması gerektiğini düşünmekteyiz



7.KAYNAKÇA

- Abbas, G., Fleming, G., Harrington, E., Shortall, A., & Burke, F. (2003). Cuspal Movement And Microleakage In Premolar Teeth Restored With A Packable Composite Cured In Bulk Or In Increments. *Journal Of Dentistry*, 31(6), 437-444.
- Acar, Ö. (2016). Farklı Yüzey Hazırlıklarının CAD/CAM Hibrit Seramiğin Kompozit Rezin Ile Tamirine Etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 33(3).
- Albers, H. F. (2002). *Tooth-Colored Restoratives: Principles And Techniques*: PMPH-USA.
- Aliping-Mckenzie, M., Linden, R., & Nicholson, J. (2004). The Effect Of Coca-Cola And Fruit Juices On The Surface Hardness Of Glass-Ionomers And ‘Compomers’. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 31(11), 1046-1052.
- Algera, T. J., Kleverlaan, C. J., Prahl-Andersen, B., & Feilzer, A. J. (2006). The Influence Of Environmental Conditions On The Material Properties Of Setting Glass-Ionomer Cements. *Dental Materials*, 22(9), 852-856.
- Altun, C. (2005). Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82.
- Anstice, H., & Nicholson, J. (1995). Investigation of the post-hardening reaction in glass-ionomer cements based on poly (vinyl phosphonic acid). *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 6(7), 420-425.
- Antonson, S. A., Yazici, A. R., Kilinc, E., Antonson, D. E., & Hardigan, P. C. (2011). Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of dentistry*, 39, e9-e17.

- Anusavice, K., & Antonson, S. (2003). Finishing and polishing materials in Philip's Science of dental materials: (pp. 352-353): WB Saunders Co.
- Ardu, S., Braut, V., Uhac, I., Benbachir, N., Feilzer, A. J., & Krejci, I. (2010). A new classification of resin-based aesthetic adhesive materials. *Collegium antropologicum*, 34(3), 1045-1050.
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (1998). Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*, 14(1), 51-56.
- Attin, T., Weiss, K., Becker, K., Buchalla, W., & Wiegand, A. (2005). Impact of modified acidic soft drinks on enamel erosion. *Oral diseases*, 11(1), 7-12.
- Aykent, F., Yondem, I., Ozyesil, A. G., Gunal, S. K., Avunduk, M. C., & Ozkan, S. (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of prosthetic dentistry*, 103(4), 221-227.
- Aytac, F., Karaarslan, E. S., Agaccioglu, M., Tastan, E., Buldur, M., & Kuyucu, E. (2016). Effects of novel finishing and polishing systems on surface roughness and morphology of nanocomposites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(4), 247-261.
- Bagheri, R., Burrow, M., & Tyas, M. (2007). Surface characteristics of aesthetic restorative materials—an SEM study. *Journal of oral rehabilitation*, 34(1), 68-76.
- Bani, M., & Öztaş, N. (2013). Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 30(1), 13-17.

- Bansal, R., & Bansal, T. (2015). A comparative evaluation of the amount of fluoride release and re-release after recharging from aesthetic restorative materials: an in vitro study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 9(8), ZC11.
- Barakah, H. M., & Taher, N. M. J. T. J. o. p. d. (2014). Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. 112(3), 625-631.
- Barbosa, C., Kato, M., & Buzalaf, M. (2011). Effect of supplementation of soft drinks with green tea extract on their erosive potential against dentine. *Australian dental journal*, 56(3), 317-321.
- Bektas, Ö. Ö., Eren, D., Siso, S. H., & Akin, G. E. (2012). Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers in medical science*, 27(4), 723-728.
- Berg, J. H. (1998). The continuum of restorative materials in pediatric dentistry-a review for the clinician. *Pediatric dentistry*, 20, 93-100.
- Bollen, C. M., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*, 13(4), 258-269. doi: 10.1016/s0109-5641(97)80038-3
- Bowen, R. L., & Marjenhoff, W. A. (1992). Dental composites/glass ionomers: the materials. *Advances in dental research*, 6(1), 44-49.
- Bucuta, S., & Ilie, N. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical oral investigations*, 18(8), 1991-2000.

