



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BEYAZLATICI ÖZELLİKLİ DİŞ MACUNLARININ YENİ NESİL
AKIŞKAN REZİN KOMPOZİTLERİN YÜZEY ÖZELLİKLERİNE
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

CANSU MERVE KARALTI AYAN
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
DR. ÖĞR. ÜYESİ GÜLÇİN BİLGİN GÖÇMEN
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL-2025



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BEYAZLATICI ÖZELLİKLİ DİŞ MACUNLARININ YENİ NESİL
AKIŞKAN REZİN KOMPOZİTLERİN YÜZEY ÖZELLİKLERİNE
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

CANSU MERVE KARALTI AYAN
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
DR. ÖĞR. ÜYESİ GÜLÇİN BİLGİN GÖÇMEN
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL-2025

BEYAN

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

Dt. Cansu Merve Karaltı Ayan

TEŞEKKÜR

Doktora sürecim boyunca bilgi birikimini benimle cömertçe paylaşan, tezimin her aşamasında desteğini hissettiğim, iş hayatımın yoğun temposuna rağmen bana her zaman sabır ve özveriyle yol gösteren, akademik ve kişisel gelişimimde büyük emeği olan kıymetli tez danışmanım sayın *Dr. Öğr. Üyesi Gülçin Bilgin Göçmen'e*,

Akademik hayatım boyunca ve doktora sürecimin ötesinde, mutluluklarımı ve sıkıntılarımı içtenlikle paylaşabildiğim, öğrencilerine anne şefkatiyle yaklaşan ve engin bilgisini her zaman yol gösterici bir rehberlikle aktaran değerli hocam sayın *Prof. Dr. Dilek Tağtekin'e*,

Her zaman desteğini ve hoşgörüsünü hissettiğim bölümümüz için bir şans olan Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanımız çok değerli hocam *Prof. Dr. Cafer Türkmen'e*,

Tanımdan büyük mutluluk duyduğum, güler yüzü ve hoşgörüsüyle çalışmamda bana destek olan çok değerli hocam *Prof. Dr. Funda Yanıkoğlu'na*,

Tez çalışmamın her aşamasında istişare edebilme fırsatı bulduğum ve birlikte çalışmayı bir şans olarak gördüğüm değerli arkadaşım *Dr. Öğr. Üyesi Elif Alkan'a*,

Doktora sürecim boyunca bütün bilgi ve deneyimleriyle yol gösteren, akademik olarak gelişmemi sağlayan Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında görevli çok kıymetli hocalarım *Prof. Dr. Bilge Tarçın, Prof. Dr. Pınar Yılmaz Atalı, Doç. Dr. Bora Korkut, Dr. Öğr. Üyesi Ezgi Tüter Bayraktar, Dr. Öğr. Üyesi Ayşe Aslı Şenol'a*,

Doktora eğitimim vesilesiyle tanıdığım için çok şanslı hissettiğim bu süreçte benim için kardeş olan sevgili eş kıdemlerim, *Dr. Dt. Selinsu Öztürk, Dt. Ezgi Altuntaş, Dt. Elifcan Çakır, Dt. Seda Nur Yıldız'a* ve bölümdeki tüm asistan arkadaşlarıma,

Desteklerini her zaman hissettiğim, akademik başarılarıyla gurur duyduğum ve süreçte varlıklarıyla bana güç veren canım arkadaşlarım *Dr. Öğr. Üyesi Merve Gökyar, Dr. Dt. Ezgi Akan'a*,

Doktora sürecine birlikte başladığımız, uzun çalışma saatlerinde birbirimize destek olduğumuz motivasyon kaynağım olan değerli dostlarım *Dr. Dt. Burcu Yeliz Kollayan, Dr. Dt. Hakan Yülek ve Dt. Ayşe Gülnihal Kiper'e*,

Doktora eğitimine başlama kararımızda bizi yüreklendiren, mesai saatlerimizi fakülte saatlerine uygun şekilde organize etme konusunda destek olan dönemin Sultanbeyli Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi Başhekimi sevgili hocam *Dt. Uğur Çakır'a*,

Hayatımdaki ve tez sürecimdeki en büyük destekçilerim, bu günlere gelmemi sağlayan, tüm eğitim hayatım boyunca her konuda benim yanımda olan, yol göstericim canım annem *Sibel Karaltı'ya*, çalışma ahlakını ve disiplinini örnek aldığım canım babam *Ahmet Karaltı'ya* ve İstanbul'da bana aile olan canım kardeşim *Ahmet Alp Karaltı'ya*,

Bu zorlu süreci benim için çok daha anlamlı ve katlanılabilir kılan, aşılması güç mesafeleri yakın eden, sabrı, anlayışı ve sevgisiyle bana güç veren sevgili eşim *Cahit Ayan'a*

En içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışması Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından '*Beyazlatıcı Özellikli Diş Macunlarının Yeni Nesil Akışkan Rezın Kompozitlerin Yüzey Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi*' başlıklı ve *TDK-2024-11205* numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR LİSTESİ	i
ŞEKİL LİSTESİ	iv
TABLO LİSTESİ.....	vii
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Kompozit Resinler.....	5
4.1.1. Günümüzde Kompozit Resinlerin Kullanım Alanı.....	7
4.1.2. Kompozit Resin Yapısında Yer Alan Bileşenler	8
4.1.2.1. Organik matriks:	8
4.1.2.2. İnorganik Faz	11
4.1.2.3. Ara Faz.....	12
4.1.2.4. Başlatıcı–Aktivatör Sistemler	13
4.1.2.5. Polimerizasyon inhibitörleri.....	14
4.1.2.6. Ultraviyole Stabilizatörleri.....	14
4.1.2.7. Pigmentler	14
4.1.3. Kompozit Resinlerin Sınıflaması	15
4.1.3.1. İnorganik Partikül Boyutu ve Oranlarına Göre Sınıflama	16
4.1.3.1.1. Megafil Kompozitler	17
4.1.3.1.2. Makrofil Kompozitler.....	17
4.1.3.1.3. Midifil Kompozitler.....	17
4.1.3.1.4. Minifil Kompozitler.....	17
4.1.3.1.5. Mikrofil Kompozitler	18
4.1.3.1.6. Hibrit Kompozitler	18
4.1.3.1.7. Nanofil Kompozitler.....	19
4.1.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflama	20
4.1.3.2.1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler.....	20
4.1.3.2.2. Işık ile Polimerize Olan Kompozit Resinler.....	21
4.1.3.2.3. Hem Kimyasal Yolla Hem de Işık ile Sertleşen Kompozit Resinler	21
4.1.3.3. Viskozitelerine Göre Sınıflama.....	21
4.1.3.3.1. Kondanse Edilebilen Kompozitler.....	22
4.1.3.3.2. Akışkan Kompozitler.....	22
4.1.3. Kompozit resinlerin polimerizasyonu	26

4.1.3.1. Polimerizasyon Derecesi (Konversiyon)	26
4.1.3.2. Polimerizasyon Teknikleri	27
4.1.3.2.1. Kademeli güç artışıyla uygulanan ışık tekniği (Step-curing):	27
4.1.3.2.2. Düzenli artan güçte ışık uygulama tekniği (Ramped-curing, Exponential): ..	27
4.1.3.2.3. Ara verilmiş kademeli ışık tekniği (Pulse-delay):	27
4.1.3.2.4. Aralıklı ışık uygulama tekniği (Intermittent):	28
4.1.3.3. Kompozit Resinlerde Polimerizasyon Büzülmesi	28
4.1.3.4. Işıkla Sertleşen Kompozit Resinlerin Polimerizasyonda Kullanılan Işık Kaynakları	29
4.1.3.4.1. Kuartz Tungsten-Halojen Işık Kaynakları	29
4.1.3.4.2. LED (Light -Emitting Diodes) Işık Kaynakları	29
4.1.3.4.3. Plazma Ark Işık Kaynakları	30
4.1.3.4.4. Argon Lazer Işık Kaynakları	31
4.1.4. Güncel Kompozit Resin Sistemler	31
4.1.4.1. Ormoserler	31
4.1.4.2. Siloranlar	32
4.1.4.3. Giomerler	33
4.1.4.4. Bulk-fill Kompozit Resinler	34
4.1.4.5. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler	34
4.1.4.6. İyon Salabilen Kompozit Resinler	34
4.1.4.7. Self-adeziv Kompozit Resinler	35
4.1.5. Kompozit Resinlerde Bitirme ve Cila İşlemleri	36
4.2. Yüzey Pürüzlülüğü ve Önemi	36
4.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	37
4.2.1.1. Profilometreler	38
4.2.1.1.1. Mekanik profilometreler	38
4.2.1.1.2. Optik profilometreler	39
4.2.1.2. Taramalı elektron mikroskobu (SEM analizi)	40
4.3. Yüzey Sertliği ve Önemi	41
4.3.1. Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri	42
4.4. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR)	43
4.5. Dış Fırçaları	46
4.6. Dış Macunları	47
4.6.1. Dış Macunlarının İçeriği	47
4.6.1.1. Deterjanlar	47
4.6.1.2. Nemlendiriciler	48
4.6.1.3. Bağlayıcılar	48
4.6.1.4. Tatlandırıcılar	48
4.6.1.5. Koruyucular	49
4.6.1.6. Renklendiriciler	49
4.6.1.7. Su	49

4.6.1.8. Dentin Hassasiyetinin Giderilmesinde Kullanılan Ajanlar.....	49
4.6.1.9. Antiplak ve Antibakteriyel Ajanlar.....	49
4.6.1.10. Antitartar Ajanlar	50
4.6.2.1. Göreceli Dentin Aşındırıcılığı	52
5. GEREÇ VE YÖNTEM	54
5.1. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyallerin Belirlenmesi	54
5.2. Çalışmada Kullanılan Diş Macunlarının Belirlenmesi	56
5.3. Çalışmada Kullanılan Diş Macunları	56
5.4. Örneklerin hazırlanması	57
5.4.2. Power Analizi	60
5.5. Çalışmada Kullanılan Cihazlar	62
5.6. Fırçalama Prosedürü	62
5.7. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü Yapılması	64
5.8. Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması	65
5.9. Taramalı Elektron Mikroskobu (Sem) Analizi Yapılması	67
5.10. FTIR Analizi (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi) Yapılması	69
5.11. İstatistiksel Analiz	71
6. BULGULAR	72
6.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	73
6.2. Yüzey Mikrosertliği Bulguları	81
6.3. SEM Bulguları	92
6.4. FTIR Analizi Bulguları	99
6.4.1. FTIR Analiz Sonuçları ve Değerlendirme	104
7. TARTIŞMA VE SONUÇ	107
8. KAYNAKLAR	126
9. ÖZGEÇMİŞ	151

10. BİLİMSEL FAALİYETLER	152
11. EKLER	153

KISALTMALAR LİSTESİ

‰: yüzde

°: Derece

°C: Santigrat derece

µm: Mikrometre

ABD: Amerika Birleşik Devletleri

ADA: Amerikan Diş Hekimleri Birliği

Ar-Ge: Araştırma Geliştirme

ATR: Attenuated Total Reflectance

Au: Altın

Bis-EMA: Bisfenol A etoksile dimetakrilat

Bis-GMA: Bisfenol A glisidil metakrilat

BisMPEPP: Bisfenol A polietoksilatlı metakrilat

CAD-CAM: Bilgisayar Destekli Tasarım- Bilgisayar Destekli Üretim

CAPB: Kokamidopropil Betain

EDT: Yüksek vakum dedektörü

EGDMA: Etilen Glikol Dimetakrilat

FDA: Amerikan Gıda ve İlaç Denetimi

FTIR: Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi

g: Gram

HEMA: Hidroksil Metakrilat

HP: Hidrojen Peroksit

IR: Kızılötesi

ISO: International Organization for Standardization

kV: Kilovolt, elektriksel gerilim birimi

LED: Light Emitting Diode

m: Metre

mg: Miligram

ml: Mililitre

mm: Milimetre

ms: Milisaniye

mW/cm²: Santimetrekaire başına milliwatt, ışık şiddeti birimi

n-HAP: Nanohidroksiapatit

nm: Nanometre

OTC: Over the Counter

Pa: Pascal, basınç birimi

Pd: Paladyum

PEG-12: Polietilen Glikol 12

PEG-6: Polietilen Glikol 6

PMMA: Polimetilmetakrilat

PPG: Polipropilen Glikol

PVM/MA: Polivinil Metil Eter

PVP: Polivinilpirolidon

Ra: Ortalama yüzey pürüzlülüğü

RDA: Göreceli Dentin Aşındırıcılığı

Rmax: Maksimum pürüzlülük derinliği

Rq: Ortalama pürüzlülük karekökü

Rz: Ortalama maksimum yükseklik

s: Saniye

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

SLS: Sodyum Lauril Sülfat

SPSS: Statistical Package for Social Sciences

SS: Standart Sapma

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

UV: Ultraviyole

VHN: Vickers Sertlik Numarası

ΔE : Renk değişimi

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa Numarası

Şekil 1. Kompozit materyallerin zaman içerisinde geçirdiği evreler (Ferracane, 2011).....	7
Şekil 2. Bis-GMA kimyasal yapısı (Gürsoy & Alturfan, 2021).....	9
Şekil 3. UDMA kimyasal yapısı (Peutzfeldt, 1997).....	9
Şekil 4. TEGDMA kimyasal yapısı (Nalçacı & Ulusoy, 2004)	10
Şekil 5. Bis-EMA kimyasal yapısı (Pratap ve ark., 2019).....	11
Şekil 6. İnorganik doldurucu partiküllerinin yüzey modifikasyonu, silanizasyon (Pratap ve ark., 2019).....	12
Şekil 7. Polimerizasyon süreci şematik gösterimi	13
Şekil 8. Doldurucu Partikül Boyutları (µm)	16
Şekil 9. Siloran yapısı (Weinmann ve ark., 2005)	33
Şekil 10. Silanizasyon	33
Şekil 11. Hema kimyasal yapısı (Pratap ve ark., 2019).....	35
Şekil 12. Ra parametresi diyagramı (Bhushan, 2000).....	39
Şekil 13. Vickers sertlik testi (Poskus ve ark. 2004).....	43
Şekil 14. FTIR (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi) (Ojeda ve Dittrich, 2012)	45
Şekil 15. Çalışma Akış Şeması.....	54
Şekil 16. LED ışık cihazı (Valo Grand, Ultradent, ABD).....	58
Şekil 17. Çalışma örneklerinin hazırlanma süreci	58
Şekil 18. Kompozit örneklerin polimerizasyonu	59
Şekil 19. Örneklerin polisaj ve cila prosedüründe kullanılan ekipmanlar 4 aşamalı disk sistemi ve diamond cila kiti (Sof-Lex, 3M ESPE, ABD)	59
Şekil 20. Örneklerin polisaj ve cila işlemi.....	59
Şekil 21. Örneklerin distile suda bekletilmesi	60
Şekil 22. Tağtekin & Korkut tarafından tasarlanan basınç sensörlü ve kuvvet ayarlı fırçalama cihazı.....	62
Şekil 23. 1:2 oranında hazırlanmış diş macunu/su karışımı (EN ISO 14569-2007)	63
Şekil 24. Çalışmada kullanılan diş fırçası Colgate Neo 2548 (Unilever, İstanbul, Türkiye) ...	64
Şekil 25. Fırçalama işlemi	64
Şekil 26. Profilometre cihazı (Marsurf PS10, Mahr GmbH, Almanya).....	65
Şekil 27. Vickers yüzey sertliği test cihazı (FALCON 400 G2, INNOVATEST, Hollanda) ..	66

