



**TEOBROMİN VE ARJİNİN İÇEREN DİŞ MACUNLARININ FARKLI RESTORATİF
MATERYALLERİN YÜZEY ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Fikri ÖCAL

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Burak DAYI

Uzmanlık Tezi 2022

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

**TEOBROMİN VE ARJİNİN İÇEREN DİŞ MACUNLARININ FARKLI RESTORATİF
MATERYALLERİN YÜZEY ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Fikri ÖCAL

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Burak DAYI

**Bu araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından TDH-
2020-2287 proje numarası ile desteklenmiştir.**

MALATYA

2022

İÇİNDEKİLER

ÖZET	xi
ABSTRACT	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xvi
TABLolar DİZİNİ	xviii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kompozitler.....	3
2.1.1. Kompozit Resinlerin Yapısı.....	3
2.1.1.1. Organik Resin Matriks	3
2.1.1.1.A. Bis-GMA	4
2.1.1.1.C. TEGDMA	5
2.1.1.2. İnorganik Doldurucular	5
2.1.1.3. Ara Bağlayıcı (Silan)	5
2.1.1.4. Diğer Bileşenler	6
2.1.1.4.A. İnisiyatörler (Başlatıcılar) / Akseleratörler (Hızlandırıcılar)	6
Kamforokinon	6
2.1.1.4.B. Organik ve İnorganik Boyar Maddeler (Pigmentler)	7
2.1.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	7
2.1.2.1. İnorganik Doldurucu Partiküllerin Büyüklüğüne Göre	8
2.1.2.1.A. Makrofil Kompozitler	8
2.1.2.1.B. Mikrofil kompozitler	9
2.1.2.1.C. Hibrit kompozitler	9
2.1.2.1.D. Nanofil Kompozitler	10
2.1.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	11
2.1.2.2.A. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Resinler	11
2.1.2.2.B. Görünür Işıklı Polimerize Olan Kompozit Resinler	12
2.1.2.2.C. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Resinler.....	12
2.1.2.3. Viskozitelerine göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	13
2.1.2.3.A. Akışkan (Flowable) Kompozit Resinler.....	13

2.1.2.3.B. Kondanse (Packable) Olabilen Kompozit Resinler	13
2.1.2.4. Kompozit Resin Sistemlerdeki Güncel Gelişmeler	14
2.1.2.4.A. Organik Modifiye Seramikler (Ormoserler).....	14
2.1.2.4.B. Giomer	15
2.1.2.4.C. Siloran Bazlı Resin Kompozitler (SBRK).....	16
2.1.2.4.D. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler (FGK)	17
2.1.2.4.E. Self Adeziv Kompozit Resinler	18
2.1.2.4.F. Bulk Fill Kompozitler	19
2.1.3. Kompozit Restorasyonlara Uygulanan Bitirme ve Polisaj İşlemleri.....	20
2.1.3.1. Aşındırıcı Tipleri	20
2.1.3.2. Aşındırıcı Kaplanmış Bitirme-Polisaj Diski ve Bantları.....	21
2.1.4. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları	21
2.1.4.1. Kuartz-Tungsten-Halojen (QTH) Işık Kaynakları.....	21
2.1.4.2. Light Emitting Diode (LED) Işık Kaynakları	22
2.1.4.3. Plazma Ark Işık Kaynakları (PAK)	22
2.1.4.4. Lazer Işık Kaynakları.....	22
2.1.5. Kompozit Resinlerde Yüzey Pürüzlülüğü	22
2.1.5.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri.....	23
2.1.5.1.A. Mekanik Profilometreler	26
2.1.5.1.B. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	26
2.2. Diş Macunları	27
2.2.1. Diş Macunu İçeriği	27
2.2.1.1. Florür.....	27
2.2.1.2. Aşındırıcılar	28
2.2.1.3. Deterjanlar	28
2.2.1.4. Nemlendiriciler	29
2.2.1.5. Tatlandırıcılar	29
2.2.1.6. Bağlayıcılar	29
2.2.1.7.	29
2.2.2. Florür İçermeyen Diş Macunları	29
2.2.2.1. Kazein Fosfo Peptit-Amorf Kalsiyum Fosfat (CPP-ACP).....	30
2.2.2.2. Trikalsiyum Fosfat (TCP)	30
2.2.2.3. Novamin	30
2.2.2.4. Nanohidroksiapatit (n-HAP)	31

2.2.2.5. Arjinin	31
2.2.2.6. Dikalsiyum Fosfat Dihidrat (DKFD)	33
2.2.2.7. Teobromin	33
2.3. Diş Fırçası	35
2.3.1. Tarihçesi	35
2.3.2. Manuel Diş Fırçaları	36
2.3.3. Elektronik-Şarj Edilebilir Diş Fırçaları.....	37
2.4. Diş Fırçalama Simülatörü	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Çalışmamızda Kullanılan Kompozit Materyaller.....	39
3.1.1. Herculite XRV Ultra Nanohibrit Kompozit	39
3.1.2. Arabesk N Mikrohibrit Kompozit	40
3.1.3. Beautifil II Giomer Restoratif Materyal.....	40
3.2. Çalışmada Kullanılan Diş Macunları.....	41
3.2.1. Theodent Classic Diş Macunu.....	41
3.2.2. Colgate Hassasiyete PRO-çözüm	42
3.3. Çalışmada Kullanılan Diş Fırçası	43
3.3.1. ExperDent Diş Fırçası.....	43
3.4. Çalışmada Kullanılan Cihazlar	44
3.4.1. Yüzey Pürüzlülük Ölçüm Cihazı	44
3.4.2. Fırçalama Simülatörü.....	44
3.4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	45
3.4.4. Numune Kaplama Cihazı	45
3.4.5. Işıklı Polimerizasyon Cihazı	45
3.5. Çalışma Planı.....	46
3.5.1. Örneklerin Hazırlanması	46
3.5.2. Grupların Oluşturulması	47
3.5.3. Başlangıç Yüzey Pürüzlülüklerin Ölçülmesi ve SEM Görüntülerinin Alınması	48
3.5.4. Fırçalama Simülatöründe Fırçalama İşleminin Yapılması.....	49
3.5.5. Fırçalama İşlemi Sonrası Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi ve SEM Görüntülerinin Alınması.....	50
3.5.5.1. Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi.....	50
3.5.5.2. SEM Görüntülerinin Alınması	50
3.9. İstatistiksel Değerlendirme	51

4. BULGULAR.....	53
4.1. İstatistiksel Bulgular	53
4.1.1. Başlangıç Yüzey Pürüzlülük Değerlerine Ait Bulgular (Ra0)	53
4.1.2. Restoratif Materyallere Uygulanan Dış Macunlarının Yüzey Pürüzlülüğü Oluşturma Etkisinin Karşılaştırılması	54
4.1.2.1. Başlangıç ve Bitim Değerlerinin Karşılaştırılması	54
4.1.2.1.A. Her Grubuna Uygulanan Dış Macunlarının Başlangıç-Bitim Değerlerinin Karşılaştırılması	54
4.1.2.1.B. Ara Grubuna Uygulanan Dış Macunlarının Başlangıç-Bitim Değerlerinin Karşılaştırılması	55
4.1.2.1.C. Gio Grubuna Uygulanan Dış Macunlarının Başlangıç-Bitim Değerlerinin Karşılaştırılması	56
4.1.2.2. Her-Ara ve Gio Grupları bazında Teobromin, Arjinin dış macunu ve Kontrol grubu Arasındaki Farkın Ra1 için Değerlendirilmesi	57
4.1.2.3. Dış Macunlarının Yüzey Pürüzlülüğü Oluşturma Etkisinin Karşılaştırılması	58
4.2. SEM Analizi Bulguları	59
4.2.1 Fırçalama Simülasyonu Öncesi ve Sonrası SEM Görüntüleri	59
4.2.1.1. Her Grubuna Ait SEM Görüntüleri	59
4.2.1.2. Ara Grubuna Ait SEM Görüntüleri	60
4.2.1.3. Giomer Grubuna Ait SEM Görüntüleri	62
5.TARTIŞMA.....	65
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	74
KAYNAKLAR.....	77

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca büyük bir sabır ve titizlikle bana yardımcı olan, benden fikir ve desteğini esirgemeyen, çok değerli danışman hocam Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Başkanı Dr. Öğr. Üyesi Burak DAYI'ya,

Asistanlığım sırasında bilgisi ve desteği ile yanımda olan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Hacer TURGUT'a,

Tez dönemim boyunca birlikte çalışmaktan büyük gurur duyduğum, sabır ve anlayışla bana yardımcı olan olan İnönü Üniversitesi Bioistatistik ve Tıp Bilişimi Ana Bilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Cemil Çolak'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca beraber çalıştığım, benden bilgi ve görüşlerini esirgemeyen Sayın Öğr. Gör. Dt. Enis Şimşek'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca beraber çalıştığım, benden bilgi ve görüşlerini esirgemeyen arkadaşım Uzm. Dt. Abdullah Arslan a

Mutluluğumda ve üzüntümde, bütün anlarımda yanımda olan, zamanlarını benle geçiren ve bana yol arkadaşı olan iki güzel insan Dt. Mehmet Serhat Aydın ve Uzm. Psk. Yasemin Demirtaş'a,

Hayatımın her anında yanımda olan, sevgilerini ve desteklerini doyasıya hissettiğim, haklarını asla ödeyemeyeceğim biricik AİLEME,

Ve canım kedim Gündüz'e

En içten teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Teobromin ve Arjinin İçeren Diş Macunlarının Farklı Restoratif Materyallerin Yüzey Özelliklerine Etkisinin İncelenmesi

Amaç: Restorasyon yüzeylerinin pürüzsüz olması; restorasyonun ömrünü uzatmak, sekonder çürük oluşumu riskini azaltmak, zamanla oluşabilecek renklenmeleri önleyerek estetik olarak iyi bir görüntüye sahip restorasyonlar oluşturulabilmek için önemlidir. Çalışmanın amacı; teobromin ve arjinin içerikli hassasiyet giderici iki diş macununun dişlerin restorasyonunda kullanılan mikrohibrit kompozit, nanohibrit kompozit ve giomer restorasyonların yüzeyine uygulanması sonrasında oluşturabileceği pürüzlülüğü yüzey pürüzlülük cihazı ve SEM görüntüleri ile incelemektir.

Materyal ve Metod: Özel olarak elde edilmiş teflon kalıplarda mikrohibrit (Arabesk, Voco, Almanya), nanohibrit kompozit (Herculite, Kerr, ABD) ve giomer (Beautifil II, Shofu, Japonya) restoratif materyallerinden 2mm yükseklik ve 10 mm genişlikte bloklar oluşturulmuştur. Bloklar teobromin, arjinin içerikli diş macunu ve distile su ile 1 yıllık fırçalama döngüsüne denk gelen simülasyon işlemine tabii tutulmadan önce ve tutulduktan sonra yüzeylerinde oluşan yüzey pürüzlülükleri bir profilometre yardımıyla ve SEM cihazıyla incelenmiş ve elde edilen veriler kaydedilmiştir. Araştırma verilerinin istatistiksel değerlendirmesinde IBM SPSS Statistics V. 26 for Windows programı kullanılmıştır

Bulgular: En düşük başlangıç yüzey pürüzlülüğü Arabesk grubunda görülürken, en yüksek başlangıç yüzey pürüzlülüğü Giomer grubunda görülmüştür. Uygulanan diş macunlarının yüzey pürüzlülüğüne etkisi karşılaştırıldığında; Herculite grubunda teobromin diş macunu uygulaması başlangıç-bitim değerleri arasında anlamlı artış oluşturmamıştır ($p=0.074$). Arjinin diş macunu ve distile su uygulaması ise başlangıç-bitim değerleri arasında anlamlı artış oluşturmıştır ($p<0.05$). Arabesk ve Giomer gruplarının tümünde ise yapılan uygulamalar başlangıç-bitim değerleri arasında anlamlı artış oluşturmıştır ($p<0.05$). Bitim yüzey pürüzlülükleri karşılaştırıldığında yüzey pürüzlülüğü en az olan Arabesk grubu iken yüzey pürüzlülüğü en fazla olan Giomer grubu olmuştur.

Sonuç: Teobromin ve arjinin içerikli diş macunları mikrohibrit kompozit, nanohibrit kompozit ve giomer restorasyonların yüzeyinde yüzey pürüzlülüğünü arttırıcı etki gösterebilir.

Anahtar Kelimeler: Teobromin, Arjinin, Giomer, yüzey pürüzlülüğü, SEM

ABSTRACT

Investigation of the Effect of Toothpaste Containing Theobromine and Arginine on the Surface Properties of Different Restorative Materials

Aim: The aim of this study is to examine the roughness that can be created after the application of two theobromine and arginine-containing desensitizing toothpastes to the surface of microhybrid composite, nanohybrid composite and giomer restorations used in the restoration of teeth, with surface roughness device and SEM images.

Material and Method: Blocks of 2mm height and 10mm width were formed from microhybrid (Arabesk, Voco, Germany), nanohybrid composite (Herculite, Kerr, USA) and giomer (Beautifil II, Shofu, Japan) restorative materials in specially prepared teflon molds. Before and after the blocks were simulated with theobromine, arginine-containing toothpaste and distilled water, which corresponds to a 1-year brushing cycle, the surface roughnesses formed on the surfaces were examined with the help of a profilometer and SEM device, and the obtained data were recorded.

Results: While the lowest initial surface roughness was observed in the Arabesk group, the highest initial surface roughness was observed in the Giomer group. When the effect of the applied toothpastes on the surface roughness is compared; Theobromine toothpaste application did not cause a significant increase in the start-end values in the Herculite group ($p=0.074$). The application of arginine toothpaste and distilled water created a significant increase between the start-end values ($p<0.05$). In Arabesk and Giomer groups; There was a significant increase between the start-end values ($p<0.05$). When the finish surface roughness is compared, while the Arabesk group has the lowest surface roughness, the Giomer group has the highest surface roughness.

Conclusion: Toothpastes containing theobromine and arginine can increase the surface roughness of microhybrid composite, nanohybrid composite and giomer restorations.

Keywords: Theobromine, Arginine, Giomer, surface roughness, SEM

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

4-MET	: Karboksilik Metakrilat
ADA	: Amerikan Diş Hekimleri Birliği
AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al ₂ O ₃	: Alümina
Au	: Altın
Bis GMA	: Bisfenol-A-Glisidilmetakrilat
Ca ₂ P ₂ O ₇	: Kalsiyum Pirofosfat
CaCO ₃	: Kalsiyum Karbonat
CaHP0 ₄ .2H ₂ O	: Dikalsiyum Fosfat Dihidrat
CİS	: Cam İyonomer Siman
CLSM	: Konfokal Lazer Tarama Mikroskopisi
Cm	: Santimetre
cm ²	: Santimetrekare
CPP-ACP	: Kazein Fosfopeptid-Amorf Kalsiyum Fosfat
Dk	: Dakika
DKFD	: Dikalsiyum Fosfat Dihidrat
DMAEMA	: Dimetilaminoetil metakrilat
EDX	: Enerji Dağıtıcı Röntgen
ESCA	: Elektron Spektroskopisi
FASG	: Floroalümino silikat cam
Fe ₂ O ₃	: Demiroksit
FeOOH	: Demirhidroksit
FGK	: Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler
F-PRG	: Fully Pre Reaktif Glass İonomer
g	: Gram
GPDM	: Gliserolfosfat Dimetakrilat
H ₄ SiO ₄	: Hidrat Silika

HAP	: Hidroksiapatit
HEMA	: Hidroksietilmetakrilat
LED	: Light Emitting Diode
mA	: Miliamper
mBar	: Milibar
Mm	: Milimetre
MPTS	: Metakriloksipropiltrimetoksisilan
mW	: Miliwatt
NaF	: Sodyum Florür
n-HAP	: Nanohidroksiapatit
Nm	: Nanometre
NNI	: Ulusal Nanoteknoloji Girişimi
PAA	: Polialkenoik asit
PAK	: Plazma Ark Işık Kaynakları
Pd	: Palladyum
pH	: Power of Hydrogen
Ppm	: Parts Per Million
PRG	: Pre Reaktif Glass İonomer
QTH	: Kuartz-Tungsten-Halogen
Ra	: Yüzey pürüzlülük aritmetik parametresi
Ra0	: Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğü
Ra1	: Bitim Yüzey Pürüzlülüğü
RMCİS	: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
Rq	: Yüzey pürüzlülük geometrik parametresi
Rz	: Yüzey pürüzlülük mutlak değer parametresi
S. Mutans	: Streptococcus Mutans
SBRK	: Siloran Bazlı Rezin Kompozitler
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
Sn	: Saniye

S-PRG	: Suface Pre Reaktif Glass Ionomer
TCP	: Tri-Kalsiyum Fosfat
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
TiO ₂	: Titanyumdioksit
UDMA	: Üretandimetakrilat
UV	: Ultraviyole
λ_c	: Lambda C
°A	: Angstrom



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2. 1. Bis-GMA'nın kimyasal yapısı.....	4
Şekil 2. 2. UDMA'nın temel kimyasal yapısı.....	4
Şekil 2. 3. TEGDMA'nın temel kimyasal yapısı.	5
Şekil 2. 4. Kamforokinonun temel kimyasal yapısı	7
Şekil 2. 5. Kompozit rezin partiküllerinin kronolojik sırayla değişimi ve karşılaştırılması.....	11
Şekil 2. 6. Kompozit Rezinin Kimyasal Aktivasyonu	12
Şekil 2. 7. Kompozit rezinin ışıkla aktivasyonu	12
Şekil 2. 8. Giomer PRG teknolojisi ve iyon salınımı (84).....	15
Şekil 2. 9. Siloranın temel yapıtaşlarını oluşturan siloksan ve oksiranın temel kimyasal yapısı	16
Şekil 2. 10. Siloranın yapıtaşı olan oksiranın katyonik halka açma polimerizasyonu	17
Şekil 2. 11. Sırasıyla karbon, aramid, polietilen ve cam fiberlerin yapısı.....	18
Şekil 2. 12. Restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğü	23
Şekil 2. 13. Konfokal lazer tarama mikroskopisi, arjininin dentin tübülü tıkama etkinliği	33
Şekil 2. 14. Teobromin molekülünün 3 boyutlu moleküler yapısı	33
Şekil 2. 15. Teobromin etken maddesinin bulunduğu Theobroma Cacao bitkisi	34
Şekil 2. 16. William Addis tarafından icat edilen ilk modern diş fırçası	36
Şekil 3. 1. Nanohibrit Kompozit (Herculite)	39
Şekil 3. 2. Mikrohibrit Kompozit (Arabesk)	40
Şekil 3. 3. Giomer Restoratif Materyal (Beautifil II)	40
Şekil 3. 4. Teobromin içerikli diş macunu (Theodent)	42
Şekil 3. 5. Arjinin içerikli diş macunu (Colgate)	42
Şekil 3. 6. Orta sertlikte diş fırçası	43
Şekil 3. 7. Yüzey Pürüzlülük Ölçüm Cihazı (Mitutoyo)	44
Şekil 3. 8. Fırçalama Simülatörü.....	44
Şekil 3. 9. Taramalı Elektron Mikroskobu	45
Şekil 3. 10. Püskürtme-Kaplama Cihazı.....	45
Şekil 3. 11. LED Işık Cihazı	46

Şekil 3. 12. Kompozit blokların elde edildiği teflon kalıp	47
Şekil 3. 13. Parlatma işlemi için kullanılan diskler.....	47
Şekil 3. 14. 10 mm çap ve 2mm yükseklikte hazırlanan bloklar	48
Şekil 3. 15. Fırçalama simülasyon işlemi için hazırlanan bloklar	49
Şekil 3. 16. Fırçalama simülatöründe yerleştirilmiş örnekler ve fırçalama işlemi	49
Şekil 3. 17. Fırçalama simülatörünün çalışma değerleri	50
Şekil 3. 18. Numunelerin yüzey pürüzlülük ölçümünün yapılması.....	50
Şekil 3. 19. Au-Pd ile kaplanarak iletken hale getirilmiş numuneler.....	51
Şekil 3. 20. Kaplanmış numunelerin sem cihazı için plakaya yerleştirilmesi	51
Şekil 4. 1. Başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri grafiği.....	53
Şekil 4. 2. Bitim yüzey pürüzlülük değerleri grafiği.....	58
Şekil 4. 3. Teobromin dış macunu ile işlem görmüş Her grubuna ait SEM görüntüsü.....	59
Şekil 4. 4. Arjinin dış macunu ile işlem görmüş Her grubuna ait SEM görüntüsü	60
Şekil 4. 5. Distile ile işlem görmüş Her grubuna ait SEM görüntüsü.....	60
Şekil 4. 6. Teobromin dış macunu ile işlem görmüş Ara grubuna ait SEM görüntüsü.....	61
Şekil 4. 7. Arjinin dış macunu ile işlem görmüş Ara grubuna ait SEM görüntüsü	61
Şekil 4. 8. Distile su ile işlem görmüş Ara grubuna ait SEM görüntüsü.....	62
Şekil 4. 9. Teobromin dış macunu ile işlem görmüş Gio grubuna ait SEM görüntüsü.....	62
Şekil 4. 10. Arjinin dış macunu ile işlem görmüş Gio grubuna ait SEM görüntüsü.....	63
Şekil 4. 11. Distile su ile işlem görmüş Gio grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)	63

TABLÖLER DİZİNİ

Tablo 2.1. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	8
Tablo 2.2. Yüzey Pürüzlülük Ölçme Yöntemleri ve Özellikleri (297).....	25
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller, kompozisyonları ve üretici firmaları.	41
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan diş macunları, diş fırçası, üretici firmaları ve diş macunlarının kompozisyonları.....	43
Tablo 3. 3. Çalışma planını gösteren tablo	46
Tablo 3.4. Deney gruplarının oluşturulması.....	48
Tablo 4.1. Restoratif materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri.....	53
Tablo 4.2. Restoratif materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülüklerinin ikili karşılaştırması ...	54
Tablo 4.3. Her grubu bazında oluşan yüzey pürüzlülük değişimleri	54
Tablo 4.4. Ara grubu bazında oluşan yüzey pürüzlülük değişimleri	55
Tablo 4.5. Gio grubu bazında oluşan yüzey pürüzlülük değişimleri	56
Tablo 4.6. Ra1 için Her-Ara ve Gio grupları bazında teobromin, arjinin diş macunu ve kontrol grubu arasındaki farklar	57
Tablo 4.7. Diş macunu bazında restoratif materyallerin yüzeyinde oluşan pürüzlülükleri	58

1. GİRİŞ

Rezin kompozit restorasyonlar, hastaların estetik görünümüne olan yoğun talepleri ve hem anterior hem de posterior dişlerde kullanımlarına izin veren yeni gelişmeler sayesinde diş hekimlerinin rutin uygulamalarının önemli bir bölümünü oluşturmaya başlamıştır (1, 2). Yeterli dayanıklılıkları, seramiklere kıyasla orta derecede maliyetleri ve diş yapısına bağlanabilmeleri yaygın kullanımlarının diğer sebepleri arasındadır.

Dental restorasyonların yüzey kalitesi, restorasyonların başarısını belirlemede önemli bir faktördür. O'Brien ve ark. 1984 yılında yüzey parlaklığının önemini tanımlamış ve parlaklık oranı ile rezin bazlı materyallerin yüzey pürüzlülüğü arasında önemli bir ilişki bildirmiştir (3). Parlaklık, yüzeyin ışığı yansıtabilmesiyle orantılıdır ve yüzeyden yansıyan ışığın geometrik dağılımıyla bağlantılıdır (4). Materyal ne kadar parlaksa, çevredeki dişlere ve üzerinde yer aldığı dişe o kadar iyi uyum sağlayabilir (5).

Restoratif materyalin yüzeyinde meydana gelen pürüzlenme, restorasyonların renginin bozulmasına yol açabilen, dolayısıyla estetik görüntüyü bozan plak birikimi üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Ayrıca 0.2 µm üzerinde olan yüzey pürüzlülüğündeki farklılık, hastanın dilinin ucuyla algılanabildiğinden pürüzsüz bir yüzey hastanın konforuna da katkıda bulunur (6). Artan yüzey pürüzlülüğü plak birikimi ile ilişkili olduğu gibi boyayıcı ajanlar için de etkili bir faktördür (7, 8). Plagın yüzeye tutunmasında gerekli olan minimum yüzey pürüzlülüğü üzerine yapılan in vivo çalışmalarda 0.2 µmun üzerindeki ortalama pürüzlülüğün, bakterilerin yüzeye tutunmasında önemli bir eşik değeri olduğunu göstermiştir (9) .

Renklenmeler dental rezin kompozit restorasyonlar için önemli bir problemdir (10). Yüzey pürüzlülüğü kompozit yüzey renginin bozulmasının nedenleri arasındadır ve ek olarak kompozit materyalinin tipi, kullanılan cilalama ve parlatma sistemleri ile yakından ilişkilidir (11, 12). Rezin kompozitlerin aşınması ile inorganik dolgu maddeleri rezin matriksten ayrılır, yüzey pürüzlülüğünü artırarak lekelenmeye ve plak tutulumuna yatkın bir yüzey oluşturur (13). Mikrohibrit kompozitlerdeki inorganik dolgu maddelerinin ortalama partikül boyutu, cilalı restorasyonun yeterli parlaklığa ulaşabilmesi ve uzun süreli kullanım sırasında restorasyonun aşınıp pürüzlü bir yüzey oluşturmaması için yaklaşık 1 µma düşürülmüştür(14).

Pürüzlülük çeşitli şekillerde ölçülebilir ancak hem diş hekimliğinde hem de mühendislikte en yaygın olarak kullanılan yüzey pürüzlülüğü değeri Ra (Roughness Avarage)'dır (15). Yüzey pürüzlülüğü (Ra) değeri, profilin yüzeyin merkez çizgisinin üstündeki ve altındaki hareketinin aritmetik ortalama değeri olarak tanımlanır. Mekanik

profilometre, SEM (taramalı elektron mikroskobu), optik 3 boyutlu profilometre vb. araçlar Ra değerini ölçmek için kullanılan araçlardan bazılarıdır (16).

Diş fırçalama, sağlam dişlerin ve sağlıklı periodontal dokuların oluşması ve korunması için gerekli olan plak ve yiyecek kalıntılarının uzaklaştırılması işlemidir. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) dişlerin günde iki kez hafif bir kuvvetle, dairesel veya süpürme hareketleriyle fırçalanmasını tavsiye eder (17). Diş macunları, günlük ağız bakımında diş fırçaları ile birlikte dişlerin fırçalanmasında kullanılan temel materyallerden biri olduğu için birçok profesyonel için bir merak kaynağı ve çalışma konusu olmuştur. İçerisinde deterjanlar, hassasiyet giderici ajanlar (flor, teobromin, arjinin vs.), tatlandırıcılar ve aşındırıcılar gibi farklı bileşenler bulunmaktadır. İçerisinde bulunan aşındırıcılar dişlerin temizlenmesinde, diş yüzeyindeki bakterilerin yok edilmesinde ve yüzey lekelerinin giderilmesinde önemli role sahiptir (18). Hassasiyet gidermek amacı ile üretilen diş macunlarının genelinde ana etken madde olarak florür esaslı olanlar kullanılmaktadır. Florürün olası yan etkileri, alternatif olabilecek yeni etken maddeler kullanılmasını gündeme getirmiştir. Bu etken maddelere sahip diş macunları henüz bazı yönlerden araştırılmamış ve etkileri bilinmemektedir. Florüre göre yeni olan arjinin ve teobromin, florürü alternatif olarak piyasaya sürülmüş diş macunu içerikleridir. Arjinin esas olarak bir proteindir ve diş macunları içerisinde hassasiyet giderici ajan olarak bulunmaktadır. Teobromin ise kakao çekirdeğinden elde edilmiş, arjinin ve florüre göre çok yeni olan, ileride yaygın kullanımı olabilecek, diş macunu içerisinde bulunan bir hassasiyet giderici ajandır.

Dişlerin yeterince fırçalanması için en az 2 dakika zaman ayrılmalıdır. Aşırı güçle uygulanan oral hijyen alışkanlıklarının yumuşak dokulara zarar verdiği ve diş sert doku kaybına neden olduğu bilinmektedir (19). Dişlerin sert fırçalanması, kama defektleri ve diş yüzeyine yapılan restorasyonların yüzeyinde oluşan kayıplar için önemli bir etolojik faktör olarak kabul edilir (20, 21). Restorasyonların yüzey özelliklerinde zamanla meydana gelen bozulmalar renk değişimine ve lekelenmelere sebep olabilir. Bundan dolayı restorasyon ömrü kısalmaktadır (22).

Çalışmamızın amacı; teobromin ve arjinin içerikli hassasiyet giderici iki diş macununun dişlerin restorasyonunda kullanılan mikrohibrit kompozit, nanohibrit kompozit ve giomer restorasyonların yüzeyine uygulanması sonrasında oluşturabileceği pürüzlülüğün, yüzey pürüzlülük cihazı ve SEM görüntüleri ile incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozitler

Kimyasal yapıları farklı olan, birbiri içerisinde çözünmeyen ve en az iki maddeden oluşan yapılara kompozit adı verilmektedir (23). Silikat simanın 1940’larda yerini alan akrilik rezinlerin dezavantajlarını en aza indirmek için kompozit rezinler konservatif diş hekimliği alanına girmiştir. Bowen ve ark., diş hekimliğinde kompozitin kullanımını 1962 yılında geliştirmişlerdir (24). Kompozit rezinler temelde monomer olarak Bisfenol-A-Glisidilmetakrilat (Bis-GMA) ve ek olarak trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), üretan dimetakrilat (UDMA), monomerlerden ve bir foto inisyatörden (kamforokinon) oluşur (25). İlk geliştirildiklerinde kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler sınıf III, IV ve V kavitelerde kullanılıyordu fakat zaman içerisinde renklenme problemi ile karşılaşılıyordu. Işıkla polimerize olanlar ise 1970 yılında piyasaya girmişlerdir ve kompozit rezinlerin gelişiminde büyük pay sahibidirler (26).

Kompozitlerin günümüzde tercih edilme sebepleri arasında ağır metal olan cıvayı içermemeleri ve estetik özelliklerinin çok iyi olması ilk sırada yer alırken polimerizasyon büzülmesi ve büzülmeye bağlı oluşan problemler dezavantajları arasında yer alır.

2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Günümüz kompozitlerinin yapısı organik fazı oluşturan partiküller, inorganik fazı oluşturan partiküller ve rezin-matriks ara fazını oluşturan silandan oluşur. Bunlara ek olarak mekaniksel, fiziksel ve optik özelliklerini güçlendiren sitabilizatörler, ultraviyole (UV), pigmentler, aktivatör ve inhibitörlerden oluşur (27, 28).

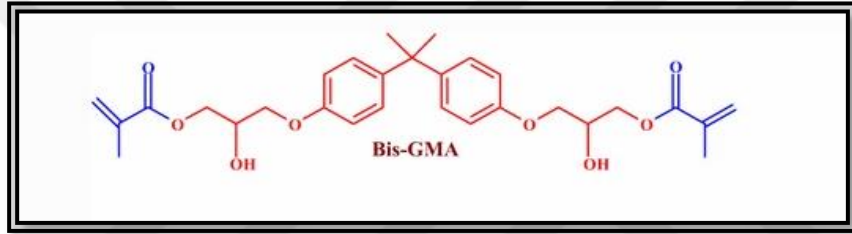
2.1.1.1. Organik Resin Matriks

Kompozit yapısının büyük bir kısmını organik resin matriks oluşturur ve matriksin polimerizasyonu kompozitin sertleşmesini sağlar. Günümüzde üretilen resin kompozitlerin organik matriksinde çeşitli mono ve difonksiyonel akrilatlar çoğunluğu oluşturmaktadır (29). Polimerize edici aktivatörler, hızlandırıcılar, ultraviyole ışınları absorbe ediciler, inhibitörler ve stabilizatörler organik fazı oluşturan diğer materyallerdir (30).

Organik resin matriks içinde dimetakrilatlardan; Bis GMA, UDMA, TEGDMA en sık kullanılanlarıdır (31, 32).

2.1.1.1.A. Bis-GMA

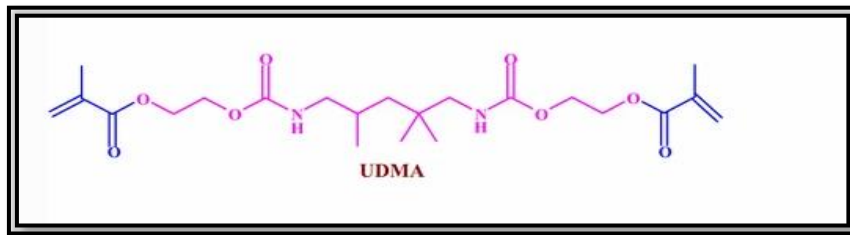
Bis-GMA polimerize olabilen dental materyallerin (kompozitler, adezivler, pofilaktik doldurucular) içinde yaygın olarak kullanılan temel monomerdur (Şekil 2.1.) (33). Kompozitler için ticari bir vinil ester matriks monomeri olarak kullanılan bu monomer, glisidil metakrilatın bisfenol A ile reaksiyona sokulmasıyla veya alternatif olarak bisfenol A ve metakrilik asidin diglisidil eterinin reaksiyona sokulmasıyla sentezlenir (34). Küçük molekül boyutuna sahip olan Bis-GMA kullanmanın avantajları daha az uçuculuk, dokulara daha iyi yayılma, daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve daha yüksek modüllü polimerlerin oluşmasıdır (35). Buna karşın yüksek viskozite ve renk stabilitesinin kötü olması dezavantajlarıdır. Yüksek viskozitenin avantajlı bir yanı dayanıklılığı arttırmasıdır (27, 29).



Şekil 2. 1. Bis-GMA'nın kimyasal yapısı. Bowen tarafından 1962'de bulunmuştur. Bir diğer adı da "Bowen's resin" olarak bilinir (36).