- Burgess, J., & Cakir, D. (2010). Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 31, 10-15.
- Burgess, J., Walker, R., & Davidson, J. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric dentistry*, 24(5), 465-479.
- Cabadağ, Ö. G., & Gönülol, N. (2019). The effects of food simulating liquids on surface roughness, hardness, and solubility of bulk fill composites.
- Cangül, S., ADIGÜZEL, Ö., Tekin, S., Öztekin, F., & Satıcı, Ö. pH değerleri farklı kahve türlerinde bekletilen kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal*, 7(2), 252-258.
- Cattani-Lorente, M.-A., Dupuis, V., Payan, J., Moya, F., & Meyer, J.-M. (1999). Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dental Materials*, 15(1), 71-78.
- Cazzaniga, G., Ottobelli, M., Ionescu, A., Garcia-Godoy, F., & Brambilla, E. (2015). Surface properties of resin-based composite materials and biofilm formation: A review of the current literature. *Am J Dent*, 28(6), 311-320.
- Cehreli, S. B., Tirali, R. E., Yalcinkaya, Z., & Cehreli, Z. C. (2013). Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *European journal of dentistry*, 7(1), 15.
- Celik, E. U., & Ermis, B. (2008). Koruyucu rezin uygulamasının yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 11(2), 91-95.
- Charbeneau, G. T. (1988). *Principles and practice of operative dentistry*: Lea & Febiger.

- Chen, C., Trindade, F. Z., de Jager, N., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*, 30(9), 954-962.
- Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., & Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British dental journal*, 222(5), 337-344.
- Chung, K.-h. (1994). Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dental Materials*, 10(5), 325-330.
- Cıldır, S. K., & Sandallı, N. (2005). Fluoride release/uptake of glass-ionomer cements and polyacid-modified composite resins. *Dental materials journal*, 24(1), 92-97.
- Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.
- Craig, R. (2002). Biocompatibility of dental materials. *Restorative dental materials*.
- Craig, R. G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am*, 25(2), 219-239.
- Crisp, S., Kent, B. E., Lewis, B. G., Ferner, A. J., & Wilson, A. D. (1980). Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *Journal of dental research*, 59(6), 1055-1063.
- Crowley, C., Doyle, J., Towler, M., Hill, R., & Hampshire, S. (2006). The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *Journal of dentistry*, 34(8), 566-573.
- Czasch, P., & Ilie, N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical oral investigations*, 17(1), 227-235.
- Çelik, N., Sağsöz, Ö., & Gündoğdu, M. (2017). Farklı İçeceklerin Posterior Kompozitlerin Renk Değişikliği Ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisinin

- Değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 27(1), 27-33.
- Çoğulu, D., Ersin, N., & Topaloğlu, A. (2008). Asitli içeceklerin üç farklı restoratif materyalin yüzey sertliği üzerine etkisinin incelenmesi. Dicle Diş Hek Derg, 9, 7-12.
- Da Costa, J., Adams-Belusko, A., Riley, K., & Ferracane, J. L. (2010). The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. Journal of dentistry, 38, e123-e128.
- Da Costa, J. B., Goncalves, F., & Ferracane, J. L. (2011). Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: evaluation of a new two-step composite polishing disc system. Operative Dentistry, 36(2), 205-212.
- Davidson, C. L. (2006). Advances in glass-ionomer cements. Journal of Applied Oral Science, 14(SPE), 3-9. ,
- Dayangac, G. (2011). Kompozit restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi Ltd. Şti.
- Dayangaç, B. (2000). Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi.
- De Jager, N., Feilzer, A., & Davidson, C. (2000). The influence of surface roughness on porcelain strength. Dental Materials, 16(6), 381-388.
- De Witte, A. M., De Maeyer, E. A., Verbeeck, R. M., & Martens, L. C. (2000). Fluoride release profiles of mature restorative glass ionomer cements after fluoride application. Biomaterials, 21(5), 475-482.
- Deliperi, S., Bardwell, D. N., Wegley, C., & Congiu, M. D. (2006). In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. Operative Dentistry, 31(2), 227-232.

- Diamanti, I., Koletsi-Kounari, H., Mamai-Homata, E., & Vougiouklakis, G. (2011). In vitro evaluation of fluoride and calcium sodium phosphosilicate toothpastes, on root dentine caries lesions. *Journal of dentistry*, 39(9), 619-628.
- Didem, A., & Yalcin, G. (2014). Comparative mechanical properties of bulk-fill resins. *Open journal of composite materials*, 2014.
- Dionysopoulos, P., Kotsanos, N., & Pataridou, A. (2003). Fluoride release and uptake by four new fluoride releasing restorative materials. *Journal of oral rehabilitation*, 30(9), 866-872.
- Dirxen, C., Blunck, U., & Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal*, 7, 118.
- Doerr, C. L., Hilton, T. J., & Hermes, C. B. (1996). Effect of thermocycling on the microleakage of conventional and resin-modified glass ionomers. *American Journal of Dentistry*, 9(1), 19-21.
- Dreissens FCM, Planell JA, Boltong MG, Khairoun I, Ginebra M. Calcium phosphate bone cements. *Proc Ins Mech Eng H*, 212: 427-35, 1998.
- Duarte, S., & Saad, J. R. C. (2008). Marginal adaptation of Class 2 adhesive restorations. *Quintessence International*, 39(5).
- Eick, J. D. (1986). Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int*, 17, 103-111.
- El-Badrawy, W., McComb, D., & Wood, R. (1993). Effect of home-use fluoride gels on glass ionomer and composite restorations. *Dental Materials*, 9(1), 63-67.
- Eldwakhly, E., Ahmed, D. R. M., Soliman, M., Abbas, M. M., & Badrawy, W. (2019). Color and translucency stability of novel restorative CAD/CAM materials. *Dental and medical problems*, 56(4), 349-356.