Şekil 28. Cihazın optik ve çizici ucu	66
Şekil 29. Vickers mikrosertlik ölçüm yönteminin şematik görünümü (Poskus ve ark. 2004) .	67
Şekil 30. Taramalı Elektron Mikroskobu EVO MA10 (Carl Zeiss, Almanya).....	67
Şekil 31. Numune kaplama.....	68
Şekil 32. Numune kaplama cihazı	69
Şekil 33. Au-Pd alaşımı ile kaplanmış bir örnek	69
Şekil 34. FTIR spektroskopi cihazı (FT/IR-4700, JASCO, Japonya)	70
Şekil 35. Elektromanyetik Spektrum (Yıldız ve ark., 1997)	70
Şekil 36. Atr Kristali.....	71
Şekil 37. Farklı diş macunu ve akışkan kompozit kombinasyonlarının şematik gösterimi	72
Şekil 38. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre başlangıç pürüzlülük ortalama değeri (Marmara Üniversitesi, 2024)	78
Şekil 39. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre bitiş pürüzlülük ortalama değeri (Marmara Üniversitesi, 2024)	79
Şekil 40. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre pürüzlülük artış yüzdesi ortalama değeri (Marmara Üniversitesi, 2024)	79
Şekil 41. Ra, Rq, Rz ve Rmax gibi pürüzlülük parametrelerini gösteren yüzey profili grafiği	80
Şekil 42. Fırçalama öncesi Tokuyama Omnicroma Flow kompozitine ait mikrosertlik ölçüm görüntüleri	83
Şekil 43. Fırçalama sonrası Tokuyama Omnicroma Flow kompozitine ait mikrosertlik ölçüm görüntüleri	83
Şekil 44. Fırçalama öncesi GC Gaenial Universal Injectable Flow kompozitine ait mikrosertlik ölçüm görüntüleri.....	84
Şekil 45. Fırçalama sonrası GC Gaenial Universal Injectable Flow kompozitine ait mikrosertlik ölçüm görüntüleri.....	84
Şekil 46. Fırçalama öncesi Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitine ait mikrosertlik ölçüm görüntüleri	85
Şekil 47. Fırçalama sonrası Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitine ait mikrosertlik ölçüm görüntüleri	85
Şekil 48. Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitinin, Colgate Optik Beyaz diş macunu ile fırçalama sonrası elde edilen mikrosertlik ölçüm yüzeyi	86
Şekil 49. Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitinin Ultrabrite Advanced Whitening diş macunu ile fırçalanması sonrası elde edilen mikrosertlik ölçüm yüzeyi.....	87
Şekil 50. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre başlangıç mikrosertlik ortalama değeri (Marmara Üniversitesi, 2024)	90

Şekil 51. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre bitiş mikrosertlik ortalama değeri (Marmara Üniversitesi, 2024)	91
Şekil 52. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre mikrosertlik azalış yüzdesi ortalama Değeri (Marmara Üniversitesi, 2024).....	91
Şekil 53. Tokuyama Omnicroma Flow, One Shade SEM Görüntüleri	93
Şekil 54. GC Gaenial Universal Injectable Flow SEM Görüntüleri	94
Şekil 55. Kuraray Clearfil Majesty Flow SEM Görüntüleri.....	95
Şekil 56. Tokuyama Omnicroma Flow kompozitine ait, suprananosferik partiküllerin gözlemlendiği 30.000x büyütme SEM görüntüsü.....	96
Şekil 57. Tokuyama Omnicroma Flow kompozitine ait, suprananosferik partiküllerin gözlemlendiği 5.000x büyütme SEM görüntüsü.....	97
Şekil 58. Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitinin Colgate Optik Beyaz diş macunu ile fırçalanması sonrasında elde edilen, 5.000x büyütme SEM görüntüsü	98
Şekil 59. Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitinin Ultrabrite Advanced Whitening diş macunu ile fırçalanması sonrasında elde edilen, 5.000x büyütme SEM görüntüsü.....	99
Şekil 60. GC materyaline ait FTIR spektrumları.....	100
Şekil 61. Tokuyama materyaline ait FTIR spektrumları	101
Şekil 62. Kuraray materyaline ait FTIR spektrumları	102
Şekil 63. GC, Tokuyama ve Kuraray materyallerine ait FTIR spektrumlarının karşılaştırılması	103

TABLO LİSTESİ

Sayfa Numarası

Tablo 1. Kompozit rezin materyallerin sınıflandırılması	15
Tablo 2. İnorganik partiküllerin boyutuna dayanarak yapılan sınıflama (Lutz & Philips, 1983)	16
Tablo 3. Bayne ve çalışma arkadaşlarının sınıflaması (Bayne ve ark., 1994).....	17
Tablo 4. FTIR spektrumunda fonksiyonel gruplara ait karakteristik titreşim dalga sayısı aralıkları (Rao,1963).....	44
Tablo 5. FTIR spektrumunda önemli pik bölgeleri ve fonksiyonel gruplar	45
Tablo 6. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin üretici firma bilgilerine göre içerikleri.....	55
Tablo 7. Çalışmada kullanılan beyazlatıcı diş macunlarının içerikleri	56
Tablo 8. Çalışma gruplarının kompozit ve diş macunu kombinasyonlarına göre dağılımı.....	61
Tablo 9. Kullanılan kompozit materyale göre pürüzlülük değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)	73
Tablo 10. Uygulanan müdahaleye göre pürüzlülük değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)	74
Tablo 11. Uygulan müdahalenin türüne göre pürüzlülük değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)	75
Tablo 12. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre pürüzlülük değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)	76
Tablo 13. Kullanılan kompozit materyale göre mikrosertlik değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)	81
Tablo 14. Uygulanan müdahaleye göre mikrosertlik değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)	82
Tablo 15. Uygulan müdahalenin türüne göre pürüzlülük ve mikrosertlik değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)	88
Tablo 16. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre mikrosertlik değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)	89

1. ÖZET

Tezin başlığı : Beyazlatıcı Özellikli Diş Macunlarının Yeni Nesil Akışkan Rezın

Kompozitlerin Yüzey Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi

Öğrencinin Adı Soyadı : Cansu Merve Karaltı

Danışmanın Adı Soyadı : Dr. Öğr. Üyesi Gülçın Bilgin Göçmen

Programın Adı : Restoratif Diş Tedavisi Doktora Programı

Amaç: Bu *in vitro* çalışmanın amacı, beyazlatıcı diş macunlarının yeni nesil yüksek dolduruculu akışkan kompozit rezinlerin yüzey özelliklerine etkisini değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada Gaenial Injectable Flow (GC, Japonya), Clearfil Majesty Flow (Kuraray, Japonya), Omnichroma Flow (Tokuyama, Japonya) olmak üzere; 3 farklı yüksek dolduruculu akışkan kompozit rezinden 180 adet örnek hazırlandı (Valo Grand, Ultradent, ABD). Örnekler disk ve cila kitleri ile (Sof-Lex, 3M ESPE, ABD) cilalandı. Tağtekin&Korkut tarafından tasarlanan basınç sensörlü ve kuvvet ayarlı fırçalama cihazı, 6 aylık fırçalama sürecini taklit edecek şekilde ayarlandı. Göreceli Dentin Aşındırıcılığı (RDA) değerlerine göre seçilmiş (Ultradent Advanced Whitening, Colgate-Palmolive, Amerika), (Opalescence, Ultradent, Amerika), (R.O.C.S. Aktif Kalsiyum, DRC Group, İsviçre), (Optik Beyaz, Colgate-Palmolive, Amerika), (Sensodyne Promine, GSK, Birleşik Krallık) ve distile su ile fırçalama yapıldı (EN ISO 14569- 2007 standart). Fırçalama öncesi ve sonrası pürüzlülük, mikrosertlik ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ölçümleri yapıldı. Veriler, SPSS v29 programında istatistiksel olarak değerlendirildi.

Bulgular: İstatistiksel analizler, beyazlatıcı diş macunlarının yüksek RDA değerine bağlı olarak pürüzlülük artışını ve mikrosertlik azalmasını anlamlı düzeyde artırdığını gösterdi ($p<0,001$). SEM incelemeleri de yüksek aşındırıcılığa sahip diş macunu gruplarında rezin matriks hasarı ve doldurucu partikül kopmalarının daha belirgin olduğunu doğruladı.

Sonuç: Yüksek doldurucu oranına sahip akışkan kompozit rezinler, beyazlatıcı diş macunlarıyla fırçalama sonrasında yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik bakımından anlamlı düzeyde etkilenmektedir. Fırçalama sonrası en yüksek pürüzlülük artış yüzdeleri, Ultradent ve Opalescence diş macunu ile fırçalanan gruplarda gözlenmiştir. Bu durumun, formülasyonda bulunan silika partiküllerinin boyutu, miktarı ve hidrojen peroksit gibi çeşitli etkenlere bağlı olabileceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Akışkan kompozit rezin, beyazlatıcı diş macunu, diş fırçalama, mikrosertlik, yüzey pürüzlülüğü

2. SUMMARY

Title of Thesis: Evaluation of The Effects of Whitening Toothpastes on the Surface Properties of New Generation Flowable Composite Resins

Student Name, Surname: Cansu Merve Karaltı

Supervisor Name : Dr. Öğr. Üyesi Gülçin Bilgin Göçmen

Program Name : Restorative Dentistry PhD Program

Objective: The aim of this *in vitro* study is to evaluate the effects of whitening toothpastes on the surface properties of new-generation, highly filled flowable composite resins.

Materials and Methods: A total of 180 specimens were prepared using three different highly filled flowable composite resins: Gaenial Injectable Flow (GC, Japan), Clearfil Majesty Flow (Kuraray, Japan), and Omnicroma Flow (Tokuyama, Japan), and polymerized using Valo Grand (Ultradent, USA). The samples were polished using a disc and polishing kit (Sof-Lex, 3M ESPE, USA). The pressure-sensor-equipped and force-adjustable brushing device developed by Tağtekin & Korkut was calibrated to simulate six months of brushing. According to their Relative Dentin Abrasivity (RDA) values, the following agents were used for brushing: Ultrabrite Advanced Whitening (Colgate-Palmolive, USA), Opalescence (Ultradent, USA), R.O.C.S. Active Calcium (DRC Group, Switzerland), Optic White (Colgate-Palmolive, USA), Sensodyne Pronamel (GSK, UK), and distilled water (EN ISO 14569- 2007 standart). Surface roughness, microhardness, and SEM analyses were performed before and after brushing. Data were statistically analyzed using SPSS v29.

Results: Statistical analyses revealed that whitening toothpastes significantly increased surface roughness and decreased microhardness, mainly due to their high RDA values ($p<0.001$). Scanning Electron Microscope (SEM) evaluations also confirmed more pronounced resin matrix degradation and filler particle loss in groups brushed with highly abrasive toothpastes.

Conclusion: Highly filled flowable composite resins are significantly affected in terms of surface roughness and microhardness following brushing with whitening toothpastes. The highest increases in roughness were observed in the groups brushed with Ultrabrite and Opalescence. This may be attributed to factors such as the type, size, and quantity of silica particles in the formulation, as well as the presence of agents like hydrogen peroxide.

Keywords: Flowable composite resin, microhardness, surface roughness, tooth brushing, whitening toothpaste

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüzde estetik kavramı, diş hekimliği uygulamaları içerisinde giderek daha fazla önem kazanmaktadır. Hastaların sadece fonksiyonel değil, aynı zamanda estetik beklentilerinin de artması, hekimleri bu alanda daha bireyselleştirilmiş yaklaşımlar benimsemeye yönlendirmiştir. Modern diş hekimliğinin temel amaçları arasında, mevcut sağlıklı diş dokularının olabildiğince korunması ve kaybedilen dokuların doğal yapı ve görünümle uyumlu bir şekilde yeniden kazandırılması yer almaktadır (Dayangaç, 2000).