2.1.1.1.B. UDMA

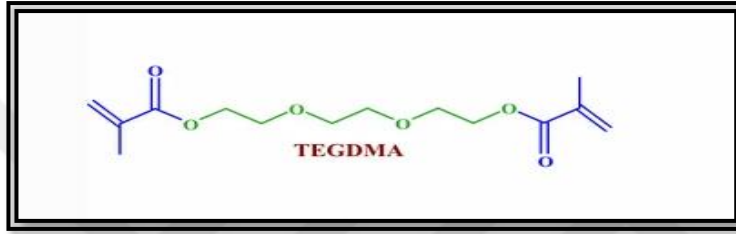
Foster ve Walker 1974 yılında UDMA'yı tanıtmışlardır (Şekil 2.2). Rezinler içerisinde sık kullanılan faz monomerleri arasındadır. Bis-GMA'ya göre daha akışkan kıvama sahiptir. Düşük viskozitesi ve düşük moleküler ağırlığı sayesinde ek bir monomer ilave edilmeden inorganik partiküllerin oluşumuna katılır (37). Kırılgan bir yapısının olması ve %5-9 oranında büzülme göstermesi dezavantajları arasındadır (38, 39).



Şekil 2. 2. UDMA'nın temel kimyasal yapısı (36)

2.1.1.1.C. TEGDMA

Bis-GMA'nın yoğun viskozitesini azaltmak için organik matrikse TEGDMA eklenir, böylece daha işlenebilir bir kıvamda rezin elde edilebilir (33). Yüksek derecede hidrofilik olması, dokulara iyi nüfuz edebilmesi, TEGDMA'nın daha büyük, hidrofobik ve biyuyumu az olan monomerlerle değişimi açısından avantaj oluşturmaktadır (40). TEGDMA gibi küçük molekül boyutuna sahip difonksiyonel monomerlerin eklenmesi akışkanlığı ve renk stabilizasyonunu arttırırken aynı zamanda polimerizasyon büzülmesini de arttır. Bu da dolgu-dış arayüzünde gelişen stres bölgelerinin oluşumuna ve mikrosızıntıya sebebiyet verebilir.



Şekil 2. 3. TEGDMA'nın temel kimyasal yapısı (TEDMA ya da TEGMA olarak da bilinir (36).

2.1.1.2. İnorganik Doldurucular

Çeşitli şekil ve büyüklükte matriks içerisinde dağılmış olan inorganik doldurucular taşıyıcı faz içerisinde yer alırlar. İnorganik partiküllere “doldurucu” ya da “filler” denilir. Stronsiyum, yitrium, baryum alüminyum silikat, borosilikat, kuartz, kolloidal silika, lityum alüminyum silikat gibi partiküller inorganik dolduruculardır (27, 41). Stronsiyum, baryum, yitrium ve çinko materyale radyoaktifite kazandırır. Silika ise ışık geçirgenliği ve mekanik özelliklerini sağlar. Işık geçirgenliğinin artmasıyla kompozit yarı şeffaf özellik kazanır (41).

İnorganik doldurucuların matrikse eklenmesiyle ısısal genleşme katsayısının azaltılması, polimerizasyon büzülmesinin düşürülmesi de hedeflenir (23). Partikül şekli, büyüklüğü ve miktarı rezinin fiziksel özelliklerinin belirlenmesinde önemlidir.

2.1.1.3. Ara Bağlayıcı (Silan)

Bir diğer adı da silisyum bileşikleridir olan silanlar kompozit rezinlerde organik matriks ile inorganik doldurucu partiküllerin arasında bağlayıcılık görevi görür (42). Rijit yapıda olan inorganik doldurucu partiküller ile daha esnek yapıya sahip olan organik matriks arasındaki streslerin oluşumu ara faz ile giderilebilmektedir. Böylece kompozitin fiziksel ve mekaniksel

özellikleri iyileştirilir (27, 43, 44). Stres dağılımında görev alan silanlar, organik matriks ile metakrilat grupları aracılığı ile bağ kurarken inorganik doldurucu silika ile hidroksil grupları sayesinde bağ kurar. Böylece inorganik fazın organik faz içerisinde homojen olarak dağılması sağlanır.

Günümüzde en çok kullanılan ara faz ajanı, reaktif bir silan olan ve rezin matriksle kovalent bağ yapabilen metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS)'dir (45).

2.1.1.4. Diğer Bileşenler

2.1.1.4.A. İnisiyatörler (Başlatıcılar) / Akseleratörler (Hızlandırıcılar)

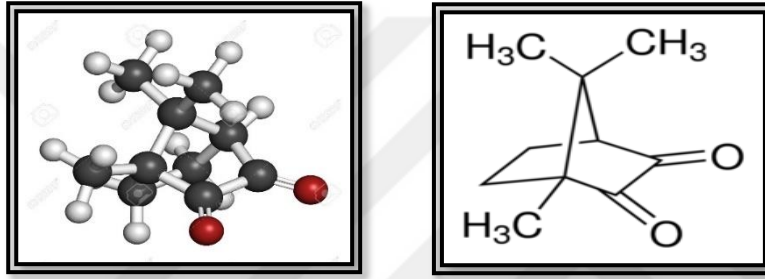
Piyasaya sürülen ilk kompozitler kimyasal olarak polimerize olabiliyordu ve reaksiyonun başlaması için karıştırılması gereken bir toz-sıvı veya macun-macun sisteminden oluşuyordu. Kimyasal olarak polimerize olanlar, ışıkla polimerize edilen sistemler ortaya çıktığı zaman olan 70'li yıllara kadar diş hekimliğine egemen olmuştur (46). Çalışma süresi kontrolü ve restorasyon kütlesi içinde daha az hava içermesi gibi avantajlar nedeniyle, ışıkla sertleşen rezinler, profesyoneller tarafından geniş çapta kabul görmüştür. Resin monomerleri, serbest radikallerin başlattığı polimerizasyon mekanizması ile polimerize olmaktadır. Bu reaksiyonlar 3 yollar olabilirler:

1. Kimyasal yolla, amine akseleratör ve peroksit inisiyatör 2 pasta halinde serbest radikal çift bağlarıyla etkileşime girer ve polimerizasyon başlar.
2. Işıkla olan yolda kamforokinon, alifatik amin, ivocerin gibi ışığa duyarlı fotoinisiyatörler aracılığı ile polimerizasyon başlar.
3. Kimyasal + ışıkla olan yolda, polimerizasyon ışıkla başlar ve spontane devam eder.

Kamforokinon

Işıkla polimerizasyon 1970'li yılların başında ultraviyole ışıkla yapılıyordu. Çalışma süresinin kontrolü ve restorasyon kütlesi içinde daha az hava içermesi gibi avantajları olmasına karşın düşük polimerizasyon derinliği ve canlı dokular üzerinde oluşturduğu riskler gibi dezavantajları içeriyordu (47). Işıkla polimerize olan rezinler genelde alfa diketon gibi ışığa duyarlı olan başlatıcı maddeler içerir. Mevcut diketonlar arasında en sık kullanılanı kamforokinondur (48).

Kamforokinon 460-480 nm arasındaki dalga boylarına duyarlı, serbest radikaller üretebilen ve indirgeyici bir madde olarak işlev görebilmesi için yardımcı başlatıcıya ihtiyaç duyan tip II fotoinisyatördür (Şekil 2.4) (49-51). Kompozitin polimerize olma özellikleri, içindeki foto başlatıcıların türü ve miktarından güçlü bir şekilde etkilenir. Kamforokinon piyasadaki kompozitlerin çoğunda kullanılan bir fotoinisyatördür. Kompozit rezin içerisindeki kamforokinon miktarını arttırmak daha iyi monomer dönüşümüne yol açarak materyalin mekanik ve biyolojik özelliklerini iyileştirmektedir (52). Yoğun sarı renkli bir toz görünümüne sahip olan kamforokinonun kompozitin içerisine ilave edilmesi materyali sarı hale getirir ve bu da daha açık tonlu kompozitler istendiğinde dahil edilmesini zorlaştırır (48, 53).



Şekil 2. 4. Kamforokinonun temel kimyasal yapısı

2.1.1.4.B. Organik ve İnorganik Boyar Maddeler (Pigmentler)

Kompozit rezinlerin içerisine estetik bakışı geliştirebilmek için %0,001 ila %0,05 oranlarında pigment eklenebilmektedir. Bu amaçla doğal diş rengini taklit etmek için yaygın olarak kullanılan farklı inorganik pigmentlerin (sarı, kırmızı, beyaz ve siyah) karışımı kullanılabilmektedir (54). Pigmentlerin ağız ortamında stabil olması gerekir, kompozit renginin zamanla değişmesi istenmez. Demiroksit (Fe_2O_3 , kırmızı) veya demirhidroksit (FeOOH , sarı) sıklıkla kullanılan pigmentlerdir. Estetik dental materyallerin dişlerin doğal renk tonuna uyması gerektiği gerçeğinin yanı sıra, minenin opalesan etkisini ve canlı dişin karakterini de taklit etmeleri gerekir. Opalesan efektli materyaller, içlerinden görünür ışık geçerse kırmızımsı görünür ve ışığı geri yansıtıklarında ise mavi bir renk gösterir. Diş minesindeki mavi etki genellikle mavi pigmentler veya titanyumdioksit (TiO_2 , mavi) ile taklit edilir (54).

2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Günümüzde kullanılan kompozitler, bileşimlerinde kullanılan partiküllerin tipi, büyüklüğü ve dağılımı bakımından eski tip kompozitlere göre farklılıklar göstermektedir.

Temelini Lutz ve Philips'in 1983 yılında oluşturduğu ve 2002 yılında O'Brien tarafından güncellenen sınıflama Tablo 2.1. de görülmektedir (55, 56).

Tablo 2.1. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

	<i>Kompozit</i>	<i>Partikül</i>	<i>Partikül</i>
	<i>Rezin</i>	<i>Büyüklüğü</i>	<i>Yüzdesi</i>
<i>İnorganik Doldurucu</i> <i>Partikül Büyüklüğüne Göre</i>	<i>Megafil</i>	<i>50-100 µm</i>	
	<i>Makrofil</i>	<i>10-100 µm</i>	<i>%70-80</i>
	<i>Midifil</i>	<i>1-10 µm</i>	<i>%70-80</i>
	<i>Minifil</i>	<i>0.1-1 µm</i>	<i>%75-85</i>
	<i>Mikrofil</i>	<i>0.01-0.1 µm</i>	<i>%35-60</i>
	<i>Hibrit</i>	<i>0.04-1 µm</i>	<i>%75-80</i>
	<i>Nanofil</i>	<i>0.005-0.01 µm</i>	<i>%72-87</i>
<i>Viskozitelerine Göre</i>	<i>Kondanse Olabilen Kompozitler</i>		
	<i>Akışkan Kompozit Rezinler</i>		
<i>Polimerizasyon</i> <i>Yöntemlerine Göre</i>	<i>Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler</i>		
	<i>Işık ile Polimerize Olan Kompozitler</i>		
	<i>Hem Işık Hem de Kimyasal Olarak Polimerize Olanlar</i>		

2.1.2.1. İnorganik Doldurucu Partiküllerin Büyüklüğüne Göre

2.1.2.1.A. Makrofil Kompozitler

10-100 µm arasında değişen partikül boyutlarına sahip makrofil kompozitlerin doldurucu oranı ağırlıkça %70-80'dir. En büyük özellikleri aşınma ve basma kuvvetlerine karşı,

partikül boyutu daha küçük olan kompozitlere göre daha dirençli olmalarıdır. Yüksek kuvvetlerin gelebildiği posterior bölge dişlerinde kullanımı uygundur. Dezavantajları ise, büyük doldurucu partikül şekline sahip olduklarından parlatılabilme özellikleri kötüdür ve anterior bölge dişleri için uygun değildir (27).

2.1.2.1.B. Mikrofil kompozitler

0,01-0,1 μm arasında değişen partikül boyutlarına sahip mikrofil kompozitlerin doldurucu oranı ağırlıkça %35-60'dır. Küçük partikül boyutlarına sahip olduğundan iyi parlatılabilme özelliğine sahiptirler ve anterior bölge için uygundurlar. Buna karşın sahip oldukları düşük aşınma ve basma direnci sebebiyle posterior dişlerde kullanılmaları uygun değildir (27).

2.1.2.1.C. Hibrit kompozitler

Büyüklikleri farklı olan partikül boyutlarına sahip olduğu için hibrit ismini almış bu kompozitler, makropartiküllere sahip olanlardan daha küçük partiküllere sahiptir, buna karşın mikropartiküllü olanlardan ise daha büyük partiküllere sahiptir. İsimlerini sahip olduğu en büyük partikül boyutuna göre alırlar (28).

Partikül boyutu küçük olan kompozitler matrikse eklendiğinde karışımın viskozitesi artar. Yoğunluğu azaltmak amacıyla daha önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozitler 1-20 μm partikül büyüklüğüne sahip olacak şekilde öğütülerek doldurucu olarak monomer matrikse eklenmektedir. İnorganik doldurucu partikülleri bu yöntemle yeniden elde edilen kompozitlere heterojen kompozit denilmektedir. Doldurucu partiküllere hiçbir işlem uygulanmayanlara ise homojen kompozit denilmektedir.(24, 27)

Nanohibrit, mikrohibrit ve geleneksel hibrit kompozitler günümüzde kullanılan hibrit kompozitlerdir. 0.04 μm boyutuna sahip submikron partiküller ile 1-4 μm boyutundaki küçük partiküllerin karışımı ile “hibrit” kompozitler oluşmaktadır. Küçük ve daha büyük partikül boyutlarının birleştirilmesi ile optimum dayanıklılık ve parlatılabilirlik elde edilmek istenmektedir (57). Geleneksel hibrit kompozitlerin elde edilmesiyle sınıf III ve IV kaviteilerin yanı sıra sınıf I ve II kaviteelerde de kullanımı sağlanmıştır (58).

Teknolojideki yeni gelişmeler sayesinde 0.04 µm boyutuna sahip submikron partiküller ile 0,1-1 µm boyutundaki daha küçük partiküllerin birleşimi ile mikrohibrit kompozitler elde edilmiştir. Daha küçük partiküllere sahip olması ile geleneksel hibrit kompozitlerden ayrılan mikrohibrit kompozitler daha iyi cilalanabilme ve uygulanabilme özelliklerine sahiptir (29). Günümüzde nanoteknolojideki gelişmeler sayesinde 5-10 nm (Nanometre) boyutundaki yeni partiküller elde edilebilmektedir ve bu da nanohibrit kompozitlerin elde edilebilmesini sağlamaktadır. Nanohibrit kompozitler hem parlatılabilme özellikleri ve uygulanabilmesi ile hem de sahip oldukları aşınma dirençleri ile ağızın her bölgesinde kullanılabilen universal kompozit rezinleri oluştururlar (59).

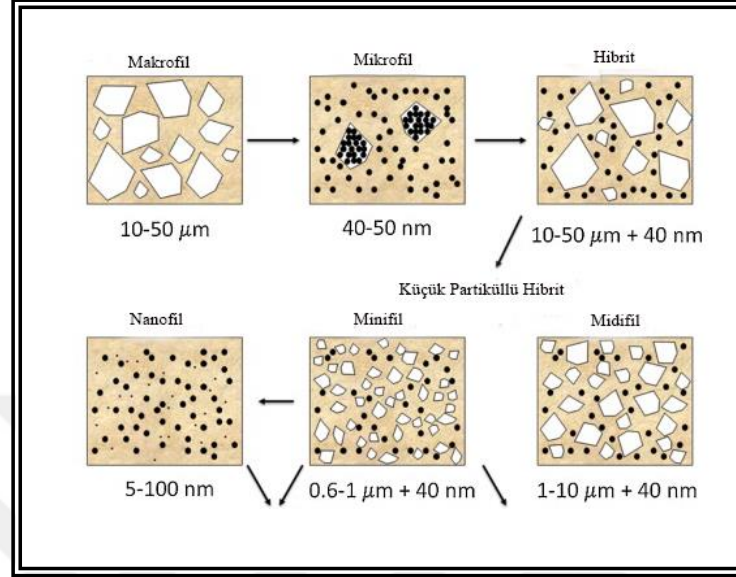
2.1.2.1.D. Nanofil Kompozitler

NNI (Ulusal Nanoteknoloji Girişimi) partikül boyutu büyüklüğü 1-100 nm boyutunda olan maddelerle uğraşan bilime nanoteknoloji adını vermiştir (60). Nano boyutundaki partiküllere sahip nanofil kompozitlerin inorganik yapısını, nanomerler ve nanomer grupları oluşturur. 25-75 nm boyuta sahip partiküllere nanomer denilir ve organik matrikste ayrı ayrı bulunur (61). Nano boyutlu partiküllerin mikropartiküllere göre daha küçük boyutlu olması sayıca daha fazla olmasına ve organik-inorganik faz arasındaki temas alanının artmasına olanak tanımaktadır (62, 63).

Nanofil kompozitlerde olması istenen özellikler; mikrofil kompozitler gibi iyi parlatılabilme ve hibrit kompozitler gibi yüksek kırılma ve aşınma direncine sahip olmalarıdır. Geleneksel kompozitlerdeki doldurucu partiküller, büyük parçacıkların öğütülerek küçük parçacıkların elde edilmesi ile üretilir. Fakat bu yöntemle 100 nm'den küçük partiküller elde edilemez. Nano boyuttaki partiküller atomun atoma ve molekülün moleküle ilavesi ile elde edilir (64). Kompozit rezinlerin organik matriksine katılan nanopartiküllerin boyutu 50 nm'den küçük olup gevşek bağlar ile birbirlerine tutunmuşlardır. Teorik olarak nanopartiküllü kompozit rezinlerin doldurucu seviyeleri ağırlıkça % 90-95 olabilir. Doldurucu oranındaki bu artış rezin matriksin daha az olmasına ve polimerizasyon büzülmesi de esas olarak rezin matriksten kaynaklandığından önemli ölçüde azalmasına olanak tanır (64, 65).

Parlatılabilme özellikleri ve parlak görünümelerini uzun süre koruyabilmeleri, yüksek oranda doldurucuya sahip olmaları nedeniyle hibrit kompozitlere göre daha iyi aşınma ve kırılma dayanımına sahip olmaları, daha az polimerizasyon büzülmesine uğramaları, nano

boyuta sahip partiküllerinin daha küçük olması sayesinde ışığı daha iyi kırabilmeleri nanofil kompozitlerin avantajlarından (43, 62, 64).



Şekil 2. 5. Kompozit rezin partiküllerinin kronolojik sırayla değişimi ve karşılaştırılması (27)

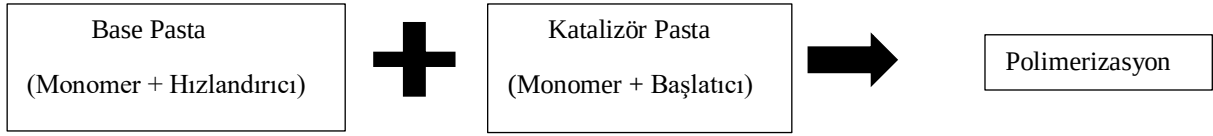
2.1.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit resinlerin polimerizasyonu, organik matriks içerisindeki kimyasal ya da ışığa duyarlı başlatıcıların aktivasyonu yolu ile olur. Bu durum üç şekilde gerçekleşebilir:

- A. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit resinler
- B. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit resinler
- C. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit resinler (27)

2.1.2.2.A. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Resinler

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit resinler her biri farklı patlar içeren iki tüpten oluşan macunların karıştırılması ile hazırlanır (Şekil 2.5). Tüplerde benzoil peroksit ve aromatik tersiyer amin aktivatörü (N, N-dimetil-p-toluidin) bulunur. Her iki pat karıştırıldığında, başlatıcı olan benzoil peroksit ve aktivatör olan aromatik tersiyer amin ile reaksiyona girer ve bir serbest radikal üreterek polimerizasyon başlar (66-68).

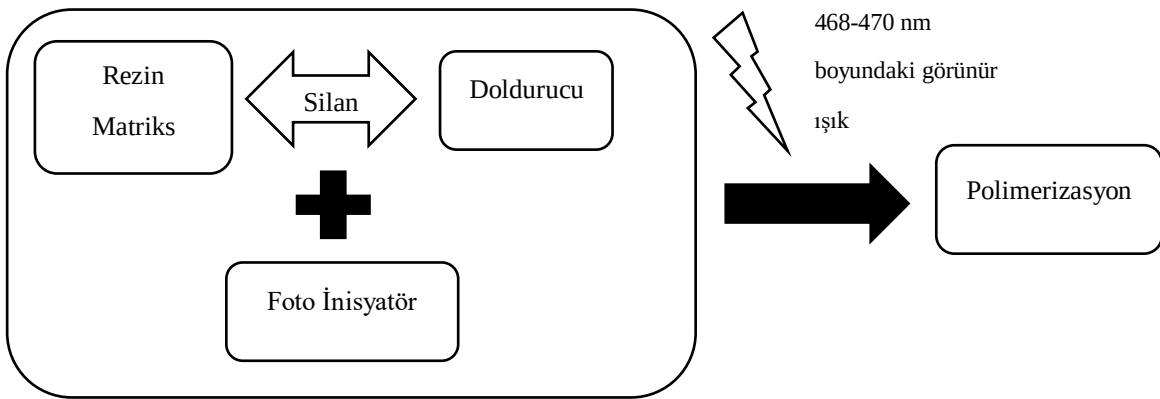


Şekil 2. 6. Kompozit Resinin Kimyasal Aktivasyonu (69)

2.1.2.2.B. Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Resinler

Görünür ışıkla polimerize olan kompozit resinler tek tüp içerisinde yer alan pastadan oluşur. Bu pasta, ışığa duyarlılaştırıcı ve amin inisyatör içerir. Yaklaşık 468-470 nm dalga boyundaki ışıkla kompozit resin içerisinde reaksiyon başlar ve serbest radikaller oluşur. Kompozit içerisinde yaygın olarak kullanılan ışığa duyarlılaştırıcı kamforokinondur. Kamforokinon 400-500 nm arası dalga boyundaki ışığa duyarlıdır ve resinin ağırlıkça $\leq$ %0.02'sini oluşturur. Kamforokinon ile birlikte kullanılan amin başlatıcı ise DMAEMA (dimetilaminoetil metakrilattır). Ağırlıkça kompozit resinin $\leq$ %0.15'ini oluşturur. Bunun dışında kompozitin temel yapı taşları olan resin matriks, silan ve doldurucular kalan kısmı oluşturur. Kompozit resin ışıkla karşılaştığında içerisindeki kamforokinon serbest radikal üretmek için dimetilaminoetil metakrilatı aktifleştirir (Şekil 2.6) (67, 69, 70).

Çalışma zamanının kontrol edilebilmesi, bitirme işlemlerinin daha az sürmesi ve daha düzgün yüzey elde edilebilmesi kimyasal olarak polimerize olanlara göre avantajları arasındadır (27).



Şekil 2. 7. Kompozit resinin ışıkla aktivasyonu (fotopolimerizasyon) (69)

2.1.2.2.C. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Resinler

Hem ışık hem de kimyasal yöntemle polimerizasyonun bir diğer ismi dual polimerizasyondur. Bu tür resinlerde polimerizasyon ışıkla başlar ve kimyasal yolla devam eder

(71). Bu kompozit rezinlerde hem ışığa duyarlı olan bir fotoinisiatör (kamforokinon) hem de kimyasal bir aktivatör (peroksi amin) bulunmaktadır. Çift yol mekanizmayla polimerize olan bu kompozitler 2 mm'den derin kaviteelerde, aproksimal restorasyonlarda yani ışığın ulaşamayacağı derin olgularda kullanılır (27).

2.1.2.3. Viskozitelerine göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Viskozitelerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırması şu şekilde olmaktadır:

A) Akışkan (Flowable) Kompozit Rezinler

B) Kondanse (Packable) Olabilen Kompozit Rezinler (72)

Bir başka çalışmada Altun yeni bir sınıflamadan söz etmiştir ve şöyle tanımlamıştır:

a) Light-body rezin kompozitler: Bu kompozit rezinler akışkan materyallerdir.

b) Medium-body rezin kompozitler: Mikrofil, hibrit, mikrohibrit doldurucu kompozitlerdir.

c) Heavy-body rezin kompozitler: Kondanse olabilen kompozitler bu gruba dahildirler (24).

2.1.2.3.A. Akışkan (Flowable) Kompozit Rezinler

Materyalin esnek olması abfraksiyon lezyonlarında kullanımı için idealdir. Akışkan bir kıvamda olması sebebiyle amalgam, kuron, porselen ve kompozit restorasyonların onarımında ve ulaşılması zor alanlarda kullanımına izin verir (24). Akışkan rezin bazlı kompozitler, geleneksel hibrit kompozitlere göre %20-30 daha az doldurucu içerir. Bu şekilde doldurucu oranının az olması materyalin viskozitesini azaltır ve dar-ince uçlu enjektör şeklindeki paketlerde kullanıma uygun hale getirir (73).

Rezinin akışkan hale getirilmesi için, içeriğindeki TEGDMA oranı arttırılmıştır (74). Viskoziteyi azaltmak için doldurucu oranını azaltmak ve TEGDMA oranını arttırmak rezinin mekanik özelliklerini zayıflatmıştır. Aşınma ve çekme direnci düşer, polimerizasyon büzülmesi ise artmıştır. Bu sebepten ötürü ağır okluzal ve makaslama kuvvetlerinin geldiği bölgelerde bu kompozitlerin kullanımı uygun değildir (74).

2.1.2.3.B. Kondanse (Packable) Olabilen Kompozit Rezinler

Kondanse edilebilir kompozitler ilk zamanlar amalgam gibi kondanse edilebilir ve işlenebilir özellikleri ile tanıtılmışlardı fakat doldurucu oranları ve dağılımları farklı olduğundan kullanım şekilleri de daha farklıydı. Kondanse olabilen kompozitlerin geleneksel

amalgamlara göre düşük viskozitede olması sebebiyle kavite duvarlarına adaptasyonu zordur. Bu sebeplerden dolayı kondanse edilebilir yerine “packable” tanımlaması bu kompozitler için daha uygun bir ifade olacaktır (27, 74). Visköz rezin matriksine sahip yüksek oranda mikro ve makro doldurucu içeren packable kompozitlerin matriks bandını komşu dişe daha iyi uyumlayabileceği, iyi aşınma direnci ve mekanik özelliklere sahip olduğu ve yüksek oranda doldurucu içermesi sebebiyle polimerizasyon büzülmesinin daha az olacağı söylenmiştir (58, 75, 76).

Yüksek viskoziteleri nedeniyle kolay işlenebilir ve el aletlerine yapışmadığı için tek seferde kaviteye yerleştirilip yüzeyleri işlenebilir. Son bitirme ve polisaj işlemleri nispeten kolaydır. Fakat büyük partikül şeklinde doldurucu içerdiğinden, bitim ve parlatılma işlemleri daha küçük partiküllere sahip olan hibrit kompozitlere göre zordur (27, 77).

2.1.2.4. Kompozit Resin Sistemlerdeki Güncel Gelişmeler

Diş hekimliğinde estetiğe verilen önemin artması ile kompozitin kullanımı giderek yaygınlaşmıştır. Günümüzde içerdiği partikül boyutuna, kıvamına ve polimerizasyon yöntemlerine göre çeşitli sınıflamalar yapılmaktadır. Ayrıca teknolojik gelişmelerin artmasıyla diş yapısını korumak, daha az mikrosızıntı ve sekonder çürük oluşumuna sebep olmak, kenar renklenmesi ve postoperatif hassasiyeti azaltmak gibi birçok yeni amaca yönelik kompozitler üretilmektedir. Bu başlığın altında bu yönde üretilen kompozitler değerlendirilmiştir.

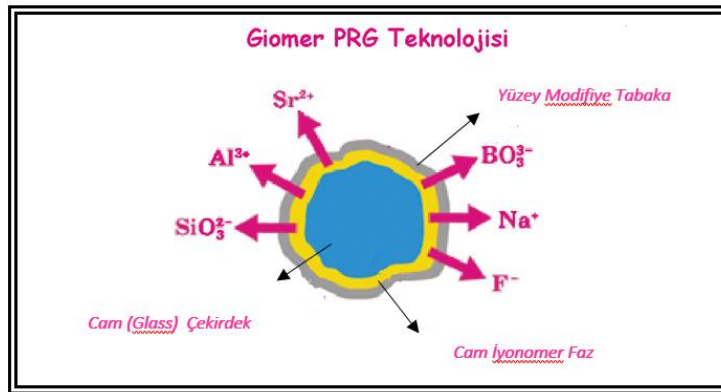
2.1.2.4.A. Organik Modifiye Seramikler (Ormoserler)

1998 yılında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan ormoserler, Fraunhofer Silikat Araştırma Enstitüsü tarafından kompozit rezin matriksinde değişiklik yapılarak geliştirilmiştir (78). Geleneksel kompozitlerden farklı olarak, silanize dolgu partikülleri ile inorganik-organik kopolimerlerden oluşurlar. Üç temel bileşenden oluşan ormoserlerde organik polimer yapı dayanıklılık, optik özellikler ve polimerizasyondan sorumluyken; inorganik yapı termal genleşme ve kimyasal kararlılıktan sorumludur (79). 1 ile 1.5 µm arasında değişen doldurucu partikül boyutuna sahip ormoserlerde partiküllerin büyük olması, polimerizasyon büzülmesinin az olmasına ve aşınma direncinin yüksek olmasına olanak tanır (80). Ek olarak biyouyumluluğu üst düzeydedir ve çürüğe karşı koruyucu özelliği vardır. Makaslama kuvvetlerine karşı dirençleri ise geleneksel kompozitlere denktir. Sızdırmazlık ve polimerizasyon büzülmesi değerleri packable kompozitlerinkine denktir. Parlatılabilirlik ve yüzey sertliği, içerdiği nanopartiküller sayesinde nanofil kompozitlerle eşdeğerdir (56).

Ormocer bazlı kompozitlerin dezavantajı ise; içerdiği ifade edilen yüksek oranda Bis-GMA yüzünden yüksek toksisite yaratabilmesidir. Admira ve ark.'nın yaptıkları çalışmada T3 hücre sitotoksitesinin yüksek olduğu gösterilmiştir (81).

2.1.2.4.B. Giomer

Giomer, kompozit rezin partikülleri ve PRG (Pre Reaktif Glass Ionomer) dolgu partiküllerinin kombinasyonundan oluşan hibrit restoratif materyaldir (82). PRG dolgu materyalleri, nemli bir silisli hidrojel oluşturmak için FASG (floroalümino-silikat cam) ve PAA (polialkenoik asit) arasındaki asit-baz reaksiyonu ve su ile üretilir. Şoklanarak dondurulmuş kserojel öğütülüp silanize edilerek PRG dolgu materyalleri elde edilir (83). Cam iyonomerin asit ile reaksiyon derecesine bağlı olarak PRG dolgu maddeleri iki tipe ayrılır ve giomer ürünlerinin formülasyonuna dahil edilir. S-PRG (Surface Pre Reaktif Glass Ionomer) ve F-PRG (Fully Pre Reaktif Glass Ionomer) ismi ile bilinir (83). S-PRG dolgu maddeleri florür dışında Al, B, Na, Si, Sr gibi iyonlar salar (Şekil 2.8) (84). Bunun dışında florür salınımı, florür şarjı, aside dirençli tabaka oluşumu, diş yapısının güçlendirilmesi, antiplak etkisi, dentin asit tamponlama kapasitesinin remineralizasyonu ve asidojenik bakteriler tarafından asit üretimini azaltır (85, 86).



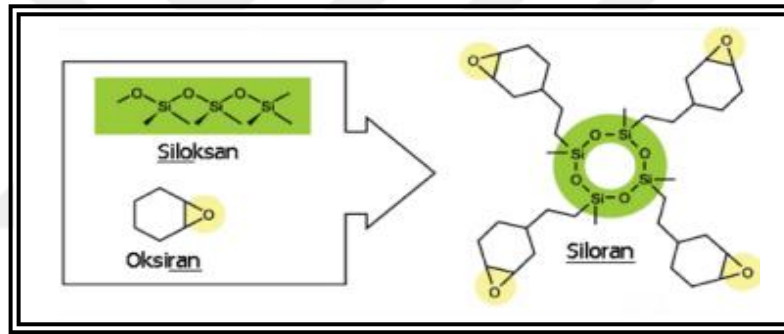
Şekil 2. 8. Giomer PRG teknolojisi ve iyon salınımı (84)

Giomerlerin; rezin kompozit, geleneksel cam iyonomer siman ve kompomerlere göre biyoyumunun daha iyi olduğu söylenmiştir. Ayrıca uygulama kolaylığı, parlatılabilirlik ve estetik özelliklerinin de iyi derecede olduğu söylenmiştir. Flor salma ve reşarj özelliklerinin çürük aktivitesi yüksek bireylerde kullanımında önemli bir avantaj oluşturacağı ifade edilmektedir (87, 88). Flor salınım ve reşarj özellikleri anlamlı fark oluşturacak derecede kompomerlerden üstündür (89, 90). Okuyama ve ark. geleneksel CİS'lerden sonra en fazla flor

salınımının giomerler tarafından yapıldığını söylemiştir (91). Buna karşın 2015 yılında yapılan başka bir çalışmada ise geleneksel CİS'lerin en yüksek salınıma sahipken ardından RMCİS, daha sonra giomer ve kompomerin olduğu söylenmiştir (89).

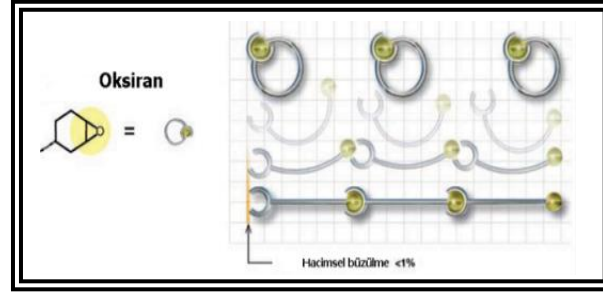
2.1.2.4.C. Siloran Bazlı Rezın Kompozitler (SBRK)

Siloran ismi, materyalin aynı zamanda yapı taşı olan siloksan ve oksiran kelimelerinin birleşiminden türemiştir (Şekil 2.9) (92). Siloksanın hidrofobik olan yapısı, kompozitin uzun vadede sorunu olan su emilimine çözüm üretmek amaçlı umut vadetmektedir (93). Gün içerisinde alınan çeşitli besinlerin boyalarını absorbe etmeye, hidrofobik özelliklerinden dolayı, daha az eğilimli olurlar (92). Siloran bazlı kompozitlerde, ışıkla polimerizasyonu başlatmak için gerekli olan kamforokinona ek olarak, pozitif yüklü tepkimeye giren ajanlar olan, iyodonyum tuzları da bulunur ve halka polimerizasyonuna girerler (94).