- El-Safty, S., Silikas, N., & Watts, D. (2012). Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, 28(8), 928-935.
- Erdemir, U., Sancakli, H. S., & Yildiz, E. (2012). The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. *European journal of dentistry*, 6(2), 198.
- Erdemir, U., Yildiz, E., Eren, M. M., Ozsoy, A., & Topcu, F. T. (2013). Effects of polishing systems on the surface roughness of tooth-colored materials. *Journal of Dental Sciences*, 8(2), 160-169.
- Ergücü, Z., Türkün, L. S., & Aladag, A. (2008). Color stability of nanocomposites polished with one-step systems. *Operative Dentistry*, 33(4), 413-420.
- Ergün, G., hekimliği Fakültesi, D., & YENİSEY, M. (2006). Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (FGK) Sabit Protezlerin Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) ile Değerlendirilmesi ve İçeriklerinin Element Analizlerinin (EDS) Yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*; Cilt: 7 Sayı: 2.
- Falsafi, A., Mitra, S. B., Oxman, J. D., Ton, T. T., & Bui, H. T. (2014). Mechanisms of setting reactions and interfacial behavior of a nano-filled resin-modified glass ionomer. *Dental Materials*, 30(6), 632-643.
- Feilzer, A., De Gee, A., & Davidson, C. (1990). Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *Journal of dental research*, 69(1), 36-39.
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—state of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38.
- Ferracane, J. L. (2008). Placing dental composites—a stressful experience. *Operative Dentistry*, 33(3), 247-257.

- Ferracane, J. L., & Mitchem, J. C. (2003). Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. *American Journal of Dentistry*, 16(4), 239-243.
- Ferracane, J. L. (2001). *Materials in dentistry: principles and applications*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Ferracane, J., Berge, H., & Condon, J. (1998). In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*, 42(3), 465-472.
- Ferracane, J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*, 6(4), 302-318. doi: 10.1177/10454411950060040301
- Ferrari, M. (1999). Use of glass ionomers as bondings, linings, or bases. *Advances in glass-ionomer cements*. Berlin: Quintessence Publishing, 137-148.
- Freeman, R., Varanasi, S., Meyers, I. A., & Symons, A. L. (2012). Effect of air abrasion and thermocycling on resin adaptation and shear bond strength to dentin for an etch-and-rinse and self-etch resin adhesive. *Dental materials journal*, 1203190242-1203190242.
- Fill, T. E. B. (2011). *The bulk composite without compromises*. Scientific Documentation. Schaan, Liechtenstein: Ivoclar Vivadent, 1-20.
- Furness, A., Tadros, M., Looney, S., & Rueggeberg, F. (2014). Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of dentistry*, 42(4), 439-449.
- Gadegaard, N. (2006). Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, 81(2-3), 87-97.

- Gadelmawla, E., Koura, M., Maksoud, T., Elewa, I., & Soliman, H. (2002). Roughness parameters. *Journal of materials processing Technology*, 123(1), 133-145.
- Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., & Neiva, G. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative Dentistry*, 39(4), 441-448.
- GB, D. (2011). *Kompozit Restorasyonlar*. Baskı. İstanbul, 25-57.
- Gedik, R., Hürmüzlü, F., Coşkun, A., BEKTAŞ, Ö. Ö., & Özdemir, A. K. (2005). Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association*, 136(8), 1106-1112.
- Geurtsen W, Leyhausen G, Garcia-Godoy F. Effect of storage media on the fluoride release and surface microhardness of four polyacid-modified composite resins (compomers). *Dent Mater* 1999;15:19
- Gladwin, M., & Bagby, M. (2013). *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases*: Wolters Kluwer Health/ Lippincott Williams & Wilkins.
- Gonulol, N., Ozer, S., & Sen Tunc, E. (2015). Water sorption, solubility, and color stability of giomer restoratives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(5), 300-306.
- Gordan, V. V., Mondragon, E., Watson, R. E., Garvan, C., & Mjör, I. A. (2007). A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eight years. *The Journal of the American Dental Association*, 138(5), 621-627.
- Gönülol, N., & Yılmaz, F. (2012). The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *Journal of dentistry*, 40, e64-e70.