1970’li yıllardan itibaren gelişimi sürdürülen kompozit rezinler, estetik görünüşleri, minimal invaziv uygulamalara imkân tanınmaları, ekonomik olmaları ve tek seansta estetik ihtiyaçları karşılayabilmeleri gibi avantajları nedeniyle restoratif diş hekimliğinde yaygın olarak tercih edilmektedir (Sunnegårdh-Grönberg ve ark., 2009). Fiziksel ve mekanik özelliklerinin gelişmesiyle birlikte anterior bölgedeki kullanımları yaygınlaşmıştır (Alkhatib ve ark., 2005).

Akışkan kompozit rezinler ise kolay uygulanmaları sebebiyle diş hekimliğinde estetik restorasyon uygulamalarında yaygın olarak tercih edilen materyaller arasında yer almaya başlamıştır (Shimanti ve ark., 2020). Geleneksel kompozitlere kıyasla daha düşük viskoziteye sahip olmalarına rağmen, içeriklerindeki yüksek orandaki doldurucu partiküller sayesinde fiziksel dayanıklılıkları ve klinik performansları önemli ölçüde artırılmıştır (Kitasako ve ark., 2016). Son yıllarda bu materyallerin içeriğinde yapılan en önemli yeniliklerden biri, daha küçük ve güçlü inorganik doldurucu partiküllerin eklenmesiyle birlikte aşınma direncinin artırılması ve cilalanabilirliğin iyileştirilmesidir, böylece anterior bölgedeki kullanım alanları da giderek genişlemiştir (Lu ve ark., 2006).

Estetik ve biyouyumluluğun yanı sıra, restoratif materyallerin diş fırçalama gibi günlük ağız hijyeni uygulamalarından etkilenmemesi de uzun vadede önem taşımaktadır. Diş macunlarının formülasyonlarındaki aşındırıcı partiküller restoratif materyallerin yüzeyinde istenmeyen değişimlere yol açabilir. Restorasyonun yüzey özelliklerinin bozulmasıyla birlikte, plak birikiminin kolaylaşması, renklenme ve bakteri tutunmasının artması söz konusudur. Bu durum restorasyonun ömrünü olumsuz etkilemektedir (Heintze ve ark., 2006).

İdeal bir beyazlatıcı diş macunu, dışsal lekeleri etkili bir biçimde uzaklaştırırken restoratif materyalin yüzey bütünlüğünü korumalıdır (Joiner, 2010). Pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde edilmesi, leke ve plak birikiminin önlenmesinde önemli rol oynamaktadır. Bu durum hem

restorasyonların estetik bütünlüğünün korunmasına hem de genel ağız sağlığının sürdürülebilirliğine katkı sağlamaktadır (Bollen ve ark., 1997).

Bu bağlamda, tez çalışmamızda GC Gaenial Universal Injectable Flow, Tokuyama Omnicroma Flow One Shade ve Kuraray Clearfil Majesty Flow olmak üzere üç farklı yüksek doldurucu akışkan kompozit rezinin, Göreceli Dentin Aşındırıcılığı (RDA) değerleri farklılık gösteren diş macunlarıyla fırçalanmasının ardından yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik özelliklerindeki değişimlerin *in vitro* şartlarda değerlendirilmesi amaçlandı.

Farklı RDA değerlerine sahip diş macunlarıyla uygulanan fırçalamanın, kompozit materyallerin doldurucu partikül tipi, boyutu ve macun içeriği gibi değişkenlere bağlı olarak, yüzey özelliklerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklara yol açacağı öngörülmektedir. Bununla birlikte, bu çalışmanın beyazlatıcı diş macunlarının, diş hekimliğinde giderek yaygınlaşan akışkan kompozit resin materyaller üzerindeki etkilerini bilimsel verilerle ortaya koyması ve bu alandaki literatüre anlamlı katkılar sunması hedeflenmektedir.

4. GENEL BİLGİLER

Restoratif diş hekimliği, çeşitli faktörler nedeniyle diş dokularında meydana gelen madde kayıplarının onarılmasında, diş bütünlüğünün korunmasında ve sürekliliğinin sağlanmasında önemlidir (Dayangaç, 2000). Aynı zamanda, dişlerin fonksiyonunu ve estetik görünümünü yeniden kazandırmanın yanı sıra, mevcut sağlıklı dokuların korunması da büyük önem taşır (Ünlü & Çetin, 2008).

Estetik, restoratif diş hekimliğinde her zaman önemli bir kavram olmuştur. Doğal diş görünümünü taklit edebilen, diş renginde materyaller geliştirme çalışmaları devam etmiş ve yıllar içinde çeşitli restoratif malzemeler üretilerek klinik kullanıma sunulmuştur (Alkhatib ve ark., 2005).

4.1. Kompozit Rezinler

Bu doğrultuda geliştirilen kompozit rezinler, 1970'lerden itibaren diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Amalgamların biyouyumluluğuna ilişkin endişeler, özellikle 1990'lı yıllarda arka dişlerde kompozit kullanımının artmasına neden olmuştur (Sunnegårdh-Grönberg ve ark., 2009). Estetik görünümleri, ayrıca uygulama sırasında doğal diş dokusunun daha az aşındırılmasını sağlamaları gibi avantajlar sayesinde, günümüzde birçok ülkede restorasyon ve restorasyon tamirlerinde en çok tercih edilen malzemelerden biri haline gelmiştir (Freedman, 2012).

Kompozit, birbirine tam olarak karışmayan ve farklı özelliklere sahip en az iki bileşenin fiziksel olarak bir araya gelmesiyle oluşan bir yapı olarak tanımlanabilir (Önal, 2001). Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler, genellikle silikat cam partiküllerinin akrilik bazlı monomerlerle birleşmesiyle oluşturulur ve uygulama sonrası polimerizasyon süreciyle sertleşir (Sunnegårdh-Grönberg ve ark., 2009).

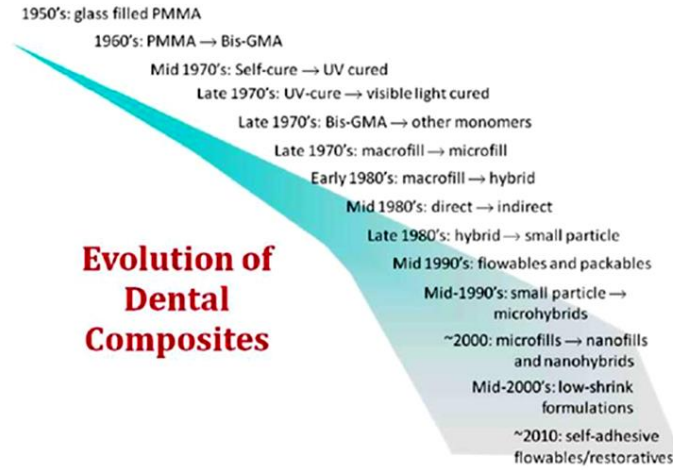
Kompozit malzemelerin gelişim süreci, 1843 yılında Alman kimyager J. Redtenbacher'in akrilik asidi keşfetmesiyle başlamıştır (Sawase ve ark., 2000). 1878 yılında Thomas Fletcher, silikat simanları geliştirerek ilk estetik restoratif materyalleri oluşturmuştur. Bu simanlar, antikaryojenik özellikleri nedeniyle önem taşısa da yüksek polimerizasyon büzülmesi, termal genleşme katsayısının fazla olması, renk değişimi ve pulpada hasar oluşturması gibi dezavantajları nedeniyle kullanımı sınırlı kalmıştır (Swift ve ark., 2006).

1930'ların sonlarında, polimetilmetakrilat (PMMA) bazlı akrilik rezinler geliştirilmiş ve indirekt dolgu materyalleri olarak diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (Swift ve ark., 2006). 1950'lerin başlarında, Knock ve Glenn, kompozit materyale seramik, kuartz gibi doldurucu partiküller ekleyerek bu materyallerin mekanik özelliklerini iyileştirmeye çalışmıştır. Aynı dönemde, Bjorksten ve Yeager, epoksi rezin ile seramik partiküller arasındaki bağlantıyı güçlendirmek amacıyla silan bağlayıcı ajanını geliştirmiştir (Lee ve ark., 2008; Sawase ve ark., 2000).

Adeziv diş hekimliğinin temelini oluşturan yaklaşımlardan biri, 1955 yılında Buonocore tarafından Amerika'da geliştirilen mine yüzeyini pürüzlendirme yöntemidir; bu yöntem, alandaki en önemli yeniliklerden biri olarak kabul edilmektedir (Buonocore, 1955). 1956 yılında, Bowen, metil metakrilat rezinlerin dezavantajlarını gidermek amacıyla Bisfenol-A-glisidil dimetakrilat (Bis-GMA) adlı yeni bir monomer sentezlemiş (Bowen, 1956) ve 1962 yılında bu monomeri içeren rezin kompozitleri tanıtmıştır (Roberson ve ark., 2006).

1970'li yıllarda, restoratif diş hekimliğinde önemli bir yenilik olarak 460 nm dalga boyundaki görünür ışık ile polimerize olabilen kompozit rezinler geliştirilmiştir (Dayangaç, 2000). 1980'li yıllarda, partikül boyutlarının küçültülmesi ve sayılarının artırılmasıyla birlikte, arka bölgedeki dişlerde kullanım için özel olarak posterior kompozit materyaller geliştirilmiştir. 1990'lara doğru hibrit kompozitler piyasaya sunulmuş, ilerleyen süreçte partikül yapıları daha da küçültülerek mikrohibrit kompozitler geliştirilmiştir (Eick & Welch, 1986; Sarret ve ark., 2006).

1998 yılında, restoratif diş hekimliğinde "ormoser" adı verilen farklı bir kompozit materyal kullanılmaya başlanmıştır. Ormoserlerde geleneksel kompozitlerde bulunan metakrilat bazlı monomerler yerine, polimerize olabilen özel organik gruplar kullanılır (Dayangaç, 2000). Nano dolduruculu kompozitler, nanoteknolojinin diş hekimliği alanında uygulanmasıyla üretilerek klinik kullanıma sunulmuştur (Wilson & Antonucci, 2006).



Şekil 1. Kompozit materyallerin zaman içerisinde geçirdiği evreler (Ferracane, 2011)

4.1.1. Günümüzde Kompozit Resinlerin Kullanım Alanı

Restoratif diş hekimliğinde estetik ve biyoyumluluk gereksinimlerinin artmasıyla birlikte, materyallerin gelişimi hız kazanmıştır. Geleneksel amalgam dolgulara alternatif olarak geliştirilen kompozit resinler, içeriklerinde cıva bulundurmamaları ve estetik açıdan üstün özelliklere sahip olmaları nedeniyle günümüzde en yaygın kullanılan restoratif materyaller arasında yer almaktadır (Sawase ve ark., 2000). "Kompozit" kavramı, farklı fiziksel özelliklere sahip iki veya daha fazla malzemenin bir araya gelmesiyle oluşan yapıları tanımlar. Diş hekimliğinde ise kompozit materyaller, genellikle en az iki bileşenden oluşan ve üç boyutlu yapıda homojen bir karışım oluşturan restoratif maddeler olarak kabul edilmektedir. Bu tür materyaller literatürde; kompozit resinler, resin esaslı kompozitler, kompozit dolgular veya resin dolgular gibi çeşitli adlarla anılmaktadır (Swift ve ark., 2006).

Başlangıçta toz-likit formunda kullanılan resinler, zamanla ikili pat formuna dönüşmüştür. Ancak, patların karıştırılması sırasında hava kabarcıklarının oluşması, materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyerek dayanıklılığını azaltmakta ve çalışma süresini kısıtlamaktadır (Summit, 2006). Bu durum, restorasyonların başarısız olma riskini artırabilmektedir. Geliştirilen ışıkla polimerize olan kompozit resinler, bu dezavantajları ortadan kaldırarak restoratif diş hekimliği alanında estetik ve mekanik açıdan büyük bir ilerleme sağlamıştır (Altun, 2005; Summitt, 2006).

Kompozit resin materyallerinde kaydedilen gelişmeler, bu materyallerin estetik beklentileri karşılamaının yanı sıra kabul edilebilir mekanik dayanıklılık, seramiklere kıyasla daha düşük

maliyet, adeziv sistemlerle diş dokularına bağlanabilme, düşük termal iletkenlik ve civa içermeme gibi avantajlar sunmasını sağlamıştır. Ayrıca, kavite preparasyonu sırasında sağlıklı diş dokusunun korunmasına olanak tanınması nedeniyle, kompozit rezinler günümüzde en yaygın kullanılan estetik restoratif materyaller arasında yer almaktadır (Altun, 2005; Summitt, 2006).

4.1.2. Kompozit Resin Yapısında Yer Alan Bileşenler

Kompozit materyaller, kimyasal özellikleri farklı olan ve birbirinde çözünmeyen en az iki maddenin bir araya gelmesiyle oluşan sistemlerdir. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler temel olarak üç ana bileşenden meydana gelir (Altun, 2005);

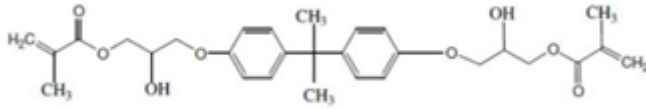
1. Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz)
2. İnorganik Faz (Dağılan Faz)
3. Ara Faz (Bağlayıcı Ajan)

Bunlara ek olarak, kompozit resin sistemlerinde polimerizasyonu başlatan inisiyator-aktivator bileşenleri, reaksiyonun kontrolünü sağlayan inhibitörler, ışık ve renk stabilitesini artıran ultraviyole engelleyiciler ve estetik görünümü sağlayan renk pigmentleri gibi yardımcı maddeler de bulunmaktadır (Hervás-García ve ark., 2006).