Şekil 2. 9. Siloranın temel yapıtaşlarını oluşturan siloksan ve oksiranın temel kimyasal yapısı

Polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak adeziv ve kalan diş yapısı arasında oluşan stres, rezin bazlı kompozitler ile ilgili en önemli klinik problemlerden biridir. Diş dokusu ve kompozit arasında oluşan bunun gibi büzülme stresleri, marjinal boşluk oluşumu, mikrosızıntı ve oluşan mikrokırıklar yaşanan diğer sorunlardır (95, 96). SBRK'ler, polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek amacıyla yeni bir monomer teknolojisi kullanılarak geliştirilmiştir. Siloran matriksi, siloran monomerinin katyonik halka açma polimerizasyonu ile oluşturulur. Bu olay, lineer bağlanan metakrilat zincir reaksiyonlarının aksine radikaller aracılığıyla çapraz bağlanmalarla olur. Kompozit yapısındaki ve polimerizasyon reaksiyonundaki bu değişiklik, polimerizasyon büzülmesinde toplam hacimsel büzülmenin %1.0'ından daha az bir seviyeye kadar önemli bir azalma ile sonuçlanmıştır (Şekil 2.10 ve 2.11) (92, 97).



Şekil 2. 10. Siloranın yapıtaşı olan oksiranın katyonik halka açma polimerizasyonu

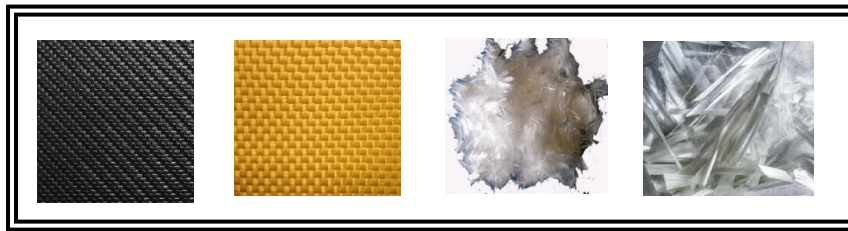
Siloranlar kendilerine özel olan bir adeziv sistemle ve posterior sınıf I-II kaviterler için kullanılırlar. Renk seçenekleri azdır. Bu gibi sebeplerden dolayı günümüzde kullanımı sınırlıdır. Magno ve ark., yaptıkları araştırmalarda SBRK'lerin, geleneksel kompozit rezinlerle benzer klinik performans gösterdiklerini belirtmişlerdir (98).

2.1.2.4.D. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler (FGK)

FGK'ler 40 yılı aşkın bir süredir biyomedikal uygulamalar için kullanılmakta ve son 25 yıldır diş hekimliği alanında da geliştirilerek kullanılmaya devam etmektedir (92, 99). Tanımlarsak; kompozitlerin mekaniksel özelliklerinin güçlendirilmesi amacıyla içerisine fiberlerin eklenmesi ile elde edilirler (100). Fiberler boy/çap oranı yaklaşık 100 olan, silindir biçiminde, esnek ve ince bir yapıya sahiptir. FGK'ler 3 farklı bölgeden oluşan kompozit materyallerdir: matriks (devamlı faz), fiber (dağılmış faz) ve fazlar arası bölge (interfaz). Matriks fazı, görünür ışığa maruz kaldığında sıvı halden yüksek oranda çapraz bağlı bir polimere dönüşebilen polimerize edilebilir monomerlerden oluşur (101). Fiberler, diğer yapısal malzemelerle karşılaştırıldığında yüksek sertlik/ağırlık oranı (özgül modül) ve dayanıklılık/ağırlık oranına (özgül güç) sahiptir (102). Kompozit yük altında iken destek fazı olarak işlev görür ve organik matrikse eklenmesi materyale özgü nitelikler sağlar. Organik matriks içerisindeki bu fiber demetleri, rastgele dağılmış ve düzenli olan; süreksiz veya sürekli olarak yer almış olabilir. En güçlü olan fiber destekli yapılar ise sürekli tek yönlülerden oluşurlardır (103). Kompozit rezinlerde aranan en önemli özelliklerden olan iyi mekanik özellikler ve aşınmaya karşı yüksek direnci elde etmek için matriks ile fiber arasındaki bağlantının iyi olmasına dikkat çekilmiştir. Resin içerisine fiber eklenmesi iki şekilde yapılabilmektedir. Bunlardan ilki, diş hekimi ve teknisyen laboratuvarında, önceden kuru şekilde bulunan fiber demetlerine düşük yoğunluklu resin uygulamalar ve fiberin resin ile ıslatılmasını sağlarlar. Teknik olarak el hassasiyeti gerektiren bir uygulamadır. İkincisi ise daha önce

ıslatılmış fabrikasyon fiber demetleri kullanmaktır. Rezin matrikse fiberlerin eklenmesi fabrikasyon olarak sağlanmıştır (104, 105).

Fiberler; karbon, aramid, polietilen veya cam gibi farklı materyallerden yapılabilir (Şekil 2.11). Karbon ilaveli polimer kompozitler, spor aletleri yapımında, uzay araçları, havacılık sektörü gibi hafif ama dayanıklı materyallerin gerekli olduğu birçok sektörde kullanılır. Uzun eksenlerine dik yönde gelen kuvvetlere karşı dayanıksız olmaları dezavantajlarıdır (105). Aramid fiberler, diş hekimliğinde ilk defa 1985'te polimetilmetakrilatı güçlendirmek amacıyla kullanılmış fakat bükülme direncini istenen ölçüde arttırmadığı belirtilmiştir (106). Polietilen fiber, 1973 yılında Cappacio ve ark.'nın geliştirdiği dopal kristalin polimeridir. Doğal bir renge sahip olması, düşük yoğunluk, kimyasal olarak inert olması, elastik modülünün yüksek olması ve erimeye karşı dirençli olması avantajları arasındadır. Yüzey enerjisinin düşük olması ve ıslanabilirliğinin düşük olması ise dezavantajlarıdır (107). Piyasada akrilik ya da kompozit rezin ile birlikte kullanılan ve "Ribbond" ismiyle üretilen formları mevcuttur (105). Cam fiberler bileşimlerine göre değişir ve diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılırlar (108). Camın ince şeritler halinde üretilmesi ile elde edilirler. Kristalizasyona uğramadan hızlı soğuyabilmesi camın oluşumundaki en önemli faktörlerdendir. Bu yapısı translusent olmasına ve rezine adezyonuna olanak sağlar (109, 110). Liflerin adezyonu, yüzeyindeki hidroksil gruplarının varlığına ve grupların silan bağlantı ajanları yoluyla kompozitler ile reaksiyonuna bağlıdır (111, 112).



Şekil 2. 11. Sırasıyla karbon, aramid, polietilen ve cam fiberlerin yapısı

2.1.2.4.E. Self Adeziv Kompozit Rezinler

Self adeziv kompozit rezinler yoğunluğu az, akışkan bir kıvama sahip materyallerdir. Küçük sınıf I kavitelerde ve çürüksüz servikal defektlerde kullanılmaktadır. Bu materyaller, self adeziv rezin simanlardan farklıdır. Flor salmazlar ve asit-baz nötralizasyon reaksiyonu göstermezler (113, 114). İçeriklerinde 4-MET (karboksilik metakrilat), GPDM (gliserolfosfat dimetakrilat) gibi asidik monomerler içerirler. Bu asidik monomerler sayesinde smear tabakası modifiye edilerek hibrit tabakaya dahil edilir ve diş dokusunun pürüzlenmesi sağlanır. Yine

yapısında yer alan HEMA (hidroksietilmetakrilat) ise yüzey ıslanılabilirliğini arttırmak için eklenmiştir (115).

Diş dokularına bağlanma değerleri geleneksel kompozitlere göre daha düşüktür. Geleneksel kompozitlerde olduğu gibi uygulanmadan önce yüzeyine geleceği mine ve dentinin pürüzlendirilmesi önerilmiştir (116, 117). Geleneksel kompozitlere göre su emilimi, yüzey pürüzlülüğü, parlatılabilirlik ve genleşme açısından herhangi bir üstünlükleri yoktur (118, 119).

2.1.2.4.F. Bulk Fill Kompozitler

Geleneksel kompozitlerin kaviteye yerleştirilmesinde uygulanan tabakalama tekniğinin çok zaman alması, boşluk kalma riski, kontaminasyon riski ve teknik hassasiyet gerektirmesi gibi zorluklarından dolayı amalgam gibi kaviteye tek seferde yerleştirilebilen bir materyale ihtiyaç duyulmuştur (120, 121). Bulk fill kompozitler bu zorlukları elimine etmeyi ve kullanım kolaylığını hedefleyen materyallerdir. Bulk fill kompozitleri Chesterman ve ark., 2017 yılında yaptıkları bir çalışmada yüksek viskoziteli, düşük viskoziteli, sonik titreşimle aktive edilebilen ve çift yönlü sertleşebilenler olarak kategorize etmiştir (122). Bulk fill kompozitler, geleneksel kompozitlerden farklı olarak 3 mm'den daha fazla tabakalar kullanılarak yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır. Düşük viskoziteye sahip olan bulk fill kompozitler, düşük aşınma direnci ve sertliklerinden dolayı üzerlerinin geleneksel kompozitlerle kapatılmasına ihtiyaç duyarlar (123). Yakın zamanda sonik titreşimle aktive edilebilen bulk fill kompozitler üretilmiştir. Derin kavitelere ilk yerleştirildiklerinde akışkan olan bu materyaller, özel olarak tasarlanmış bir cihaz yardımıyla titreşim verilerek visküz duruma getirilmektedir. Sonik titreşim verilmeden önceki halinin akışkan olması erişimi zor olan kavitelere dolgunun ulaşabilmesi için bir avantaj oluşturmaktadır (122, 124). Çift yönlü sertleşebilen bulk fill kompozitler tek bir seferde 10 mm'den fazla uygulanabilir. Yüzeyin cilalanması için önce ışıkla sertleştirilen materyal aynı zamanda kimyasal olarak da sertleşir (122, 125).

Bir materyalin kaviteye yerleştirilirken ne kadar kalınlıkta tabakalar kullanılacağı, o malzemenin rengine, translusentliğine göre değişebilir. Opak bir kompozit ışığı daha zor geçirirken yarı saydam bir kompozit daha iyi iletir (126). Yeni nesil bulk fill kompozitlerde doldurucu oranı azaltılarak ve büyüklükleri arttırılarak ışığa duyarlı fotoinisyatörlerin etkinliği arttırılmaya çalışılmıştır (127). Üreticiler kamforokinon, lucrin gibi standart fotoinisyatörlerin yanına daha reaktif olduğu iddia edilen ivocerini materyal içerisine ilave etmişlerdir (128, 129).

Bu gelişmelere rağmen bulk fill kompozitlerin çoğu halen 4-5 mm'lik tabakalar halinde kullanılmaktadır.

2.1.3. Kompozit Restorasyonlara Uygulanan Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Bir restorasyonun estetik olarak iyi görünmesi için renk uyumu, yüzey parlaklığı, sızdırmazlığı ve yüzey pürüzsüzlüğü iyi olmalıdır. Estetik bir kompozit restorasyon için, kullanılan materyalin özelliklerinin yanında polisaj ve bitirme işlemleri de iyi olmalıdır (130). Polisaj ve bitim işlemlerinin iyi olması restorasyonun ömrünü uzatır ve bunun yanında ara yüzde kenar bütünlüğünü sağlayarak çevre yumuşak doku ile uyumunu artırır. Pürüzlü bir yüzey plak tutulumu için elverişlidir ve uzun dönemde sekonder çürük oluşumuna neden olur (131, 132).

Restorasyon yüzeyinin yapısı ve parlatılabilme özelliği içeriğindeki doldurucu tipi, partikül boyutu ve miktarı, polisajda kullanılan aletler ve teknik gibi bir çok faktörden etkilenmektedir. Organik matriks ve inorganik doldurucu partiküllerin sertliklerinin birbirinden farklı olması polisaj sonrası yüzeyde girinti çıkıntılar kalmasına sebebiyet vermektedir. İnorganik partiküllerin, organik matrikse göre daha yüksek sertliğe sahip olması yüzeyde çıkıntı oluşturmalarına neden olur ve bazıları da yüzeyden koparak boşluklar bırakır (27, 133, 134). Kompozit rezinler polimerize edildikleri zaman yüzeyinde atmosferik oksijenin de etkisiyle yaklaşık 1–3 µm kalınlığında polimerize olmayan rezin tabakası kalır. Polimerize edilen kompozitlerin yüzeyleri çok iyi görünüp, düzgün olsalar bile dirençsiz, düzensiz, yüzeyi yapışkan olan bu tabakayı kaldırmak için mutlaka bitirme ve polisaj işlemleri yapılmalıdır (135, 136).

2.1.3.1. Aşındırıcı Tipleri

Bitirme ve polisaj işlemleri yaparken kullanılan aşındırıcı tipleri şöyledir (137):

- Alüminyum oksit
- Elmas partikülleri
- Zirkonyum oksit
- Silikon dioksit
- Karbid bileşikleri
- Zirkonyum silikat

Alüminyum oksit aşındırıcı olarak polimer disklerde, beyaz taşlara katılarak, bantlara ya da lastiklere emdirilmiş olarak, bitirme ve polisaj işlemlerinde sıkça kullanılır (138). Elmastan sonra ikinci sert aşındırıcı olan silikon karbid, bir bağlayıcı eşliğinde disk ve lastiklere eklenebilir. Tungsten karbid aşındırma ve kesme işlevi gören çok yivli bitirme frezi olarak kullanılır (132). Bilinen en sert madde olan elmas karbondan oluşur. Çok etkili aşındırma yapar ve sertliğini uzun süre korur. Lastik ve polisaj patlarının içerisine eklenebilir (130).

2.1.3.2. Aşındırıcı Kaplanmış Bitirme-Polisaj Diski ve Bantları

Plastik veya ince polimer zemin üzerine aşındırıcı partiküllerin yapıştırılması ile elde edilirler. Alüminyum oksit genellikle kullanılan aşındırıcı tipidir ve ince bir tabaka şeklinde uygulanır. Genellikle tek kullanımlıktırlar, ömürleri kısadır (138). Kullanım sıraları vardır; kaba grenlilerden başlanır ve en ince grenli olanla bitirilir. Dış bükey yüzeylerde veya düz yüzeylerde kullanışlıdır. Posterior bölgede, girinti çıkıntılı ve iç bükey yüzeylere sahip restorasyonlarda kullanımı sınırlıdır. Bu bölgelerde aşındırıcı emdirilmiş fırçalar, sivri uçlu ya da koni şeklindeki lastikler daha etkili olmaktadır (139, 140).

2.1.4. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları

Kompozit rezinlerin görünür mavi ışıkla polimerizasyonu 1970'li yıllardan beri kullanılan bir yöntemdir (141). Kullanımının yaygınlaşmasında giderek artan estetik beklentiler öncü olmuştur. Bu sebeplerden ötürü restoratif materyallerin ışıkla etkin bir şekilde polimerize edilmesi, klinik başarıda büyük önem arz etmektedir. Kamforokinon ışığa duyarlı bir fotoinisiatör, alifatik amin ise hızlandırıcı olarak ışıkla polimerizasyonda önemli rol oynayan yapısal elemanlardır. Rezinin polimerizasyonu, renk, yarı saydamlık, kalınlık, ışığın uygulanma süresi, açısı, ışık kaynağının uzaklığı gibi birçok faktörden etkilenmektedir.

2.1.4.1. Kuartz-Tungsten-Halojen (QTH) Işık Kaynakları

QTH (Kuartz-Tungsten-Halojen) ışık kaynakları uzun yıllardır kompozit rezinleri polimerize etmek için kullanılmaktadır. QTH ekipmanı tungsten filaman ampülü, reflektör, soğutma sistemi ve ışığı iletmek için fiber optikten oluşur (142). Tungsten filaman ısıtıldığı zaman atomlar uyarılır ve halojen lamba akkor ışık üretir. Bu ışık fotopolimerizasyonu destekleyen mavi spektrum olarak fiber uçtan yansıtılır (143). Ampulün ortalama kullanım ömrü yaklaşık 100 saattir. Reflektör ve filtre zamanla bozulabilir. Sonuç olarak zamanla polimerizasyon verimliliğinde bir azalma meydana gelir ve bu da polimerize olan kompozit rezinin fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkiler (144).

2.1.4.2. Light Emitting Diode (LED) Işıık Kaynakları

Halojen ışıık kaynaklarının kullanımında zamanla doğan sorunların üstesinden gelmek için ve fotoaktif dental materyallerin polimerizasyonu için devamlı ışıık yayabilen LED (Light Emitting Diode) teknolojisi geliştirilmiştir (145). LED'ler, ışıık üretimi için ısıtılan bir filament yerine katkılı yarı iletkenler (p-n bağlantıları) kullanır ve cihazın aşırı ısınmasını önler. LED'ler, elektrik enerjisini yarı iletken demetleri aracılığıyla elektrolüminesans yoluyla doğrudan ışıığa dönüştürür (142). Ortalama 470 nm dalga boyunda mavi ışıık yayarlar ve filtreye ihtiyaç duymazlar (146, 147). Verimlilik kaybı olmadan binlerce saat çalışma ömrüne sahiptirler. LED'lerin enerji tüketimi çok daha düşük olduğundan, klinik kullanımı kolaylaştıran kablosuz türlerinin geliştirilmesi mümkün olmuştur.

2.1.4.3. Plazma Ark Işıık Kaynakları (PAK)

Ksenon lambalar, plazma ışıık kaynaklarında enerji üretimi için kullanılır. 380-500 nm dalga boyunda ışıık saçarlar (72). Üretim amacı çalışma süresinin kısaltılması ve polimerizasyonun etkinliğinin artırılmasıdır. Materyallerin kısa sürede polimerize olmasının olumsuz yönde etkilediği çalışmalar bulunmaktadır (148, 149). Pahalı olmaları, polimerizasyonun aniden olması, polimerizasyon büzülmesini arttırması ve ısı artışı yapmaları dezavantajlarındandır (150, 151).

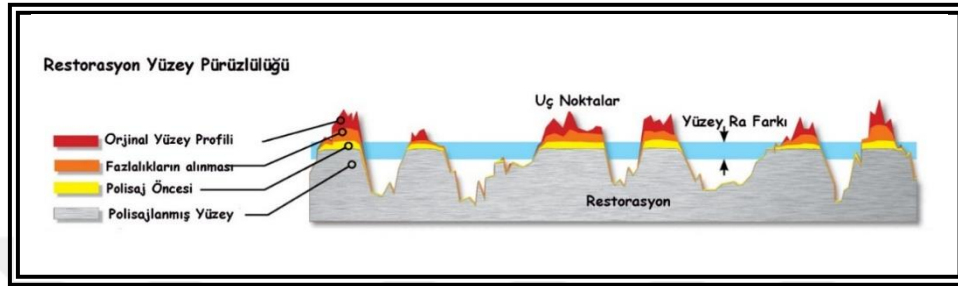
2.1.4.4. Lazer Işıık Kaynakları

Lazerler ağız içerisinde yumuşak ve sert dokular üzerinde farklı amaçlarla kullanılabilmektedir. Kamforokinonu aktive edebilen tek lazer olan argon lazerler kullanılmaktadır. 400-500 nm dalga boyunda ışıık yayarlar ve uygulama süreleri kısadır (152, 153). Işıık yoğunluğunun fazla olması, az ısı oluşturmaması, polimerizasyon sürelerinin kısa olması, dalga boylarının sabit olması ve her yerde aynı enerji yoğunluğu ile çalışmaları avantajlarındandır. Buna karşın pahalı olmaları, uç kısımlarının küçük olması ve hacimce büyük olmaları ise dezavantajlarındandır (154, 155).

2.1.5. Kompozit Rezinlerde Yüzey Pürüzlülüğü

Restoratif materyallerin yüzeylerinde çeşitli etkenlerle oluşabilen, gözle görülebilen ya da hassas uçlara sahip cihazlarla ölçülebilen ve Ra birimi ile ifade edilebilen düzensizliklere yüzey pürüzlülüğü adı verilmektedir (Şekil 2.12) (156). Yüzey pürüzlülüğünün değişmesinde, besinlerin neden olduğu pürüzlülüğe ek olarak, mukozal membran ile temasın yanı sıra dişlerin

fırçalanması da önemli bir rol oynar (157). Artan pürüzlülük, artan plak birikimi ile ilişkilidir. Yüzey pürüzlülüğündeki 0.2 μm ve üzeri değişimler dil tarafından algılanabilir ve bu da hastanın konforunu bozabilmektedir. Aşındırıcı aktiviteler kompozit restorasyonların optik özelliklerini etkiler ve pürüzlü bir yüzey bırakabilir. Sonuçta bakteriyel plak oluşumunu ve restorasyon yüzeyinin bozulmasını kolaylaştırır (158, 159).



Şekil 2. 12. Restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğü

Willems ve ark., piyasada mevcut olan 70 kompozitin diş fırçası simülasyonundan sonra yüzey pürüzlülüğünü ölçtüler. Bu materyallerin %70'inden fazlasının diş fırçalamadan sonra 0,2 μm dan fazla ortalama yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğunu bulmuşlardır ve %40'ının ortalama pürüzlülüğü 0,64 μm dan fazla olarak ölçülmüştür (160). Bakteri plağı tutulması için eşik yüzey pürüzlülüğü üzerine yapılan in vivo çalışmalar, 0,2 μm un üzerindeki ortalama pürüzlülüğün, bakteri tutunmasında önemli bir artışla ilişkili olduğunu göstermiştir (9). Öte yandan artan yüzey pürüzlülüğü dental materyallerin aşınmasını hızlandırır. Yüzey pürüzlülüğünün artışı periodontal dokuların sağlığı, sekonder çürük, yüzey parlaklığı ve rengi gibi faktörlerle direkt ilişkilidir (161, 162).

2.1.5.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Tıpkı kompozit bir rezinin yüzeyi gibi bütün yüzeyler; daha genel bir ifadeyle katı-gaz veya katı-sıvı arayüzü, katıların yapısına, yüzey polimerizasyonuna ve yüzey ile çevre arasındaki etkileşime bağlı olarak kompleks bir yapıya sahiptir (163). Katı yüzeylerin özellikleri çok önemlidir; çünkü diğer maddelerle temas, sürtünme, aşınma ve yağlama alanını (tribolojik fonksiyonlar) etkiler. Tribolojik fonksiyonlara ek olarak, optik, elektriksel ve termal performans, boyama ve görünüm gibi diğer uygulamalarda da yüzey özellikleri önemlidir (164, 165).

Yüzeyler; şekil farklılıklarından atomlar arası mesafe farklılıklarına kadar değişen düzensizlikler içerir. Hiçbir parlatma yöntemi, ne kadar hassas olursa olsun, geleneksel

malzemeler üzerinde moleküler olarak düz bir yüzey üretemez. Teknolojik uygulamalar için yüzeylerin hem makro hem de mikro/nanotopografisi (yüzey dokusu) önemlidir (163, 166).

Yüzey kalitesinin sayısal değerlerini ifade eden bazı parametreler kullanılmaktadır. “Ra”, yüzeyde oluşmuş girinti ve çıkıntıların, belirlenen bir orta hat üzerinde ve altında kalan değerlerinin aritmetik ortalamasını tanımlar. Geometrik ortalaması ise “Rq” olarak tanımlanır. Değerlendirilen yüzeydeki en yüksek ve düşük beş çıkıntının mutlak değerinin ortalaması ise “Rz” olarak tanımlanır (167). Tablo 2.2.’de yüzey pürüzlülük yöntemleri tanımlanmıştır.



Tablo 2.2.Yüzey Pürüzlülük Ölçme Yöntemleri ve Özellikleri (297)

YÖNTEM	Uygulama Şekli				Ölçme Hassasiyeti		
	Tahribatlı	Tahribatsız	Temaslı	Temassız	Kaba	Orta	Hassas
Dokunma		0	0		0		
Mekanik çalışma*	0		0		0		
Hidrolik Metot		0	0		0		
Pnömatik Metot		0		0			0
Yüzey Dinanometresi	0		0		0		
Kapasitans Yöntemi		0		0		0	
X Işını Yöntemi		0		0			0
Elektron Mikroskobu Yöntemi*		0		0			0
Optik Mikroskop Yöntemi		0		0	0		
Kesit Alma Yöntemi	0		0		0		
Karşılaştırma Mikroskobu Yöntemi		0		0	0		
Optik Yansıtma Yöntemi		0		0		0	
Optik Parazit Aletleri Yöntemi		0		0		0	
Işık Yansıması (İnterferometri) Yöntemi		0		0			0
Replika (Mask) Yöntemi	0	0			0		
Standart Örnek Yüzeyler Yöntemi		0		0	0		
Işık Bantlı Mikroskop Yöntemi		0		0			0
Elektro-Fiber Optik Sistem Yöntemi		0		0			0
İnterferans Mikroskop Yöntemi		0		0			0
Kisilev Profilometresi Yöntemi		0	0				0
Yaylı tip profilometre		0	0				0
Elektrikle çalışan profilometre		0	0				0
Levin profilografi		0		0		0	
Linnik ikili mikroskobu		0		0	0		
Hava Mastarı		0		0	0		
Fotoğraf		0	0			0	
Görsel komperatör		0		0	0		
Çok sayıda yüksekliğin masterla okunması		0	0		0		
Kaydedici indikatör		0	0		0		
İzleyici uçlu cihazlar		0	0				0

*: Çalışmada kullanılan yüzey pürüzlülük ölçme yöntemleri

2.1.5.1.A. Mekanik Profilometreler

Materyal yüzeylerinin pürüzlülüğünün ölçülmesi ve istatistiksel özelliklerinin belirlenmesi, bilim ve mühendisliğin birçok alanında önemlidir. Bu amaç için çeşitli yöntemler mevcut olmasına rağmen, yüzey pürüzlülüğünün ölçümleri için yaygın olarak kullanılan ve kabul edilen standart teknik mekanik profilometredir (168). Bu aletle yüzey profilinin yüksekliğiyle orantılı olarak zamanla değişen ve voltaj üreten dar bir elmas uçla yüzey pürüzlülüğündeki değişimler hafifçe ve direkt izlenebilir. Ra, Rq, Rz gibi pürüzlülük parametreleri hakkında değerler veren bu cihazlar, yaklaşık 20-50 µm çözünürlükteki bir alanı tarar. Tarama sonucunda yüzeydeki ortalama değeri gösteren birime, ortalama yüzey pürüzlülüğü anlamına gelen. “Roughness Average” (Ra) denir. Uç kısmın genişliği, yüzeydeki düzensizlikleri ölçmek için yeterli oranda küçükse profilometre yüzey profili hakkında doğru bilgi verir (169, 170). Yüzey pürüzlülüklerinin ölçümü öncesinde ve ara aşamalarda homojen ölçümlerin yapılabilmesi için kalibrasyon master cihazları ile cihazın kalibrasyonu yapılmalıdır (171).

Bu tip profilometreler faydalı veriler sağlamasına ve yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için yaygın olarak kabul görmesine rağmen, iki ana dezavantajı vardır: birincisi, yüzey elmas uç tarafından direkt tarandığından incelenen nesnenin yüzeyine zarar verebilir; ikincisi ise genellikle korelasyon uzunluğundan veya yüzey pürüzlülüğünün ortalama gradyanından bağımsız olarak ortalama yüzey yüksekliği sapmalarını ölçer (168). Ayrıca, profilometre yalnızca tek boyutlu bilgi verir ve bu nedenle iki boyutlu pürüzlü bir yüzeyin tamamının ölçülmesi için pratik değildir.

2.1.5.1.B. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), katı numunelerin yüzeyinde çeşitli sinyaller üretmek için odaklanmış bir yüksek enerjili elektron demeti kullanır. Katı numunelerin incelenmesinde en kullanışlı yöntem SEM’dir. Elektron-numune etkileşimi ile üretilen sinyaller, incelenen numunenin dokusu, kimyasal bileşimi ve kristal yapısı hakkında bilgi verir (172). Çoğu uygulamada, numune yüzeyinin seçilen bir alanı üzerinde veriler toplanır ve bu özelliklerde uzamsal varyasyonları gösteren 2 boyutlu bir görüntü oluşturulur. Genişliği yaklaşık 1 cm ile 5 µm arasında değişen alanlar, geleneksel SEM teknikleri (20 ile yaklaşık 30.000 kat arasında değişen büyütme, 50 ile 100 nm uzaysal çözünürlük) kullanılarak bir tarama modunda görüntülenebilir. SEM, numune üzerinde seçilen nokta konumlarının analizlerini de

gerçekleştirebilir; bu yaklaşım, kimyasal bileşimleri, kristal yapıyı ve kristal yönelimlerini niteliksel veya yarı niceliksel olarak belirlemede özellikle yararlıdır (173) .

2.2. Diş Macunları

Diş macunları; dişlerin ve periodontal dokuların sağlığını korumak, temizlemek için ve estetik olarak iyi bir görünüme sahip olması için kullanılan jel ya da macun şeklinde olan ürünlerdir (174). Diş macunu gibi modern ağız bakım ürünlerinin üretim ve kullanım amacı, dünyadaki tüm toplumların ortak sorunları olan diş çürüklerini ve çevre dokularında oluşan problemleri önlemek ve tedavi etmeye çalışmaktır (175-177). Diş macunları, çürüklerin ve periodontitisin önlenmesi için florür (sodyum florür, aminflorür vb.), klorheksidin, kalay, çinko tuzları, hidroksiapatit veya amorf kalsiyum fosfatlar gibi kalsiyum fosfatlar ve yüzey aktif maddeler içeren; ayrıca etkili bir plak uzaklaştırılması için farklı aşındırıcılar içeren formülasyonlara sahiptir (178).

2.2.1. Diş Macunu İçeriği

Diş macunlarının içeriğinde; çürük önleyici ajanlar, duyarsızlaştırıcı maddeler, antimikrobiyal ajanlar, aşındırıcılar, deterjanlar, tatlandırıcılar, nemlendiriciler, bağlayıcılar ve peroksitler bulunur (174).

2.2.1.1. Florür

Diş çürüklerini önlemek ve kontrol altına almak için florürlü diş macunu kullanımı 50 yılı aşkın bir süredir bilim adamları tarafından önerilmektedir (179). NaF (Sodyum florür) en basit florür bileşiğidir ve suda çözünür. Suyun ilk defa florlanması işlemi ve diş macununa ilk kez florun eklenmesi bu bileşikle olmuştur (180). Florürlü diş macunu, toplumlarda ve bireylerde diş çürüklerini önlemek için tasarlanmış programlarda önemli bir role sahiptir. Doğumdan sonraki ilk 3 yılda florür alımı, estetik açıdan önemli maksiller santral kesici dişlerin florozisi için kritik dönemi oluşturmaktadır (181, 182). Küresel olarak değerlendirildiğinde, florürlü diş macunlarının diş çürüklerindeki azalma üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu kabul edilmektedir; fakat bunun yanısıra florürlü diş macunu ve diğer ürünlerin küçük çocuklarda florozis riskini arttırdığı bilinen bir gerçektir (183).

Çok sayıda klinik çalışma, florürlü diş macunu kullanımının, florür içermeyen diş macunlarına kıyasla çürük artışını yaklaşık %25 oranında azalttığını göstermiştir (184). Florürlü diş macunlarının etkinliği; içeriğindeki florür konsantrasyonu, kullanım sıklığı, kullanılan miktar ve durulama davranışı gibi faktörlerden etkilenir. Avrupa Birliği'nde diş

macununda izin verilen maksimum florür konsantrasyonu 1500 ppm (parts per million)' dir. 1500 ppm florürden daha yüksek florür konsantrasyonları içeren diş macunları sadece reçeteyeyle satılan ilaçlardır. Çocuklar için 600 ppm'den daha az flor içeren diş macunları satılmaktadır (185). 1000–2500 ppm aralığında, her 500 ppm'lik florür konsantrasyonundaki artış diş çürüklerinde %6' lık bir azalma ile sonuçlanır (186, 187).

2.2.1.2. Aşındırıcılar

Aşındırıcılar; lekelerin, plakların ve gıda kalıntılarının fiziksel olarak uzaklaştırılmasına yardımcı olmak için diş macununa eklenen ve çözünmeyen bileşenlerdir. Diş macununda abrazyivlerin kullanımı, kemikler ve diğer yapısal iskeletler kullanılarak incelenen preparatların tanımlandığı milattan önce 2000 yılı öncesine dayanmaktadır (188). Diş macununun beyazlatıcı etkinliğinin saptanmasındaki önemli bir aşama, diş yüzeyindeki lekelerin çıkarılması açısından klinik etkinliğinin belirlenebilmesidir (189). Diş macunlarında en sık kullanılan abrazyivler şunlardır;

- H_4SiO_4 (Hidrat Silika)
- Perlit
- Al_2O_3 (Alümina)
- $CaCO_3$ (Kalsiyum Karbonat)
- $CaHPO_4 \cdot 2H_2O$ (Dikalsiyum fosfat dihidrat)
- $Ca_2P_2O_7$ (Kalsiyum pirofosfat)

2.2.1.3. Deterjanlar

Deterjanlar; sıvı-sıvı, gaz-sıvı ya da katı-sıvı arasındaki yüzey gerilimini azaltabilen bileşiklerdir. Macun içerisinde köpük oluşturucu (emülsifier) ve dağıtıcı olarak işlev görmektedir (190). Diş macunlarının köpürme etkisinden, ağız içi dağılımından, tat oluşumundan ve plağın çözünerek uzaklaştırılmasından sorumludur. Hidroksiapatitlerin yüzey gerilimini değiştirebildikleri ve florürün bağlanma aktivitesini değiştirebildikleri için diş yüzeyindeki remineralizasyon dengesini de etkileyebilmektedir (191).