- Grippio, J. O., Simring, M., & Schreiner, S. J. T. J. o. t. A. D. A. (2004). Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. 135(8), 1109-1118.
- Guggenberger, R., May, R., & Stefan, K. (1998). New trends in glass-ionomer chemistry. Biomaterials, 19(6), 479-483.
- Hachiya, Y., Iwaku, M., Hosoda, H., & Fusayama, T. (1984). Relation of finish to discoloration of composite resins. The Journal of prosthetic dentistry, 52(6), 811-814.
- Hamouda, I. M. (2011). Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 23(5), 315-322.
- Han, L., Okamoto, A., Fukushima, M., & Okiji, T. (2008). Evaluation of flowable resin composite surfaces eroded by acidic and alcoholic drinks. Dental materials journal, 27(3), 455-465.
- Hatton, P., & Brook, I. (1992). Characterisation of the ultrastructure of glass-ionomer (poly-alkenoate) cement. British dental journal, 173(8), 275-277.
- He, L.-H., & Swain, M. (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. Dental Materials, 27(6), 527-534.
- Hervás García, A., Martínez Lozano, M. A., Cabanes Vila, J., Barjau Escribano, A., & Fos Galve, P. (2006). Resinas compuestas: Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal (Internet), 11(2), 215-220.
- Hes, K., Leung, S., & Wei, S. (1999). Resin-ionomer restorative materials for children: A review. Australian dental journal, 44(1), 1-11.

- Hewlett, E. R., & Mount, G. J. (2003). Glass ionomers in contemporary restorative dentistry--a clinical update. *Journal of the California Dental Association*, 31(6), 483-492.
- Ikemura, K., Tay, F. R., Endo, T., & Pashley, D. H. (2008). A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dental materials journal*, 27(3), 315-339.
- Ilie, N., & Hickel, R. (2009). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clinical oral investigations*, 13(4), 427.
- Irie, M., Suzuki, K., & Watts, D. (2002). Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. *Dental Materials*, 18(3), 203-210.
- Jefferies, S. R. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 379-397.
- Jones, C. S., Billington, R. W., & Pearson, G. J. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J*, 196(1), 42-45; discussion 31. doi: 10.1038/sj.bdj.4810881
- Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J., & Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39-46.
- Jung, M., Hornung, K., & Klimek, J. (2005). Polishing occlusal surfaces of direct Class II composite restorations in vivo. *Operative Dentistry*, 30(2), 139-146.
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic

- force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155-163.
- Kanik, Ö., & Türkün, L. Ş. Restoratif Cam İyonomer Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 37(2), 54-65.
- Karadağ, S. (2005). Cam iyonomer simanlar ve endodontide kullanımları. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(3), 189-193.
- Karadaş, M., & Demirbuğa, S. (2017). Evaluation of color stability and surface roughness of bulk-fill resin composites and nanocomposites. *Meandros Medical and Dental Journal*, 18(3), 199.
- Kargul, B., Caglar, E., & Lussi, A. (2007). Erosive and buffering capacities of yogurt. *Quintessence International*, 38(5).
- Kavrik, F., Savaş, S., Küçükyılmaz, E., & Çelik, E. U. (2016). Yüksek Çürük Riskli Adölesanlarda Farklı Tedavi Yaklaşımları. *Türkiye Klinikleri Journal Of Dental Sciences Cases*, 2(1), 35-43.
- Kaya, D. T., & Tirali, Y. D. D. R. E. (2013). Cam İyonomer Simanlardaki Gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23.
- Kj, A. (2003). *Phillips' science of dental materials*. St. Louis: WB Saunders, 596.
- Koenraads, H., Van der Kroon, G., & Frencken, J. (2009). Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach in class II cavities. *Dental Materials*, 25(4), 551-556.
- Koizumi, H., Saiki, O., Nogawa, H., Hiraba, H., Okazaki, T., & Matsumura, H. (2015). Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental materials journal*, 34(6), 881-887.