4.1.2.1. Organik matriks: Polimerizasyon süreci, monomer yapıların birbirine bağlanarak zincirler oluşmasıyla gerçekleşir. Bir materyal içerisindeki organik bileşen oranının artması, polimerizasyon büzülmesini de artırmaktadır (Uluakay ve ark., 2011). Kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini ve mekanik ile optik özelliklerini belirleyen faktörler arasında aktivatörler, UV stabilizatörler, inhibitörler ve renk pigmentleri yer almakta olup, bu bileşenler organik yapı içerisinde bulunmaktadır (Hervás-García ve ark., 2006).

Organik matriks fazında, genellikle dimetakrilat yapısındaki monomerler yer alır. Bu gruba dâhil olan başlıca bileşikler arasında bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) bulunmaktadır (Labella ve ark., 1999). Bis-GMA monomerlerinde bulunan hidroksil grupları, viskozitenin artmasına neden olmaktadır. Yüksek viskozite, istenen mekanik özelliklerin sağlanmasını zorlaştırdığı için kompozit reçinelere TEGDMA gibi seyreltici monomerler eklenerek bu durumun dengelenmesi amaçlanmaktadır (Skinner & Phillips, 1982).

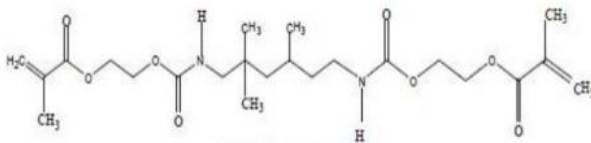
Günümüzde kullanılan kompozit materyallerde, Bisfenol A glisidil dimetakrilat (Bis-GMA) en yaygın tercih edilen monomerlerden biri olup, standart kompozit rezin bileşenlerinin yaklaşık %20'sini oluşturmaktadır (Moszner & Salz, 2001). Bis-GMA, bisfenol A ve glisidil metakrilatın birleşmesiyle elde edilen bifonksiyonel aromatik bir biglisidil metakrilat olarak tanımlanır (Palin & Fleming, 2003).



Şekil 2. Bis-GMA kimyasal yapısı (Gürsoy & Alturfan, 2021)

Bu monomerin yapısında yer alan iki fenil grubunun molekülün rijiditesini artırdığı, hidroksil gruplarının ise moleküller arası hidrojen bağlarının oluşumuna katkıda bulunduğu düşünülmektedir. Çift fonksiyonlu ve renksiz yapıda olması, bu monomerin düşük düzeyde polimerizasyon büzülmesi göstermesini ve hızlı sertleşme özelliği kazanmasını sağlamaktadır. Ancak, yüksek sertliği ve viskozitesi ile renk stabilitesine yönelik bazı sorunlar oluşturabilmesi, dezavantajları arasında yer almaktadır (Palin & Fleming, 2003).

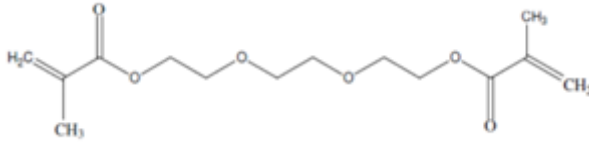
UDMA, bifonksiyonel bir rezin olup, 1974 yılında Foster ve Walker tarafından geliştirilmiştir (Trushkowsky, 2001). Günümüzde, Bis-GMA ve UDMA, birçok kompozit rezinin reçine matriksini oluşturan temel bileşenler arasında yer almaktadır. UDMA, kimyasal yapısına bağlı olarak alifatik ve aromatik formlarda bulunabilmektedir (Palin & Fleming, 2003). Moleküler uzunluğu azdır ve kırılmandır. Polimerizasyon sürecinde yaklaşık %5 ile %9 arasında büzülme göstermesi, bu materyalin en önemli dezavantajlarından biri olarak değerlendirilmektedir (Davy ve ark., 1998; Sideridou ve ark., 2003).



Şekil 3. UDMA kimyasal yapısı (Peutzfeldt, 1997)

Literatürde UDMA'nın, Bis-GMA'ya göre daha düşük viskoziteye sahip olduğu ve renk stabilitesi açısından daha avantajlı olduğu ifade edilmektedir (Moszner & Salz, 2001). Bununla birlikte, UDMA'nın Bis-GMA'ya kıyasla daha fazla polimerizasyon büzülmesine neden olabildiği de rapor edilmiştir (Summitt, 2001; Bayne, 2005). Düşük viskozitesi sayesinde, düşük moleküler ağırlıklı monomerlerin eklenmesine gerek kalmadan dolgu içeriğinin artırılmasına olanak tanımaktadır (Aydın ve ark., 2019).

Kompozitin viskozitesini azaltmak ve inorganik partiküllerin yapıya dahil olmasını sağlamak amacıyla düşük moleküler ağırlığa sahip TEGDMA kullanılır. TEGDMA molekülü, her iki ucunda reaktif çift bağlar içeren kısa bir zincir yapısına sahiptir ve polimerizasyon sırasında yaklaşık %15 oranında büzülmeye neden olur. Rezin kompozitlerin viskozitesini kontrol etmek amacıyla, TEGDMA ve Bis-GMA gibi iki difonksiyonel monomer farklı oranlarda birleştirilmiş ve bu sayede polimerizasyon büzülmesi %3 ila %5 arasına düşürülmüştür (Sawase ve ark., 2000; Sideridou ve ark., 2003; Lee ve ark., 2008).

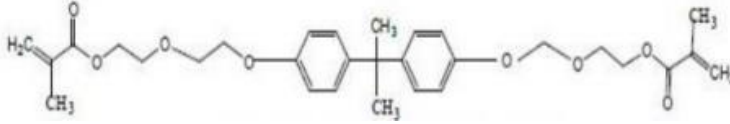


Şekil 4. TEGDMA kimyasal yapısı (Nalçacı & Ulusoy, 2004)

Bisfenol A polietoksimetakrilat (BisMPEPP) monomeri, TEGDMA monomerine benzer şekilde materyalin akıcılığını artıran bir bileşendir. İçeriği Bis-GMA'ya benzese de bazı yönlerden daha avantajlı özellikler sunmaktadır. Daha yüksek akıcılığa sahip olması ve daha düşük su emme kapasitesi, BisMPEPP'nin kompozit reçine yapılarında tercih edilmesini sağlamaktadır (Moszner & Salz, 2001). Bu özellikleri sayesinde, yüksek ve orta akışkanlığa sahip Estelite Flow Quick (Tokuyama), Beautifil-Bulk Flowable (Shofu, Kyoto, Japonya) ve GC Gaenial A'Chord gibi birçok kompozit reçinenin formülasyonunda kullanılmaktadır ((Nagarajan ve ark., 2004; Lu ve ark., 2006).

Bisphenol A ethoxylated dimethacrylate (Bis-EMA), kompozit rezinlerde yaygın olarak kullanılan bir dimetakrilat monomeridir. Yapısal olarak, Bis-GMA'ya benzerlik gösterse de daha düşük viskoziteye sahip olması nedeniyle formülasyonlara ek bir seyreltici monomer gereksinimini azaltır (Pratap ve ark., 2019). Kompozit içindeki temel işlevi, mekanik

dayanıklılığı artırmak ve polimerizasyon büzülmesini minimize etmektir. Bis-EMA, sert ancak kırılğan olmayan bir yapı sağlayarak materyalin aşınma direncini yükseltir ve uzun süreli klinik stabilite sunar. Düşük su emilimi sayesinde, kompozitin hidrotermal yaşlanmaya karşı daha dirençli olmasına katkıda bulunur (Lin ve ark., 2019).



Şekil 5. Bis-EMA kimyasal yapısı (Pratap ve ark., 2019)

4.1.2.2. İnorganik Faz

Kompozit rezinlerin çığneme kuvvetlerine karşı mekanik dayanıklılığını artırmak amacıyla, organik matriks yapısına farklı yapı, boyut, şekil ve bileşimde inorganik doldurucu partiküller entegre edilmiştir. Bu durumun bir sonucu olarak organik matriksin hacmi azalırken, polimerizasyon büzülmesi de düşüş gösterir (Ferracane, 2011). Kompozit materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri büyük ölçüde inorganik doldurucu partiküller tarafından belirlenir. İnorganik doldurucuların yapısı, üretim yöntemi ve kompozit içerisine hangi oranda dahil edildiği, malzemenin mekanik özelliklerini etkiler. Bu partiküller, materyalin translusens özelliğini artırmanın yanı sıra, polimerizasyon büzülmesini azaltarak kompozitin daha sert, yoğun ve aşınmaya karşı dirençli olmasını sağlar (Summitt 2006). Ayrıca, doldurucu partiküller kompozitin kıvamını artırarak uygulama sürecini kolaylaştırır ve estetik özelliklerini iyileştirir (Cramer ve ark., 2011).

Bu faz, matriks içinde dağılan farklı şekil ve boyutlardaki cam partikülleri, lityum alüminyum silikat, kuvars (kristal silika), hidroksiapatit, stronsiyum, itriyum camı ve borosilikat cam gibi doldurucuları içermektedir (Lutz & Phillips, 1983; Sturdevant ve ark., 1995; Wilson ve ark., 2005). Çoğunlukla baryum veya çinko gibi ağır metal oksitleri barındırarak, X-ışınlarına maruz kaldıklarında radyopaklık sağlarlar (Powers, 2006).

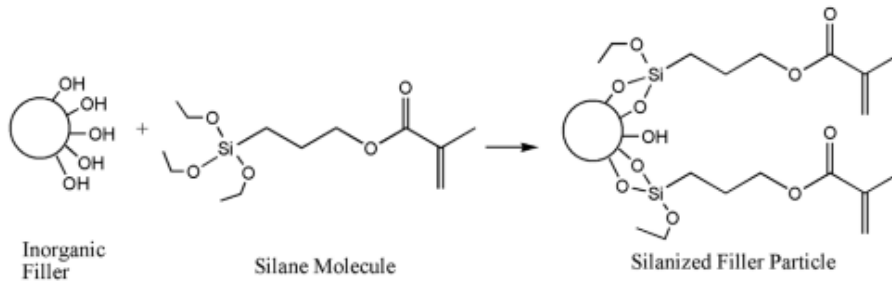
Doldurucu partiküllerin boyutlarının küçültülmesi, aşınma direncini artırırken, su absorpsiyonunu ve termal genleşmeyi azaltmaktadır (Dayangaç, 2000). İnorganik doldurucu partiküllerin boyutu, miktarı ve türü, kompozitin türünü ve klinik kullanımdaki yerini belirlemektedir (Wakefield & Kofford, 2001). Daha küçük partiküllere sahip kompozit

materyaller, daha iyi cilalanabilir ve bu parlaklıklarını uzun süre koruyarak gelişmiş aşınma dayanıklılığı sunar (Ritter, 2017). Ayrıca, partikül boyutunun küçük olması, marjinal sızıntı, renk değişimi, bakteriyel geçiş ve post-operatif hassasiyete yol açan mikrofissürlerin oluşumunu azaltarak mine kenarlarında daha iyi bir kenar uyumu sağlar (Meyer ve ark., 2003).

Rezin matrikse doldurucu partiküllerin eklenmesi, bu partiküllerin matrikse ne kadar güçlü bağlandığına bağlı olarak materyalin özelliklerini önemli ölçüde iyileştirebilir. Ancak, bu bağlanma yeterince sağlanamazsa, doldurucu partiküller malzemenin zayıflamasına neden olabilir. Rezin ile doldurucu arasındaki etkileşim, stresin her iki bileşen arasında dengeli bir şekilde dağıtılmasına yardımcı olur ve rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Bunun sonucunda, rezinin çözünürlüğü azalırken su emilimi de minimum seviyeye iner (Anusavice ve ark., 2012; Trushkowsky, 2014).

4.1.2.3. Ara Faz

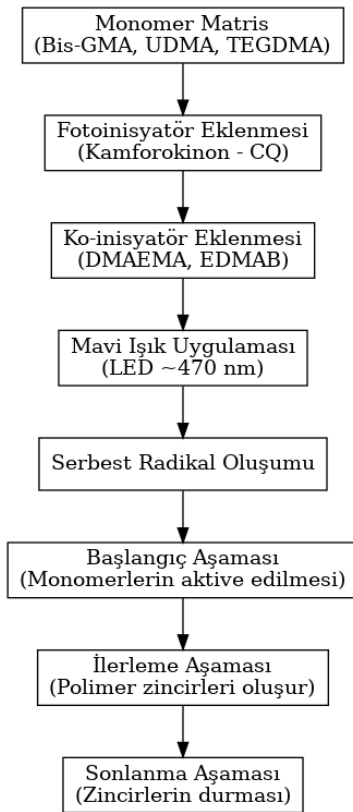
Organik ve inorganik bileşenler arasında stabil bir bağlantı kurulabilmesi için kompozit yapıda ara faz kritik bir rol üstlenmektedir. Bu yapı, silisyum içeren bileşiklerden oluşur ve silan ya da organosilan olarak adlandırılır (Bayne ve ark., 1998). En yaygın kullanılan organosilan türü gama-metakriloksipropil trimetoksisilan olup, bifonksiyonel bir yapıya sahiptir. Bu molekülde yer alan metoksi grupları, inorganik dolgu partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil gruplarıyla reaksiyona girerek aralarındaki kimyasal bağın oluşmasına katkıda bulunur. Molekülün diğer uçlarında yer alan bağlayıcılar ise organik matriksteki doymamış çift bağlarla etkileşime girerek bütünleşmeyi sağlar (McCabe & Walls, 2008). Son aşamada, organosilan bileşiğinde bulunan metakrilat grupları, resin matriks ile kovalent bağ oluşturarak bağlanma mekanizmasını tamamlar (Palin & Fleming, 2003).