2.2.1.4. Nemlendiriciler

Nemlendiriciler diş macununa kıvamını vermek ve içerisindeki nemi tutmak için eklenmiştir. İçeriğindeki sıvı ve katının ayrılmasını önler. Propilen glikol, sorbitol, gliserol gibi maddeler kullanılabilir (174).

2.2.1.5. Tatlandırıcılar

Sakkarin gibi kalorisi olmayan ve tatlandırıcı özelliği olan maddeler diş macunlarının içerisinde tadı iyileştirmek amaçlı eklenmektedir. Karyojenik aktivite gösterebilecek ya da kalorisi olan herhangi bir materyalin diş macunlarına eklenmesi ADA tarafından yasaklanmıştır (174).

2.2.1.6. Bağlayıcılar

Bağlayıcı maddeler ya da kıvam arttırıcılar diş macunu formülünü stabilize ederler. Mineral kolloidleri, doğal sakızlar, deniz yosunu ve sentetik sellüloidler bağlayıcı ajanlardır.

2.2.1.7. Peroksitler

Peroksit, içinde iki oksijen atomunun tek bir kovalent bağ ile birbirine bağlandığı bir kimyasal bileşiktir. Birçok organik ve inorganik peroksit, beyazlatma maddesi olarak ve polimerizasyon reaksiyonlarının başlatıcıları olarak; hidrojen peroksit ve diğer oksijen bileşiklerinin hazırlanmasında kullanılmaktadır (192). Hidrojen peroksit ve karbamid peroksit gibi peroksit salan bileşikler, diş beyazlatma için kullanılan en yaygın peroksitlerdir.

2.2.2. Florür İçermeyen Diş Macunları

Çürük lezyonlarının gelişimi, oral hijyen uygulamaları ve diyetin düzenlenmesi gibi faktörlerle durdurulabilen veya tersine çevrilebilen, tekrarlanan dinamik bir demineralizasyon-remineralizasyon dengesi olarak kabul edilmektedir (193). Florür, ksilitol, klorheksidin ve CPP-ACP (kazein fosfopeptid-amorf kalsiyum fosfat) gibi kimyasal ajanların in vivo ve in vitro çalışmalarda süt dişlenmede çürük önleyici etkileri olduğu kanıtlanmıştır (194, 195). Çeşitli preparatlarla verilen florürün, karyostatik potansiyeli uzun zaman önce ispatlanmış ve topikal florür ajanlarının faydalı etkileri birçok çalışmada incelenmiştir (196, 197). Bununla birlikte, florürün bir doz-yanıt ilişkisi vardır ve florür içeren preparatların uygun olmayan şekilde alınması florozis gibi olumsuz etkilere yol açabilir (198). Bu sebeple florür içermeyen diş macunu, jel, vernik gibi preparatların remineralize edici etkisini artırma veya tamamlama yeteneğini test etmek için çok sayıda klinik çalışma yapılmıştır (199, 200).

2.2.2.1. Kazein Fosfo Peptit-Amorf Kalsiyum Fosfat (CPP-ACP)

Kalsiyum ve fosfat iyonlarının remineralizasyon için klinik kullanımı, özellikle florür iyonlarının varlığında, kalsiyum fosfatların düşük çözünürlüğe sahip olması nedeniyle yaygın hale gelememiştir. Çözünmeyen kalsiyum fosfatlar kolay uygulanamazlar ve diş yüzeyine etki etmeleri kolay olmamaktadır. Mine yüzeyinin altında oluşan lezyonlara difüze olabilen iyonlar üretmek için asit gereklidir. Buna karşın kalsiyum fosfatların çok az çözünmesi ya da hiç çözünmemesi nedeniyle çok düşük konsantrasyonlarda kullanılabilmektedir (201). Bu gibi zorlukların üstesinden gelmek için içeriğinde CPP-ACP bulunan bir kalsiyum fosfat remineralizasyon teknolojisi geliştirilmiştir; burada CPP, diş yüzeyinde florür iyonları ile birlikte yüksek konsantrasyonlarda kalsiyum ve fosfat iyonlarını pelikül ve plaklara bağlayarak stabilize eder. Kalsiyum fosfat bazlı remineralizasyon teknolojisi, erken çürük lezyonlarının tedavisinde florür tedavisine alternatif olarak umut verici bir yaklaşım olarak gösterilmiştir (202). Kazein fosfopeptid, amorf kalsiyum fosfat ile nanokümeler oluşturarak tükürük içerisinde yüksek yoğunlukta bulunur. Böylece istenilen doygunlukta bir kalsiyum ve fosfat havuzu elde edilir. CPP-ACP, solüsyondaki kalsiyum ve fosfatı stabilize edebildiğinden, plak pH'nın tamponlanmasına da yardımcı olur ve böylece plaktaki kalsiyum-fosfat seviyesi artar. Sonuçta yüzey altı lezyonlarındaki kalsiyum ve fosfat konsantrasyonu yüksek tutularak remineralizasyon sağlanır (203).

2.2.2.2. Trikalsiyum Fosfat (TCP)

TCP (Tri-Kalsiyum Fosfat), kalsiyum ve fosfat iyonlarını ağız ortamına salabilen, florürü daha işlevsel hale getirebilen ve florür depolanmasına engel olmayan bir kalsiyum fosfat sistemidir. Hidroksiapatit sentezinde öncülük eder ve hem nemli hem nemsiz ortamda florürle kombine halde çalışabilir. Macun ya da vernik gibi bir taşıyıcı ile sunulan TCP, fonksiyonel hale gelmek için basit organik materyallerle işlenebilir (204). Bunun amacı TCP üzerindeki aktif kalsiyum bölgelerinin zamanından önce florür ile olan etkileşimini önlemektir. TCP'nin yapısı hidroksiapatite benzediğinden kalsiyum iyonları bir kez salındığında, diş yüzeyi ve yüzey altı ile kolayca etkileşime girerler. TCP için optimum çalışma ortamı nötr pH aralığında sağlanabilir. Diğer kalsiyum fosfat formlarına göre daha az çözünürlüğe sahiptir, aside dirençli mineraller oluşturabilir (205).

2.2.2.3. Novamin

Biyoaktif camlar 1960'ların başından beri hasarlı kemiğin onarımında kullanılmaktadır. Benzer moleküller kret büyütme ve periodontal hastalıkların tedavisinde

kullanılmaktadır (206). Yine bir biyoaktif cam ürünü olan novamin diş macunları içerisinde remineralizasyon tedavisi için kullanılabilen bir üründür. Mine üzerinde remineralizasyon sürecini başlatmak için diş yüzeyine bağlanmasını sağlayan aktif bileşen olan kalsiyum sodyum fosfosilikattan oluşur (207). Nemli diş yüzeyi ile temas ettiğinde, dentin yüzeyi üzerinde mineralize bir tabaka oluşumuyla sonuçlanan kimyasal bir reaksiyon üreten biyoaktif bir camdır (208).

Açıkta kalan dentin tübüllerinin tıkanmasını takip ederek duyarlılığın azalmasına yönelik çok sayıda çalışma yapılmıştır. Gillam ve ark., 2002 yılında yaptıkları çalışmada açıkta kalan dentin tübüllerinin novamin tarafından tıkanıldığını göstermişlerdir. Bu çalışmaların çoğunda tedaviden önce ve tedaviden sonra tıkanmış dentin tübüllerini göstermek için SEM kullanılmıştır (209).

2.2.2.4. Nanohidroksiapatit (n-HAP)

İlk defa 1980 yılında Japonlar tarafından piyasaya sürülen n-HAP içerikli diş macunlarının etkinliği randomize çalışmalarla kanıtlanmıştır. Demineralize olmuş diş yüzeyindeki mikroporları doldurarak etki gösteren n-HAP içerikli diş macunları, florür ile kombine edildiğinde etkileri artmaktadır. 2005 yılında Onuma ve ark., doğal mine tabakası üzerinde yeni bir HAP katmanı oluşturmak amacıyla florür takviyeli n-HAP kullanmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre HAP tabakası oluşmuş ve diş dokusuna yeterli adezyon göstermiştir (210). Jin ve ark. dişlerin beyaz görünümünün sadece HAP tabakasının beyaz olması ile değil, aynı zamanda oluşturulan orijinal apatit benzeri yayılım gösteren HAP tabakasının ışığı daha düzgün yansıtması ile de etkili olduğunu ifade etmişlerdir (211).

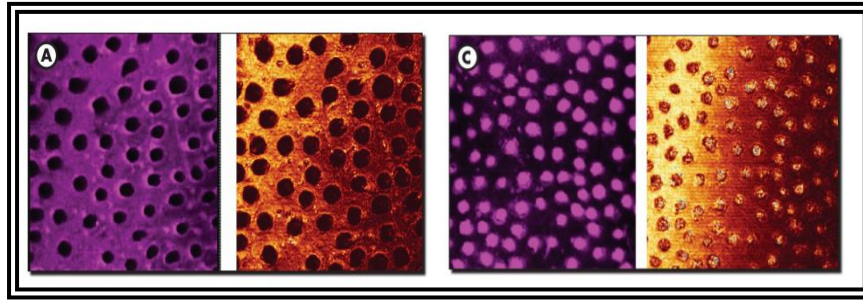
2.2.2.5. Arjinin

İlk olarak 1886' da İsviçreli kimyager Ernst Schultze tarafından bir lupin fide ekstraktından izole edilen esansiyel amino asit olan arjininin, dentin tübüllerini tıkama ve dentin aşırı duyarlılığını azaltma yeteneği keşfedilerek bikarbonat ve kalsiyum karbonat ile birlikte araştırılmıştır (212). 2002 yılında Kleinberg ve ark., tükürüğün doğal olarak dentin aşırı duyarlılığını azaltmada oynadığı role ilişkin bilgilerinden yola çıkarak yeni bir hassasiyet azaltma teknolojisini geliştirmişlerdir (213). Bu yeni teknolojinin temel bileşenleri, 6.5-7.5 pH'ta aktif olabilen bir amino asit olan arjinin, bikarbonat, bir pH tamponu ve bir kalsiyum kaynağı olan kalsiyum karbonattır. Pro-arjinin adı verilen bu teknolojinin, açıkta kalan dentin tübüllerini fiziksel olarak tıkadığı ve dentin aşırı duyarlılığını etkili bir şekilde giderdiği

gösterilmiştir (214). Arjinin-kalsiyum karbonat içeren diş macununun; mine, amalgam, kompozit, altın ve seramik gibi çeşitli diş malzemelerinin yüzey dokusu üzerinde önemli bir etkisinin olmadığı söylenmiştir (215).

Arjinin, dışarıdan alınan besinlerde bulunan bir amino asittir. Yüksek proteinli diyet metabolizması, ağız boşluğunda arjinin varlığına yol açar. Tükürükte önemli miktarlarda bulunabilen arjinin (mikro konsantrasyonlarda mevcuttur), alkali üretimi sayesinde oral biyofilm pH'ını arttırarak daha az karyojenik biyofilm oluşmasına neden olur (216, 217). Besinlerle arjinin alımı, oral ortamın asitten alkaliye dönme potansiyelini güçlendirir ve florürün bu konuda eksik olan görevlerini tamamlayabilir. Proteinler (özellikle albümin), florürü adsorbe etmeye afinitesi yüksek organik moleküllerdir. Cheng ve ark., arjinin ve florürün mine remineralizasyonunda sinerjistik etki oluşturabildiğini söylemişlerdir (218). Arjininin böyle özelliklere sahip olması diş macunlarına eklenme fikrini ortaya çıkarmıştır. Florürlü diş macunundaki arjinin, ticari olarak %1.5 oranında mevcuttur ve ek olarak %8 arjinin içeren 1450 ppm florüre sahip diş macunları nispeten yeni olarak piyasaya sürülmüştür (219). Arjinin-NaF solüsyonu, *S. mutans*'i inhibe eder ve çok-türlü bir biyofilmde *S. sanguis*'i geliştirir (220).

Arjininin dentin tübülü tıkama etkinliğini test etmek için birçok yeni tanımlama yönteminden faydalanılmıştır. Konfokal lazer tarama mikroskopisi (CLSM) çalışmaları, arjinin-kalsiyum karbonat hassasiyet giderici macunun açık dentin tübüllerini tıkamada oldukça etkili olduğunu göstermiştir (Şekil 2.13)(221). SEM görüntüleri, arjinin-kalsiyum karbonat duyarsızlaştırıcı macunun açık dentin tübüllerinin tam tıkanmasını sağladığını doğrulamıştır ve enine alınan kesit görüntülerinde tıkanan tübül derinliğinin 2 µm'a kadar ulaştığı gösterilmiştir. Kimyasal analiz için elektron spektroskopisi (ESCA) kullanan çalışmalar, bu gözlemleri doğrulayan ve ayrıca karbonatın varlığını tanımlayan nicel veriler sağlamıştır. Bloklama mekanizmasının doğruluğunu pekiştirmek için atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanılmıştır. İşlem görmemiş numunelerin görüntüleri, tamamen açık tübüllerin yanı sıra tübüler dentinin sarmal ince yapısını gösterilmiştir. Son olarak enerji dağıtıcı röntgen (EDX) kullanılarak tıkanmış yüzeylerin kimyasal haritalanması, dentin yüzeyindeki ve dentin tübülleri içinde tıkanmış materyalin öncelikle kalsiyum ve fosfattan oluştuğunu göstermiştir (222, 223).



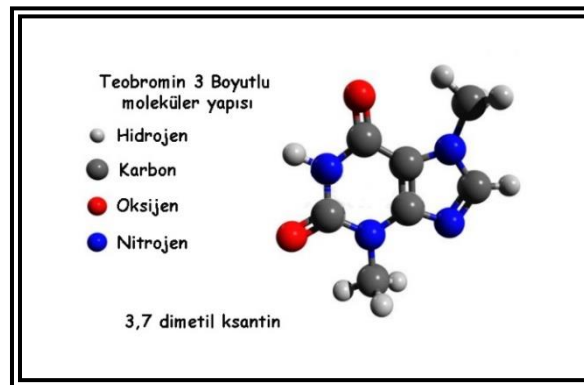
Şekil 2. 13. Konfokal lazer tarama mikroskopisi, arjininin dentin tübülü tıkama etkinliği

2.2.2.6. Dikalsiyum Fosfat Dihidrat (DKFD)

DKFD ($\text{CaHP0}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), kalsiyum klorürün dibazik sodyum fosfat ile reaksiyona sokulmasıyla üretilen bir çöktürdür. Susuz kalsiyum fosfat formunda, abraziv olarak diş macunu içerisinde, sakızlar, atıştırmalıklar vb. içinde bulunur ve florür bileşikleriyle birlikte diş çürüğünü önlemede etkili olduğu bildirilmiştir. DKFD' nin atıştırmalıklara ve sakızlara ilave edilmesi, çocuklarda çürük insidansını azaltmaktadır (224, 225). Abraziv olarak DKFD içeren diş macunları beyazlatıcı etkili olarak piyasada mevcuttur. Bu diş macunları genellikle ana florür kaynağı olarak sodyum monoflorofosfat içerir ve klinik olarak çürüğü önlemede etkili oldukları kanıtlanmıştır(226). %35 hidrojen peroksit içeren beyazlatıcı materyallere DKFD eklenmesi pH' ı (4.7-4.8) arttırmış ve beyazlatıcı ajanların olumsuz özelliklerinde azalma sağlamıştır (227).

2.2.2.7. Teobromin

1950'lerin ortasında, Vipeholm Akıl Hastanesinde (İsveç) hastalar üzerinde çürük araştırmasının bir parçası olarak sütlü çikolata kullanılmıştır. Çikolata tüketimi döneminde çürük aktivitesindeki artış, tüketilen şeker miktarına ve tükürükteki şeker temizleme süresine oranla beklenenden daha az olmuştur. Bu sonuçlar çikolatada çürük önleyici bir çeşit bileşen bulunabileceği hipotezine yol açmıştır (228). Yeni geliştirilen bir materyal olan teobromin (3,7 dimetilksantin); beyaz ve kristal toz yapıda olup kakao ve çikolatada bulunan bir alkaloiddir (Şekil 2.14).



Şekil 2. 14. Teobromin molekülünün 3 boyutlu moleküler yapısı

Suda çözünmeyen ve acımsı, beyaz kristal bir toz olan teobromin, kakao ve çikolatada kolayca bulunabilen bir alkaloiddir. Kakao çekirdeğinin kabuğundaki bileşenlerin antibakteriyel olması, diğer şekerli yiyeceklere göre kakaoyu daha avantajlı konuma getirir ve yüksek şeker seviyelerinin dengelenmesinde faydalı olur (Şekil 2.15). Kakaonun diş sağlığına faydasında anahtar rolün teobromin etken maddesinde olduğu Sadeghpour ve ark., tarafından savunulmuştur (229). Koyu renkli çikolatalarda, sütlü çikolatalara göre daha fazla bulunmaktadır.



Şekil 2. 15. Teobromin etken maddesinin bulunduğu Theobroma Cacao bitkisi

Stralfors ve ark., 1966 yılında yaptıkları bir çalışmada çikolata içerisindeki kakao tozunun tek başına çürük önleyici etkiye sahip olduğunu göstermişlerdir. Hamsterlar üzerinde yaptıkları çalışmalarda, saf kakao tozunun, diyetle tüketilen yüzde ile bağlantılı olarak diş çürüklerinin ilerlemesini durdurduğunu ve yağı azaltılmış kakaonun, yağ içeren kakaodan daha yüksek çürük önleyici etki gösterdiğini söylemişlerdir (230). Kakao hem teobromin hem de kafein içeren bir maddedir. Kakaonun dişlerin mineralizasyonu üzerindeki etkisi araştırılırken, teobromin ve kafeinin bir arada bulunması nedeniyle kakaonun hem demineralize edici hem de remineralize edici etkileri olduğu keşfedilmiştir (231). Kafeinin, minenin yapısı ve çürük oluşumu üzerindeki etkisini araştırmak amacıyla yapılan bir çalışmada, kafeine maruz kalan sıçanların kafeinsiz kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde daha yüksek çürük puanına sahip oldukları görülmüştür. Kafein, mine remineralizasyonunu azaltmıştır ve daha çok HAP salınımına yol açarak, minerallerin çözünmesini hızlandırmıştır (232, 233). Teobrominin, diş minesini yeniden mineralize etmek için kalsiyum ve fosfatı bağlayan minenin remineralizasyonunu artırarak kafeine göre zıt bir etkiye sahip olduğu gösterilmiştir (234).

Plak kontrolü, çürüğü önlemenin temelini oluşturur ve bunu gerçekleştirmede diş macununun türü ve bileşenleri önemlidir. Herhangi bir diş macununun başarısı, patojenik ağız mikroflorasını ortadan kaldırma yeteneğinde yatmaktadır. Florür içeren diş macununun

antimikrobiyal aktivite gösterdiği birçok çalışmada gösterilmiştir (235). Benzer şekilde, bazı araştırmalar, kakao çekirdeği kabuğu ekstresinin, çocuklar tarafından ağız gargarası olarak S. mutans sayılarını ve plak birikimini azaltmada oldukça etkili olduğunu göstermiştir. Ek olarak kakao çekirdeği kabuğundan oluşan çikolata antimikrobiyal solüsyonu ile temas eden diş fırçalarındaki floranın daha az patojenik olduğu kanıtlanmıştır (236, 237)

Amaechi ve ark., yaptıkları çalışmada demineralize edilmiş bir ortam oluşturarak teobrominin etkisini incelemişlerdir. Sonuçta ortamda apatit gelişiminin arttığı ve remineralizasyonun florür mineraline göre 71 kat daha fazla olduğunu söylemişlerdir (238). Araştırmacılar bu etkiyi, yeterli miktarda teobromin içeren bir ortamda hidroksiapatit molekül boyutlarının daha iyi artmasıyla ilişkili olduğunu ifade etmişlerdir (234, 239). Bu çalışmalara dayanarak, diş çürüklerinin önlenmesi ve tedavisi için ticari olarak temin edilebilen florür içermeyen ve teobromin içeren bir diş macunu (Theodent classic®) geliştirilmiştir. Teobrominin moleküler büyüme uyarıcı yeteneğinden dolayı, bu diş macununun kullanımının kristalit çökmesi ile dentin tübüllerinin tıkanmasına neden olabileceği öngörülmektedir (240).

2.3. Diş Fırçası

2.3.1. Tarihçesi

Diş fırçası ve ağız bakımı üzerine detaylı araştırma ve inceleme ilk defa Hirschfeld tarafından 1939 yılında yapılmıştır (241). Dişlerin temizliği için kullanılan mekanik cihazların kesin kökeni bilinmemektedir. Eski toplumlar, yüksek aromatik özelliklere sahip bitkilerden ince dallar çiğneyerek temizlik sağlamaktaydılar. Bu dalları çiğnemek nefesi tazelemiş ve diş-diş eti yüzeylerini temizlemek için dalın uçlarına lifler geçirmişlerdir (242). İslamiyet öncesi Araplar, arak ağacının kökünün bir parçasını, lifleri kıl gibi çıktığı için kullanırlardı; bu alete misvak denirdi. Birkaç kullanımdan sonra, kıl lifleri yumuşak hale gelir ve uçtan sıyrılıp yeni kıl lifleri yapılarak yeni bir "fırça" oluşturulurdu. Yedinci yüzyılda, İslam dininde bu kullanım giderek yaygınlaşmış ve kural haline gelmiştir. Bugüne kadar aromatik ağaç türlerinden oluşan misvak hala kullanılmaktadır. Çiğneme çubukları yalnızca dişleri fiziksel olarak temizlemeye yardımcı olmakla kalmaz, aynı zamanda antibakteriyel yağlar ve tanenler içerdikleri için plak oluşumunu önlemeye veya çıkarmaya yardımcı olabilmektedirler (243).

Çinliler, 7 ve 10. yy'lar arasında bir sap içeren ve ucunda kıllar olan diş fırçasını icat ettiler. Bazı çağdaş modellerdekine benzer domuz kılları kullanmışlardır. 1780'de İngiltere'de

William Addis "ilk modern diş fırçası" olarak adlandırılan aygıtı üretmiştir (Şekil 2.16) (244, 245). Bu aletin bir kemik sapı ve tel ile yerinde tutulan doğal domuz kıllarının yerleştirilmesi için delikler vardı. 1900'lerin başında, Birinci Dünya Savaşı'nın hızlandırdığı bir değişimle kemik sapların ve domuz kıllarının yerini selüloit almaya başladı.



Şekil 2. 16. William Addis tarafından icat edilen ilk modern diş fırçası

İkinci Dünya Savaşı sırasında Çin ve Rusya'dan gelen yüksek kaliteli doğal domuz kıllarının abluka altına alınmasının bir sonucu olarak, bunun yerine naylon kıllar kullanılmıştır. Başlangıçta kullanılan naylon kıllar, uzunluk ve kalınlık olarak doğal kılların kopyalarıydı. Farklı olarak daha serttiler, çeşitli üniform çaplarda ve şekillerde hazırlanabiliyorlardı ve fırçalama esnasında periodontal dokulara daha nazik olmaları için uçları yuvarlatılabiliyordu (242).

1924'te Amerikalı bir diş hekimi, sap şekli, kafa tasarımı, kıl tipi, uzunluk ve genişlik açısından 37 farklı manuel diş fırçası rapor etmiştir (242). Diş hekimleri hangi tür diş fırçasının en iyisi olduğu konusunda farklı fikirlere sahiptirler.

2.3.2. Manuel Diş Fırçaları

Manuel diş fırçaları boyut, şekil, doku ve tasarım açısından çok fazla çeşitlilik gösterir. Manuel bir diş fırçası, bir baş ve saptan oluşur. Uç tarafındaki kılların bir araya gelmesiyle tutamlar oluşur. Sap ile baş kısmı arasında genellikle bir daralımla devam eder. Birçok diş fırçası, farklı bireylerin ağız anatomisine daha iyi uyum sağlamak için büyük, orta ve küçük olarak farklı boyutlarda üretilir. Baş kısmındaki kıllara göre de genellikle sert, orta, yumuşak veya ekstra yumuşak olarak sınıflandırılırlar. Bu tanımlama kıl sertlikleri ve dokuları bakımından farklılık gösterir (246, 247).

Son zamanlarda yapılan çalışmalarda diş fırçası baş kısımları, interproksimal alanlara daha iyi ulaşmak için kıl uzunluklarını ve yerleşimini değiştirecek şekilde tasarlanmıştır. Sap kısımları ise birden fazla el becerisi seviyesine uyum sağlamak için ergonomik olarak

tasarlanmıştır. Yeni kıl teknolojisi ve üretim prosedürleri sayesinde eski düz diş fırçasından çok seviyeli tasarımlara geçiş mümkün olmuştur. Diş fırçaları içbükey, dışbükey, düz ve çok seviyeli (dalgalı veya tarak) olmak üzere dört temel yan profile sahiptir. İçbükey şekil diş yüzeylerin daha iyi temizlenmesi için faydalı olabilirken, dışbükey şekiller lingual yüzeylerin daha iyi temizlenmesi için daha kullanışlı olmaktadır. Laboratuvar ve klinik çalışmalarda, çok seviyeli profillere sahip diş fırçaları, özellikle interproksimal etkinlik bakımından düz diş fırçalarına göre daha etkili bulunmuştur (248-250).

2.3.3. Elektronik-Şarj Edilebilir Diş Fırçaları

Elektrikli diş fırçaları ilk olarak 1886'da Harper's Weekly' de tanıtılmış ancak 1960'larda Broxadent'in piyasaya sürülmesiyle ABD'de marketlerde yerini almaya başlamıştır (251). Bu ürünün ticari başarısını arttırmak ve maliyetini düşürmek için pilli olanları piyasaya sürülmüştür. Fakat bu ürünlerin de kısa çalışma süreleri ve mekanik arızaları dezavantaj oluştuyordu. Bu sebeplerden dolayı elektrikli diş fırçalarına duyulan ilgi azalmış ve engelliler için özel fırçalar olarak kullanımı sınırlı kalmıştır. 1980'lere geldiğimizde InterPlak firmasının piyasaya sürdüğü ikinci nesil yeni elektrikli diş fırçaları özgün dönen bir başlığa ve uzun ömürlü/şarj edilebilir pillere sahipti (252, 253). Son olarak sonik-şarjlı üçüncü nesil fırçalar geliştirilmiş ve manuel fırçalara göre daha fazla plağı kaldırdığı çalışmalarla gösterilmiştir (254).

Günümüzde kullanılan elektrikli diş fırçalarında iki temel baş tasarımı kullanılmaktadır: küçük, yuvarlak molar taç boyutlu fırça başlığına sahip dönen, salınan tip ve titreşimli veya rotasyonel sonik hareketlere sahip üç salınlı fırça (255). Gelişmiş ülkelerde satılan elektrikli diş fırçası ürünlerinin sayısı son yıllarda önemli ölçüde artmıştır. İsviçre'de elektrikli diş fırçalarının düzenli kullanımı son on yılda %10' dan %30' a yükselmiştir. Epidemiyolojik çalışmalarda, toplumlarda artan şarjlı fırça kullanımı ile beraber, dişeti çekilmesi ve abrazyonu prevelansının arttığı belgelenmiştir (256, 257).

2.4. Diş Fırçalama Simülatörü

Günümüzde daha iyi temizleme etkinliği sağlamak için yeni diş fırçası tasarımları ve yeni etken maddelere sahip diş macunları geliştirilmektedir. Yeni modellerin ve macunların etkinliğini doğru bir şekilde değerlendirebilmek için standart yöntemlere ihtiyaç vardır. Klinik öncesi yapılan in vitro testler, klinik çalışmaların yerine geçebilir veya klinik araştırmaların gelişmesini desteklemek için yardımcı olurlar. Fırçalama etkinliğine ilişkin klinik öncesi

alışmalar, Arnold ve Trost'un 1972'de yaptığı çalışmada mekanik bir fırçalama simülatörü kullanarak fırçalama etkinliğini araştırmak için akrilik diş modelleri ve bir boya kullanmasına dayanmaktadır (258). 1979'da Nygaard ve ark., yapay dişlerin etrafına sarılmış şerit bant kullanılarak bir interproksimal model geliştirmiştir. Her fırçalama dizisinden sonra (basınç, teknik ve diş şekline göre değişen), bant üzerinde, interproksimal erişimin tespit edilmesini sağlayan işaretler kalmıştır (259). 1990'larda, Rawls ve ark., mavi etil selüloz renk indeksi ile boyanmış tipodont (fantom çene) modeli kullanarak plağın çıkarılması etkinliğini test etmişlerdir (260). Programlanabilir üç boyutlu fırçalama modelleri üzerinde çalışabilen fırçalama simülatörleri günümüzde mevcuttur. Bu sistemler ilk geliştirildiklerinde, tipodontlar üzerinde elektrikli diş fırçalarının plak çıkarma etkinliğini karşılaştırmada dijital görüntü analizi ile birlikte su bazlı bir boya kullanılmıştır (261, 262). Yapay plakla boyanmış tipodontlar üzerinde elektrikli diş fırçalarının etkinliği üç boyutlu lazer sistemleri ile de incelenmiştir (263). Programlanabilir mekanik fırçalama simülatörleri artık diş fırçası etkinliğinin analizleri için kullanılan ve standardizasyonu sağlayabilen en iyi yöntemlerdir (264, 265).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez projesi İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi Koordinasyon Birimi tarafından 15.12.2020 tarihinde kabul edilen TDH-2020-2287 kodlu proje kapsamında gerçekleştirilmiştir.

Teobromin ve arjinin içeren diş macunlarının çeşitli estetik restoratif materyallerin yüzeyinde oluşturduğu pürüzlülük etkisinin in-vitro olarak değerlendirildiği bu çalışma İnönü Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi ve İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesinde mevcut bulunan araç ve gereçlerle gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışması 3 aşamadan oluşmaktadır:

1. Restoratif materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülüklerinin fırçalama işleminden önce yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı ile ölçülmesi ve yüzey görüntülerinin SEM ile alınması
2. Restoratif materyallerin fırçalama simülasyon işlemine tabii tutulması
3. Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin fırçalama işleminden sonra yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı ile ölçülmesi ve yüzey görüntülerinin SEM ile alınması

3.1. Çalışmamızda Kullanılan Kompozit Materyaller

3.1.1. Herculite XRV Ultra Nanohibrit Kompozit

Herculite XRV Ultra Nanohibrit Kompozit (Kerr, ABD) ışıkla sertleşen, universal nanohibrit bir kompozittir. 3 farklı boyutta partikül içerir. Bunlar prepolimerize partiküller, submikron hibrit partiküller ve nano partikülleridir. Nanopartikül büyüklüğü 0,05 µm boyutundadır. İnorganik doldurucu oranı ağırlıkça %82, hacimce %68'dir (Şekil 3.1).



Şekil 3. 1. Nanohibrit Kompozit (Herculite)

3.1.2. Arabesk N Mikrohibrit Kompozit

Arabesk N mikrohibrit kompozit (Voco, Almanya) ışıkla sertleşen, universal ve radyopak bir mikrohibrit kompozit dolgu materyalidir. Anterior ve posterior bölgede kullanıma uygundur. Materyal hacimce %77, ağırlıkça %56 olarak inorganik doldurucu içerir. Yaklaşık olarak 0.5-2 μ m büyüklüğündeki mikro dolduruculardan oluşur. İyi cilalanabilir ve aşınmaya karşı dirençlidir (Şekil 3.2.)



Şekil 3. 2. Mikrohibrit Kompozit (Arabesk)

3.1.3. Beautifil II Giomer Restoratif Materyal

Beautifil II Giomer Restoratif Materyal (Shofu, Japonya) florür salabilen estetik restoratif materyal olarak tanıtılmıştır. Biyoaktif S-PRG içeriğine sahiptir. Işıkla sertleşir. Ağızdaki florür konsantrasyonuna bağlı olarak florürü serbest bırakma ve yeniden şarj etme (yükleme) özelliğine sahiptir (Şekil 3.3).



Şekil 3. 3. Giomer Restoratif Materyal (Beautifil II)

Tablo 3.1.Çalışmada kullanılan restoratif materyaller, kompozisyonları ve üretici firmaları

<i>Materyal</i>	<i>Renk</i>	<i>Tip</i>	<i>Kompozisyon</i>	<i>Üretici Firma</i>
Herculite XRV Ultra	A2	Nanohibrit	Rezin: Bis-GMA Partikül Boyutu:0,05µm Doldurucu:Kolloidal silika, baryum- aluminyum- silikat cam Ağırlıkça %68 Hacimce %82	<i>Kerr Corp., Orange, CA, ABD</i>
Arabesk N	A2	Mikrohibrit	Rezin: Bis-GMA, UDMA Partikül Boyutu: 0,5-2 µm Ağırlıkça %56 Hacimce %77	<i>Voco, Almanya</i>
Beautifil II	A3	Giomer	Rezin: Bis-GMA, TEGDMA, UDMA Doldurucu S-PRG Ağırlıkça: %83	<i>Shofu, Kyoto, Japonya</i>

3.2. Çalışmada Kullanılan Diş Macunları

3.2.1. Theodent Classic Diş Macunu

1990'larda New Orleans Üniversitesi Jeoloji ve Jeofizik bölümünden Falster ve Simmons yaptıkları çalışmada kafeinin mine kristal boyutunu küçültmesine rağmen teobrominin tam tersi bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir (266). Yani çikolatanın bir bileşeni minenin dayanıklılığını arttırmıştır. 2000'li yıllarda Sadeghpour, teobrominin flor gibi bir etkiye sahip olduğunu söylemesinin ardından yeni bir etken madde içeren Theodent Classic Diş Macunu (Theodent, ABD) piyasaya sürülmüştür (229). Theodent Classic Diş Macunu, florür içermeyen ve özünü kakao çekirdeğinden alan bir diş macunudur (Şekil 3.4). Piyasadaki geleneksel florür içeren diş macunlarına alternatif olarak üretilmiştir. Yutulması halinde vücuda zararlı bir etkisinin olmadığı yetkili satıcı tarafından bildirilmiştir.