- Koyuturk, A. E., Kusgoz, A., Ulker, M., & Yesilyurt, C. (2008). Effects of mechanical and thermal aging on microleakage of different fissure sealants. *Dental materials journal*, 27(6), 795-801.
- Kurtoğlu, C. (2012). Geleneksel Ve Adeziv Dental Simanlar Hakkında Bir Derleme Çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(2), 205-216.
- Lazarchik, D. A., Hammond, B. D., Sikes, C. L., Looney, S. W., & Rueggeberg, F. A. (2007). Hardness comparison of bulk-filled/transooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(2), 129-140.
- Lohbauer, U. (2010). Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?—properties, limitations and future trends. *Materials*, 3(1), 76-96.
- Lopes, G. C., Vieira, L. C. C., & Araujo, E. (2004). Direct composite resin restorations: a review of some clinical procedures to achieve predictable results in posterior teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16(1), 19-31.
- Lutz, F., Setcos, J. C., & Phillips, R. W. (1983). New finishing instruments for composite resins. *Journal of the American Dental Association* (1939), 107(4), 575-580.
- Maddeler, Ö. B. R. D. H. (2001). Bilgisi. İzmir: Eüdhf Yayınları, 47-68.
- Mallya, P. L., Acharya, S., Ballal, V., Ginjupalli, K., Kundabala, M., & Thomas, M. J. J. o. I. D. (2013). Profilometric study to compare the effectiveness of various finishing and polishing techniques on different restorative glass ionomer cements. 3(2), 86.

- Manhart, J., Kunzelmann, K.-H., Chen, H., & Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 16(1), 33-40.
- Manuja, N., Pandit, I., Srivastava, N., Gugnani, N., & Nagpal, R. (2011). Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: an in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 29(1), 7.
- Marghalani, H. Y. (2010). Effect of finishing/polishing systems on the surface roughness of novel posterior composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(2), 127-138.
- Marigo, L., Rizzi, M., La Torre, G., & Rumi, G. (2001). 3-D surface profile analysis: different finishing methods for resin composites. *Operative Dentistry*, 26(6), 562-568.
- Martínez-Gomis, J., Bizar, J., Anglada, J. M., Samsó, J., & Peraire, M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *International journal of prosthodontics*, 16(1).
- McLean, J. (1992). The clinical use of glass-ionomer cements. *Dental Clinics of North America*, 36(3), 693.
- McLean, J. W., Nicholson, J. W., & Wilson, A. D. (1994). Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int*, 25(9), 587-589.
- Mehmet, B., & Öztaş, N. (2013). Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 30(1), 13-17.

- Menne-Happ, U., & Ilie, N. (2013). Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *Journal of dentistry*, 41(3), 223-230.
- Meurman, J. H., Härkönen, M., Näveri, H., Koskinen, J., Torkko, H., Rytömaa, I., . . . Turunen, R. (1990). Experimental Sports Drinks With Minimal Dental Erosion Effect. *European Journal Of Oral Sciences*, 98(2), 120-128.
- Mitra, S. (1991). Adhesion To Dentin And Physical Properties Of A Light-Cured Glass-ionomer liner/base. *Journal of dental research*, 70(1), 72-74.
- Mitsuhashi, A., Hanaoka, K., & Teranaka, T. (2003). Fracture toughness of resin-modified glass ionomer restorative materials: effect of powder/liquid ratio and powder particle size reduction on fracture toughness. *Dental Materials*, 19(8), 747-757.
- Molina, G. F., Cabral, R. J., Mazzola, I., LASCANO, L. B., & Frencken, J. E. (2013). Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *Journal of Applied Oral Science*, 21(3), 243-249.
- Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., & Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 29, 295-308.
- Moszner, N., Fischer, U. K., Angermann, J., & Rheinberger, V. (2008). A partially aromatic urethane dimethacrylate as a new substitute for Bis-GMA in restorative composites. *Dental Materials*, 24(5), 694-699.
- Mount, G. (2002). *An Atlas of glass-ionomer cement: A Clinician's Guide*. 3rd. Ed. Martin Dunitz, London.

- Mörmann, W. H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Attin, T., & Mehl, A. (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 20, 113-125.
- Murayama, R., Furuichi, T., Yokokawa, M., Takahashi, F., Kawamoto, R., Takamizawa, T., . . . Miyazaki, M. (2012). Ultrasonic investigation of the effect of S-PRG filler-containing coating material on bovine tooth demineralization. *Dental materials journal*, 31(6), 954-959.
- Naumann, M., Metzdorf, G., Fokkinga, W., Watzke, R., Sterzenbach, G., Bayne, S., & Rosentritt, M. (2009). Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *Journal of oral rehabilitation*, 36(4), 299-312.
- Nayır, E. (1999). Dişhekimliği Maddeler Bilgisi. Dişhekimliği fak. Yayın(4019), 120-150.
- Nicholson, J. W. (2014). Fluoride-releasing dental restorative materials: An update. *Balkan Journal of Dental Medicine*, 18(2), 60-69.
- Nicholson, J. (2010). Glass ionomer dental cements: update. *Materials Technology*, 25(1), 8-13.
- Nicholson, J. W., & Czarnecka, B. (2008). The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dental Materials*, 24(12), 1702-1708.
- Nicholson, J. W. (2007). Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dental Materials*, 23(5), 615-622.
- Nicholson, J. W. (2002). *The Chemistry of Medical and Dental Materials (RSC Materials Monographs)*: Royal Society of Chemistry.