Şekil 6. İnorganik doldurucu partiküllerinin yüzey modifikasyonu, silanizasyon (Pratap ve ark., 2019)

4.1.2.4. Başlatıcı–Aktivatör Sistemler

Monomerlerin kimyasal bağlar aracılığıyla uzun zincirler veya moleküler ağlar oluşturmaları sürecine polimerizasyon denir (Powers, 2006; Ersoy ve ark., 2007). Polimerizasyon süreci; aktivasyon, başlatma, ilerleme ve sonlandırma olmak üzere dört temel aşamadan oluşur. Aktivasyon aşamasında, serbest radikaller meydana gelerek polimerizasyon sürecini başlatır. Başlatma evresinde, monomerler serbest radikallerle etkileşime girerek polimer zincirinin oluşumunu başlatır. Zincire yeni monomerlerin eklenmesiyle birlikte büyüme aşaması gerçekleşir. Son olarak, ortamda monomerlerin azalması gibi faktörler nedeniyle reaksiyon kesintiye uğrar ve polimerizasyon tamamlanır (Santini ve ark., 2013).



Şekil 7. Polimerizasyon süreci şematik gösterimi

Kompozitlerin polimerizasyonu, kimyasal bileşenler veya ışık kaynağı kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Işıkla sertleşen kompozitlerde, genellikle görünür ışık spektrumundaki mavi ışığın foto-aktivatörler tarafından emilmesiyle polimerizasyon başlatılır. Bu tür materyallerde, foto-aktivatör olarak kamforokinon %0,2 ile %1 arasında bir oranda

kullanılmaktadır (Munksgaard ve ark., 2000). Kimyasal olarak sertleşen kompozitlerde ise benzoil peroksit ve tersiyer amin, serbest radikal üretimi sağlayarak polimerizasyon sürecini başlatan temel bileşenlerdir (Nadarajah ve ark., 1997).

4.1.2.5. Polimerizasyon inhibitörleri

Polimerizasyon inhibitörleri, dimetakrilat monomerlerinin saklama süresince kendiliğinden polimerleşmesini önlemek veya en aza indirmek amacıyla rezin sistemlerine eklenmektedir. Bu bileşenler, ürünün raf ömrünü koruyarak polimerleşmeden önce kimyasal stabilitesinin korunmasına katkı sağlar. İnhibitörler, serbest radikallerle reaksiyona girerek, polimerizasyon sürecini başlatan serbest radikal aktivasyonunu baskılar ve zincir reaksiyonunun ilerlemesini engeller. Polimerizasyon sürecini durdurmak için en yaygın kullanılan inhibitörlerden biri hidrokinon monometileteridir. Ancak, hidrokinon içeren formülasyonların zamanla renk değişimine neden olabileceği bildirilmiştir ((Hervás-García ve ark., 2006; Anusavice ve ark., 2012).

4.1.2.6. Ultraviyole Stabilizatörleri

Polimerizasyon süreci sonrasında ortaya çıkan artık ürünlerin UV ışığı ile etkileşime girerek renk değişimine yol açmasını engellemek için, kompozit materyallerin organik matriksine UV stabilizatörleri (2-hidroksi-4-metoksi benzofenol) eklenmektedir (Craig ve Powers, 2002; Willems ve ark., 1993). Bu stabilizatörler, elektromanyetik radyasyonu absorbe ederek renk stabilitesini artıran ve UV ışınlarını engelleyen bileşiklerdir. UV ışık emiciler olarak da tanımlanan bu maddeler, özellikle uzun vadede renk değişimine neden olabilen amin türevlerinin UV ışığına maruz kalmasını engelleyerek olası renklenmeleri önlemektedir. Bununla birlikte, bu sistemlerin zamanla kendilerinin de renk değişimine yol açabileceği bilinmektedir (Roberson & Heymann, 2002).

4.1.2.7. Pigmentler

Kompozit reçinelerin dişlerle uyumlu bir renge sahip olmasını sağlamak amacıyla inorganik oksitler eklenmektedir (Powers ve Wataha 2008). Farklı kompozit tonları elde etmek için renklendirici maddeler oldukça düşük oranlarda kullanılır. Kompozit rezinlere farklı renk tonları kazandırmak amacıyla organik ve inorganik pigmentler eklenmektedir. Opaklık seviyesini artırmada en etkili bileşenler arasında titanyum dioksit ve alüminyum oksit bulunmaktadır. (Garg & Garg, 2010).

4.1.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflaması

Kompozit rezinler, inorganik doldurucu partiküllerin boyutuna, bu partiküllerin ağırlık veya hacim oranına, polimer matrikse eklenme şekline, polimerizasyon tekniğine ve viskozite özelliklerine göre farklı kategorilerde sınıflandırılmıştır (Tablo 1) (Dayangaç, 2000).

Tablo 1. Kompozit rezin materyallerin sınıflandırılması

a) İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre

Sınıf	Partikül Büyüklüğü (μm)
Megafil	50–100
Makrofil	10–100
Midifil	1–10
Minifil	0.1–1
Mikrofil	0.01–0.1
Hibrit	0.04–1
Nanofil	0.005–0.01

b) Polimerizasyon Yöntemine Göre

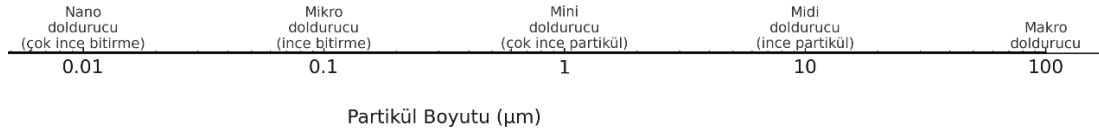
Polimerizasyon Türü
Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler
Işık ile polimerize olan kompozit rezinler
Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

c) Viskozitelerine Göre

Viskozite Türü
Kondanse olabilen kompozitler
Akışkan kompozitler

4.1.3.1. İnorganik Partikül Boyutu ve Oranlarına Göre Sınıflama

Kompozitlerin sınıflandırılmasında en sık tercih edilen yöntem, partikül boyutuna dayalı sınıflamadır. Estetik ve fiziksel özellikleri iyileştirmek amacıyla, partikül boyutlarında ve dağılımında çeşitli düzenlemeler yapılmıştır (Puckett ve ark., 2007).



Şekil 8. Doldurucu Partikül Boyutları (µm)

1983 yılında Amerika’da Lutz ve Phillips inorganik doldurucu partiküllerin boyutuna dayanarak bir sınıflama yapmışlardır (Tablo 2) (Lutz & Philips, 1983).

Tablo 2. İnorganik partiküllerin boyutuna dayanarak yapılan sınıflama (Lutz & Philips, 1983)

Kompozit Rezinler Geleneksel kompozitler	İnorganik Partikül Büyüklüğü (µm)
Geleneksel kompozitler	0.1-100
Mikrofil kompozitler	0.01-0.1
Hibrit kompozitler	0.04-1

1994 yılında Amerika’da Bayne ve çalışma arkadaşları bu sınıflandırmayı genişleterek nanofil ve megafil kompozitleri de dahil etmişlerdir (Bayne ve ark., 1994).

Tablo 3. Bayne ve çalışma arkadaşlarının sınıflaması (Bayne ve ark., 1994)

Kompozit rezinler	İnorganik Partikül Büyüklüğü (µm)
Megafil kompozitler	50 - 100
Makrofil kompozitler	10 - 100
Midifil kompozitler	1 - 100
Minifil kompozitler	0,1 - 1
Mikrofil kompozitler	0,01 – 0,1
Nanofil kompozitler	0,005 – 0,01

4.1.3.1.1. Megafil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül boyutu 50-100 µm arasında değişir (Zimmerli ve ark., 2010). Posterior kompozit restorasyonlarda, yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan bölgelerde dayanıklılığı artırmak amacıyla, çapı 0.5–2 mm arasında değişen büyük boyutlu doldurucular da tercih edilmektedir (Lutz & Phillips, 1983).

4.1.3.1.2. Makrofil Kompozitler

İnorganik doldurucu partiküllerinin boyutları çoğunlukla 1–10 µm aralığında olmakla birlikte, bazı sistemlerde bu partiküllerin büyüklüğü 10–100 µm'ye kadar ulaşabilmektedir. Geleneksel kompozitler olarak da bilinen makrofil ve midifil kompozitler, çiğneme kuvvetlerine karşı düşük direnç gösterdiğinden, posterior dişlerde kullanımı önerilmemektedir (Dayangaç, 2000).

4.1.3.1.3. Midifil Kompozitler

Makrofil kompozitlerin kullanımında ortaya çıkan yüzey pürüzlülüğünü azaltmak amacıyla geliştirilmiş kompozit rezinlerdir. 1-10 µm boyutunda doldurucu partiküller içermekte olup, bu partiküllerin bileşimi ve türü makrofil kompozitlerle benzerlik göstermektedir (Dayangaç, 2000).

4.1.3.1.4. Minifil Kompozitler

İnorganik doldurucu partiküllerinin boyutları genellikle 0,1–1 µm aralığındadır ve içerikteki partikül oranı, makrofil kompozitlere kıyasla daha yüksektir. Küçük boyutları ve fazla sayıda

olmaları sayesinde daha düzgün bir yüzey elde edilmesine olanak tanırırlar. Ayrıca, bu yapıların aşınmaya karşı dayanıklılığı da makrofil kompozitlere göre daha fazladır (Fortin & Vagas, 2000).

4.1.3.1.5. Mikrofil Kompozitler

Mikrofil kompozit rezinler, 0.01-0.1 μm boyutundaki partikülleri içeren kompozit malzemelerdir (Dayangaç, 2000). Bu tür kompozitlerde, inorganik doldurucu oranı ağırlıkça %35-60 arasında değişmektedir. Mikrofil kompozit rezinlerin ana inorganik bileşenlerinden biri, yaklaşık 0.04 μm boyutundaki koloidal silika partikülleridir (Bayne & Thompson, 1998).

Mikrofil kompozit rezinler, homojen ve heterojen olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Homojen rezinlerde, sadece mikrodoldurucu partiküller bulunurken, heterojen rezinlerde mikrodolduruculara ek olarak prepolimerize rezin doldurucular da yer almaktadır (Dayangaç, 2000). Prepolimerize doldurucuların üretimi, mikro doldurucuların kümelenerek sıkıştırılması, ardından rezin içerisine eklenerek sertleştirilmesi ile gerçekleşir. Polimerizasyon sonrası oluşan sert yapı, öğütme işlemiyle işlenerek, klasik kompozit rezinlerde kullanılanlara göre daha büyük prepolimerize dolgu partiküllerine dönüştürülür. Prepolimerize partiküller her ne kadar organik doldurucu maddesi olarak sınıflandırılrsa da, içeriklerinin büyük kısmını inorganik bileşenler oluşturduğu için bu tanımlama teknik açıdan tam anlamıyla doğru kabul edilemez (Anusavice & Phillips, 1996; Trushkowsky, 2014).

4.1.3.1.6. Hibrit Kompozitler

Hibrit kompozit rezinler, 0.04-1 μm partikül boyutuna sahip olup, ortalama 0.6 μm büyüklüğündedir (Fortin & Vagas, 2000). Farklı boyutlardaki doldurucu partiküllerin bir araya getirilmesiyle oluşturulmuşlardır. Partikül boyutları, makrofil kompozitlere göre daha küçük olmakla birlikte, mikrofil kompozitlere kıyasla daha yüksek yoğunluğa sahiptir. İnorganik dolgu oranı, toplam ağırlığın yaklaşık %75–80'ini oluşturur ve bu oranın %85–90'ı cam partiküllerinden, %10–15'i ise silika partiküllerinden meydana gelmektedir (Bayne ve ark., 1995). Ayrıca, 0.04 μm boyutunda koloidal silika partikülleri içerir (Hervás-García ve ark., 2006). Hibrit kompozit rezinler, geleneksel kompozitlerin yüksek mekanik dayanıklılığı ile mikrofil kompozitlerin üstün cilalanabilirlik özelliklerini bir araya getirmek amacıyla tasarlanmıştır (Roberson & Heymann, 2002).

Hibrit kompozit rezinler, midihibrit, minihibrit ve nanohibrit olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır. Midihibrit rezinler, orta büyüklükteki ve mikro doldurucuların birleşiminden

oluşurken, minihibrit rezinler küçük partiküller ile mikro doldurucular içermektedir (Dayangaç, 2000). Nanohibrit rezinler ise orta büyüklükteki ve nano ölçekli doldurucuların birleşimiyle üretilmiştir (Lutz & Phillips, 1983).

4.1.3.1.7. Nanofil Kompozitler

Nanofil kompozitler, 0,005–0,01 µm partikül boyutuna sahiptir. Günümüzde nanoteknolojinin temel amacı, daha küçük, hafif ve dayanıklı malzemeler geliştirmektir. Endüstride önemli bir yeri olan bu teknoloji, diş hekimliğinde de yeni gelişmelere yol açmıştır. Günümüzde nanodoldurucu içeren kompozitler piyasada kullanıma sunulmuştur (Roberson & Heymann, 2006).

Nanofil kompozitlerin organik yapısı, diğer kompozit rezinler gibi polimerik bir matriksten oluşmaktadır (Roberson & Heymann, 2006). İnorganik bileşenleri ise silika nanodoldurucular (nanomerler) ve nanomer gruplarından oluşan kümeler (nanoclusterler) oluşturmaktadır. Nanomerler tek tek dağılım gösterirken, nanoclusterler bir araya gelerek daha büyük yapılar oluşturur (Hervás-García ve ark., 2006; Manhart ve ark., 2004).