Şekil 3. 4. Teobromin içerikli diş macunu (Theodent)

3.2.2. Colgate Hassasiyete PRO-çözüm

2002 yılında, New York Eyalet Üniversitesi'nde Kleinberg ve ark., tükürüğün dentin aşırı duyarlılığını doğal olarak azaltmada oynadığı role ilişkin bilgilerinden yola çıkarak yeni bir hassasiyet giderme teknolojisi üzerinde çalışmışlardır (213). Bu yeni teknolojinin temel bileşenleri, fizyolojik pH'ta (pH: 6.5-7.5) pozitif olarak yüklenen bir amino asit olan arjinin, bikarbonat, bir pH tamponu ve bir kalsiyum kaynağı olan kalsiyum karbonat olarak bildirilmiştir. ProArjinin olarak adlandırılan bu teknolojinin, açıkta kalan dentin tübüllerini fiziksel olarak tıkadığı ve dentin aşırı duyarlılığını etkili bir şekilde giderdiği gösterilmiştir. 2009'un başlarında, Colgate Hassasiyete PRO-Çözüm (Colgate Palmolive, ABD) hassasiyet giderici diş macunu olarak piyasaya sürülmüştür (Şekil 3.5).



Şekil 3. 5. Arjinin içerikli diş macunu (Colgate)

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan diş macunları, diş fırçası, üretici firmaları ve diş macunlarının kompozisyonları.

<i>Diş Macunu</i>	<i>Üretici Firma</i>	<i>Kompozisyon</i>
Theodent Classic	<i>Theodent, New Orleans, ABD</i>	Etken Madde: Teobromin, Kalsiyum Asetat, Hidrojen Fosfat Diğer Bileşenler: Distile su, hidrat silika, sorbitol, ksilitol, gliserin, sodyum lauril sarkosinat, ksantan sakızı, titanyum dioksit, sitrik asit, nane yağı, sodyum benzoat, stevia özü, sodyum bikarbonat ve şekersiz vanilya ekstratı
Colgate Hassasiyete Pro-Çözüm	<i>Colgate Palmolive, New York, ABD</i>	Etken Madde: Arjinin, Kalsiyum karbonat Diğer Bileşenler: Su, sorbitol, sodyum lauril sülfat, aroma, sodyum monoflorofosfat, selüloz sakızı, sodyum bikarbonat, tetrasodyum pirofosfat, sodyum sakkarin, benzil alkol, ksantan sakızı, limonen

3.3. Çalışmada Kullanılan Diş Fırçası

3.3.1. ExperDent Diş Fırçası

ExperDent (ExperDent, Türkiye) orta sertlikte kıllara sahip, diş-dişeti aralarını temizlemek için elverişli ve ağzın arka bölgelerine de rahatlıkla ulaşabilen diş fırçasıdır. Toplumda insanların kolayca ulaşabileceği, ekonomik olarak uygun olan bir diş fırçası çalışmada kullanılmıştır (Şekil 3.6).



Şekil 3. 6. Orta sertlikte diş fırçası

3.4. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

3.4.1. Yüzey Pürüzlülük Ölçüm Cihazı

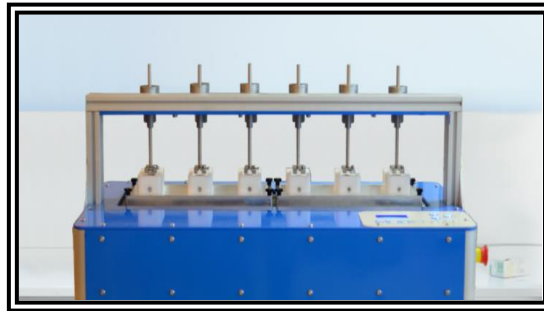
Çalışmada İnönü Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı (Mitutoyo SJ-210, Japonya) kullanılmıştır (Şekil 3.7). Mitutoyo SJ-210 çeşitli maddelerin yüzeylerini inceleyebilen, pürüzlülük standartlarına dayalı yüzey pürüzlülüklerini hesaplayan ve sonuçları görüntüleyen bir yüzey pürüzlülük ölçüm cihazıdır. Cihazın uç kısmında bulunan dedektör ünitesi yüzeylerde bulunan küçük düzensizlikleri istenilen parametre cinsinden (Ra, Rz, Rq vb.) hesaplayabilir.



Şekil 3. 7. Yüzey Pürüzlülük Ölçüm Cihazı (Mitutoyo)

3.4.2. Fırçalama Simülatörü

Restoratif materyallerin belli bir süre sabit kuvvetle fırçalanması sonucu aşınma durumlarının değerlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Dişlere uygulanan fırçalama işlemi ağız ortamında diş fırçalama işlemleri sonucu oluşan aşınmaların taklit edilmesine imkan sağlamaktadır. Kullandığımız fırçalama cihazı (Moddental, Esetron, Türkiye) aynı anda 12 numuneyi, 2 eksen ve maksimum 4.000.000 döngü olacak şekilde fırçalayabilmektedir (Şekil 3.8).



Şekil 3. 8. Fırçalama Simülatörü

3.4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM cihazı (EVO 40 Carl Zeiss, Almanya), son derece hassas ve tekrarlanabilir tam motorlu bölmesi, tam erişim modlarına sahip objektif lensi ihtiva eden son teknoloji taramalı elektron mikroskobudur. X-ray geometrisini kullanır ve kullanıcılara yüksek vakum, genişletilmiş değişken basınç modları ile en doğru analizi sağlar (Şekil 3.9).



Şekil 3. 9. Taramalı Elektron Mikroskobu

3.4.4. Numune Kaplama Cihazı

Numune kaplama cihazı (BAL-TEC 050, Capovani Brothers, ABD), taramalı elektron mikroskobunda numunelerin görüntülenmesi için gerekli olan yüzey püskürtme-kaplama işini yapmaktadır. Yüzey kaplama için Au-Pd alaşımı kullanılmıştır. 10^{-1} mBar, 53 mA voltaj altında kaplama gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.10).



Şekil 3. 10. Püskürtme-Kaplama Cihazı

3.4.5. Işıklı Polimerizasyon Cihazı

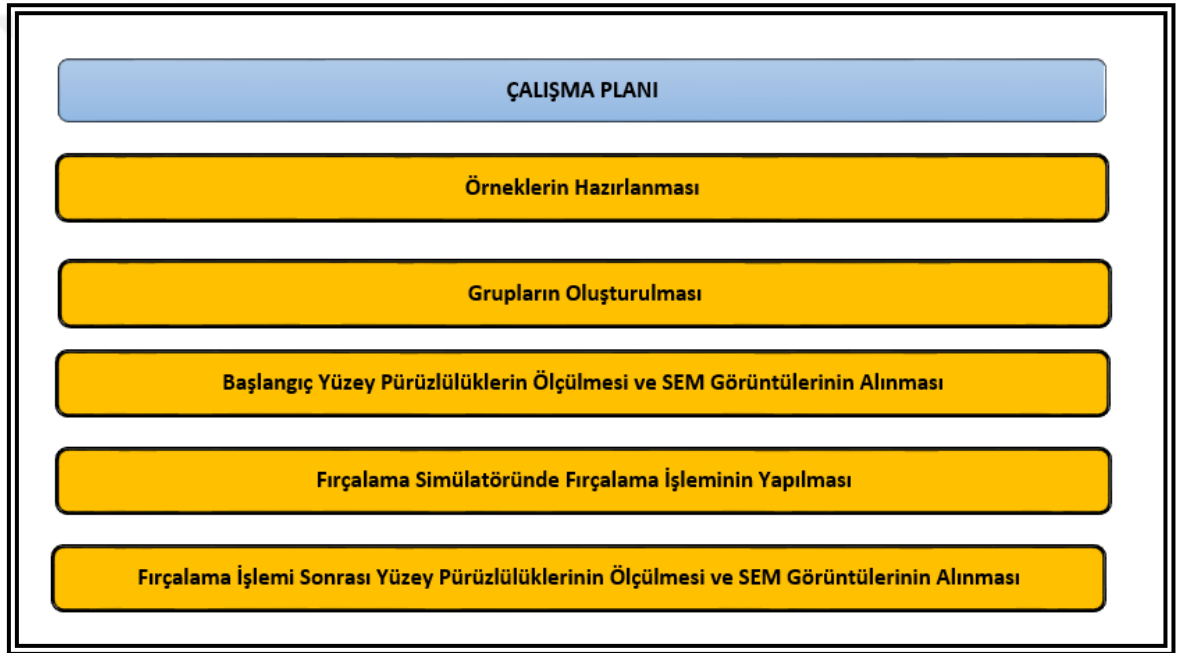
Işıklı polimerizasyon cihazı (Guilin Woodpecker, Çin) LED ışık teknolojisi ile çalışır. Yaklaşık 800 mW/cm^2 gücünde ve 460-480 nm dalga boyunda ışık üretir. Net ağırlığı 143 g.'dır. II. Jenerasyon LED ışık teknolojisi kullandığından ısı üretmez ve soğutucuya ihtiyaç duymaz. Düşük enerji tüketir ve 1400 mAh bataryaya sahiptir (Şekil 3.11).



Şekil 3. 11. LED Işık Cihazı

3.5. Çalışma Planı

Tablo 3. 3. Çalışma planını gösteren tablo



3.5.1. Örneklerin Hazırlanması

Örneklerin hazırlanmasında özel olarak 10 mm genişlik ve 2 mm derinlikte boşluğa sahip teflon kalıplar kullanıldı (Şekil 3.12). Mikrohibrit, nanohibrit kompozit ve giomer restoratif materyallerinin her birinden 30’ar tane olmak üzere toplam 90 tane numune hazırlandı. Restoratif materyaller teflon kalıpların içine yerleştirildikten sonra bir ağız spatülü yardımı ile kondanse edildi. Taşan fazlalıklar bir mylar şerit ile bastırılarak alındı ve şerit kaldırılmadan üretici firmanın talimatları doğrultusunda Woodpecker LED ışık cihazı ile 20 sn polimerize edildi. Numuneler kalıptan ayrıldıktan sonra polimerizasyonun tam olarak sağlanması için tekrar 20 sn polimerize edildi ve polisaj için hazır hale getirildi (267).



Şekil 3. 12. Kompozit blokların elde edildiği teflon kalıp

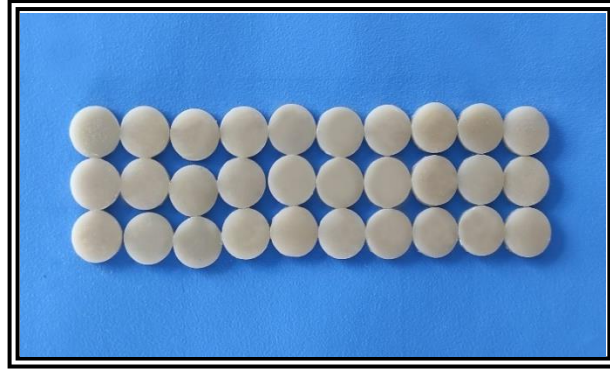
Örnekler düşük turda ve su soğutması altında OptiDisc (Kerr, ABD) kalın, orta ve ince diskleri kullanılarak parlatıldı. Ardından kompozit polisaj lastikleri ile son parlatma işlemi yapıldı (Şekil 3.13). Yüzey pürüzlülüğü ölçme işlemine geçilmeden önce numuneler 24 saat oda sıcaklığında distile suda saklandı.



Şekil 3. 13. Parlatma işlemi için kullanılan diskler

3.5.2. Grupların Oluşturulması

Her bir grup için 30 tane olmak üzere toplam 90 tane örnek ve 3 ana grup oluşturuldu (Şekil 3.14). Bu gruplar mikrohibrit kompozit Arabesk N (Ara Grubu), nanohibrit kompozit Herculite XRV Ultra (Her Grubu) ve giomer Beautifil II (Gio Grubu) restoratif materyali ile hazırlanan örnekleri içermektedir. Gruplar kendi içinde n=10 olmak üzere üçe ayrıldı ve bu gruplara ayrı olarak teobromin içerikli Theodent Classic diş macunu, arjinin içerikli Colgate Hassasiyete PRO-Çözüm diş macunu ve distile su (sadece diş fırçası) uygulandı.



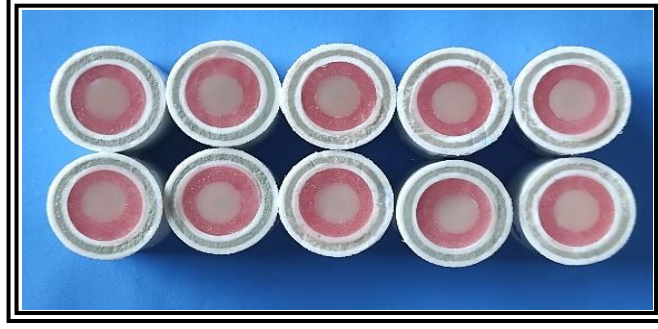
Şekil 3. 14. 10 mm çap ve 2mm yükseklikte hazırlanan bloklar

3.5.3. Başlangıç Yüzey Pürüzlülüklerin Ölçülmesi ve SEM Görüntülerinin Alınması

- Ara grubu, Her grubu ve Gio gruplarının her 3 alt grubu ile birlikte toplam 9 grup grubun her biri için 10’ar tane örnek belirlenmiştir (Şekil 3.1).
- Grupları oluşturan bloklar fırçalama deneyi için 27 mm yüksekliğinde ve dış çapı 25 mm olan kalıplara soğuk akril (Imicryl, Türkiye) kullanılarak gömülmüştür (Şekil 3.15).
- Oluşturulan ve fırçalama işlemi için hazır hale getirilen numunelerin başlangıç yüzey pürüzlülükleri ölçülmüştür (Şekil 3.16).
- Numunelerin fırçalama işleminden önce yüzey görüntüleri İnönü Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi’nde SEM cihazında (EVO 40, Carl Zeiss, Almanya) incelenmiş ve görüntüler kaydedilmiştir.

Tablo 3.4. Deney gruplarının oluşturulması

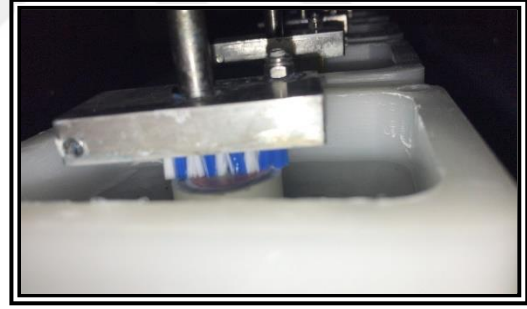
<i>Restoratif Materyal Grupları</i>		
<i>Her Grubu ve Teobromin Diş Macunu</i>	<i>Ara Grubu ve Teobromin Diş Macunu</i>	<i>Gio Grubu ve Teobromin Diş Macunu</i>
<i>Her Grubu ve Arjinin Diş Macunu</i>	<i>Ara Grubu ve Arjinin Diş Macunu</i>	<i>Gio Grubu ve Arjinin Diş Macunu</i>
<i>Her Grubu ve Distile Su</i>	<i>Ara Grubu ve Distile Su</i>	<i>Gio Grubu ve Distile Su</i>



Şekil 3. 15. Fırçalama simülasyon işlemi için hazırlanan bloklar

3.5.4. Fırçalama Simülatöründe Fırçalama İşleminin Yapılması

Diş fırçalama simülatörü (Moddental, Esetron, Türkiye) için 27 mm yükseklik ve 25 mm genişlikteki kalıplara, soğuk akrilik yardımıyla sabitlediğimiz restoratif materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülükleri ölçüldükten sonra örnekler fırçalama simülatöründe fırçalama işlemine tabi tutulmuşlardır (Şekil 3.16). Çalışmamızda kullanılan fırçalama cihazı aynı anda 12 numuneyi, 2 eksende ve maksimum 4.000.000 döngü olacak şekilde fırçalayabilmektedir. 1 yıllık fırçalama işlemini taklit edebilmek için, cihaz üzerindeki örneklere 10.000 devirlik uygulama gerçekleştirilmiştir (268).



Şekil 3. 16. Fırçalama simülatöründe yerleştirilmiş örnekler ve fırçalama işlemi

Fırçalama simülatörünün plastik uçlarına orta sertlikte ve yuvarlık kıl uçları içeren diş fırçaları (ExperDent, Türkiye) sabitlenmiştir. Fırçaların günlük kullanımda en çok tercih edilen fırça tipi olarak seçilmesine özen gösterilmiştir. Her numune için yeni bir diş fırçası kullanılmıştır. Numunelere fırçalama işlemi yapan tutucu uçlar 18 mm/sn frekansta, 11 mm çalışma aralığında ve hastanın uyguladığı kuvveti taklit eden 350 g (3,5 N) yük (298) ile fırçalama işlemini gerçekleştirmiştir (Şekil 3.17).



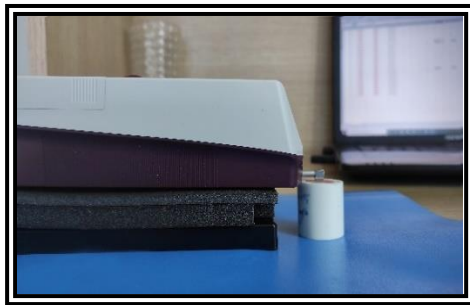
Şekil 3. 17. Fırçalama simülatörünün çalışma değerleri

Numunelerin her birine 30 sn aralıklarla her seferinde ağırlıkça 1:1 oranında distile su ile seyreltilmiş 0.5 gr diş macunu 3 dk dakika boyunca uygulanarak toplamda her numune için 3 gr diş macunu kullanılmıştır. Böylelikle diş macunun temas süresi arttırılmıştır.

3.5.5. Fırçalama İşlemi Sonrası Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi ve SEM Görüntülerinin Alınması

3.5.5.1. Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi

Fırçalama simülatöründe deneysel fırçalama işlemi tamamlandıktan sonra numunelerin yüzeyinde oluşan pürüzlülük değişimlerini incelemek için yüzey pürüzlülük ölçümleri yapılmıştır. Ölçüm öncesi firmaya ait olan kalibrasyon plakası (Mitutoyo 178-601, Japonya) ile kalibrasyon ayarları mühendislerin önerileri doğrultusunda yapılmıştır. Ölçüm hızı 0.25 mm/sn, λ_c (Lambda C) çarpanı x5 olarak belirlenmiş ve bu değerlere bağlı olarak ölçüm uzunluğu da 1.25 mm olarak belirlenmiştir. Bu ayarlar mühendis önerileri doğrultusunda 10 mm'lik alanda en doğru ölçümü yapabilmek için kullanılmıştır. Numunelerin 3 farklı noktasından ölçüm yapılmış ve bunların ortalama değeri alınarak numune yüzey pürüzlülük değeri Ra olarak kaydedilmiştir. Ölçüm yapan hassas ucun, yüzey ile temasının 90° olmasına dikkat edilmiştir (Şekil 3.18).



Şekil 3. 18. Numunelerin yüzey pürüzlülük ölçümlerinin yapılması

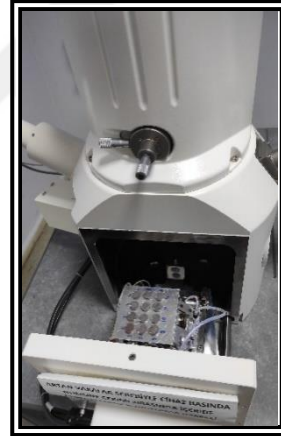
3.5.5.2. SEM Görüntülerinin Alınması

Tüm numuneler fırçalama simülatöründe işleme tabi tutulduktan sonra yüzeydeki değişiklikleri İnönü Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Araştırma Merkezi'nde görüntülemek amacı ile gruplardan rastgele birer örnek seçilmiştir. Seçilen örneklerle, iletken hale getirilmek

için, Au-Pd'dan oluşan yüzey kaplama işlemi yapılmıştır (Şekil 3.19). Kaplama işlemi 10^{-1} mBar vakum altında ve 53 mA akımda gerçekleştirilmiştir. Daha sonra örneklerin yüzeyi SEM görüntüleme x1000 büyütmede, 24 mm çalışma mesafesinde ve 20.00 kV voltaj altında görüntülenmiş ve kaydedilmiştir (Şekil 3.20).



Şekil 3. 19. Au-Pd ile kaplanarak iletken hale getirilmiş numuneler



Şekil 3. 20. Kaplanmış numunelerin sem cihazı için plakaya yerleştirilmesi

3.9. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi için IBM SPSS Statistics V. 26 for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, Amerika) programı kullanılmıştır. Nicel veriler aritmetik ortalama ile standart sapma ya da ortanca (minimum-maksimum) değerleri ile özetlenmiştir.

İlk olarak başlangıç yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesinden elde edilen verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Kolmogorov-Smirnov testi ile kontrol edilmiştir. Grupların başlangıç (Ra_0) ve bitim yüzey pürüzlülükleri (Ra_1) arasında anlamlı bir fark olup olmadığı Wilcoxon testi ile kontrol edilmiştir. Gruplar arası çoklu karşılaştırmalarda Kruskal-Wallis H ve tek yönlü varyans analizi testleri kullanılmıştır. İkili karşılaştırmalar için ise bağımsız

örneklerde t testi ve Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Sonuçlar $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir. İkili karşılaştırmalar için ise Bonferroni düzeltmesi sonucu elde edilen $p = 0.016$ değeri kullanılmıştır.



4. BULGULAR

4.1. İstatistiksel Bulgular

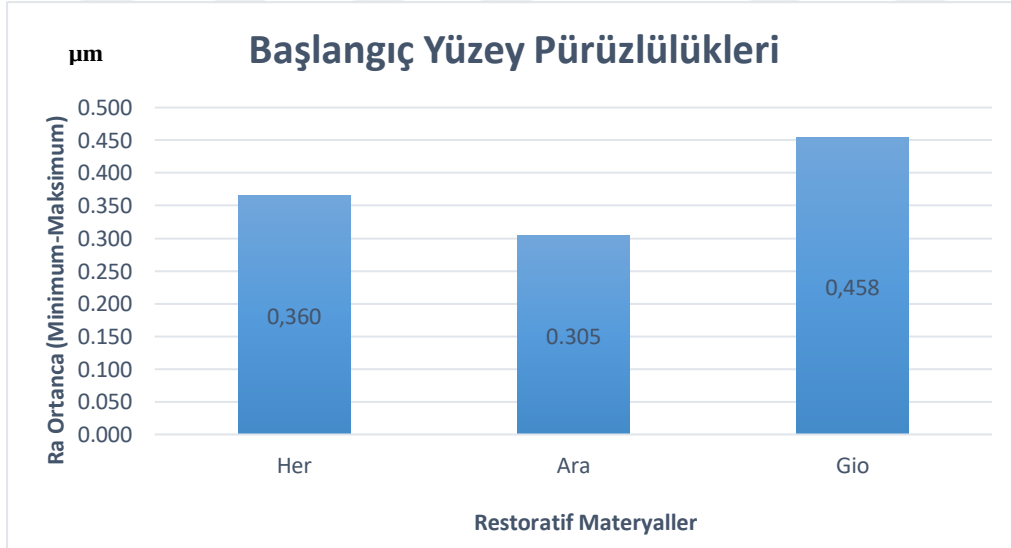
4.1.1. Başlangıç Yüzey Pürüzlülük Değerlerine Ait Bulgular (Ra0)

Restoratif materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Restoratif materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri

Grup	n	Ra0 Ortanca (Minimum- Maksimum) (µm)	p değeri*
Her	30	0,360 (0.231-0.507)	<0.001
Ara	30	0.305 (0,235-0.516)	
Gio	30	0.458 (0.320-0.646)	

*: Kruskal-Wallis H testi



Şekil 4. 1. Başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri grafiği

Her-Ara-Gio gruplarının başlangıç yüzey pürüzlülük ortalama değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p < 0.001$).

Elde edilen veriler incelendiğinde en düşük başlangıç yüzey pürüzlülüğüne sahip grubun Ara grubu olduğu, en yüksek Ra0 değerine sahip grubun ise Gio grubu olduğu görülmüştür.

Tablo 4.2. Restoratif materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülüklerinin ikili karşılaştırması

Grup	n	p değeri*
Her- Ara	30	0.001
Her-Gio	30	
Ara-Gio	30	

*: Bonferroni düzeltilmeli Mann Whitney U testi

Restoratif materyallerin ikili karşılaştırılmasında gruplar arasında anlamlı farklılık değeri olduğu görülmüştür ($p < 0.05$).

4.1.2. Restoratif Materyallere Uygulanan Diş Macunlarının Yüzey Pürüzlülüğü Oluşturma Etkisinin Karşılaştırılması

4.1.2.1. Başlangıç ve Bitim Değerlerinin Karşılaştırılması

Fırçalama simülasyon cihazında, teobromin içerikli diş macunu, arjinin içerikli diş macunu ve kontrol grubu ile işlem gören restoratif materyaller alt gruplara ayrılarak, diş macunlarının her grubun yüzey pürüzlülüğünü ne kadar arttırdığı ve birbirlerine göre olan etkileri değerlendirilmiştir. Gruplara uygulanan diş macunları ve kontrol grubunun materyallerin yüzeyinde oluşturduğu pürüzlülüğü alt başlıklar halinde ele alınarak incelenmiştir.

4.1.2.1.A. Her Grubuna Uygulanan Diş Macunlarının Başlangıç-Bitim Değerlerinin Karşılaştırılması

Tablo 4.3. Her grubu bazında oluşan yüzey pürüzlülük değişimleri

		Ra0	Ra1	
Grup	Diş macunu	Ortanca (minimum-maksimum) (µm)	Ortanca (minimum-maksimum) (µm)	p değeri*
Her	Teobromin	0,338 (0,235-0,418)	0,403 (0,315-0,567)	0.074
	Arjinin	0,402 (0,35-0,507)	0,503 (0,413-0,591)	0.028
	Kontrol	0,340 (0,231-0,405)	0,435 (0,319-0,572)	0.02

*: Wilcoxon Testi

Yapılan değerlendirmelerde Her grubunda; teobromin diş macununun oluşturduğu başlangıç-bitim değerleri arası 0.065 µm'luk artış anlamlı fark oluşturmamıştır (p=0.074). Arjinin diş macununun oluşturduğu 0.101 µm'luk artış ve kontrol grubunun oluşturduğu 0.095 µm'luk artış başlangıç-bitim değerleri arasında anlamlı farklılık oluşturmıştır (p<0.05).

4.1.2.1.B. Ara Grubuna Uygulanan Diş Macunlarının Başlangıç-Bitim Değerlerinin Karşılaştırılması

Tablo 4.4. Ara grubu bazında oluşan yüzey pürüzlülük değişimleri

		Ra0 (µm)	Ra1 (µm)	
Grup	Diş macunu	Ortanca (minimum-maksimum)	Ortanca (minimum-maksimum)	p değeri*
Ara	Teobromin	0,304 (0,245-0,338)	0,355 (0,305-0,456)	0.009
	Arjinin	0,310 (0,263-0,516)	0,497 (0,314-0,52)	0.028
	Kontrol	0,300 (0,235-0,403)	0,344 (0,304-0,507)	0.009

*: Wilcoxon Testi

Yapılan değerlendirmelerde Ara grubunda; teobromin diş macunun oluşturduğu 0.051 µm'luk artış, arjinin diş macununun oluşturduğu 0.187 µm'luk artış ve kontrol grubunun oluşturduğu 0.044 µm'luk artış başlangıç-bitim değerleri arasında anlamlı farklılık oluşturmıştır (p<0.05).

4.1.2.1.C. Gio Grubuna Uygulanan Diş Macunlarının Başlangıç-Bitim Değerlerinin Karşılaştırılması

Tablo 4.5. Gio grubu bazında oluşan yüzey pürüzlülük değişimleri

		Ra0 (µm)	Ra1 (µm)	
Grup	Diş macunu	Ortanca (minimum-maksimum)	Ortanca (minimum-maksimum)	p değeri*
Gio	Teobromin	0,450 (0,339-0,528)	0,562 (0,459-0,654)	0.007
	Arjinin	0,418 (0,32-0,646)	0,587 (0,414-0,679)	0.032
	Kontrol	0,506 (0,406-0,638)	0,628 0(0,422-0,71)	0.009

*:Wilcoxon Testi

Yapılan değerlendirmelerde Gio grubunda; teobromin diş macunun oluşturduğu 0.112 µm'luk artış, arjinin diş macununun oluşturduğu 0.169 µm'luk artış ve kontrol grubunun oluşturduğu 0.122 µm'luk artış başlangıç-bitim değerleri arasında anlamlı farklılık oluşturmuştur (p<0.05).

4.1.2.2. Her-Ara ve Gio Grupları bazında Teobromin, Arjinin dış macunu ve Kontrol grubu Arasındaki Farkın Ra1 için Değerlendirilmesi

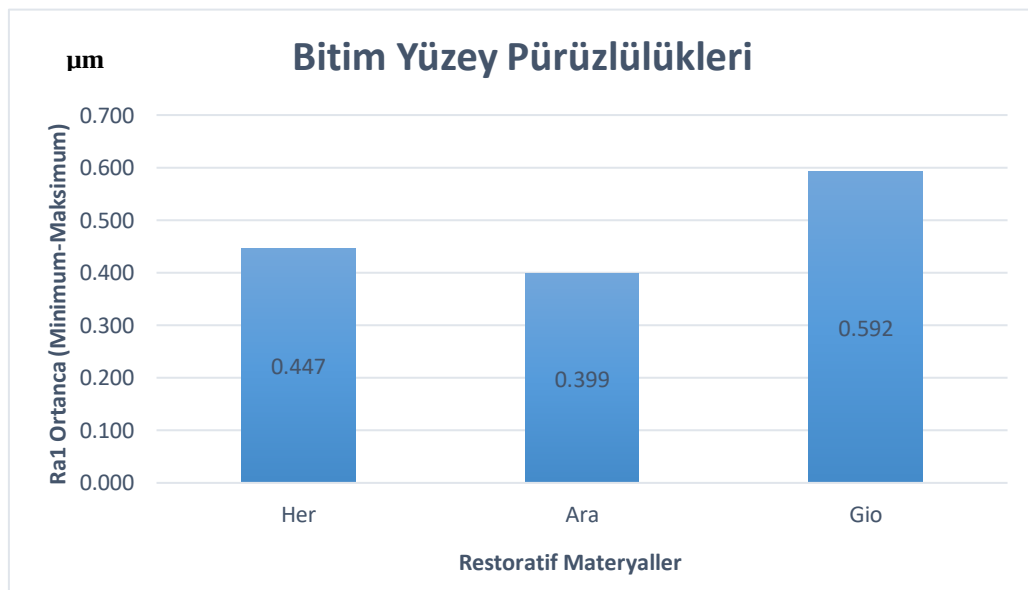
Her, Ara ve Gio gruplarına uygulanan teobromin, arjinin dış macunu ve kontrol grubunun Ra1 için birbirleriyle çoklu karşılaştırılması Tablo 4.6'da gösterilmektedir.

Tablo 4.6. Ra1 için Her-Ara ve Gio grupları bazında teobromin, arjinin dış macunu ve kontrol grubu arasındaki farklar

		Ra1 (µm)	
Grup	Dış Macunu	Ortanca (Minimum-Maximum)	p değeri*
Her	Teobromin	0.403 (0.315-0.567) ^a	0.035
	Arjinin	0.503 (0.413-0.591)	
	Kontrol	0.435 (0.319-0.572)	
Ara	Teobromin	0.355 (0.305-0.456)	0.051
	Arjinin	0.497 (0.314-0.520)	
	Kontrol	0.344 (0.304-0.507)	
Gio	Teobromin	0.562 (0.459-0.654)	0.535
	Arjinin	0.587 (0.414-0.679)	
	Kontrol	0.628 (0.422-0.710)	

a: Arjinine göre anlamlı farklılık (p<0.05)

*: Kruskal-Wallis H Testi



Şekil 4. 2. Bitim yüzey pürüzlülük değerleri grafiği

Her-Ara ve Gio grupları bazında teobromin, arjinin diş macunu ve kontrol grubu arasındaki fark değerlendirildiğinde Her grubu için anlamlı farklılık varken ($p=0.035$), ara ve gio grupları için diş macunları arasında anlamlı farklılık yoktur ($p>0.05$).

Her grubunda yapılan ortalama değerlerin ikili karşılaştırmalarının sonuçlarına göre teobromin ($0.403\mu\text{m}$) ile arjinin diş macunu ($0.503\mu\text{m}$) arasındaki $0.100\mu\text{m}$ luk fark anlamlı iken ($p<0.05$), teobromin ile kontrol grubu arasındaki $0.068\mu\text{m}$ luk fark ve arjinin ile kontrol grubu arasındaki $0.032\mu\text{m}$ luk fark anlamlı değildir ($p>0.05$).

4.1.2.3. Diş Macunlarının Yüzey Pürüzlülüğü Oluşturma Etkisinin Karşılaştırılması

Diş macunu bazında, restoratif materyallerin yüzeylerinde oluşan pürüzlülük değişimlerinin incelenmesi Tablo 4.7’de yapılmıştır.

Tablo 4.7. Diş macunu bazında restoratif materyallerin yüzeyinde oluşan pürüzlülükleri

Diş Macunu	Grup	Ortanca (Minimum-Maximum) (μm)	p değeri*
Teobromin	Her	0.403 (0.315-0.567) ^a	<0.001
	Ara	0.355 (0.305-0.456) ^a	
	Gio	0.562 (0.459-0.654)	
Arjinin	Her	0.503 (0.413-0.591)	0.051
	Ara	0.497 (0.314-0.520)	
	Gio	0.587(0.414-0.679)	
Kontrol	Her	0.435 (0.319-0.572) ^a	0.002
	Ara	0.344 (0.304-0.507) ^a	
	Gio	0.628 (0.422-0.710)	

a: Gio'ya göre anlamlı farklılık ($p<0.05$)

*: Kruskal-Wallis H Testi

Diş macunu bazında gruplar karşılaştırıldığında teobromin diş macunu ile kontrol grubu için gruplar arası anlamlı farklılık varken, arjinin diş macunu için önemli farklılık bulunamamıştır.

Teobromin diş macunu ve kontrol grubu ikili karşılaştırmaları incelendiğinde; Her ve Ara grupları Gio'dan anlamlı derecede düşük pürüzlülüğe sahip iken, Her ile Ara grupları arasında anlamlı bir fark yoktur.