- Nicholson, J., Anstice, H., & McLean, J. (1992). A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. *British dental journal*, 173(3), 98-101.
- Nikaido, T., Kunzelmann, K.-H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., . . . Tagami, J. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental Materials*, 18(3), 269-275.
- Nomoto, R., Komoriyama, M., McCabe, J. F., & Hirano, S. (2004). Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dental Materials*, 20(10), 972-978.
- O'Brien, W. J. (2002a). *Dental materials and their selection*.
- O'Brien, W. J. (2002b). *Dental materials and their selection*, 2002. Quintessence.
- OÄNAL, B., & PAMIR, T. (2005). The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *The Journal of the American Dental Association*, 136(11), 1547-1555.
- Okuyama, K., Murata, Y., Pereira, P., Miguez, P. A., Komatsu, H., & Sano, H. (2006). Fluoride release and uptake by various dental materials after fluoride application. *American Journal of Dentistry*, 19(2), 123.
- Oxman, J., Craig, B., Kalgutkar, R., Peuker, M., & Bissinger, P. (2007). *Processes for forming dental materials and device*: Google Patents.
- Ölmez, A., & Kisbet, S. (2012). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2), 115-122.
- Özarslan, M. M., Büyükkaplan, U. Ş., Barutçigil, Ç., Arslan, M., Türker, N., & Barutçigil, K. (2016). Effects of different surface finishing procedures on the change in

- surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(1), 16.
- Pacifici, E., Bossù, M., Giovannetti, A., La Torre, G., Guerra, F., & Polimeni, A. (2013). Surface roughness of glass ionomer cements indicated for uncooperative patients according to surface protection treatment. *Annali di stomatologia*, 4(3-4), 250.
- Paravina, R. D., & Powers, J. M. (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry (Interactive CD-ROM Inside)*.
- Park, J., Chang, J., Ferracane, J., & Lee, I. B. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental Materials*, 24(11), 1501-1505.
- Parker, S., & Braden, M. (1989). Water absorption of methacrylate soft lining materials. *Biomaterials*, 10(2), 91-95.
- Pereira, C., Eskelson, E., Cavalli, V., Liporoni, P. C. S., Jorge, A. O. C., & Rego, M. d. (2011). Streptococcus mutans biofilm adhesion on composite resin surfaces after different finishing and polishing techniques. *Operative Dentistry*, 36(3), 311-317.
- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 105(2), 97-116.
- Powers, J., & RL, S. (2006). *Craig's restorative dental materials*, Mosby, St. Louis, MO, USA.
- Rai, R., & Gupta, R. (2013). In vitro evaluation of the effect of two finishing and polishing systems on four esthetic restorative materials. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 16(6), 564.
- Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, 48(2), viii, 531-544.

- Reis, A. F., Giannini, M., Lovadino, J. R., & Ambrosano, G. M. (2003). Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dental Materials*, 19(1), 12-18.
- Restorasyonlar, D. B. K. (2011). Quintessence Yayıncılık: Ankara.
- Rios, D., Honório, H. M., Francisconi, L. F., Magalhães, A. C., Machado, M. A. d. A. M., & Buzalaf, M. A. R. (2008). In situ effect of an erosive challenge on different restorative materials and on enamel adjacent to these materials. *Journal of dentistry*, 36(2), 152-157.
- Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences.
- Roeder, L. B., & Powers, J. M. (2004). Surface roughness of resin composite prepared by single-use and multi-use diamonds. *American Journal of Dentistry*, 17(2), 109-112.
- Roulet JF, Wilson NHF, Fuzzi M. *Advances in Operative Dentistry*. Operatif Diğ Hekimliğinde Geliğmeler -Cilt 1- Güncel Pratik Uygulamalar (Ed: Aykor A, Tanalp J). Quintessence Yayıncılık, İstanbul, 2006.
- Ryba, T. M., Dunn, W. J., & Murchison, D. F. (2002). Surface roughness of various packable composites. *Operative Dentistry*, 27(3), 243-247.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences.
- Santerre, J., Shajii, L., & Leung, B. (2001). Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 12(2), 136-151.