Nanofil kompozitlerde doldurucu oranının artırılması, organik polimer matriksin hacimsel oranını azaltır. Bu durum, polimerizasyon büzülmesinde ve su absorpsiyonunda azalma sağlarken; aynı zamanda renk stabilitesini artırarak estetik görünümün uzun süre korunmasına katkıda bulunur. Dayanıklılık açısından hibrit kompozitlere benzeyen nanofil kompozitler, yüzey pürüzsüzlüğü ve estetik özellikleri açısından mikrofil kompozitlerle benzer özellikler gösterir (Mitra ve ark., 2003). Kompozit rezinlere yüksek oranda nano partikül eklenmesi, viskozitenin artmasına sebep olur. Yüksek yüzey gerilimine sahip bu küçük boyutlu partiküller, daha kararlı bir yapı oluşturabilmek amacıyla bir araya gelerek kümelenme eğilimindedir. Böylece, rezin içerisindeki monomer kaynaklı büzülme de azaltılmış olur (Kim ve ark., 2007).

Nanokompozitlerde doldurucu partikül boyutlarının küçük olması, inorganik ve organik faz arasındaki bağlantıyı iki farklı şekilde etkiler. Küçük inorganik doldurucular, organik matriks ile daha geniş bir temas alanına sahip olduğundan, bağlanma kuvveti de artar (Ure & Harris, 2003). Ancak, temas yüzeyinin genişlemesi daha fazla silan kullanımını gerektirir. Silanın fazla miktarda kullanılması dikkat edilmesi gereken bir durumdur, çünkü yetersiz veya hatalı bir silanizasyon işlemi bağlanma performansını olumsuz yönde etkileyebilir (Kim ve ark., 2007).

Günümüzde kompozit rezin restorasyonların başarısızlıkları hala bildirilmekte olup, hibrit, mikrohibrit ve nanofil kompozitlerle yapılan posterior restorasyonlarda aşınma açısından belirgin bir fark olmadığı klinik çalışmalarla gösterilmiştir (Uluakay ve ark., 2011). Diş sıkma alışkanlığı olan hastalarda ve geniş restorasyon gerektiren molar dişlerde dayanıklılık konusunda endişeler devam etmektedir. Ancak laboratuvar testlerinde yeni nesil rezin kompozitlerin klinik başarılarına işaret eden olumlu sonuçlar elde edilmektedir (Hickel ve Manhart, 2001).

4.1.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflama

Kompozit rezinlerin polimerizasyon özellikleri, uygulama şekillerini ve klinik başarılarını doğrudan etkileyen önemli bir parametredir. Bu nedenle polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılmaları, materyalin kullanım alanına yönelik doğru seçim yapılmasında büyük önem taşımaktadır (Özdaş ve ark., 2018).

4.1.3.2.1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler

Kimyasal yolla sertleşen ve otopolimerizan kompozitler olarak da bilinen bu materyallerde polimerizasyon, baz ve katalizörden oluşan pasta-pasta veya pasta-likit bileşenlerinin karıştırılmasıyla gerçekleşir. Bu kompozitlerde, polimerizasyon süreci benzoil peroksit gibi bir başlatıcı ve tersiyer amin gibi bir aktivatör aracılığıyla gerçekleşmektedir (Burgess ve ark., 2002; Sakaguchi ve Powers, 2012). İki patın karıştırılmasıyla birlikte, amin ile benzoil peroksit reaksiyona girer ve serbest radikaller oluşturur. Ardından polimerleşme süreci başlar (Combe & Burke, 2000).

Bu kompozitlerin polimerizasyon sürecinde meydana gelen büzülme genellikle merkez yönünde gerçekleşir ve bu durum, marjinal bölgelerde stres birikimine yol açabilir. Ayrıca, yapısında bulunan tersiyer aminler ağız içi ortamda kimyasal dönüşümlere uğrayarak zamanla kahverengimsi renklenmelere neden olabilir. Bu tür renk değişimleri, ultraviyole ışığa maruz kalma ve nem emilimiyle daha da hızlanabilmektedir (Dayangaç, 2000; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinlerin klinik kullanımlarında bazı dezavantajları söz konusudur. Uzun polimerizasyon süreci, çalışma süresinin kısa olması ve karıştırma sırasında hava kabarcıklarının oluşma ihtimali, bu tür materyallerin klinik başarısını olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Mahn, 2013).

4.1.3.2.2. Işıık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler

İlk kez 1972 yılında kullanılmaya başlanan bu kompozitler, piyasaya tek bileşenli pat formunda sunulmuştur. Üretilen ilk kompozitler UV ışık ile polimerize edilirken, bu ışığın hem hasta hem de hekim için potansiyel zararlı etkileri olduğu fark edilince görünür ışık ile sertleşen sistemlere geçilmiştir. 420-470 nm dalga boyundaki mavi ışık, polimerizasyon sürecini başlatmak için kullanılır ve kamforokinon gibi bileşikler başlatıcı olarak görev yapar. Süreci hızlandırmak amacıyla alifatik aminler eklenir (Dayangaç, 2000).

Görünür ışıkla sertleşen kompozitler, kimyasal olarak sertleşenlere kıyasla daha yüksek polimerizasyon dönüşüm oranına sahiptir. Ayrıca, renk stabilitesi, dayanıklılığı ve kırılma direnci daha yüksektir. Bunun yanı sıra, hekimin polimerizasyon süresini kontrol edebilmesi, bu sistemlerin önemli bir avantajıdır (Burgess ve ark., 2002).

Ancak bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Polimerizasyon süresinin materyal tipi ve rengine göre değişmesi ile kompozitin 2 mm veya daha ince tabakalar halinde uygulanma zorunluluğu, başlıca sınırlayıcı etkenlerdir (Asmussen & Peutzfeldt, 2005).

4.1.3.2.3. Hem Kimyasal Yolla Hem de Işıık ile Sertleşen Kompozit Rezinler

Bu tip kompozit rezinler hem ışık aktivasyonu hem de kimyasal reaksiyon ile polimerize olur. Öncelikle ışıkla başlatılan polimerizasyon, ardından kimyasal süreç ile devam ederek 8-24 saat içinde tamamlanır (Sakaguchi ve Powers, 2012). Polimerizasyon süreci daha yavaş ilerlediği için, özellikle 2 mm'den daha kalın kompozit uygulamalarında ve derin kavitelere tercih edilir. Ayrıca, polimerizasyonun tam gerçekleşememe ihtimalinin bulunduğu durumlarda da kullanımı önerilir (Flury ve ark., 2012).

Dual-cure kompozit rezinler, biri benzoil peroksit içeren ve diğeri aromatik tersiyer amin hızlandırıcı içeren olmak üzere, ışıkla sertleşme özelliğine sahip iki ayrı macun bileşeninden oluşur. En büyük avantajı, ışığın doğrudan ulaşamadığı alanlarda, örneğin aproksimal bölgelerde ve 2 mm'den derin kavitelere etkin bir şekilde kullanılabilmesidir. Ancak, bu sistemin dezavantajlarından biri karıştırma işlemi sırasında hava kabarcıkları oluşarak materyalde gözenekliliğe neden olabilmesidir (Della Bona ve ark., 2003).

4.1.3.3. Viskozitelerine Göre Sınıflama

Kompozit rezinler, uygulama alanlarına ve klinik gereksinimlere bağlı olarak farklı viskozite özelliklerine sahip olacak şekilde formüle edilmektedir. Bu doğrultuda, materyallerin

akışkanlık düzeylerine göre sınıflandırılması; restoratif işlemlerde adaptasyon, şekillendirme ve yerleştirme kolaylığı açısından klinik açıdan büyük önem taşımaktadır (Fidan ve Dereli, 2021).

4.1.3.3.1. Kondanse Edilebilen Kompozitler

Farklı boyutlara sahip ve yüksek oranda doldurucu partiküllerin bir araya getirilmesiyle oluşturulan bu kompozit rezinler, gözenekli ve düzensiz bir yapı sunan özel dolgu sistemleri kullanılarak geliştirilmiştir. İnorganik doldurucuların artırılması ve rezin miktarının azaltılması, bu malzemenin viskozitesini yükseltmiştir (McCabe, 2008; Roberson & Heymann, 2006). Doldurucu içeriği ağırlıkça yaklaşık %70-80 arasında değişiklik göstermektedir.

Bu kompozitlerin en büyük avantajları arasında basınç uygulayarak sıkıştırılabilmesi, etkin bir kontak noktası sağlanması ve daha belirgin bir oklüzal anatomi oluşturulabilmesi yer almaktadır (Hervás-García ve ark., 2006; Trushkowsky, 2014). Özellikle Sınıf II kavitelerin restorasyonlarında, daha iyi proksimal temas elde etmek için kullanılmaktadır (Bayne ve ark., 2002).

Ancak bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Tabakalar arasında adaptasyonun zor olması, işlenmesinin güç olması ve doldurucu partiküllerinin hibrit kompozitlere kıyasla daha büyük olması nedeniyle bitirme ve polisaj sonrası yüzeyin daha pürüzlü kalması, bu materyalin kullanımında karşılaşılan sorunlardır (Bayne ve ark., 2002).

Bu tür kompozit rezinler için “packable, paketlenabilir” terimi de kullanılmaktadır. Bunun nedeni, bazı araştırmacıların “kondanse edilebilir” teriminin yanlış bir anlam taşıdığını ve bu malzeme için uygun olmadığını öne sürmeleridir. Kondansasyon, amalgamın kaviteye yerleştirilirken sıkıştırılmasıyla hacmin azalması ve yoğunluğun artması anlamına geldiğinden, bu terimin bu kompozit türü için kullanılmasının uygun olmadığı düşünülmektedir (Hilton, 2001).

4.1.3.3.2. Akışkan Kompozitler

Akışkan kompozit rezinler, ilk olarak 1996 yılında, küçük kavitelere uygulanmalarındaki zorlukların giderilmesi, hekim kaynaklı hataların azaltılması ve cilalanma özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla diş hekimliği pratiğinde kullanılmaya başlanmıştır (Fidan & Dereli, 2021). Kavite şeklinin istenilen formda oluşturulamadığı durumlarda yüksek akışkanlık özellikleri sayesinde kavite duvarlarına mükemmel şekilde adapte olarak adeziv uygulamalarda

polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve stres kırıcı bir ara katman sağlamak amacıyla geliştirilmiştir (Hachiya ve ark., 1984; Dayangaç, 2000; Cadenaro ve ark., 2009; Shalaan ve ark., 2018).

Günümüzde düşük viskozitesi ve pratik uygulama avantajları sayesinde akışkan kompozitler, restoratif diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahiptir (Bayne ve ark., 1998). İlk nesil akışkan kompozitler, elastisite modüllerinin düşük olması nedeniyle ağırlıklı olarak yüzey örtücü ve fissür örtücü olarak tercih edilmektedir (Bayne ve ark., 1995). Geleneksel hibrit kompozitlere kıyasla, akışkan kompozitlerin doldurucu partikül oranı %20-30 daha azdır, ancak içerdikleri TEDGMA gibi monomer miktarı artırılmıştır (Ferracane, 2011). Düşük viskoziteye ve elastik modüle sahip olmaları, kavite duvarlarına iyi bir adaptasyon sağlamalarına yardımcı olmaktadır. Bu özelliklerinden dolayı, genellikle fissür örtücü veya kavite liner olarak uygulanmaktadırlar (Cadenaro ve ark., 2009; Lee ve ark., 2010). Ayrıca, düşük elastik modülleri sayesinde servikal kama defektlerinde de kullanılabilmektedir (Fidan ve Dereli, 2021).

Fiziksel dayanıklılıklarının nispeten zayıf olması ve doldurucu içeriğinin düşük olması nedeniyle, akışkan kompozitler genellikle düşük stres bölgelerinde veya küçük oklüzal restorasyonlarda tercih edilmektedir (Baroudi & Rodrigues, 2015). Bu  zellikleri sayesinde diş yüzeyine yüksek oranda ıslanabilirlik sağlamakta ve oldukça ince tabakalar halinde uygulanabilmektedirler. Kavite duvarlarına iyi uyum sağlayabilmeleri ve undercut bölgelerine etkili şekilde nüfuz edebilmeleri önemli avantajları arasındadır (McCabe ve ark., 2008).

Dietschi (2001) tarafından bildirildiği üzere, akışkan kompozit rezinler çeşitli klinik uygulamalarda geniş kullanım alanına sahiptir. Bu uygulamalardan bazıları řu şekildedir:

- Koruyucu rezin restorasyonlarda,
- Pit ve fissür  rt c s  olarak,
- Kavite tabanı materyali şeklinde,
- Minimal invaziv sınıf II restorasyonlarda,
- Sınıf II restorasyonların gingival kenar bölgelerinde,
- Sınıf V tipi abfraksiyon kaynaklı lezyonların tedavisinde.

Bunların yanı sıra, ortodontik braket yapıştırılmasında, travma sonrası kırık veya mobil dişlerin splintlenmesinde, metal altyapıları maskelemek amacıyla, protez ve kompozit restorasyon tamirlerinde, indirekt kavitelere undercut bölgelerini örtmek için ve ayrıca minimal invaziv

sınıf III restorasyonlarda ve porselen ya da kompozit veneerlerin simantasyon işlemlerinde de kullanım alanı bulmaktadırlar (Fidan & Dereli, 2021).

Viskozite artırıcı özelliklere sahip olan Bis-GMA veya UDMA yerine, viskoziteyi azaltan TEGDMA gibi monomerlerin tercih edilmesi, materyalin mekanik dayanıklılığını azaltmakta ve bu nedenle yüksek stres altındaki bölgelerde kullanımını sınırlamaktadır. Bu nedenle, akışkan kompozit rezinler genellikle geleneksel kompozit rezinlerin altına liner olarak uygulanmaktadır. Bu uygulama yöntemi, polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak gelişen stresleri azaltmakta; böylece mikro sızıntının önlenmesine ve tüberkül deformasyonlarının engellenmesine önemli ölçüde katkı sağlamaktadır (Dayangaç, 2000; Yap, 2002; Senawongse & Pongprueksa, 2007).