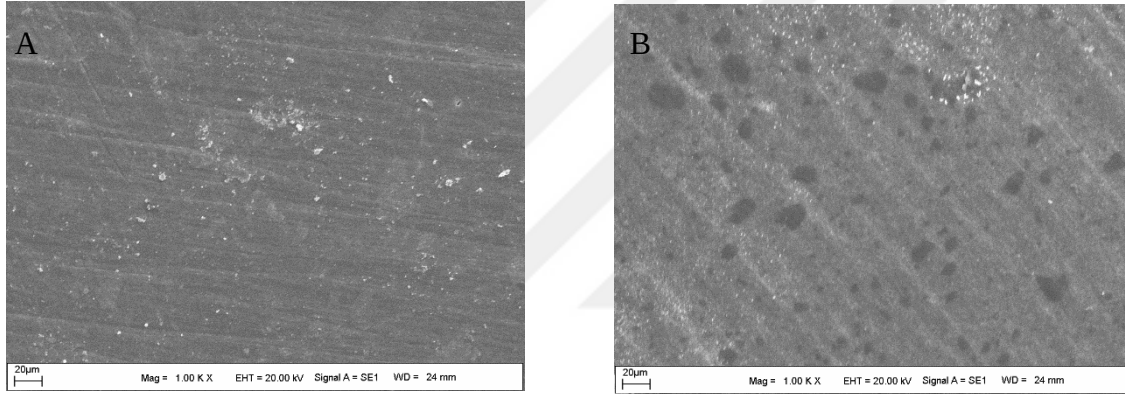
4.2. SEM Analizi Bulguları

4.2.1 Fırçalama Simülasyonu Öncesi ve Sonrası SEM Görüntüleri

1 yıllık döngüye denk gelen fırçalama işlemi öncesi ve sonrası 3 farklı restoratif materyalin yüzeyinde oluşan değişimleri gösteren SEM görüntüleri aşağıdaki gibidir.

4.2.1.1. Her Grubuna Ait SEM Görüntüleri

Herculite nanohibrit kompozitine ait fırçalama işlemi öncesi ve sonrası SEM görüntüleri Şekil 4.3-4-5'de gösterilmektedir.

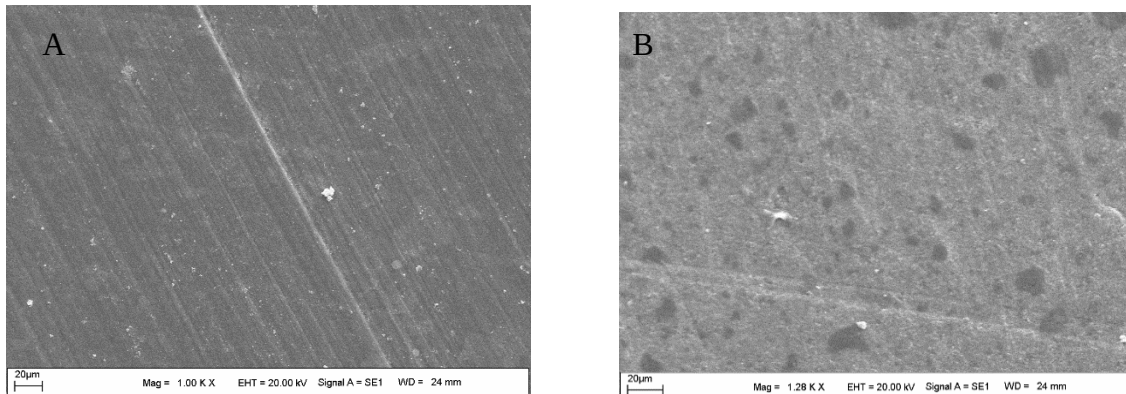


Şekil 4. 3. Teobromin diş macunu ile işlem görmüş Her grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)

A. Fırçalama öncesi, yüzey cilası yapılmış nanohibrit kompozit yüzeyi

B. Teobromin diş macunu ile fırçalama sonrası nanohibrit kompozit yüzeyi

Teobromin diş macunu ile fırçalama öncesi ve sonrası görüntüler karşılaştırıldığında yüzeyde organik matriksin aşınması sonucu inorganik partiküllerin görünürlüğünün arttığı ve pürüzlenmeyi oluşturan çizgilerin belirginleştiği görülmektedir. Bu bulgular yüzey tabakasının aşındığını ve pürüzlülüğün arttığını düşündürmektedir.

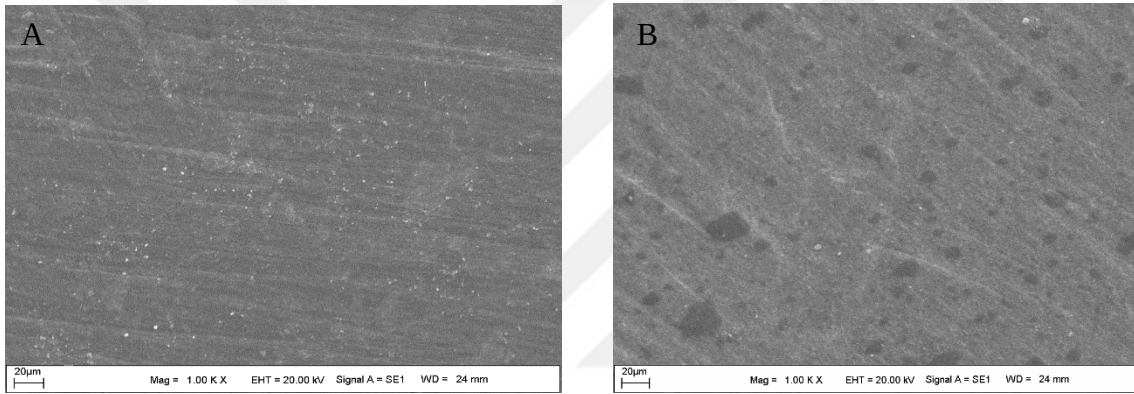


Şekil 4. 4. Arjinin diş macunu ile işlem görmüş Her grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)

A. Fırçalama öncesi, yüzey cilası yapılmış nanohibrit kompozit yüzeyi

B. Arjinin diş macunu ile fırçalama sonrası nanohibrit kompozit yüzeyi

Arjinin diş macunu ile fırçalama öncesi ve sonrası görüntüler karşılaştırıldığında yüzeyde organik matriksin aşınması sonucu inorganik partiküllerin görünürlüğünün arttığı ve pürüzlenmeyi oluşturan çizgilerin belirginleştiği görülmektedir. Bu bulgular yüzey tabakasının aşındığını ve pürüzlülüğünün arttığını düşündürmektedir.



Şekil 4. 5. Distile ile işlem görmüş Her grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)

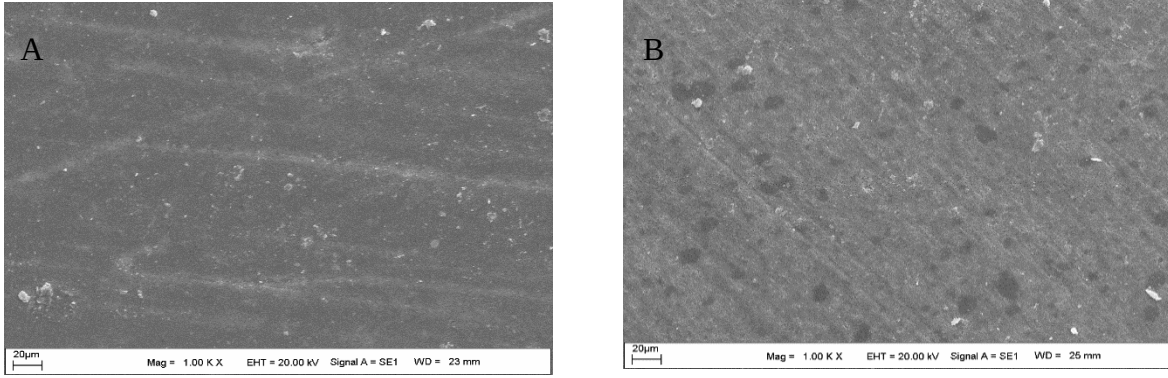
A. Fırçalama öncesi, yüzey cilası yapılmış nanohibrit kompozit yüzeyi

B. Distile su ile fırçalama sonrası nanohibrit kompozit yüzeyi

Distile su ile fırçalama öncesi ve sonrası görüntüler karşılaştırıldığında yüzeyde inorganik partiküllerin görünürlüğünün arttığı, yüzeydeki çizgilerin birbirlerine olan paralel konumlarının bozulduğu ve yüzey pürüzlülüğünün arttığı görülmektedir.

4.2.1.2. Ara Grubuna Ait SEM Görüntüleri

Arabesk mikrohbrit kompozite ait fırçalama işlemi öncesi ve sonrası SEM görüntüleri Şekil 4.6-7-8’de gösterilmektedir.

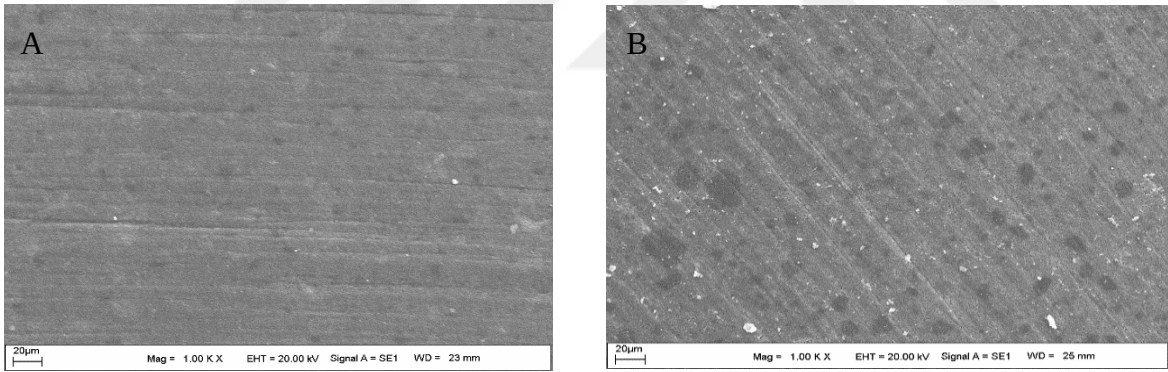


Şekil 4. 6. Teobromin diş macunu ile işlem görmüş Ara grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)

A. Fırçalama öncesi, yüzey cilası yapılmış mikrohibrit kompozit yüzeyi

B. Teobromin diş macunu ile fırçalama sonrası mikrohibrit kompozit yüzeyi

Teobromin diş macunu ile fırçalama öncesi ve sonrası görüntüler karşılaştırıldığında yüzeyde organik matrikste fırçalama etkisi ile aşınmalar olduğu, çizgilerin birbirlerine olan paralel konumlarının bozulduğu görülmektedir. İnorganik doldurucu partiküllerin görünürlüğü artmıştır.

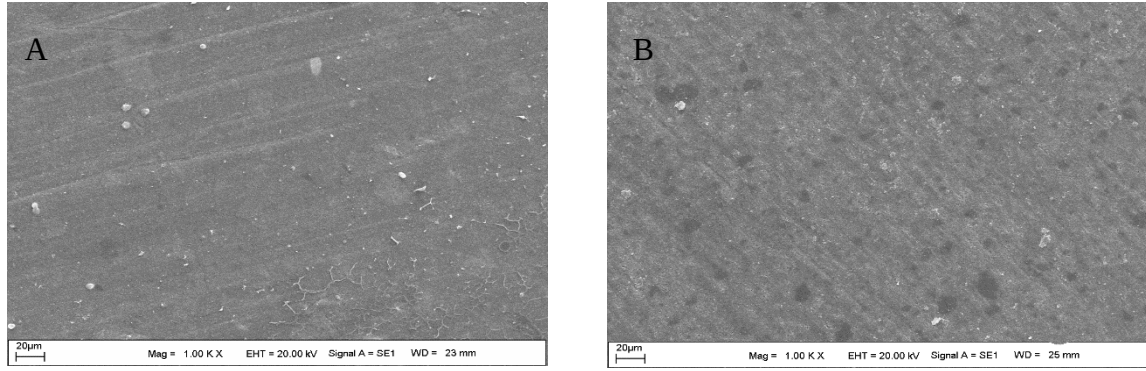


Şekil 4. 7. Arjinin diş macunu ile işlem görmüş Ara grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)

A. Fırçalama öncesi, yüzey cilası yapılmış mikrohibrit kompozit yüzeyi

B. Arjinin diş macunu ile fırçalama sonrası mikrohibrit kompozit yüzeyi

Arjinin diş macunu ile fırçalama öncesi ve sonrası görüntüler karşılaştırıldığında yüzeydeki organik matriksin aşındığı, inorganik partikül görünürlüğünün arttığı, yüzeydeki çizgilerin birbirlerine olan paralel konumlarının bozulduğu ve çizgi derinliklerinin arttığı görülmektedir.



Şekil 4. 8. Distile su ile işlem görmüş Ara grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)

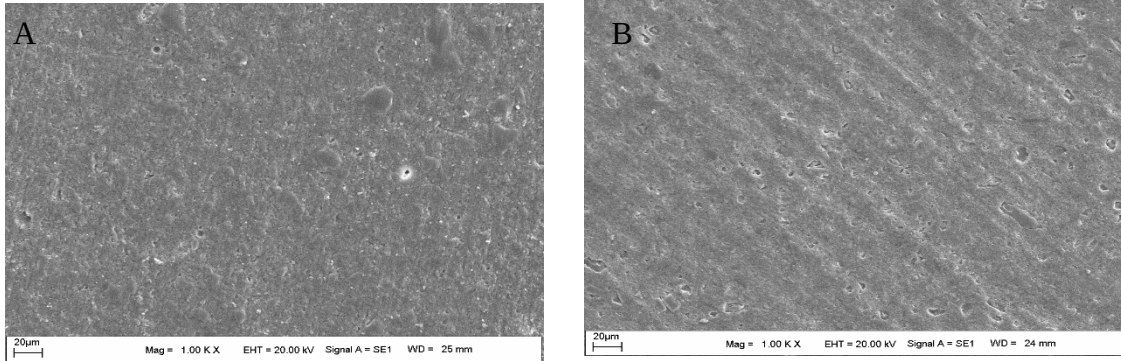
A. Fırçalama öncesi, yüzey cılası yapılmış mikrohibrit kompozit yüzeyi

B. Distile su ile fırçalama sonrası mikrohibrit kompozit yüzeyi

Distile su ile fırçalama öncesi ve sonrası görüntüler karşılaştırıldığında yüzeyde inorganik partiküllerin görünürlüğünün arttığı, yüzeydeki çizgilerin birbirlerine olan paralel konumlarının bozulduğu görülmektedir.

4.2.1.3. Giomer Grubuna Ait SEM Görüntüleri

Giomer restoratif materyaline ait fırçalama işlemi öncesi ve sonrası SEM görüntüleri Şekil 4.9-10-11’de gösterilmektedir.



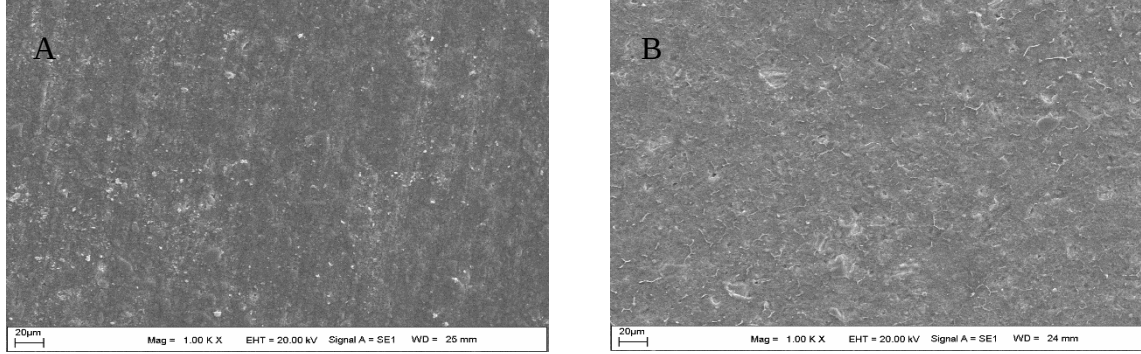
Şekil 4. 9. Teobromin diş macunu ile işlem görmüş Gio grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)

A. Fırçalama öncesi, yüzey cılası yapılmış giomer materyali yüzeyi

B. Teobromin diş macunu ile fırçalama sonrası giomer materyali yüzeyi

Teobromin diş macunu ile fırçalama öncesi ve sonrası görüntüler karşılaştırıldığında yüzeydeki organik içerik fırçalamanın etkisiyle kaldırılmış ve pöröz yapının arttığı, yüzey

çizgilerinin derinleştiği görülmektedir. Yüzeydeki pöröz yapı diğer gruplara göre Gio grubunda daha belirgindir.

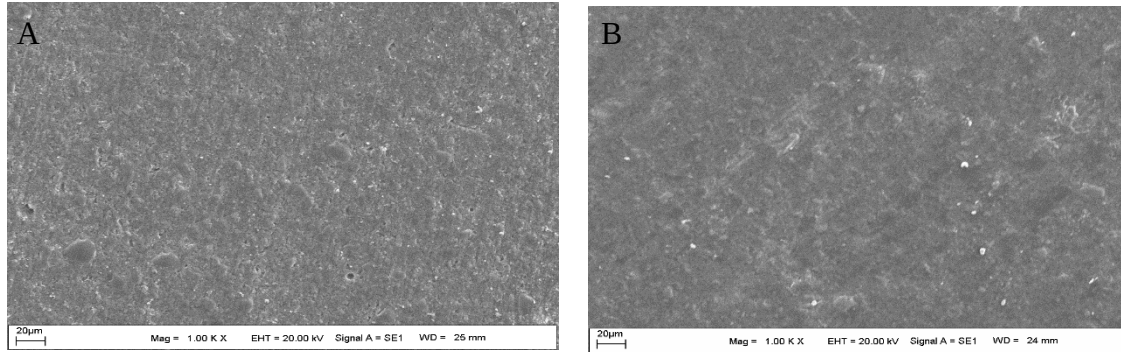


Şekil 4. 10. Arjinin diş macunu ile işlem görmüş Gio grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)

A. Fırçalama öncesi, yüzey cilası yapılmış giomer materyali yüzeyi

B. Arjinin diş macunu ile fırçalama sonrası giomer materyali yüzeyi

Arjinin diş macunu ile fırçalama öncesi ve sonrası görüntüler karşılaştırıldığında yüzeydeki pöröz yapının arttığı ve yüzey çizgilerinin derinleştiği görülmektedir. Bu bulgular yüzey tabakasının aşındığını ve pürüzlülüğün arttığını düşündürmektedir. Yüzeydeki pöröz yapı diğer gruplara göre Gio grubunda daha belirgindir.



Şekil 4. 11. Distile su ile işlem görmüş Gio grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)

A. Fırçalama öncesi, yüzey cilası yapılmış giomer materyali yüzeyi

B. Distile su ile fırçalama sonrası giomer materyali yüzeyi

Distile su ile fırçalama öncesi ve sonrası görüntüler karşılaştırıldığında yüzeydeki pöröz yapının arttığı ve yüzey çizgilerinin derinleştiği görülmektedir. Bu bulgular yüzey tabakasının

aşındığını ve pürüzlülüğün arttığını düşündürmektedir. Yüzeydeki pöröz yapı diğer gruplara göre Gio grubunda daha belirgindir.



5.TARTIŞMA

Günümüzde ağız içerisinde dişlerin restorasyonlarında kullanılan materyallerin estetik olması ve uzun süre fonksiyonunu devam ettirebilmesi ilk aranan özelliklerdendir. Restorasyonların yüzey parlaklığını uzun süre koruması, estetik ve fonksiyonu devam ettirebilmek açısından önemli bir etkidir (69). Kompozit içerisinde yer alan inorganik ve organik matriksin özelliklerinin yanı sıra, maruz kaldığı dış etkenler yüzey pürüzsüzlüğünün ömrünü belirleyen etkenlerdendir. Diş fırçalama işlemi ve bu işlem sırasında kullanılan fırça ve macun, kompozit yüzeyini pürüzlendirebilmektedir (269). Literatürde ağız içerisinde kullanılan restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü etkileyen sebepleri inceleyen pek çok çalışma mevcuttur. Bu çalışmaların bir kısmı beyazlatıcı amaçla üretilmiş diş macunlarının etkisini değerlendirmiştir (270, 271). Hassasiyet gidermek amacı ile kullanılan diş macunlarının dentin tübülleriyle olan etkileri ve mine remineralizasyonu kapasiteleri yine birçok çalışmada incelenmiştir (272, 273). Bu amaç ile üretilen diş macunlarının bazılarında florüre alternatif olarak yeni etken maddeler kullanılmaktadır fakat bu macunların ağız içerisindeki restorasyonlar üzerindeki etkisi henüz yeterince araştırılmamıştır. Bu çalışmada piyasada henüz çok yeni olan teobromin etken maddeli diş macunu ve kullanımı popüler olan arjinin içerikli diş macununun restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne olan etkilerinin incelenmesi hedeflenmiştir.

Oral kavitede farklı yüzey özelliklerine sahip (diş, kompozit, porselen, amalgam gibi) alanlar mevcuttur. Sağlıklı bir ortamda bu yüzeylere tutunan mikrobiyal etkenler ve materyaller ile uzaklaştırılan etkenler arasında bir denge vardır. Mikrobiyal tutunma yönünde artan bir durum mevcut olursa plak birikimi ile beraber hastalık oluşabilmektedir. Hem in vitro hem de in vivo çalışmalar supragingival plak oluşumunun önemini vurgulamaktadır (274). Pürüzlü yüzeyler plak oluşumunu ve büyümesini teşvik eder ve düzensizliği fazla olan yüzeyler daha fazla plak toplayarak çürük oluşumundaki ivmeyi yukarıya taşıyabilir. Çalışmamızda dişlerin restorasyonunda sık kullanılan mikrohibrit kompozit, nanohibrit kompozit ve cam iyonomer dolgulu kompozit olan giomer restoratif materyali üzerinde piyasada florürün alternatifi olarak bulunan ve gelecek vaadeden teobromin içerikli diş macunu, arjinin içerikli diş macunu ve distile su ile fırçalamanın oluşturduğu yüzey pürüzlülük değişimleri incelenmiştir. Yapılan nicel ve nitel değerlendirmelerde hem macunsuz fırçalama hem de kullanılan macunlarla yapılan fırçalama, test edilen restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü arttırmıştır.

Literatürde daha önce yapılan araştırmalardan elde edilen verilerde ifade edilen 10.000 devirlik fırçalama simülasyon uygulamasının 1 yıllık fırçalama döngüsüne denk geldiği bilgisine dayanarak bizde çalışmamızdaki örnekleri fırçalama simülatörü aracılığı ile 1 yıllık fırçalama döngüsüne tabii tuttuk (268).

Fırçalama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında her 3 ana grupta da yüzey pürüzlülüklerinin gruplar arasında anlamlı farka sahip olduğu görülmüştür ($p<0.001$). Başlangıç yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinden elde edilen verilerde bir mikrohibrit kompozit olan Ara grubunun yüzey pürüzlülüğü ortalaması $0.305 \mu\text{m}$ olarak en düşük bulunmuştur. En yüksek yüzey pürüzlülüğü ortalaması ise Gio grubunda $0.458 \mu\text{m}$ olarak tespit edilmiştir (Tablo 4.1). Daha büyük doldurucu partiküle sahip Ara grubunun, nanohibrit partiküle sahip Her grubuna ($0.360 \mu\text{m}$) göre aynı cilalama prosedürü uygulandıktan sonra daha düşük Ra değeri göstermesi inorganik dolgu maddelerinin tipine, şekline ve sertleşme derecesine bağlı olabilir (Tablo 4.1). Bu durumla ilişkili olarak Say ve ark., 2014 yılında nanofil, nanohibrit ve mikrohibrit kompozitlerin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlardır. Cilalama sistemleri ile yapılan parlatmadan sonra nanofil partikül içeren kompozitlerin en düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğunu belirtmişlerdir. Yine aynı çalışmada en yüksek yüzey pürüzlülüğünü nanohibrit kompozit grubu gösterirken, çalışmaya dahil edilen edilen mikrohibrit kompozit grubu bizim çalışmamıza benzer şekilde nanohibrit partikül içeren gruba göre daha az yüzey pürüzlülük değeri göstermiştir (275). Artan estetik talep ve gelişen kompozit sistemleri ile pürüzsüz yüzeylerin önemi giderek artmaktadır. Bizim çalışmamızın sonuçlarına paralellik gösteren bir çalışmada Gönüloğlu ve ark., farklı bitirme ve cilalama tekniklerinin nanohibrit ve mikrohibrit kompozit rezinler üzerindeki etkisini karşılaştırmışlardır. Elde edilen verilerde en yüksek yüzey pürüzlülüğünü nanohibrit partikül içeren kompozit göstermekteydi. Mikrohibrit partikül içeren kompozit ise nanohibrit partikül içeren kompozite göre daha az yüzey pürüzlülüğü göstermekteydi. Sonuçta daha küçük partikül boyutuna sahip kompozit rezinlerin, kesin olarak düşük yüzey pürüzlülüğü göstermeyeceğini ifade etmişlerdir (276). Mikrohibrit kompozitlerde yüzey pürüzlülüğünün nanohibrit kompozitlere kıyasla daha az oluşmasının nedeni mikrohibrit kompozitlerde partikül büyüklüğünün birbirine yakın olması nedeniyle kompozitin yapısal olarak daha bütüncül bir yapı kazanması ve dolayısı ile pürüzlülük etkenlerine karşı daha dayanıklı bir davranış sergilemesi olabilir.

Gittleman, 2013 yılında giomer, rezin kompozit, rezin modifiye cam iyonomer siman ve geleneksel cam iyonomer simanların fırçalama döngüsü altında yüzey pürüzlülük

dirençlerini ölçmüşlerdir. 200 g yük altında ve 150.000 devir döngüde gerçekleştirilen deneyde en fazla aşınma geleneksel cam iyonomer simanlarda görülürken daha sonra sırasıyla rezin modifiye cam iyonomer siman, giomer ve en az olarak da rezin kompozitler de görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde giomerlerde rezin kompozit materyallere göre daha fazla yüzey pürüzlülüğü tespit etmiştir (277).

Çalışmamızda 1 yıllık döngüye denk gelen fırçalama simülasyonu işleminden sonra ana gruplar kendi içlerinde 10'arlı alt gruplara ayrılarak her diş macununun restoratif materyal yüzeylerinde oluşturduğu pürüzlülük etkisi değerlendirilmiştir.

Her grubu olan nanohibrit kompozitin yüzey pürüzlülüğüne etkisi bakımından alt gruplar karşılaştırıldığında; arjinin içeren diş macunu yüzey pürüzlülüğünü en fazla arttırırken, en az arttıran materyal teobromin diş macunu olmuştur (Tablo 4.3). Bir mikrohibrit kompozit olan Ara grubuna ise arjinin içeren diş macunu uygulandığında diğer gruplara göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü artışı meydana gelirken, en az artışın görüldüğü grup kontrol grubuydu (Tablo 4.4). Son olarak cam iyonomer esaslı bir hibrit materyal olan Gio grubunda arjinin içeren diş macunu en fazla yüzey pürüzlülüğünü arttırırken, en az artışı teobromin diş macunu uygulaması meydana getirdi (Tablo 4.5). Her ve Gio gruplarında arjinin içeren diş macunu ile yapılan fırçalamanın yüzey pürüzlülüğünü, diğer gruplara göre daha fazla arttırmasının, diş macunu içerisindeki aşındırıcıların ve diğer etken maddelerin kullanılan restoratif materyallerin yapısal bileşenleri ile meydana gelen etkileşimlerinden dolayı olduğu düşünülebilir. Yılmaz ve ark. ise beyazlatıcı diş macunlarının kompozit materyallerin yüzeyinde oluşturduğu pürüzlülük etkisini incelemişler ve yapılan fırçalama işleminin kullanılan diş macunu türünden daha önemli olduğunu ifade etmişlerdir (271). Başka bir çalışmada Dudas ve ark., mikrohibrit kompozitler üzerinde yaptıkları çalışmada fırçalama süresinin, fırça kıl sertliğinin ve diş macunu ile fırçalamanın yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini incelemişlerdir. Diş macunu olmadan sadece distile su ile yapılan fırçalamada numuneler en düşük yüzey pürüzlülüğünü göstermiştir. Fırça kıl sertliği arttıkça ve diş macunu ile yapılan fırçalamalarda numunelerin yüzey pürüzlülüğünün arttığını tespit etmişlerdir. Sonuçta diş macununun yüzey pürüzlülüğü üzerinde diş fırçasından çok daha fazla etkisi olduğunu söylemişlerdir (278). Bizim çalışmamızda da bu çalışmada olduğu gibi mikrohibrit kompozit grubu olan Ara grubunda diş macunu olarak kullanılan teobromin ve arjinin içerikli diş macunları, diş macunu kullanılmayan kontrol grubuna göre daha fazla yüzey pürüzlülüğüne neden olmuştur (Tablo 4.4).

Hassasiyet giderici diş macunları dentin hassasiyetini azaltmanın yanı sıra plağı kaldırmakta ve diş üzerinde oluşan lekeleri çıkarabilmektedir. Çalışmada florüre alternatif olan teobromin ve arjinin içeren diş macunları kullanılmıştır. Florürlü diş macunları ile günlük fırçalama, günümüzde yaygın olarak kullanılan flor uygulama yöntemi olsa da, yüksek dozlarda alındığında toksisite yaratması gibi sorunlar sıkça tartışılmaktadır. Son yıllarda florüre dirençli *S. mutans*ların ortaya çıkması gibi konular araştırılmaktadır dile getirilmektedir. Araştırmacılar florürün *S. mutans* ve diğer asit üreten mikroorganizma türleri üzerindeki etkilerinin azalma ihtimalinden söz etmektedirler (280). Florüre alternatif olarak piyasaya sürülen, suda çözünmeyen, kristalimsi bir acı toz olan teobromin, kakao bitkisinin bir alkaloididir ve bitter çikolatanın yanı sıra çaylar ve diğer bazı yiyeceklerde de bulunur. Çekirdek kabuğundaki bileşikler antibakteriyel etkiye sahiptir ve ayrıca plak oluşumunu azaltmada etkili olmaktadır (272, 281). Arjinin ise dışarıdan alınan yiyeceklerde bulunabilen doğal bir aminoasittir. Tükürükte mikro konsantrasyonlarda bulunur ve oral kavitenin pH'ını arttırarak antikaryojenik aktiviteyi destekler (216, 282). Arjininin oral biyofilmler üzerindeki florürün eksiklerini kapatabilme potansiyeli ve florür ile sinerjistik etki yaratarak remineralizasyonu desteklemesi kullanımını arttırmaktadır (283). Ağız içerisinde dişlerin onarımı ve estetik olarak daha iyi görünebilmesi için kullanılan restoratif materyallerin yüzeyi, kullanılan diş macunları ve uzun süre fırçalamanın etkisiyle zamanla bozulabilir ve pürüzlü hale gelebilir. Amaral ve ark., 2006 yılında yaptıkları bir araştırmada kompozit yüzeylerinde fırçalama etkisi ile oluşan pürüzlenme farklılıklarının, farklı kompozit rezinler arasındaki aşınma dayanımından daha çok araştırmada kullanılan diş macunlarının aşındırıcı etkisinin değişkenliğinden olduğunu ifade etmişlerdir (284). Çalışmamızda ise tüm materyaller üzerinde hem diş macunları hem de distile su ile fırçalama yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olurken, bu artışlardan sadece Her grubunda teobromin diş macunu ile fırçalama anlamlı bulunmamıştır. Bu nedenle materyallerin aşınma dayanımı da yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili bir faktör olabilir. Garcia-Godoy ve ark. 2009 yılında hassasiyet giderme amaçlı, florür içermeyen %8 arjinin esaslı diş macununun restoratif materyaller ve insan diş minesini üzerinde yarattığı yüzey pürüzlülük etkisini incelemişlerdir. Resin kompozit, seramik materyal, amalgam ve insan diş minesinden hazırlanan bloklar 1 yıllık döngüye denk gelen fırçalama simülasyon işlemine tabii tutulmuştur. Sonuçta elde edilen veriler %8 arjinin esaslı diş macununun test edilen materyallerin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı artışa sebep olmadığını göstermekteydi (285). Bu çalışmanın sonuçlarının aksine arjinin içerikli diş macunu ile yapılan fırçalama çalışmamızda kullanılan tüm restoratif materyaller üzerinde

anlamli düzeyde bir pürüzlülük artışına neden olmanın yanısıra teobromin içerikli diş macununa göre de tüm materyaller üzerinde daha fazla yüzey pürüzlülüğü artışı göstermiştir. Monteiro ve ark., mine kompozitler üzerinde, hassasiyet gidermek amacı ile kullanılabilen, 3 diş macununu test etmişlerdir. Kompozit blokları üzerinde 6 aylık, 12 Aylık ve 24 aylık fırçalamaya denk gelen simülasyon döngülerine bakmışlar ve elde ettikleri sonuçlarda fırçalama süresi ve kullanılan macun türünün kompozit yüzey pürüzlülüğüne anlamli derecede etki ettiğini söylemişlerdir. Bu çalışmada stannöz florid içeren diş macununun yüzey pürüzlülüğünü en fazla arttırdığı, florid içeren diş macununun ise en az arttırdığı ifade edilmiştir (286). Çalışmamızda kullanılan diş macunlarının da genel olarak yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı tespit edilmiştir. Her, Ara ve Gio gruplarında, arjinin içeren diş macunu, diğer gruplara göre daha fazla artışa sebep olmuştur. Her ve Gio grubunda en az yüzey pürüzlülüğü artışına sebep olan materyalin teobromin içeren diş macunu olması; macun içerisindeki aşındırıcılar ve diğer bileşenlerin restoratif materyallerle etkileşimlerinden kaynaklanması olabilir.

Bakteriyel tutunma ve plak oluşumunu en aza indirmek, dolayısıyla çürük ve periodontitis oluşumunu azaltmak için pürüzsüz yüzeylerin önemi büyüktür (285). Bazı diş macunları temizleme etkinliği arttırmak için, bazıları hassasiyet önlemek amacı ile bazıları da beyazlatma amacı ile formüle edilmiştir. Amaçları farklı olan diş macunlarının aşındırıcı içerikleri restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü artışında önemli etkenlerden olmaktadır (287).