- Sarı ME, Koyutürk AE, Çankaya S. Günlük tüketilen yiyecek ve içeceklerin mine ve dolgu materyallerin yüzey sertliği ve pürüzlülüğüne etkisi. Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg, 20: 153-161, 2010.
- Sarrett, D., Coletti, D., & Peluso, A. (2000). The effects of alcoholic beverages on composite wear. *Dental Materials*, 16(1), 62-67.
- Sarrett, D. C. (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dental Materials*, 21(1), 9-20.
- Sarrett, D. C., Brooks, C. N., & Rose, J. T. (2006). Clinical performance evaluation of a packable posterior composite in bulk-cured restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137(1), 71-80.
- Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater* 2003;19:612-9.
- Sevmez, H., Bankoğlu Güngör, M., & Yılmaz, H. (2019). Rezin Matriks Seramikler. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 25(3). 3(8), 1819-1829.
- Shalan, L. A. (2016). Effect of Acidic and Energy Drinks on Surface Roughness of Three Types of Bulk Fill Composite Materials. *Journal of baghdad college of dentistry*, 28(3), 8-14.
- Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23(8), 1819-1829.
- Sidhu, S. (2011). Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Australian dental journal*, 56, 23-30.
- Sidhu, S. K., & Nicholson, J. W. (2016). A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Journal of functional biomaterials*, 7(3), 16.

- Sonoda, H., Sasafuchi, Y., Kitasako, Y., Arakawa, M., Otsuki, M., & Tagami, J. (2002). Pulpal response to a fluoride-releasing all-in-one resin bonding system. *Operative Dentistry*, 27(3), 271-277.
- Söderholm. (1984). Hydrolytic degradation of dental composites. *Journal of dental research*, 63(10), 1248-1254.
- Sturdevant, C. M. (1995). *The art and science of operative dentistry*: Mosby Elsevier Health Science.
- Sturdevant, C. M. (2002). *Sturdevant's art & science of operative dentistry*: Mosby Incorporated.
- Swift, E. J., Sturdevant, C. M., Roberson, T. M., & Heymann, H. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*: Elsevier Health Sciences.
- Şeker, Ö. C., & Soyman, M. (2011). Çeşitli Asidik İçeceklerin İki Farklı Restoratif Materyalin Mikrosertlik Ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkilerinin İn Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi. *Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dış Hastalıkları Ve Tedavisi Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi*.
- Şener, Y., & Koyutürk, A. (2006). Üç farklı cam iyonomer simanın yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Dış Hek Fak Derg*, 9(2), 91-94.
- Tec, F. (2017). 34 Chapter 2 Nanoparticles For Dental Materials. *Emerging Nanotechnologies In Dentistry*, 33.
- Tjan, A. H., & Chan, C. A. (1989). The polishability of posterior composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 61(2), 138-146.
- Trushkowsky, R. D. (2014). *Composite Resin: Fundamentals and Direct Technique Restorations. Esthetic Dentistry-E-Book: A Clinical Approach to Techniques and Materials*, 83

- Turssi, C. P., Saad, J., Duarte Jr, S., & Rodrigues Jr, A. (2000). Composite surfaces after finishing and polishing techniques. *American Journal of Dentistry*, 13(3), 136-138.
- Türel, V. (2015). Restoratif Dental Materyallerin Yüzey Mekanik Özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 77-82.
- Türkün, L., & Türkün, M. (2004). The Effect Of One-Step Polishing System On The Surface Roughness Of Three Esthetic Resin Composite Materials. *Operative Dentistry*, 29(2), 203-211.
- Uluakay, M., Hüseyin, İ., Yamanel, K., & Arhun, N. (2011). Kompozit Rezinler Ve Polimerizasyon Büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 5(2), 895-902.
- Uysal, T., Yagci, A., Uysal, B., & Akdogan, G. (2010). Are nano-composites and nano-ionomers suitable for orthodontic bracket bonding? *The European Journal of Orthodontics*, 32(1), 78-82.
- Ülkü, O., & Cengiz, S. Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Güncel Materyalleri. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*(1), 9-12.
- Van Amerongen, J., Van Amerongen, W., Watson, T., Opdam, N., Roeters, D., Bittermann, D., & Kidd, E. (2008). Restoring the tooth: 'the seal is the deal'. *Dental caries: The disease and its clinical management*. 2nd ed. Oxford: Blackwell Munksgaard, 385-426.
- van Dijken, J. W., & Sunnegårdh-Grönberg, K. (2006). Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. *Journal of dentistry*, 34(10), 763-769.
- van Duinen, R. N., Kleverlaan, C. J., de Gee, A. J., Werner, A., & Feilzer, A. J. (2005). Early and long-term wear of 'Fast-set' conventional glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 21(8), 716-720.