Akışkan kompozit rezinler, sahip oldukları çeşitli avantajlar sayesinde klinik uygulamalarda yaygın olarak tercih edilmektedir. Bu materyaller, restorasyon başarısını olumsuz etkileyen mikro sızıntıyı azaltmada etkili olup, geleneksel kompozitlerin altında stres emici bir ara tabaka görevi görebilirler (Fidan & Dereli, 2021). Ayrıca, restorasyon sırasında ya da kenar bölgelerinde oluşabilecek mikro çatlakları doldurma potansiyeline sahiptirler (Ikeda ve ark., 2009). Uygulama kolaylığı, kavite duvarlarına yüksek adaptasyon yeteneği ve preperasyonun tabanında ya da duvarlarındaki yüzey düzensizliklerini tolere edebilme özellikleri, bu materyallerin klinik kullanımını daha da cazip hale getirmektedir. Ancak, uygulama esnasında materyalin akışkanlığının tam olarak kontrol edilememesi, malzemenin manipülasyonunu güçleştirmesi ve kullanılan el aletlerine yapışma eğilimi gibi bazı dezavantajları da bulunmaktadır (Jackson & Morgan, 2000; Labella ve ark., 1999; Unterbrink & Liebenberg, 1999).

Son yıllarda yüksek doldurucu içeriği, düşük polimerizasyon büzülmesi ve geliştirilmiş mekanik özellikleriyle dikkat çeken yeni nesil akışkan kompozit rezinler geliştirilmiş ve piyasaya snulmuştur (Shimatani ve ark., 2020; Ujiie ve ark., 2020). Bu gelişmeler, akışkan kompozitleri daha geniş bir kullanım yelpazesine sahip alternatif malzemeler haline getirmiştir. Klinik kullanım açısından, "yüksek oranda doldurulmuş akışkan kompozit" veya "enjekte edilebilir kompozit" olarak adlandırılan bu yeni nesil malzemeler, önceki akışkan rezinlere kıyasla hem daha iyi mekanik ve estetik özellikler sağlamakta hem de işlem süresini kısaltarak uygulama prosedürlerini kolaylaştırmaktadır (Sabbagh ve ark., 2004; Kitasako ve ark., 2016).

Akışkan kompozit rezinler kullanılarak uygulanan enjeksiyon tekniği (injection moulding), aşınmış veya defektli dişlerin morfolojisinin ve konturunun yeniden şekillendirilmesini sağlayan etkili bir yöntemdir. Bu teknik, hastalara daha düşük maliyetli, minimal invaziv ve hızlı bir tedavi seçeneği sunarken, uzun vadede yeterli dayanıklılığı ve öngörülebilir klinik sonuçları desteklemektedir (Coachman ve ark., 2020).

Geleneksel kompozitlerle kıyaslandığında, düşük viskoziteye sahip olmalarına rağmen, yüksek oranda doldurucu içermeleri sayesinde yük taşıyan bölgelerde bile uygulanabilirlikleri artmıştır. Yeni nesil akışkan kompozitlerin artırılmış fiziksel ve mekanik özellikleri, onları kalıcı restorasyon materyali olarak kullanıma uygun hale getirmiştir (Terry ve Powers, 2014). Üretici firmalar, bu yeni kompozitlerin geleneksel kompozitler gibi kalın tabakalar halinde de uygulanabileceğini belirtmektedir (Ikeda ve ark., 2009).

Posterior dişlerde tabakalama teknikleri kullanılarak gerçekleştirilen klinik çalışmalar, akışkan kompozit restorasyonların iki ile üç yıl boyunca geleneksel kompozitlerle benzer performans gösterdiğini ortaya koymuştur (Labella ve ark., 1999; Trifkovic & Powers, 2018; Pereira Sanchez, 2019). Başka araştırmalarda da, yeni nesil akışkan kompozitlerin diğer türlere kıyasla daha yüksek eğilme direnci sağladığı belirlenmiştir (Price ve ark., 2015; Imai ve ark., 2019).

Nanohibrit kompozit rezinler ile akışkan kompozitler karşılaştırıldığında, 24 aylık bir gözlem sürecinde çürük bulunmayan servikal lezyonları restore etme açısından her iki malzemenin benzer klinik sonuçlar verdiği tespit edilmiştir (Karaman ve ark., 2012). Ayrıca, diş fırçalama simülasyonu sonrası yapılan bir analizde, geleneksel nanohibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında yeni nesil akışkan kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve aşınma dirençleri açısından benzer sonuçlar verdiği rapor edilmiştir (Jin ve ark., 2014; Zhang ve ark., 2021). Bu bulgular, son dönemde geliştirilen akışkan kompozit rezinlerin estetik restorasyonlar için umut verici bir seçenek sunduğunu göstermektedir. (Jin ve ark., 2014; Karaman ve ark., 2012; Zhang ve ark., 2021).

Restoratif malzemelerin uzun vadeli başarısı, ağız ortamında maruz kaldıkları bozulma süreçlerine karşı dirençlerine bağlıdır. Abrazyon, atrisyon, korozyon, erozyon ve oral hijyen alışkanlıkları bu bozulma süreçlerini etkileyen temel faktörler arasında yer almaktadır (Bollen ve ark., 1997).

Ağız hijyeninin en önemli aşamalarından biri olan diş fırçalama; süresi, uygulanan kuvvet ve kullanılan diş macununun aşındırıcılığına bağlı olarak, kompozit rezin bazlı materyallerin yüzeyinde aşınmalara yol açmaktadır. Bu durum, polimer matriksin aşınmasıyla daha sert olan doldurucu partiküllerin yüzeyde kalmasına neden olmaktadır (Kamonkhantikul ve ark., 2014; Neme ve ark., 2002). Yapılan araştırmalar, diş fırçalamanın kompozit rezin yüzeylerinde aşınmalara sebep olduğunu göstermektedir. Fırçalama sırasında yumuşak polimer matriks aşınırken, inorganik yapı yüzeyde kalmaktadır. Polisaj sırasında kullanılan fırça kılları, lastik frezler veya diskler gibi doldurucu partiküllerini aşındırıp yüzeyi düzeltemediğinden, pürüzlü bir yüzey oluşmaktadır (Neme ve ark., 2002).

4.1.3. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu

Polimerler, monomer adı verilen küçük yapı taşlarının birbiriyle kimyasal bağlar kurarak oluşturduğu büyük moleküllerdir. Bu yapı taşlarının birleşerek uzun zincirli yapılara dönüşmesi süreci ise polimerizasyon olarak adlandırılır (Peutzfeldt, 1997). Polimerizasyon sürecinde dört temel reaksiyon aşaması gerçekleşmektedir: aktivasyon, başlangıç, çoğalma ve sonlandırma (Ritter ve ark., 2018). Aktivasyon aşamasında, polimerizasyon sürecini başlatan serbest radikaller oluşmaktadır. Başlangıç aşamasında, serbest radikaller monomerlerle etkileşime girerek polimer zincirinin oluşumunu başlatır. Çoğalma evresinde, zincire yeni monomerlerin eklenmesiyle polimer yapısı büyümeye devam eder. Sonlandırma aşamasında ise, ortamda yeterli monomer bulunmaması gibi etkenler nedeniyle reaksiyon tamamlanır (Kwon ve ark., 2012).

Polimerizasyonun kimyasal olarak başlaması, serbest radikal oluşumu ve bu radikallerin eşleşmemiş elektronlarıyla bileşenler oluşturmasıyla gerçekleşmektedir (Santini ve ark., 2013). Meydana gelen serbest radikal, rezin monomer içerisindeki karbon-karbon çift bağı ile karşılaştığında, çift bağdaki elektronlardan biriyle etkileşime girerek ilgili monomeri de serbest radikale dönüştürmektedir. Bu süreç, zincirleme reaksiyon şeklinde devam ederek polimer yapısının oluşumunu sağlamaktadır (Albers, 2002).

4.1.3.1. Polimerizasyon Derecesi (Konversiyon)

Kompozit rezinlerin polimerizasyon sürecinde, monomerlerin polimere dönüşme oranı polimerizasyon derecesi veya konversiyon olarak adlandırılır. Genel kaniya göre, kompozit rezinlerin klinik başarısı açısından uygulama esnasında yüksek polimerizasyon derecesine ulaşılması büyük önem taşımaktadır (Dewaele ve ark., 2006). Polimerizasyon derecesi arttıkça,

reaksiyona girmeyen artık monomer miktarı azalır ve buna bağlı olarak malzemenin fiziksel özellikleri iyileşir (Craig, 1981).

Polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan stresleri azaltmak amacıyla polimerizasyon derecesinin bilinçli olarak düşürülmesi, ilk bakışta olumlu bir strateji gibi görünse de, bu yaklaşım materyal performansı açısından uygun değildir (Dewaele ve ark., 2006). Yetersiz polimerizasyon, kompozit rezinlerin mekanik dayanıklılığını, aşınma direncini ve biyouyumluluğunu olumsuz yönde etkileyebilir. Bu nedenle, ideal bir kompozit rezin materyali, yüksek polimerizasyon derecesi ile birlikte minimum hacim büzülmesi gösteren bir yapıya sahip olmalıdır (Caughman ve ark., 1991; Dewaele ve ark., 2006).

Yetersiz polimerizasyon, polimerize olmamış monomerlerin toksik etkileri nedeniyle pulpa dokusuna zarar verebilir. Ayrıca, restorasyon ile diş arasındaki bağlantıda defektler oluşmasına sebep olarak kenar sızıntısına, postoperatif hassasiyete, renk değişimine, aşınmaya ve sekonder çürük oluşumuna yol açabilir (Caughman ve ark., 1991; Ferracane ve ark., 1997).

4.1.3.2. Polimerizasyon Teknikleri

Araştırmacılar, polimerizasyon büzülmesini azaltmak için polimerizasyon hızının düşürülmesi gerektiğini belirtmiş ve bu amaçla yavaş başlangıçlı (soft-start) polimerizasyon tekniklerinin kullanılmasını önermişlerdir (Mehl ve ark., 1997; Yap, 2002). Sabit ışık şiddetinin sürekli uygulanmasının yanı sıra, dört farklı ışık uygulama tekniği bulunmaktadır (Mehl ve ark., 1997).

4.1.3.2.1. Kademeli güç artışıyla uygulanan ışık tekniği (Step-curing): Başlangıçta, belirli bir süre boyunca düşük şiddette ışık uygulanır, ardından ışık şiddeti artırılarak daha yüksek enerji verilir. Bu yöntem, başlangıç aşamasında polimerizasyon streslerini ve polimerizasyon büzülmesini azaltmayı amaçlar (Bektaş ve ark., 2006).

4.1.3.2.2. Düzenli artan güçte ışık uygulama tekniği (Ramped-curing, Exponential): Bu teknikte ışık yoğunluğu belirli basamaklarla değil, kademesiz olarak artar. İlk olarak düşük şiddette başlatılan ışık, zamanla düzenli bir şekilde artırılarak en yüksek seviyeye ulaşır. Böylece kompozitin sertleşme süreci yavaşlatılarak polimerizasyon stresleri azaltılmış olur (Bektaş ve ark., 2006).

4.1.3.2.3. Ara verilmiş kademeli ışık tekniği (Pulse-delay): İlk olarak kısa süreli düşük yoğunlukta ışık uygulanır, ardından belirli bir süre beklenir. Bekleme süresinin ardından, daha yüksek şiddette ve daha uzun süre ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlanır. İlk uygulama

sırasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesi, ara verilen sürede stabilize edilir ve ikinci aşamada polimerizasyonun tamamlanması sağlanır (Bektaş ve ark., 2006).

4.1.3.2.4. Aralıklı ışık uygulama tekniği (Intermittent): Bu yöntemde ışık belirli periyotlarla uygulanır. Örneğin, bir saniyelik döngülerde ışık yarım saniye boyunca tam güçte açılır, ardından yarım saniye kapatılır. Bu aralıklı ışık uygulaması, yüksek şiddetli ışığın ani etkilerini azaltarak kontrollü bir polimerizasyon süreci sunar (Bektaş ve ark., 2006). Kuartz-tungsten-halojen ışık kaynakları, dental işlemlerde yaygın olarak kullanılmaktadır (Caughman ve ark., 2002; Rueggeberg, 1999).

4.1.3.3. Kompozit Rezinlerde Polimerizasyon Büzülmesi

Polimer yapısının en küçük birimi monomerdir (Peutzfeldt, 1997). Kimyasal yapıları ve reaksiyon aktiviteleri aynı olan basit moleküller monomer olarak adlandırılırken, bu monomerlerin kovalent bağlarla düzenli bir şekilde birleşerek oluşturduğu büyük moleküller polimer olarak tanımlanmaktadır (O'Brien, 1997). Monomerlerin polimer yapıya dönüşme süreci ise polimerizasyon olarak bilinmektedir (Müjdeci ve ark., 2005). Kompozit rezinlerin geliştirilmesinden bu yana, tam anlamıyla çözilemeyen en temel problemlerden biri, polimerizasyon sırasında monomerlerin polimer zincirine katılımı ile oluşan hacimsel büzülmedir. Bu büzülme genellikle %1,5 ile %3 arasında değişmekte olup (Yap & Seneviratne, 2001), diş-restorasyon arayüzünde gerilme birikimine yol açarak adeziv bağın zayıflamasına ve restorasyonun tutuculuğunun azalmasına neden olabilmektedir. Arayüzde oluşan bu gerilim, bağlanma bölgesinde mikroskopik boşlukların ve defektlerin oluşmasına zemin hazırlar. Sonuç olarak, mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet, renk stabilitesinde bozulma ve sekonder çürük gelişimi gibi klinik komplikasyonlar ortaya çıkabilir (Noort, 1994).