Çalışmada fırçalama işleminden sonra blokların yüzey pürüzlülükleri ölçülmüş ve elde edilen Ra1 değerleri arasında gruplar arası istatistiksel olarak fark olup olmadığına bakılmıştır (Tablo 4.6.). Her, Ara ve Gio grupları bazında teobromin, arjinin ve kontrol grubu arasındaki Ra1 açısından farklar değerlendirildiğinde; Her grubuna uygulanan teobromin içerikli diş macunu gruptaki diğer diğer diş macununa göre istatistiksel olarak anlamli derecede daha düşük yüzey pürüzlülüğü oluşturmuştur ($p=0.035$). Ara ve Gio grubunda ise grup içindeki materyaller arasındaki Ra1 parametreleri incelendiğinde sayısal olarak birbirlerinden farklılıklar olduğu görülse de bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamli bulunmamıştır ($p>0.05$). Elde edilen verilerde en yüksek Ra1 değeri $0.592 \mu m$ ile Gio grubuna aitken, en düşük Ra1 değeri $0.399 \mu m$ ile Ara grubuna aitti (Şekil 4.2.). Numunelerin tümüne aynı şartlarda polisaj yapıldı ve aynı süreye denk gelen fırçalama sikulusu uygulandı. Sonuçta işlemlerin uygulandığı yüzeylerin ağızda var olan restoratif materyaller gibi olduğunu düşünürsek, en yüksek pürüzlülüğün bir cam iyonomer dolgulu kompozit olan giomere ait olduğu görülmektedir.

Bir restoratif materyalin yüzeyinin aşınması, fonksiyonel temaslar, gıdaların etkisi, interproksimal temaslar gibi birçok sebepten kaynaklanabilir. Bununla birlikte diş fırçasına bağlı oluşan aşınma en çok bukkal-labial yüzeyde görülen kompozit rezinlerin etkilenebildiği bir aşınma türüdür (288). Teobromin içerikli diş macununun diğer bileşenlerine bakıldığında aşındırıcı olarak hidratlanmış silika içerdiği görülmektedir (289). Arjinin esaslı olan diş macunu ise kalsiyum karbonat ihtiva etmektedir (215). Aşındırıcılarının ve diğer etken maddelerinin farklı olması diş macunlarının üzerine uygulandıkları kompozit bloklarda farklı yüzey pürüzlülüğü oluşturmalarının nedeni olabilir. Bu bilgiye paralel şekilde Her grubu nanohibrit kompozit yüzeyine uygulanan diş macunlarının oluşturduğu yüzey pürüzlülükleri birbirlerinden hem sayısal hem de istatistiksel olarak farklı olmaktadır. Ek olarak en yüksek ve en düşük Ra1 değerlerinin sırasıyla Gio ve Ara grubuna uygulanan kontrol gruplarına ait olması ise bu gruplardaki başlangıç ortalama yüzey pürüzlülüğünün (Ra0) yüksek (Gio) ve düşük (Ara) olması ile orantılı olduğu düşünülmektedir.

Aguiar ve ark., sığır kesici dişlerine, hassasiyet gidermek amacı ile kullanılan diş macunlarını, 2 yıllık döngüye gelen 20.000 siklus fırçalama simülasyonu ile uygulamışlardır. Diş macunları sodyum florid, arjinin, novamin esaslı olanlardan oluşmuş ve ek olarak distile su ve yapay tükürükte bu gruplara ek gruplar olarak çalışmaya dahil edilmiştir. Elde edilen verilerde sodyum florid esaslı diş macununun diğer gruplara göre belirgin şekilde yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı söylenmiştir. Diğer gruplarda da yüzey pürüzlülüklerinde belirgin artışlar olmuştur (290). Bu çalışmada sodyum florid esaslı diş macunu aşındırıcı olarak, yaptığımız çalışmada kullanılan teobromin esaslı diş macunu ile benzer şekilde hidratlanmış silika içermekteydi. Diş macunu içeriğindeki aşındırıcılar, yüzey pürüzlülüğü oluşumunda önemli role sahip olmakla birlikte deterjanlar ve diğer kimyasal bileşenler yüzey aşındırıcılığını etkileyebilmektedir (290, 291). More ve Addy, yalnızca deterjanlarla fırçalamanın potansiyel olarak dentin kaybına sebep olduğunu söylemişlerdir. Sonuçta deterjanın kimyasal formülasyonda aşındırıcılık işlevinde önemli bir role sahip olduğunu ifade etmişlerdir (292). Diş macunlarında aşındırıcı olarak kullanılan silika türlerinin, boyutlarındaki değişiklikler aşındırıcılık özelliklerini belirlemektedir. Ek olarak fırçalama kullanılan döngü sayısı ile dokuda oluşan yüzey pürüzlülüğü arasında doğrusal olmayan bir ilişki mevcuttur (292, 293). Literatürde restoratif materyallerin ve insan diş dokularının yüzey pürüzlülüğünü konu alan çalışmalar incelenirken bu metodolojik unsurlar dikkate alınmıştır. Günümüzde diş macunlarının aşındırıcılığının değerlendirilmesinde en yaygın kullanılan yöntem RDA

(Relative Dentin Abrasivity) değerleridir (294). Bununla birlikte, RDA aşınmış yüzeyin pürüzlülüğünü ölçmez. Diş macunlarının aşındırıcılığını ifade etmek için kullanılan kantitatif bir ölçümdür.

Çalışmamızda diş macunlarının temasta bulunduğu gruplardan hangisinde daha fazla yüzey pürüzlülüğü arttırdığına bakıldı ve yapılan istatistiksel değerlendirmelerde; teobromin diş macununun uygulandığı Her, Ara ve Gio gruplarının yüzeyinde oluşan pürüzlülükler karşılaştırıldığında en düşük yüzey pürüzlülüğü Ara grubundaydı. Teobromin diş macununun en fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturduğu grup ise Gio grubuydu ve bu değer diğer materyallere göre anlamlıydı (Tablo 4.7.). Arjinin diş macununun uygulandığı her üç materyal incelendiğinde yine en düşük yüzey pürüzlülüğü Ara grubuna aitken en yüksek pürüzlülük Gio grubuna aitti (Tablo 4.7.). Distile suyun kullanıldığı kontrol grubunun etkileri incelendiğinde ise yine Ara grubu en düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip iken en yüksek yüzey pürüzlülüğü Gio grubunda görüldü (Tablo 4.7.). Her 3 diş macununun kullanımı sonrası Ara grubunda daha az yüzey pürüzlülüğü oluşurken, Gio grubunda en fazla yüzey pürüzlülüğü meydana gelmiştir. Kompozit materyallerin yüzey parlaklığının zamanla bozulması ve yüzeylerinin aşınma direnci birbirinden farklılık göstermektedir. Çalışmamızda aynı diş macunlarının aynı şartlar altında ve aynı sürede uygulandığı dikkate alınarak bu farklılıkların kompozit materyallerin yapısal özelliklerindeki değişikliklerden kaynaklandığı da düşünülebilir. Bu bilgilere paralel bir şekilde Senawongse ve ark., nanofil, nanohibrit ve mikrohibrit kompozitlerden hazırladığı bloklar üzerinde şeffaf matriks, polisaj ve fırçalamanın yüzeyde oluşturduğu pürüzlülük etkilerini karşılaştırmışlardır. Aynı büyüklükte partikül boyutlarına sahip farklı marka kompozitlerin aynı cilalama prosedürleri altında farklı yüzey pürüzlülükleri sergilediğini göstermiştir. Ayrıca aynı çalışmada mikro ve nano partiküllü kompozitlerin şeffaf bant ile polimerizasyonu sonucu aynı yüzey pürüzlülük değerlerine sahip olduğunu ifade etmişlerdir. Fırçalama sonrası oluşan yüzey pürüzlülüklerini incelediklerinde ise nanofil partiküllere sahip kompozit grubunun diğerlerine oranla önemli ölçüde düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğunu söylemişlerdir (299).

Hassasiyet giderici diş macunlarının ve macunsuz fırçanın distile su ile fırçalamaya tabii tutulduğu kompozit ve giomer blokların yüzeyindeki şekil ve kontur değişiklikleri SEM ile x1000 büyütme altında, 24 mm çalışma mesafesinde ve 20.00 kV voltaj altında incelenmiştir. Yüzeyler incelendiğinde herhangi bir kırık, çatlak veya kopmaya rastlanmamıştır. 9 gruptan her birinden fırçalama öncesi ve sonrasına ait olacak şekilde toplam 9 numune rastgele seçilmiş ve görüntülenmiştir. 1 yıllık döngüye denk gelen fırçalama simülasyonu sonrası yapılan yüzey

ölçümü analizlerinde blokların yüzey pürüzlülüklerinin arttığı görülmüştür. Yüzey pürüzlülük cihazı ile kantitatif olarak elde edilen veriler SEM görüntüleme sistemi ile kalitatif olarak da desteklenmiştir. Yüzey pürüzlülükleri materyallerin içerdiği doldurucu miktarına ve boyutuna göre değişmektedir (295). Çalışmada nanohibrit, mikrohibrit kompozit ve giomer olmak üzere 3 farklı materyal kullanıldı ve bu materyallerin her biri 3 farklı aracıyla fırçalama işlemine tabi tutuldu. Materyallerin doldurucu tipleri ve oranlarının farklı olması SEM görüntülerindeki farklılıkları açıklayan temel sebeplerden birisidir.

Nanohibrit ve mikrohibrit esaslı kompozit grupları olan Her ve Ara grubu incelendiğinde fırçalama öncesi yüzeyi kaplayan organik matriksin, fırçalama sonrası aşınıp inorganik doldurucuların görünürlüğünün arttığı görülmüştür. Yine yüzeyde bulunan çizgilerin genişlediği ve derinliklerin arttığı görülmektedir (Şekil 4. 3-8).

Giomer esaslı blokların grubu incelendiğinde fırçalama öncesi mevcut olan düzensiz ve pöröziteye sahip olan yapının, fırçalama sonrası daha düzensizleştiği ve pöröz yapıların arttığı görülmektedir. Ek olarak fırçalama öncesi ve sonrası görüntüler incelendiğinde ve diğer gruplarla karşılaştırıldığında en pürüzlü yapının Gio gruplarına ait olduğu görülmektedir (Resim 4-9,10,11).

Bizim çalışmamıza benzer bir çalışmada Ruivo ve ark., alümina, perlit ve sodyum bikarbonat içeren beyazlatıcı esaslı diş macunlarının kompozit blokların yüzeyinde oluşturduğu pürüzlülük etkilerini SEM görüntüleme tekniği ile incelemişlerdir. İncelenen SEM görüntülerinde fırçalama döngüsünden sonra meydana gelen pürüzlülüğün yüzey organik içeriğinin uzaklaşması ve inorganik partiküllerin açığa çıkması nedeniyle meydana geldiğini ifade etmişlerdir (296). Say ve ark. nın çalışmasında cilalama prosedürleri sonrası materyallerin SEM ve AFM görüntülerine bakıldığında nanohibritlerle kıyaslandığında mikrohibrit kompozitlerin yüzeyinde doldurucu çıkıntıları ve doldurucuların ayrılması görülmemiştir. Aynı polisaj sistemleri ile muamele gören numunelerdeki yüzey pürüzlülüğü farkının, inorganik dolgu maddelerinin tipine ve boyutuna ve reçine matrisinin tipine ve nihai sertleşme derecesine bağlamışlardır (275).

Yapılan çalışmalarda ve araştırmalarda ağız içerisinde bulunan restoratif materyallerin yüzeyini diş macunu içeriğinin ve fırçalama süresinin pürüzlendirebildiği görülmektedir. Hassasiyet giderici ya da beyazlatma amacı güden diş macunları farklı aşındırıcı ve deterjanları da içermektedir. Florüre alternatif olabilecek yeni etken maddeleri keşfetme ve deneme ihtiyacı,

piyasaya yeni diş macunlarının sürölmesini sağlamaktadır. Bu macunların içerdii hassasiyet giderici ajanların ve diğer maddelerin insan dokularına ve ağız içerisinde restorasyon amaçlı kullanılan diğer materyallerin yüzeylerine etkileri tam olarak bilinmemektedir. Çalışmamızda kullanılan diş macunları hassasiyet gidermeye yönelik piyasaya sürölmüşlerse de ağız içinde kullanılabilecek restorasyonların yüzeyindeki pürüzlölölüğü arttırabilmektedir. Bu pürüzlölölük artışı distile su ve fırçanın oluşturduğu pürüzlölölük artışından genel olarak daha az olmaktadır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre teobromin etken maddeli diş macununun genel olarak yüzey pürüzlölölüğünde en az artışa sebep olan diş macunu olduğu görölmüştür. Bu etken maddeleri içeren diş macunları ile 1 yıldan daha uzun süreli fırçalamanın ağız içerisindeki restoratif materyal ve dokular üzerindeki etkisi başka in vitro ve in vivo çalışmalarla da değerlendirilmelidir.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

3 farklı estetik restoratif materyalin bloklar haline getirilip yüzeyleri polisaj diskleri ile uygun şartlar altında cilalanmıştır. Başlangıç yüzey pürüzlülükleri ölçülüp, fırçalama simülasyon cihazında, henüz piyasada çok yeni olan bir etken madde olan teobromini içeren diş macunu, son yıllarda kullanımı giderek artan ve umut vadeci bir hassasiyet giderici ajan olan arjinin ve distile su ile 1 yıllık döngüye gelen fırçalama işlemleri yapılmıştır. Ardından tekrar yüzey pürüzlülükleri bir profilometre yardımı ile ölçülüp, bulguları desteklemek amacı ile blokların SEM ile başlangıç-bitim görüntüleri alınıp incelenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda:

1. Başlangıç yüzey pürüzlülüklerinin ölçümünün ardından yüzey pürüzlülüğü en az olan materyal bir mikrohibrit kompozit olan Ara grubu olarak tespit edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü en fazla olan materyal ise cam iyonomer içerikli olan Gio grubu olarak tespit edilmiştir.

2. Macunlu ya da macunsuz olsun, orta sertlikte bir fırça ile 1 yıllık döngüye gelen fırçalama simülasyon işlemi uygulanan 3 restoratif materyalin de yüzey pürüzlülüğünü artırmıştır. Tüm materyaller üzerinde en fazla artışa neden olan diş macunu arjinin içerikli diş macunu olmuştur.

3. Bir nanohibrit kompozit olan Her grubu ve cam iyonomer dolgulu Gio grubunun yüzey pürüzlülüğünü en fazla arjinin içeren diş macunu grubu arttırmıştır. En az ise teobromin içeren diş macunu arttırmıştır.

4. Bir mikrohibrit kompozit olan Ara grubunun yüzey pürüzlülüğünü en fazla arjinin içeren diş macunu arttırmıştır. En az ise kontrol grubu arttırmıştır.

5. Bitim yüzey pürüzlülüklerinin ölçümünün ardından yüzey pürüzlülüğü en az olan materyal, bir mikrohibrit kompozit olan Ara grubu olarak tespit edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü en fazla olan materyal ise cam iyonomer esaslı olan Gio grubu olarak tespit edilmiştir.

6. Teobromin içerikli diş macununun 3 restoratif materyal yüzeyine yaptığı etki karşılaştırıldığında Gio grubuna yaptığı pürüzlülük artışı etkisi Her ve Ara grubuna göre anlamlı derecede fazlaydı ($p<0.05$).

7. Arjinin içerikli diş macununun 3 restoratif materyal yüzeyine yaptığı etki karşılaştırıldığında Her, Ara ve Gio grupları arasında anlamlı farklılık tespit edilemedi ($p>0.05$).

8. Kontrol grubunun 3 restoratif materyal yüzeyine yaptığı etki karşılaştırıldığında Gio grubuna yaptığı pürüzlülük etkisi Her ve Ara grubuna göre anlamlı derecede fazlaydı ($p<0.05$).

Restoratif materyallerin yüzeylerinin pürüzsüz olması estetik görüntü ve fonksiyonel olarak işlev görebilmesi bakımından önemlidir. Ağızda uygulanan restoratif materyallerin bir süre sonra yüzey parlaklıkları farklı etkenler ile azalmaktadır. Diş fırçalama ile birlikte kullanılan diş macunları özellikle fırçanın temas edebildiği yüzeylerde, restorasyonların yüzeyinin pürüzlenmesinde majör etkenlerden biri olabilmektedir. Günümüzde ağız içerisindeki etkinliği ve vücuda olan etkileri tartışmalara konu olan flor mineralinin yerine kullanılabilme potansiyeli olan alternatif etken maddeler diş macunlarının içerisinde eklenmektedir. Teobromin ve arjinin bu etken materyallerden ikisidir. Kullanımı giderek yaygınlaşan ve içeriğindeki diğer maddelerin diş dokuları ve restoratif materyallerin dokuları üzerine etkileri son zamanlarda araştırmalara konu olmaktadır.

Yapılan tez çalışması günümüzde ve gelecekte kullanımı olacak 3 restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğünün iki farklı etken maddeli hassasiyet giderici diş macunları ve macunsuz fırçalama ile 1 yıllık fırçalamaya denk gelen uygulama sonrası nasıl etkileneceğini karşılaştırmayı esas edinmiştir. Materyal yüzeylerindeki pürüzlülüğün orta sertlikte diş fırçasının distile su, teobromin ve arjinin içerikli diş macunları ile kullanımı sonrasında arttığı tespit edilmiştir. Genel olarak teobromin içerikli diş macununun çalışmamızda kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülüğünü en az arttıran diş macunu olduğu tespit edilmiştir. Arjinin içerikli diş macununun ise en fazla pürüzlülük artışına sebep olduğu görülmüştür. Uzun süreli kullanımlarda teobromin içerikli diş macununun restorasyon yüzeylerinde oluşan pürüzlülüğe bağlı yan etkilere daha az sebebiyet vereceği, arjinin içerikli diş macununun ise bu yan etkileri arttıracaklarını düşünmekteyiz. Başlangıç ve bitim yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde yüzeyinde en fazla pürüzlülük oluşan materyalin giomer olduğu görülmektedir. S-PRG doldurucu teknolojisine sahip bu materyalin yüzey pürüzlülüğünün diğer gruplara göre görece fazla olması uzun vadede estetik ve fonksiyonel olarak problemler oluşturabilir. Hassasiyet giderme amacı ile kullanılan diş macunlarının restorasyon yüzeylerinde aşındırıcılık etkisinin

olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Uzun süreli kullanımlarda teobromin içerikli macunlarını restorasyonların olumsuz etkilenmemesi adına tavsiye edebiliriz.

Hassasiyeti gidermeye yönelik üretilen diş macunlarının restoratif materyallerin pürüzlülüğüne ve diğer fiziksel ve olası kimyasal özelliklerine etkilerinin in vivo ve in vitro koşullarda yapılacak daha fazla çalışma ile araştırılmasına ihtiyaç vardır.



KAYNAKLAR

1. Ertas E, Gueler AU, Yucel AC, Köprülü H, Güler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J* 2006, 25(2): 371-6.
2. Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Color stability of compomer after immersion in various media. *J. Esthet. Dent* 2000, 12(5): 258-63.
3. O'Brien WJ, Johnston WM, Fanian F, Lambert S. The surface roughness and gloss of composites. *J Dent Res.* 1984, 63(5): 685-8.
4. Obein G, Knoblauch K, Viéot FJ. Difference scaling of gloss: Nonlinearity, binocularity, and constancy. *J Vis* 2004, 4(9): 711-20.
5. Furuse AY, Gordon K, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *J Dent* 2008, 36(11): 945-52.
6. Jones C, Billington R, Pearson G. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J* 2004, 196(1): 42-5.
7. Bollen C, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review. *Dent Mater J* 1997, 13: 258-69.
8. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater J* 2003, 19(1): 12-8.
9. Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, Van Steenberghe D, Implants M. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *J Oral Res* 1996, 11(2): 169-78.
10. Wilson NH, Burke F, Mjör IA. Reasons for placement and replacement of restorations of direct restorative materials by a selected group of practitioners in the United Kingdom. *Quintessence Int* 1997, 28(4): 245-48.
11. Setcos JC, Tarim B, Suzuki S. Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. *Quintessence Int* 1999, 30(3) 196-73.
12. Turssi CP, Saad J, Duarte Jr S, Rodrigues Jr A. Composite surfaces after finishing and polishing techniques. *Am J Dent* 2000, 13(3): 136-8.
13. Hengchang X, Tong W, Shiqing S. Wear patterns of composite restorative resins in vivo; observations by scanning electron microscopy. *J Oral Res* 1985, 12(5): 389-400.

14. Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM, Dentistry R. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Dent* 2005, 17(2): 102-8.
15. Uppal M, Ganesh A, Balagopal S, Kaur G. Profilometric analysis of two composite resins' surface repolished after tooth brush abrasion with three polishing systems. *J Conserv Dent* 2013,16(4): 309-13.
16. Joniot S, Gregoire G, Auther A, Roques Y. Three-dimensional optical profilometry analysis of surface states obtained after finishing sequences for three composite resins. *Oper Dent* 2000, 25(4): 311-5.
17. American Dental Association. Cleaning your teeth and gums (oral hygiene). <http://www.ada.org/public/faq/cleaning.html>. 2002.
18. Monteiro B, Spohr AM. Surface roughness of composite resins after simulated toothbrushing with different dentifrices. *J Int Oral Health* 2015, 7(7): 1-5.
19. Van der Weijden G, Danser MM. Toothbrushes: benefit versus effects on hard and soft issue. In: Addy M, Embery G, Edgar WM, Orchardson R *Tooth Wear and Sensitivity Clinical advances in restorative dentistry*, Amsterdam, Digital Academic Respository 2000.
20. Bartlett D, Shah PJ. A critical review of non-carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *J Dent Res* 2006, 85(4): 306-12.
21. Addy M, Shellis R. Interaction between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. *J Karger* 2006, 20: 17-31.
22. Meyers I, McQueen M, Harbrow D, Seymour G. The surface effect of dentifrices. *Aust Dent J* 2000, 45(2): 118-24.
23. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Ued* 1995, 6(4): 302-18.
24. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg* 2005, 47(1): 77-82.
25. Craig R, Welker D, Rothaut J, Krumbholz K, Stefan K, Dermann K. "Dental Materials" Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry. *Wiley Online Library* 2016.
26. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi. Composite materials: composition, properties and clinical applications: a literature review. *Europe PMC* 2010, 120(11): 972-86.
27. Dayangaç B. *Kompozit Rezin Restorasyonlar*, 1. Baskı. Ankara, Güneş Kitapevi; 2000.
28. Craig R. Direct Esthetic Restorative Materials *Craig's. Restorative Dental Materials*. 1989, 10: 255-71.

29. Albers HF. Resins. *Tooth-colored restoratives: principles and techniques: Pmph-Usa*; 2002, 7: 111-17.
30. Hervás García A, Lozano M, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. *Clin Dent Rev* 2006, 11: 215-20.
31. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *J Nanotechnol* 2004, 1(1-2): 130-56.
32. Phillips RW. Dental Materials. *Skinner's science of dental materials*. 9th ed. Philadelphia Saunders WB. 1982.
33. Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, Antonucci JM. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dent Mater J* 2003, 19(7): 584-8.
34. Bowen R. Particle distribution in reinforced polymer. *J Am Dent Assoc* 1964, 69(4): 481-95.
35. Antonucci JM, Stansbury JW. Molecularly Designed Dental Polymers. In: Arshady R, Ed. *Functional Polymers Syntheses and Applications*. Washington, DC. 1997 1: 719- 38.
36. Jaymand M, Lotfi M, Barar J, Kimyai S. Synthesis and characterization of potential multifunctional methacrylate-based dental monomers. *Res Chem Intermed* 2017, 43(10): 5707-22.
37. Davy K, Kalachandra S, Pandain M, Braden M. Relationship between composite matrix molecular structure and properties. *J Biomater* 1998, 19(22): 2007-14.
38. Monte Alto RV, Guimarães JGA, Poskus LT, Silva EM. Depth of cure of dental composites submitted to different light-curing modes. *J Appl Oral Sci* 2006, 14(2): 71-6.
39. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *J Biomater* 2002, 23(8): 1819-29.
40. Geurtsen W, Leyhausen GJ. Chemical-biological interactions of the resin monomer triethyleneglycol-dimethacrylate (TEGDMA). *J Dent Res* 2001, 80(12): 2046.
41. Craig R, Welker D, Rothaut J, Krumbholz K, Stefan K, Dermann K. "Dental Materials" Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry. *Wiley Online Library*. 1993: 248-82.
42. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res* 1992, 6(1): 44-9.
43. Condon JR, Ferracane JL. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *J Biomater* 2002, 23(18): 3807-15.

44. McDonough WG, Antonucci JM, Dunkers JP. Interfacial shear strengths of dental resin-glass fibers by the microbond test. *Dent Mater* 2001, 17(6): 492-8.
45. Chen M-HJ. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 2010, 89(6): 549-60.
46. Alvim HH, Alecio AC, Vasconcellos WA, Furlan M, de Oliveira JE, Saad JR. Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. *Dent Mater* 2007, 23(10): 1245-9.
47. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent* 2000, 12(6): 300-8.
48. Genestra M, Souza MRd, Almeida RdP, Machado T, Flores D, Vasconcelos P, Oliveira R, Almeida RO. Aspectos bioquímicos e biofísicos da utilização de resinas fotopolimerizáveis. *Rev Cons Reg Odontol Pernamb* 2000, 3(2): 71-9.
49. Sun G, Chae K. Properties of 2, 3-butanedione and 1-phenyl-1, 2-propanedione as new photosensitizers for visible light cured dental resin composites. *Elsevier Sc* 2000, 41(16): 6205-12.
50. Yoshida K, Greener E. Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin. *J. Dent.* 1994, 22(5): 296-9.
51. Yoshida K, Greener E. Effects of two amine reducing agents on the degree of conversion and physical properties of an unfilled light-cured resin. *Dent Mater* 1993;9(4):246-51.
52. Peutzfeldt A, Asmussen EJ. Hardness of restorative resins: effect of camphorquinone, amine, and inhibitor. *Acta Odontol. Scand.* 1989;47(4):229-31.
53. Martins F, Delbem ACB, Santos LRdAd, Soares HLdO, Martins EdOBJPOB. Microhardness of resins as a function of color and halogen light. *Pesqui Odontol Bras* 2002, 16(3): 246-50.
54. Klapdohr S, Moszner N. New inorganic components for dental filling composites. *Monatsh Chem* 2005, 136(1): 21-45.
55. Lutz F, Phillips R, Roulet J, Setcos J. In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 1984, 63(6): 914-20.
56. Cangul S, Adiguzel O. The latest developments related to composite resins. *Int. J Dent Res* 2017, 7(2): 32-41.
57. Ferracane J, Berge H, Condon J. In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998, 42(3): 465-72.

58. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002, 24(5): 465-79.
59. Swift Jr E. Nanocomposites. *J Esthet. Dent* 2005, 17(1): 3-4.
60. Roco MC. The long view of nanotechnology development: the National Nanotechnology Initiative at 10 years. *Nanotechnology Research Directions For Societal Needs in 2020: Springer* 2011, 1: 1-28.
61. Khurshid Z, Zafar M, Qasim S, Shahab S, Naseem M, AbuReqaiba A. Advances in nanotechnology for restorative dentistry. *J Mater* 2015, 8(2): 717-31.
62. Yilmaz Atalı P, Öksüz M, Topbaşı Fb. Fırçalamanın Ve Beyazlatıcılı Diş Macunlarının Kompozitlerin Yüzey Özelliklerine Etkisi. *Atatürk Univ Diş Hekim Fak Derg* 2014, 24(1): 22-32.
63. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003, 134(10): 1382-90.
64. George RJ. Nanocomposites—A review. *J Dent Oral Biosc* 2011, 2: 38-40.
65. Alzraikat H, Burrow M, Maghaireh G, Taha N. Nanofilled resin composite properties and clinical performance: a review. *Oper Dent* 2018, 43(4): 173-90.
66. Lindberg A. Resin composites: sandwich restorations and curing techniques: Odontologi. <https://www.diva-portal.org/smash/record.jsf?pid=diva2%3A143655&dswid=-1230> 2005.
67. Anusavice K, Shen C, Rawls H. *Phillips' science of dental materials 12th ed St.* 2013, 100(7): 483-90.
68. Alrahlah A. Physical. Mechanical and Surface Properties of Dental Resin-composites. *The University of Manchester United Kingdom* 2013.
69. Riva YR, Rahman SF, editors. Dental composite resin: A review. *AIP Conf Proc* 2019, 1-6.
70. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res* 2017; 31: 64-91.
71. Schricker S. Composite resin polymerization and relevant parameters. *Ort App of Bio* 2016, 1: 153-70.
72. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc* 2000, 131: 26-30.

73. Murchison DF, Charlton DG, Moore WSJQi. Comparative radiopacity of flowable resin composites. *Quintessence Int* 1999; 30(3): 179-84.
74. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dent Mater* 2011, 27(1): 29-38.
75. Jackson RD, Morgan MJT. The new posterior resins and: a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc* 2000, 131(3): 375-83.
76. Leinfelder K, Radz G, Nash R. A report on a new condensable composite resin. *Europe PMC* 1998, 19(3): 230-6.
77. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2000, 16(1): 33-40.
78. Helvatjoglu-Antoniades M, Kalinderis K, Pedulu L, Papadogiannis YJ. The effect of pulse activation on microleakage of a ‘packable’ composite resin and two ‘ormocers’. *J Oral Rehabil* 2004, 31(11): 1068-74.
79. Kournetas N, Chakmakchi M, Kakaboura A, Rahiotis C, Geis-Gerstorfer J. Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. *Clin Oral* 2004, 8(3): 123-9.
80. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update* 2003, 30(1): 10-5.
81. Al-Hiyasat A, Darmani H, Milhem M. Cytotoxicity evaluation of dental resin composites and their flowable derivatives. *Clin Oral* 2005, 9(1): 21-5.
82. Meena N. Giomer-the intelligent particle (new generation glass ionomer cement). *Int. J. Oral Health Dent* 2015, 2(4): 1-5.
83. Ikemura K, Tay F, Kouro Y, Endo T, Yoshiyama M, Miyai K, Pashley DH. Optimizing filler content in an adhesive system containing pre-reacted glass-ionomer fillers. *Dent Mater* 2003, 19(2): 137-46.
84. Fujimoto Y, Iwasa M, Murayama R, Miyazaki M, Nagafuji A, Nakatsuka TJDmj. Detection of ions released from S-PRG fillers and their modulation effect. *Dent Mater* 2010: 29(4): 1-6.
85. Iida Y, Nikaido T, Kitayama S, Takagaki T, Inoue G, Ikeda M, Foxton Rm, Tagami J. Evaluation of dentin bonding performance and acid-base resistance of the interface of two-step self-etching adhesive systems. *Dent Mater* 2009, 28(4): 493-500.
86. Tomiyama K, Mukai Y, Teranaka T. Acid resistance induced by a new orthodontic bonding system in vitro. *Dent Mater* 2008, 27(4): 590-7.

87. Kimyai S, Savadi Oskoe S, Ajami AA, Sadr A, Asdagh S. Effect of three prophylaxis methods on surface roughness of giomer. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011, 16(1): 110-4.
88. Gordan VV, Mjör IA. Short-and long-term clinical evaluation of post-operative sensitivity of a new resin-based restorative material and self-etching primer. *Oper Dent* 2002, 27(6): 543-8.
89. Bansal R, Bansal T. A comparative evaluation of the amount of fluoride release and re-release after recharging from aesthetic restorative materials: an in vitro study. *J Clin Diagn* 2015, 9(8): 11-14.
90. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe . Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Mater* 2004, 20(9): 789-95.
91. Okuyama K, Murata Y, Pereira P, Miguez PA, Komatsu H, Sano H. Fluoride release and uptake by various dental materials after fluoride application. *Am J Dent* 2006, 19(2): 123-7.
92. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005, 21(1): 68-74.
93. Zakir M, Al Kheraif A, Asif M, Wong FSL, Rehman IU. A comparison of the mechanical properties of a modified silorane based dental composite with those of commercially available composite material. *Dent Mater* 2013, 29(4): 53-9.
94. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book: Elsevier Health Sciences* 2012, 4: 34-47.
95. Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee A, Davidson C. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res* 2000, 79(3): 818-23.
96. Hansen E. In vivo cusp fracture of endodontically treated premolars restored with MOD amalgam or MOD resin fillings. *Dent Mater* 1988, 4(4): 169-73.
97. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent* 1988, 59(3): 297-300.
98. Baraúna MM, Rodrigues Nascimento GC, Paula da Rocha YS, Ribeiro G, d'Paula B, Cordeiro LS, Maia LC. Silorane-based Composite Resin Restorations Are Not Better than Conventional Composites-A Meta-Analysis of Clinical Studies. *J Adhes Dent* 2016, 18(5): 375-86.

99. Miyairi H, Nagai M, Muramatsu A. Studies on mechanical properties of denture base material laminated with organic fiber reinforced plastics. Part I. Basic consideration of hybrid construction. *Bul. Tokyo Dent* 1975, 22(4): 273-80.
100. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent* 1998, 80(3): 311-8.
101. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite—Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1994, 71(6): 607-12.
102. Alavi S, Mamavi T. Evaluation of load-deflection properties of fiber-reinforced composites and its comparison with stainless steel wires. *J Dent Res* 2014, 11(2): 234-9.
103. Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PKJDM. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004, 20(10): 947-55.
104. Martin A, Meiers J, Duncan J, Goldberg A. *Fiber-Reinforced Composites In Clinical Dentistry*. Quintessence Publishing Co, Inc Chicago, Quintessence Books 2000, 1: 1-8.
105. Candan Ü, Eronat N, Türkün Mjaüdhfd. Fiberle Güçlendirmenin Nanofil Kompozitin Eğme Direncine Etkisinin İncelenmesi. *Atatürk Univ Diş Hekim Fak Derg* 2015;25(1):13-20.
106. Grave A, Chandler H, Wolfaardt J. Denture base acrylic reinforced with high modulus fibre. *Dent Mater* 1985; 1(5): 185-7.
107. Braden M, Davy K, Parker S, Ladizesky N, Ward I. Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *Br Dent J* 1988, 164(4): 109-13.
108. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent* 1999, 81(3): 318-26.
109. Strassler HE, Serio CL. Esthetic considerations when splinting with fiber-reinforced composites. *Dent Clin N Am* 2007, 51(2): 507-24.
110. Scribante A, Cacciafesta V, Sfondrini MF. Effect of various adhesive systems on the shear bond strength of fiber-reinforced composite. *Am J Dent* 2006, 130(2): 224-7.
111. Vallittu PJ. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993, 20(5): 533-9.
112. Matinlinna JP, Dahl JE, Karlsson S, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of the novel silane system on the flexural properties of E-glass fiber-reinforced composites for dental use. *Silanes and Other Coupling Agents*, 1th ed. Londra. CRC Press 2009, 5: 107-21.