- Van Noort, R., & Barbour, M. (2014). *Introduction to Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences.
- Vivadent, I. (2013). *TetricEvoCeram® Bulk Fill: The bulk composite without compromises*. Scientific Documentation. Schaan, Liechtenstein.
- Wang, X., Yap, A. U. J., & Ngo, H. (2006). Effect of early water exposure on the strength of glass ionomer restoratives. *Operative Dentistry*, 31(5), 584-589.
- Wang, Y., Kaga, M., Kajiwar, D., Minamikawa, H., Kakuda, S., Hashimoto, M., & Yawaka, Y. (2011). Ion release and buffering capacity of S-PRG filler-containing pit and fissure sealant in lactic acid. *Nano Biomedicine*, 3(2), 275-281.
- Watanabe, T., Miyazaki, M., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Rikuta, A., & Ando, S. (2005). Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *Journal of oral science*, 47(1), 21-25.
- Weinmann, W., Thalacker, C., & Guggenberger, R. (2005). Siloranes in dental composites. *Dental Materials*, 21(1), 68-74.
- Weitman, R. T., & Eames, W. B. (1975). Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *The Journal of the American Dental Association*, 91(1), 101-106.
- Wiegand, A., Buchalla, W., & Attin, T. (2007). Review on fluoride-releasing restorative materials—fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental Materials*, 23(3), 343-362.
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., & Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*, 24(9), 641-658.
- Wilson, A., Prosser, H., & Powis, D. (1983). Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *Journal of dental research*, 62(5), 590-592.

- Wolter, H., Storch, W., & Ott, H. (1994). New inorganic/organic copolymers (Ormocer® s) for dental applications. *MRS Online Proceedings Library (OPL)*, 346.
- Wongkhantee, S., Patanapiradej, V., Maneenut, C., & Tantbirojn, D. (2006). Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *Journal of dentistry*, 34(3), 214-220.
- Wu, S. S., Yap, A., Chelvan, S., & Tan, E. (2005). Effect of prophylaxis regimens on surface roughness of glass ionomer cements. *Operative Dentistry*, 30(2), 180-184.
- Xie, D., Brantley, W., Culbertson, B., & Wang, G. (2000). Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 16(2), 129-138.
- Xu, X., & Burgess, J. O. (2003). Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials*, 24(14), 2451-2461. doi: 10.1016/s0142-9612(02)00638-5.
- Xu, H. H. (1999). Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *J Dent Res*, 78(7), 1304-1311. doi: 10.1177/00220345990780070401
- Yalçın, F., Korkmaz, Y., & Baseren, M. (2006). The effect of two different polishing techniques on microleakage of new composites in Class V restorations. *J Contemp Dent Pract*, 7(5), 18-25.
- Yamamoto A, Mizukami E, Miyazaki M. Ligand-exchange ion chromatographic determination of malic acid in apple juice with photometric detection. *J Chromatogr*, 585: 315-7, 1991
- Yap, A., Lye, K., & Sau, C. (1997). Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Operative Dentistry*, 22, 260-265.

- Yap, A., Tan, B., Tay, L., Chang, K., Loy, T., & Mok, B. (2003). Effect of mouthrinses on microhardness and wear of composite and compomer restoratives. *Operative Dentistry*, 28(6), 740-746.
- Yap, A., Tan, D., Goh, B., Kuah, H., & Goh, M. (2000). Effects of food-simulating liquids on the flexural strength of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Operative Dentistry*, 25(3), 202-208.
- Yap, A., Yap, S., Teo, C., & Ng, J. (2004). Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *Operative Dentistry*, 29(3), 275-279.
- Yıldırım, M., Patır, A., Seymen, F., & Gençay, K. (2012). Estetik restoratif materyallerin cila işlemlerinden sonra yüzey yapısının sem ile incelenmesi. Yıldız, E., Karaarslan, E. S., Simsek, M., Ozsevik, A. S., & Usumez, A. (2015). Color stability and surface roughness of polished anterior restorative materials. *Dental materials journal*, 2014-2344.
- Yoshikawa, T., Morigami, M., Sadr, A., & Tagami, J. (2013). Acceleration of curing of resin composite at the bottom surface using slow-start curing methods. *Dental materials journal*.
- Zafar, M. S. (2013). Effects of surface pre-reacted glass particles on fluoride release of dental restorative materials. *World Appl Sci J*, 28(4), 457-462.
- Zainuddin, N., Karpukhina, N., Law, R. V., & Hill, R. G. (2012). Characterisation of a remineralising Glass Carbomer® ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *Dental Materials*, 28(10), 1051-1058.

Zaruba, M., Wegehaupt, F. J., & Attin, T. (2013). Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite. *J Adhes Dent*, 15(2), 115-121.

Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., & Lussi, A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*, 120(11), 972-986.