113. Altunsoy M, Botsali MS, Sari T, Onat HJLims. Effect of different surface treatments on the microtensile bond strength of two self-adhesive flowable composites. *Lasers Med Sci Laser Med Sci* 2015, 30(6): 1667-73.
114. Ferracane JL, Stansbury J, Burke F. Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011, 38(4): 295-314.
115. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambers P, Merbeek VB. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007, 28(26): 3757-85.
116. İşman E, Karaarslan E, Okşayan R, Tunçdemir Ar, Üşümez S, Adanir N, Cebe MA. Inadequate shear bond strengths of self-etch, self-adhesive systems for secure orthodontic bonding. *Dent Mater* 2012, 31(6): 947-53.
117. Eliades A, Birpou E, Eliades T, Eliades G. Self-adhesive restoratives as pit and fissure sealants: a comparative laboratory study. *Dent Mater* 2013, 29(7): 752-62.
118. Malavasi CV, Macedo EM, Rego G, Schneider L, Cavalcante L. Surface Texture and Optical Properties of Self-Adhering Composite Materials after Toothbrush Abrasion. *J Contemp Dent Pract* 2015, 16(10): 775-82.
119. Wei Y-j, Silikas N, Zhang Z-t, Watts DC. Hygroscopic dimensional changes of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater* 2011, 27(3): 259-66.
120. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *J Dent* 2014, 42(4): 439-49.
121. Gurgan S, Kutuk Z, Ergin E, Oztas S, Cakir F. Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Oper Dent* 2015, 40(2): 134-43.
122. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *Br Dent J* 2017, 222(5): 337-44.
123. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent* 2014, 42(8): 993-1000.
124. Kerr. Available online at www.kerrdental.com/resource-center/sonicfill2directions-use. *Directions for use*. 2016.

125. Coltene. Available online at https://www.coltene.com/fileadmin/Data/NAM/Restoration/31275AFillUpBrochure_pages.pdf, Fill Up Product Report. 2016.
126. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling. *Dent Mater* 2008, 24(11): 1501-5.
127. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper* 2013, 38(6): 618-25.
128. Vivadent. Instructions for use. Available online at <http://www.ivoclarvivadent.com/en-us/composites/restorative-materials/tetricevocerambulk-fill>. Tetric EvoCeram Bulk Fill. 2016.
129. Vivadent. Instructions for use. Available online at <http://www.ivoclarvivadent.com/en-us/composites/restorative-materials/tetricevocerambulk-fill>. Tetric EvoFlow. 2016.
130. Ölmez A, Kisbet S. Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontol Turc* 2012, 30(2): 115-22.
131. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent* 2011, 39: 9-17.
132. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin N Am* 2007, 51(2): 379-97.
133. Gedik R, Hürmüzlü F, Coşkun A, Bektaş ÖÖ, Özdemir AK. Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *J Am Dent Assoc* 2005, 136(8): 1106-12.
134. Saraç D, Saraç Ş, Külünk Ş, Kural Ç, Külünk T. Farklı inorganik doldurucu içerikli kompozit rezinlerin renk sabitliği üzerinde polisaj yöntemlerinin ve yüzey verniği uygulamasının etkisi. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2006, 23(3): 169-75.
135. Scheibe KGBA, Almeida KGB, Medeiros IS, Costa JF, Alves CMC. Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Appl Oral Sci* 2009, 17: 21-6.
136. Schmidlin PR, Gohring T. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Oper Dent* 2004, 29(1): 80-6.
137. Zimmerli B, Lussi A, Flury S. Operator variability using different polishing methods and surface geometry of a nanohybrid composite. *Oper Dent* 2011, 36(1): 52-9.

138. Da Costa JB, Goncalves F, Ferracane JL. Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: evaluation of a new two-step composite polishing disc system. *Oper Dent* 2011, 36(2): 205-12.
139. Jung M, Hornung K, Klimek J. Polishing occlusal surfaces of direct class II composite restorations in vivo. *Oper Dent* 2005, 30(2): 139-46.
140. Kapdan A, Ünal M, Hürmüzlü F. Bitirme ve parlatma sistemlerinin arka diş kompozitlerinin yüzey düzgünlüğüne etkisi. *SÜ Diş Hek Fak Derg* 2010, 19: 9-14.
141. Bassiouny M. A visible light-cured composite restorative. *Br Dent J Clinical* 1978, 145: 327-30.
142. Silva EH, Albuquerque RC, Lanza LD, Vieira GC, Peixoto RT, Alvim HH, et al. Influence of different light sources on the conversion of composite resins. *Indian J Dent* 2011, 22(6): 790-4.
143. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil* 2002, 29(12): 1165-73.
144. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomater* 2002, 23(14): 2955-63.
145. Mills R. Blue light emitting diodes--another method of light curing? *Br Dent J* 1995, 178(5): 169.
146. Silva P, Porto-Neto S, Lizarelli R, Bagnato VS. Orthodontic brackets removal under shear and tensile bond strength resistance tests—a comparative test between light sources. *Laser Phys* 2007, 5(3): 22-6.
147. Jandt K, Mills R, Blackwell G, Ashworth S. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 2000, 16(1): 41-7.
148. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000, 16(5): 330-6.
149. Stritikus J, Owens B. An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. *Int J Clin Pediatr Dent* 2000, 24(3): 221-7.
150. Jung H, Friedl K-H, Hiller K-A, Furch H, Bernhart S, Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent* 2006, 31(1): 68-77.

151. Lohbauer U, Rahiotis C, Krämer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater* 2005, 21(7): 608-15.
152. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Restor Dent* 2000, 12(6): 340-9.
153. Lloret PR, Rode KM, Turbino ML. Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Braz Oral Res* 2004, 18: 271-5.
154. Kwon YH, Jang C-M, Shin D-H, Seol H-J, Kim H-I. The applicability of DPSS laser for light curing of composite resins. *Lasers Med Sci* 2008, 23(4): 407-14.
155. Telford W, Murga M, Hawley T, Hawley R, Packard B, Komoriya A, Haas F, Hubert C. DPSS yellow-green 561-nm lasers for improved fluorochrome detection by flow cytometry. *J Cell Sci* 2005, 68(1): 36-44.
156. Itinoche KM, Özcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater* 2006, 22(11): 1029-34.
157. Bollen C, Lambrechts P, Quirynen M. The surface roughness of different oral hard materials in comparison to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention. A review of the literature. *Dent Mater* 1997, 13: 258-69.
158. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 2006, 22(3): 211-22.
159. Briso ALF, Caruzo L, Guedes A, Catelan A, Santos Pd. In vitro evaluation of surface roughness and microhardness of restorative materials submitted to erosive challenges. *Oper Dent* 2011, 36(4): 397-402.
160. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res* 1991, 70(9): 1299-305.
161. Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi R. Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials. *J Prosthet Dent* 2008, 99(6): 435-43.
162. Azer SS, Hague AL, Johnston WM. Effect of bleaching on tooth discolouration from food colourant in vitro. *J Dent* 2011, 39: 52-6.
163. Bhushan B. Surface roughness analysis and measurement techniques. *Modern Tribology Handbook*. 2th ed.. Boca Roton, CRC press, 2000, 2(2): 79-150.

164. Whitehouse DJ. *Handbook Of Surface Metrology*. 1th ed. Büyük Britanya, CRC Press, 1994, 1(3): 210-39.
165. Thomas TR. *Rough surfaces: World Scientific*. 2th ed. Londra, Imperial College Press, 1998, 2(11): 225-33.
166. Bhushan B. *Principles And Applications Of Tribology*. 1th ed. New York, John Wiley & Sons, 1999: 1(11): 738-53.
167. Güllü A, Özdemir A, Demir H. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçme Yöntemleri ve Mukayesesi. *Teknoloji* 2003, 6(1): 79-92.
168. Asakura T. Surface roughness measurement. *Elsevier sci* 1978, 18(2): 11-49.
169. Yang HS. Developments In Stylus Profilometry. Fizik ve Astronomi Bölümü. Doktora Tezi, Londra: University of London. 1999.
170. Sprague RA. Surface roughness measurement using white light speckle. *Appl Opt* 1972, 11(12): 2811-6.
171. Heintze S, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater* 2006, 22(2): 146-65.
172. Goldstein JI, Newbury DE, Michael JR, Ritchie NW, Scott JHJ, Joy DC. *Scanning Electron Microscopy And X-Ray Microanalysis: Springer* 4th ed. ABD, 2017, 4(5): 65-88.
173. Reimer L. *Transmission Electron Microscopy: Physics Of Image Formation And Microanalysis: Springer*; 2th ed. Almanya, 2013, 2(4): 120-5.
174. Association AD. Description of Toothpaste. <https://www.ada.org/resources/research/science-and-research-institute/oral-health-topics/toothpastes>. 09 Eylül 2021
175. Fejerskov O, Kidd E. *Dental caries: the disease and its clinical management*. 3th ed New York, John Wiley & Sons; 2009, 3(14): 245-72.
176. Kassebaum N, Bernabé E, Dahiya M, Bhandari B, Murray C, Marcenes WJ. Global burden of untreated caries: a systematic review and metaregression. *J Dent Res* 2015, 94(5): 650-8.
177. Meyer F, Enax J. Early childhood caries: epidemiology, aetiology, and prevention. *Int J Dent* 2018; 2018: 1-7
178. Epple M, Meyer F, Enax J. A critical review of modern concepts for teeth whitening. *J Dent* 2019, 7(3): 79-92.

179. Wright JT, Hanson N, Ristic H, Whall CW, Estrich CG, Zentz RR. Fluoride toothpaste efficacy and safety in children younger than 6 years: a systematic review. *J Am Dent Assoc* 2014, 145(2): 182-9.
180. Bibby BG. A test of the effect of fluoride-containing dentifrices on dental caries. *J Dent Res* 1945,24(6): 297-303.
181. Evans RW, Stamm JW. An epidemiologic estimate of the critical period during which human maxillary central incisors are most susceptible to fluorosis. *J Public Health Dent* 1991, 51(4): 251-9.
182. Evans RW, Darvell BW. Refining the estimate of the critical period for susceptibility to enamel fluorosis in human maxillary central incisors. *J Public Health Dent* 1995, 55(4): 238-49.
183. Osuji O, Leake J, Chipman M, Nikiforuk G, Locker D, Levine N. Risk factors for dental fluorosis in a fluoridated community. *J Dent Res* 1988, 67(12): 1488-92.
184. Clarkson J, Ellwood R, Chandler R. A comprehensive summary of fluoride dentifrice caries clinical trials. *Am J Dent* 1993, 6: 59-106.
185. Davies R, Ellwood R, Davies G. The rational use of fluoride toothpaste. *Int J Dent Hyg* 2003, 1(1): 3-8.
186. Stephen KW, Creanor SL, Russell JI, Burchell CK, Huntington E, Downie CF. A 3-year oral health dose-response study of sodium monofluoro-phosphate dentifrices with and without zinc citrate: anti-caries results. *Community Dent Oral Epidemiol* 1988, 16(6): 321-5.
187. O'mullane D, Kavanagh D, Ellwood R, Chesters R, Schafer F, Huntington E, Jones PR. A three-year clinical trial of a combination of trimetaphosphate and sodium fluoride in silica toothpastes. *J Dent Res* 1997, 76(11): 1776-81.
188. Forward G. Role of toothpastes in the cleaning of teeth. *Int Dent J* 1991, 41(3): 164-70.
189. Joiner A. Review of the extrinsic stain removal and enamel/dentine abrasion by a calcium carbonate and perlite containing whitening toothpaste. *Int Dent J* 2006, 56(4): 175-80.
190. Rosen MJ, Kunjappu JT. *Surfactants And Interfacial Phenomena*. 4th ed. ABD, John Wiley & Sons, 2012, 4(6): 414-8.
191. Almohefer SA, Levon JA, Gregory RL, Eckert GJ, Lippert F. Caries lesion remineralization with fluoride toothpastes and chlorhexidine-effects of application timing and toothpaste surfactant. *J Appl Oral Sci* 2018;26: 1-8.

192. Sanchez J, Myers Tt. Peroxides and peroxide compounds, organic peroxides. *Kirk-Othmer Encyclopedia of Chemical Technology* 2000, 18: 1-20.
193. Baysan A, Lynch E, Ellwood R, Davies R, Petersson L, Borsboom P. Reversal of primary root caries using dentifrices containing 5,000 and 1,100 ppm fluoride. *Caries Res* 2001, 35(1): 41-6.
194. Wang Y, Mei L, Gong L, Li J, He S, Ji Y, Sun W. Remineralization of early enamel caries lesions using different bioactive elements containing toothpastes: An in vitro study. *Technol Health Care* 2016, 24(5): 701-11.
195. Alanen P, Isokangas P, Gutmann K. Xylitol candies in caries prevention: results of a field study in Estonian children. *Community Dent Oral Epidemiol* 2000, 28(3): 218-24.
196. Marinho VC, Higgins JP, Logan S, Sheiham AJCDoSR. Topical fluoride (toothpastes, mouthrinses, gels or varnishes) for preventing dental caries in children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev* 2003, (4): 1-15.
197. Marinho VC, Higgins JP, Sheiham A, Logan SJCDoSR. Combinations of topical fluoride (toothpastes, mouthrinses, gels, varnishes) versus single topical fluoride for preventing dental caries in children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev* 2004, (1): 1-17.
198. Lagerweij M, Ten Cate J. Remineralisation of enamel lesions with daily applications of a high-concentration fluoride gel and a fluoridated toothpaste: an in situ study. *Caries Res* 2002, 36(4): 270-4.
199. Marinho VC, Worthington HV, Walsh T, Chong LY. Fluoride gels for preventing dental caries in children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev* 2015, (6): 83-8.
200. Riley P, Moore D, Ahmed F, Sharif MO, Worthington HV. Xylitol-containing products for preventing dental caries in children and adults. *Cochrane Database Syst Rev* 2015, (3): 41-5.
201. Reynolds EC. Calcium phosphate-based remineralization systems: scientific evidence? *Aust Dent J* 2008, 53(3): 268-73.
202. Gurunathan D, Somasundaram S, Kumar S. Casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate: a remineralizing agent of enamel. *Aust Dent J* 2012, 57(4): 404-8.
203. Farooq I, Moheet IA, Imran Z, Farooq U. A review of novel dental caries preventive material: Casein phosphopeptide–amorphous calcium phosphate (CPP–ACP) complex. *J King Saud Univ Sci* 2013, 4(2): 47-51.

204. Verma A, Khurshid S, Parveen F, Khanna S, Pandey PJJJoEoM, Sciences D. Remineralization: An approach towards conservation of tooth. *J Evol Med Dent Sci* 2015, 4(61): 10713-20.
205. Tung MS. Calcium phosphates: structure, composition, solubility, and stability. *Calcium phosphates in biological and industrial systems*, ABD, Springer 1998: 1-19.
206. Wefel J. NovaMin®: likely clinical success. *Adv Dent Res* 2009, 21(1): 40-3.
207. Khijmatgar S, Reddy U, John S, Badavannavar AN, Souza TD. Is there evidence for Novamin application in remineralization?: a systematic review. *J Oral Biol Craniofac Res* 2020, 10(2): 87-92.
208. Wang Z, Jiang T, Sauro S, Pashley DH, Toledano M, Osorio R, Liang S, Xing W, Sa Y, Wang Y. The dentine remineralization activity of a desensitizing bioactive glass-containing toothpaste: an in vitro study. *Aust Dent J* 2011, 56(4): 372-81.
209. Gillam D, Tang J, Mordan N, Newman H. The effects of a novel Bioglass® dentifrice on dentine sensitivity: a scanning electron microscopy investigation. *J Oral Rehabil* 2002, 29(4): 305-13.
210. Onuma K, Yamagishi K, Oyane A. Nucleation and growth of hydroxyapatite nanocrystals for nondestructive repair of early caries lesions. *J Cryst Growth* 2005, 282(1-2): 199-207.
211. Jin J, Xu X, Lai G, Kunzelmann KH. Efficacy of tooth whitening with different calcium phosphate-based formulations. *Eur J Oral Sci* 2013, 121(4): 382-8.
212. Kleinberg I. A new saliva-based composition for simple and effective treatment of dentinal sensitivity pain. *Dent Today* 2002, 21(12): 42-7.
213. Kleinberg I. A new saliva-based composition for simple and effective treatment of dentinal sensitivity pain. *Dent Today* 2002, 21(12):42-9.
214. Panagakos F, Schiff T, Guignon A. Dentin hypersensitivity: effective treatment with an in-office desensitizing paste containing 8% arginine and calcium carbonate. *Am J Dent* 2009, 22: 3-7.
215. Garcia-Godoy F, Garcia-Godoy A, Garcia-Godoy C. Effect of a desensitizing paste containing 8% arginine and calcium carbonate on the surface roughness of dental materials and human dental enamel. *Am J Dent* 2009, 22:21-4.
216. Hajishengallis E, Parsaei Y, Klein MI, Koo H. Advances in the microbial etiology and pathogenesis of early childhood caries. *Mol Oral Microbiol* 2017, 32(1): 24-34.

217. Burne RA, Marquis RE. Alkali production by oral bacteria and protection against dental caries. *FEMS Microbiol Lett* 2000, 193(1): 1-6.
218. Cheng X, Xu P, Zhou X, Deng M, Cheng L, Li M, Y Li, Xu X. Arginine promotes fluoride uptake into artificial carious lesions in vitro. *Aust Dent J* 2015, 60(1): 104-11.
219. Cummins D. The development and validation of a new technology, based upon 1.5% arginine, an insoluble calcium compound and fluoride, for everyday use in the prevention and treatment of dental caries. *J Dent* 2013, 41: 1-11.
220. Zheng X, Cheng X, Wang L, Qiu W, Wang S, Zhou Y, Li M, Li Y, Cheng L, Li J, Zhou X, Xu X. Combinatorial effects of arginine and fluoride on oral bacteria. *J Dent Res* 2015, 94(2): 344-53.
221. Lavender SA, Petrou I, Heu R, Stranick MA, Cummins D, Kilpatrick-Liverman L, Sullivan RJ, Santarpia RP. Mode of action studies of a new desensitizing dentifrice containing 8.0% arginine, a high cleaning calcium carbonate system and 1450 ppm fluoride. *Am J Dent* 2010, 23(Special Issue): 14-9.
222. Cummins D. Dentin hypersensitivity: from diagnosis to a breakthrough therapy for everyday sensitivity relief. *Int J Clin Dent* 2009, 20(1): 1-31.
223. Petrou I, Heu R, Stranick M, Lavender S, Zaidel L, Cummins D, Sullivan RJ, Hsueh C, Gimzewski JK. A breakthrough therapy for dentin hypersensitivity: how dental products containing 8% arginine and calcium carbonate work to deliver effective relief of sensitive teeth. *J Clin Dent* 2009, 20(1): 23-7.
224. Stralfors A. The effect of calcium phosphate on dental caries in school children. *J Dent Res* 1964, 43(6): 1137-43.
225. Finn SB, Jamison HC. The effect of a dicalcium phosphate chewing gum on caries incidence in children: 30-month results. *Am J Dent* 1967, 74(5): 987-95.
226. Gaffar A, Blake-Haskins J, Mellberg J. In vivo studies with a dicalcium phosphate dihydrate/MFP system for caries prevention. *Int Dent J* 1993, 43(1): 81-8.
227. Jeoung M, Oh H-S, Shim Y-S. Effect of 35% Hydrogen Peroxide with Dicalcium Phosphate Dihydrate on the Tooth Whitening and Microhardness. *The Korea Contents Association* 2010, 10(11): 235-42.
228. Gustafsson BE, Quensel C-E, Lanke LS, Lundqvist C, Grahnen H, Bonow BE, et al. The effect of different levels of carbohydrate intake on caries activity in 436 individuals

observed for five years. *Acta Odontologica Scandinavica. Acta Odontol Scand* 1953, 11(3-4): 232-364.

229. Sadeghpour AJDAI. A neural network analysis of theobromine vs. fluoride on the enamel surface of human teeth: An experimental case study with strong implications for the production of a new line of revolutionary and natural non-fluoride based dentifrices. *Diss Abstr Int* 2007, 68(7): 150-4.

230. Strålfors A. Inhibition of hamster caries by cocoa: the effect of whole and defatted cocoa, and the absence of activity in cocoa fat. *Arch Oral Biol* 1966, 11(2): 149-61.

231. Durhan MA, Ozsalih S, Gokkaya B, Kulan PY, Kargul BJASC. Caries Preventive Effects of Theobromine Containing Toothpaste on Early Childhood Caries: Preliminary Results. *Acta Stomatol Croat* 2021, 55(1): 18-27.

232. Nakamoto T, Cheuk S, Yoshino S, Falster A, Simmons WJAoob. Cariogenic effect of caffeine intake during lactation on first molars of newborn rats. *Arch Oral Biol* 1993, 38(10): 919-22.

233. Falster A, Hashimoto K, Nakamoto T, Simmons W. Physical examination of caffeine's effects on the enamel surface of first molar in new-born rats. *Arch Oral Biol* 1992, 37(2): 111-8.

234. Nakamoto T, Simmons Jr WB, Falster AU. Apatite-forming-systems: Methods and products. Google Patents, US6183711B1, 2001.

235. Sudharsana A, Srisakthi M. Tooth friendly chocolate. *Int J Sci Res* 2015, 7(1): 49-50.

236. Srikanth R, Shashikiran N, ReddyV.. Chocolate mouth rinse: Effect on plaque accumulation and mutans streptococci counts when used by children. *J Indian Soc* 2008, 26(2): 67-70.

237. Badiyani BK, Kumar A, Bhat PK, Sarkar S. Chocolate disinfectant: effectiveness of cocoa bean husk extract on *Streptococcus mutans* in used toothbrushes. *Int J Oral Care Res* 2013, 1(1): 7-10.

238. Amaechi B, Porteous N, Ramalingam K, Mensinkai P, Vasquez RC, Sadeghpour A, et al. Remineralization of artificial enamel lesions by theobromine. *Caries Res* 2013, 47(5): 399-405.

239. Nakamoto T, Simmons Jr WB, Falster AU. Products of apatite-forming-systems. Google Patents, US5919426A 1999.

240. Amaechi BT, Mathews SM, Mensinkai PK. Effect of theobromine-containing toothpaste on dentin tubule occlusion in situ. *Clin Oral Investig* 2015 19(1): 109-16.
241. Hirschfeld I. *The toothbrush its use and abuse: A Treatise on Preventive Dentistry and Periodontia as Related to Dental Hygiene* 1939.
242. Baruah K, Thumpala VK, Khetani P, Baruah Q, Tiwari RV, Dixit H. A review on toothbrushes and tooth brushing methods. *Int J Pharm Sci Invent* 2017, 6(5): 29-38.
243. Hattab FN. Meswak: the natural toothbrush. *Int J Clin Dent* 1997, 8: 125-9.
244. Golding P. The development of the toothbrush. A short history of tooth cleansing. *Community Dent Health* 1982, 21(4): 25-7.
245. Smith CJ. Toothbrush technology--even the Pharoahs brushed their teeth. *J Dent Res* 2000, 17(4): 26-7.
246. Volpe A, Emling R, Yankell S. The toothbrush--a new dimension in design, engineering, and clinical evaluation. *Clin Dent Rev* 1992, 3(C):29-33.
247. Mintel T, Crawford JJTJocd. The search for a superior toothbrush design technology. *Clin Dent Rev* 1992, 3(C): 1-4.
248. Saxer U, Yankell S. Impact of improved toothbrushes on dental diseases II. *Quintessence Int* 1997, 28(9): 573-89.
249. Volpenhein D, Handel S, Hughes T, Wild J. A comparative evaluation of the in vitro penetration performance of the improved Crest complete toothbrush versus the Current Crest complete toothbrush, the Colgate Precision toothbrush and the Oral-B P40 toothbrush. *Clin Dent Rev* 1996, 7(1): 21-5.
250. Beals D, Ngo T, Feng Y, Cook D, Grau D, Weber D. Development and laboratory evaluation of a new toothbrush with a novel brush head design. *Am J Dent* 2000, 13(Special):5-14.
251. Ring ME. *Dentistry: An Illustrated History*. 1992, 1(2): 319.
252. Boyd R, McLey L, Zahradnik R. Clinical and laboratory evaluation of powered electric toothbrushes: in vivo determination of average force for use of manual and powered toothbrushes. *J Clin Dent* 1997,8(3 Special): 72-5.
253. Warren PR, Ray TS, Cugini M, Chater BV. A practice-based study of a power toothbrush: assessment of effectiveness and acceptance. *Am J Dent* 2000, 13(3): 389-94.

254. Grossman E, Dembling W, Proskin H. A comparative clinical investigation of the safety and efficacy of an oscillating/rotating electric toothbrush and a sonic toothbrush. *Clin Dent Rev* 1995, 6(1): 108-12.
255. Zimmer S, Didner B, Roulet JF. Clinical study on the plaque-removing ability of a new triple-headed toothbrush. *J. Clin. Periodontol.* 1999, 26(5): 281-5.
256. Aass AM, Gjermo P. Comparison of oral hygiene efficacy of one manual and two electric toothbrushes. *Acta Odontol Scand* 2000, 58(4): 166-70.
257. Gunsolley J, Quinn S, Tew J, Gooss C, Brooks C, Schenkein H. The effect of smoking on individuals with minimal periodontal destruction. *J Periodontol* 1998, 69(2): 165-70.
258. Arnold M, Trost G. Dependence of the brushing effect on different forms of the toothbrush head. *Deutsch Stomat* 1972, 22(1): 46-53.
259. Nygaard-Østby P, Edvardsen S, Spydevold B. Access to interproximal tooth surfaces by different bristle designs and stiffnesses of toothbrushes. *Eur J* 1979, 87(6): 424-30.
260. Rawls H, Van Gelder R, Smith N, Jeppesen M, Yuan C. Bristle end-rounding in children's toothbrushes: a comparative study. *J Oral Sci* 1993, 4(2): 61-6.
261. Driesen G, Warren P, Bielfeldt U, Helbig G. A laboratory comparison of the efficacy of battery-operated, non-rechargeable power toothbrushes. *Am J Dent* 2001, 14: 5-8.
262. Ernst C-P, Willershausen B, Driesen G, Warren P, Hilfinger PJQI. A robot system for evaluating plaque removal efficiency of toothbrushes in vitro. *Quintessence Int* 1997, 28(7): 441-5.
263. Kaiser E, Thurnay S, Markgraf D, Pack S, Grender J, Hengehold D, Warren PR, Wehrbein H, Erbe C. Brush head wear, subject-perceived and laboratory cleaning performance of two oscillating-rotating electric toothbrush heads over 3 months. *Am J Dent* 2012, 25(2): 84-90.
264. Imfeld T. Comparison of the mechanical effects of a toothbrush and standard abrasive on human and bovine dentine in vitro. *Clin Dent Rev* 2001, 12(4): 92-6.
265. Schätzle M, Sener B, Schmidlin PR, Imfeld T, Attin T. In vitro tooth cleaning efficacy of electric toothbrushes around brackets. *Eur J Orthod* 2010, 32(5): 481-9.
266. Theodent. Theodent Classic Toothpaste - theodent.com, 10.09.2021

267. Türkün Ş, Türkün M. Effect of bleaching and repolishing procedures on coffee and tea stain removal from three anterior composite veneering materials. *J Esthet Restor Dent* 2004, 16(5): 290-301.
268. Goldstein GR, Lerner T. The effect of toothbrushing on a hybrid composite resin. *J Prosthet Dent* 1991, 66(4): 498-500.
269. Dietschi D, Shahidi C, Krejci I. Clinical performance of direct anterior composite restorations: a systematic literature review and critical appraisal. *J Esthet Dent* 2019, 14(3): 252-70.
270. da Cas NV, Ruat GR, Bueno R, Pachaly R, Pozzobon RT. Effect of whitening toothpaste on superficial roughness of composite resin. *Gen Dent* 2013, 61(4): 8-11.
271. Yilmaz MN, Gul P, Unal M, Turgut G. Effects of whitening toothpastes on the esthetic properties and surface roughness of a composite resin. *J Oral Sci* 2021, 63(4): 320-5.
272. Taneja V, Nekkanti S, Gupta K, Hassija J. Remineralization potential of theobromine on artificial carious lesions. *J Int Soc Prev Community Dent* 2019, 9(6): 576-83.
273. Hirsiger C, Schmidlin PR, Michaelis M, Hirsch C, Attin T, Heumann C, Domejean S, Gernhardt RC. Efficacy of 8% arginine on dentin hypersensitivity: a multicenter clinical trial in 273 patients over 24 weeks. *J Dent* 2019, 83: 1-6.
274. Quirynen M, Bollen C. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra-and subgingival plaque formation in man: A review of the literature. *J Clin Periodontol* 1995, 22(1): 1-14.
275. Say EC, Yurdagüven H, Yaman BC, Özer F. Surface roughness and morphology of resin composites polished with two-step polishing systems. *Dent Mater J* 2014, 33(3): 332-42.
276. Gönülol N, Yılmaz F. The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *J Dent* 2012, 40: 64- 70.
277. Gittleman GM. Abrasive Wear of Four Direct Restorative Materials by Standard and Whitening Dentifrices. Uniformed Services University Of The Health Sciences Bethesda United States. *US Navy Dent Corps* 2013.
278. Dudas C, Szekely M, Gabor MH, Farkas LJ, Dorner K, Nimigean VR, et al. Effect of Tooth Brushing on Wear of Microhybrid Composites. *Mater Plast* 2019, 56(3): 583-7.
279. Aass AM, Gjermo P. Comparison of oral hygiene efficacy of one manual and two electric toothbrushes. *Acta Odontol Scand* 2000, 58(4): 166-70.

280. Liao Y, Brandt BW, Li J, Crielaard W, Van Loveren C, Deng D. Fluoride resistance in *Streptococcus mutans*: a mini review. *J Oral Microbiol* 2017, 9(1):1-7.
281. Nakamoto T, Falster AU, Simmons Jr WB. Theobromine: a safe and effective alternative for fluoride in dentifrices. *J Caffeine Res* 2016, 6(1): 1-9.
282. Huang X, Exterkate R, Ten Cate J. Factors associated with alkali production from arginine in dental biofilms. *J Dent Res* 2012, 91(12): 1130-4.
283. Bijle MNA, Ekambaram M, Lo EC, Yiu CK. The combined enamel remineralization potential of arginine and fluoride toothpaste. *J Dent* 2018, 76: 75-82.
284. Amaral CM, Rodrigues JA, Guilherme Erhardt MC, Barata Araujo MW, Marchi GM, Heymann HO, Freire LA. Effect of whitening dentifrices on the superficial roughness of esthetic restorative materials. *J Esthet Dent* 2006;18(2):102-8.
285. Franklin G-G, Garcia-Godoy A, Garcia-Godoy C. Effect of a desensitizing paste containing 8% arginine and calcium carbonate on the surface roughness of dental materials and human dental enamel. *Am J Dent* 2009, 22(Special): 21-4
286. Monteiro B, Spohr AMJJoIOH. Surface Roughness of Composite Resins after Simulated Toothbrushing with Different Dentifrices. *Int J Oral Health Dent* 2015, 7(7): 1-5.
287. Yin CS, Boon LT, Lin SL. Effect of Whitening Toothpastes on Surface Roughness of Composite Resins. *Dent J Malays* 2009, 30(1): 43-8.
288. Chimello DT, Dibb RGP, Corona SAM, Lara E. Assessing wear and surface roughness of different composite resins after toothbrushing. *Mater* 2001, 4: 285-9.
289. Sadeghpour A, Nakamoto T. Compositions containing theobromine and their use in treating tooth hypersensitivity. Google Patents, US9962325B2, 2013.
290. Aguiar JD, Medeiros IS, Souza MHS, Loretto SC. Influence of the extended use of desensitizing toothpastes on dentin bonding, microhardness and roughness. *Braz Dent J* 2017, 28: 346-53.
291. Bruno M, Taddeo F, Medeiros IS, Boaro LCC, Moreira MSN, Marques MM, Calheiros FC. Relationship between toothpastes properties and patient-reported discomfort: crossover study. *Clin Oral Investig* 2016, 20(3): 485-94.
292. Moore C, Addy MJ. Wear of dentine in vitro by toothpaste abrasives and detergents alone and combined. *J Clin Periodontol* 2005, 32(12): 1242-6.

293. Johannsen G, Tellefsen G, Johannsen A, Liljeborg AJAOS. The importance of measuring toothpaste abrasivity in both a quantitative and qualitative way. *Acta Odontol Scand* 2013, 71(3-4): 508-17.
294. Arnold WH, Gröger C, Bizhang M, Naumova E. Dentin abrasivity of various desensitizing toothpastes. *Head Face Med* 2016, 12(1): 1-5.
295. Van Dijken JW, Ruyter IE. Surface characteristics of posterior composites after polishing and toothbrushing. *Acta Odontol Scand* 1987, 45(5): 337-46.
296. Ruivo MA, Pacheco RR, Sebold M, Giannini M Surface roughness and filler particles characterization of resin-based composites. *Microsc Res* 2019, 82(10): 1756-67.
297. Püllü A, Özdemir A, Demir H. Yüzey pürüzlülüğü ölçme yöntemleri ve mukayesesi. *Teknoloji* 2003, 6(1-2): 79-92
298. Woog PG, Jousson JP. High-Powered Automatic Electromechanical Toothbrush. Google Patents, USOO5934908A. 1999
299. Senawongse P, Pong P. "Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing." *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2007. 19(5): 265-273.

EKLER

EK-1. Öz Geçmiş