Polimerizasyon büzülmesi, kompozit rezinler için olağandır. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit malzemelerde bu büzülme oranı genellikle %2 ile %4 arasında değişirken, akışkan kompozit rezinlerde ise %3,5 ile %6,5 arasında olabilir (Yap & Seneviratne, 2001). Organik matriks oranının yüksek olması ve doldurucu içeriğinin düşük olması, materyallerin daha fazla polimerizasyon büzülmesine yol açabilir. Bu durumu en aza indirmek amacıyla üreticiler, doldurucu içeriği yüksek olan kompozit materyaller geliştirmekte ve rezin matriksinde çeşitli değişiklikler yaparak büzülmeyi azaltmaya yönelik çözümler sunmaktadır (Freilich, 2000).

4.1.3.4. Işıkla Sertleşen Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonda Kullanılan Işık Kaynakları

Günümüzde polimerizasyon için halojen lambalar, ışık yayan diyotlar (LED), plazma ark lambaları ve argon iyon lazerleri olmak üzere dört farklı ışık kaynağı kullanılmaktadır (Martin, 1998).

4.1.3.4.1. Kuartz Tungsten-Halojen Işık Kaynakları

Kuartz-tungsten-halojen ışık kaynakları, dental işlemlerde yaygın olarak kullanılan ve 380-520 nm dalga boyunda mavi ışık üreten polimerizasyon sistemleridir (Mills ve ark., 1999). Tungsten filament ve halojen bazlı inert gaz içeren kuartz yapı sayesinde yüksek sıcaklıklara dayanıklıdır. Çalışma prensibi, tungsten filamentin ısınarak buharlaşması ve halojen gazın bu buharı filamentlere geri çökeltmesiyle filament ömrünü uzatması esasına dayanır. Ancak gaz kaybı durumunda ışık çıkışı azalır. Yüksek voltajlı modellerde kripton gibi farklı gazlar kullanılabilir. Bu sistemler, aşırı ısınmayı önlemek için fanlarla soğutulmalı, aksi takdirde oksijenin içeri girmesi lambanın ömrünü kısaltabilir. Kızılötesi ışık yayılımı nedeniyle ısı artışını engellemek için özel filtreler kullanılır. Filtrelerin bozulması, pulpa sıcaklığını artırabilir. Bu nedenle ışık kaynaklarının verimi ve filtreleri düzenli olarak kontrol edilmelidir (Caughman ve ark., 2002; Rueggeberg, 1999).

Uzun yıllardır diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılıyor olmasına rağmen halojen ışık kaynakları; kısa ömürlü olmaları, zamanla etkinliğini kaybeden lamba, reflektör ve filtre gibi bileşenleri ile yüksek ısı üretmeleri gibi bazı dezavantajlara sahiptir. Bu nedenlerle, son yıllarda alternatif ışık kaynaklarına yönelik arayışlar artmıştır (Akgün, 2003; Soh ve ark., 2003).

4.1.3.4.2. LED (Light -Emitting Diodes) Işık Kaynakları

Kuartz-tungsten-halojen lambaların bazı dezavantajlarını gidermek amacıyla LED ışık kaynakları geliştirilmiştir (Soh ve ark., 2004). Bu sistemler, elektron geçişini sağlayan iki farklı yarı iletken tabakadan oluşur (Hofmann ve ark., 2002; Soh ve ark., 2003). Mavi LED ışık cihazları, yaklaşık 455–486 nm dalga boyu aralığında ışık yayarak, kompozit materyallerde bulunan başlatıcı ajan kamforokinonun etkinleşmesi için gerekli enerjiyi sağlayabilmektedir (Caughman & Rueggeberg, 2002; Yap ve ark., 2003).

LED ışık kaynakları, ışık üretimi sırasında ısı açığa çıkarmadıkları için uygulandıkları yüzeylerde minimum sıcaklık artışına neden olur. Ayrıca, yalnızca gerekli dalga boyunda ışık yaydıklarından, halojen lambalarda olduğu gibi filtre kullanımına gerek duymazlar (Soh ve

ark., 2003). Bu yönüyle, filtre gerektirmeyen tek ışık kaynaklarıdır. Fan içermemeleri sayesinde sessiz çalışırlar ve kompakt, taşınabilir formda üretilebilirler. Bunun yanı sıra, uzun ömürlü olmaları ve sabit ışık şiddeti sağlamaları önemli avantajları arasındadır (Akgün, 2003; Soh ve ark., 2004).

LED ışık kaynaklarının bazı sınırlamaları da bulunmaktadır. En önemli dezavantajlarından biri, dar bir enerji spektrumuna sahip olmaları nedeniyle yalnızca kamforokinon içeren kompozitleri etkin şekilde polimerize edebilmeleridir. Daha kısa dalga boylarında aktive olan başlatıcılar içeren bazı kompozit ve adeziv sistemlerin polimerizasyonunda yetersiz kalabilirler (Hofmann ve ark., 2002).

Diş hekimliğinde LED teknolojisinin kullanımı nispeten yeni sayılmakla birlikte, ilk jenerasyon LED cihazları zaman içerisinde geliştirilmiş ve yerini daha güçlü ışık şiddeti sunan ikinci nesil sistemlere bırakmıştır. İlk nesil LED ışık kaynakları, 400 mW/cm²'den düşük ışık şiddeti sundukları için polimerizasyon süresi 40 saniye veya daha fazla olabilmekte ve geleneksel halojen ışık kaynaklarına kıyasla performans açısından yetersiz kalabilmektedir (Dunn & Bush, 2002).

Günümüzde geliştirilen ikinci nesil LED sistemleri ise 600–1000 mW/cm² aralığında yüksek ışık şiddeti üreten ileri teknoloji ürünleridir. 390–490 nm geniş dalga boyu spektrumuna sahip olduklarından, farklı kompozit rezin türlerinin polimerizasyonunda daha etkili sonuçlar sağlamaktadırlar. Bu sebeple 1. nesil LED'lerden daha iyi performans gösterirler ve polimerizasyon için gereken uygulama süresini 20 saniyenin altına indirebilmektedir (Mills ve ark., 1999; Price ve ark., 2003).

4.1.3.4.3. Plazma Ark Işık Kaynakları

Bu ışık kaynağı, uzun yıllardır farklı alanlarda kullanılmasına rağmen, diş hekimliği uygulamalarına daha geç girmiştir (Caughman & Rueggeberg, 2002). Plazma ark ışık kaynakları, basınçlı bir hazne içinde yer alan inert gaz dolu sistemde, birbirinden ayrılmış iki tungsten elektrot içerir. Elektrotlar arasında yüksek voltajlı bir elektrik potansiyeli oluştuğunda, aralarındaki boşlukta bir kıvılcım meydana gelir ve bu kıvılcım çevresindeki ksenon gazını iyonize ederek plazma oluşturur (Caughman & Rueggeberg, 2002; Rueggeberg, 1999).

Plazma ark ışık kaynaklarında, akım elektrotlardan geçerken ısı açığa çıkar ve bu durum restore edilen dişte intrapulpal sıcaklık artışına yol açabilir. Özellikle dentin bağlayıcılarının

polimerizasyonu sırasında, yeterli kalınlıkta dentin ve kompozit rezin tabakası bulunmadığında, pulpa hasarını önlemek için plazma ark ışık kaynaklarının 3 saniyeden daha kısa süreyle kullanılması önerilir (Çelik & Özel, 2008). Ayrıca, en hızlı polimerizasyon sağlayan sistemler arasındadır ancak restorasyon ile diş yapısı arasındaki ara yüzeyde oluşan polimerizasyon büzülme streslerini artırma gibi bazı dezavantajlara sahiptir (Caughman & Rueggeberg, 2002). Diş hekimliği literatüründe, polimerizasyon süresi kısa olan materyallerin mekanik özelliklerinin bu durumdan olumsuz etkilendiğini ortaya koyan çalışmalar da mevcuttur (Peutzfeldt ve ark., 2000; Stritikus & Owens, 2000).

4.1.3.4.4. Argon Lazer Işık Kaynakları

1980'lerden itibaren kullanılmaya başlanılmalarına rağmen ekonomik sebeplerden ötürü yaygın kullanılamamıştır (Santos ve ark., 2004). Hicks ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, argon lazer ile polimerizasyonun süreci hızlandırdığı, artık monomer miktarını azalttığı ve halojen ışık kaynaklarıyla karşılaştırıldığında polimerize edilen materyallerin fiziksel özelliklerinde bir fark yaratmadığı gösterilmiştir (Hicks ve ark., 2000).

Lazer ışık kaynaklarının ömrü sınırlıdır ve kullanım sıklığından bağımsız olarak zamanla eskimeye devam eder. Kaynak değişimi, uzmanlık gerektiren bir işlem olduğundan, eğitim almamış biri tarafından yapılamaz ve maliyetlidir. Bu faktörler nedeniyle, lazer sistemlerinin kompozit polimerizasyonunda yaygın kullanımı sınırlı kalmaktadır (Rueggeberg, 1999).

4.1.4. Güncel Kompozit Resin Sistemler

4.1.4.1. Ormoserler

Ormoserler, "organik modifiye seramik" teriminin ilk hecelerinden türetilmiş bir isimdir. Kompozitlerin organik matriksinde yapılan yapısal değişiklikler sayesinde, aşınmaya karşı oldukça dirençli hale getirilmişlerdir (Dayangaç, 2011). Ormoser yapılarında organik matriksin ana bileşeni olarak metakrilat polisiloksan tercih edilirken, dimetakrilat monomerlerinin oranı geleneksel sistemlere kıyasla azaltılmıştır. Bu durum, geleneksel kompozitlere kıyasla alerjik reaksiyon riskini düşürmektedir. Ormoserlerin en önemli avantajları arasında düşük polimerizasyon büzülmesi, biyouyumlu yapısı ve çürük oluşumuna karşı koruyucu özellikleri yer almaktadır (Ajlouni ve ark., 2005). Ormoserlerin, daha az doldurucu içeriğine sahip olmalarına rağmen kompozitlere göre daha düşük aşınma gösterdiği ve hibrit kompozitlerle benzer seviyede büzülme oranına sahip olduğu çeşitli çalışmalarla ortaya konmuştur (Ilie & Hickel, 2011).

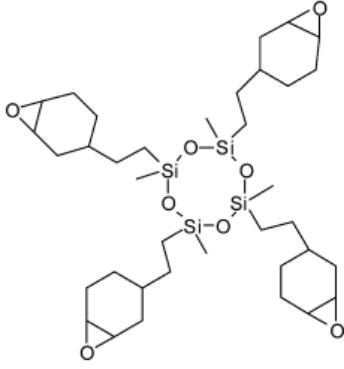
4.1.4.2. Siloranlar

Son yıllarda kompozit materyallerin fiziksel ve estetik özellikleri önemli ölçüde gelişmiş olsa da, polimerizasyon büzülmesi hala tam olarak çözülmemiş bir sorun olarak varlığını sürdürmektedir (Uluakay ve ark., 2011). Bu sorunu gidermek amacıyla geliştirilen siloranlar, yapısındaki siloksan ve oksiran moleküllerinin reaksiyonu sonucu katyonik halka açılımı gösteren hibrit bir monomer sistemine sahiptir. Bu materyaller, kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla geliştirilmiştir (Al-Boni & Raja, 2010).

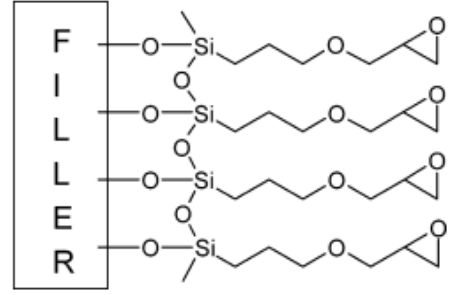
Siloran bazlı kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi yaklaşık %1 düzeyindedir ve bu düşük büzülme oranı, polimerizasyon stresinde %80'e varan bir azalma sağlamaktadır (Uluakay ve ark., 2011). Siloran molekülü, merkezde yer alan bir siloran çekirdeğinin etrafına dört oksiran halkasının bağlanmasıyla oluşur. Katyonik halka açılımı gerçekleştiğinde, hacimsel bir genişleme meydana gelir ve bu durum, moleküler bağlanma sırasında ortaya çıkan büzülmeyi dengeleyerek tolere eder (Weinmann ve ark., 2005).

Siloran bazlı kompozitlerin daha az polimerizasyon büzülmesi göstermesinin yanı sıra, biyolojik sıvıları taklit eden likitlere karşı daha dirençli olmaları avantajlı özelliği arasında sayılabilir (Weinmann ve ark., 2005). Biyouyumlulukları, yüksek mekanik dayanımları, hidrofobik özellikleri ve düşük polimerizasyon büzölmeleri sayesinde, metakrilat bazlı rezinlere alternatif olarak geliştirilmiş ve klinik uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır (Gökçe & Özel, 2005).

Yapılan *in vitro* bir araştırmada, siloran bazlı restoratif materyallerin renk stabilitesinin daha düşük olduğu ve yüzeylerinde belirgin derecede bozulma meydana geldiği gözlemlenmiştir. Bu malzemeler, sınırlı sayıda renk seçeneğine sahip olmaları ve daha düşük translusensi özellikleri nedeniyle genellikle yalnızca arka diş restorasyonlarında tercih edilmektedir (Pires-de-Souza ve ark., 2011).



Şekil 9. Siloran yapısı (Weinmann ve ark., 2005)



Şekil 10. Silanizasyon

4.1.4.3. Giomerler

Diş hekimliğinde ideal restoratif materyal arayışı günümüzde de devam etmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2011). Son yıllarda minimal invaziv yaklaşımlara olan ilginin artması, yapışma özelliği bulunan, flor salabilen ve doğal diş dokusuna benzer mekanik ve estetik özellikler gösteren materyallere yönelik çalışmaları hızlandırmıştır. Bu doğrultuda, cam iyonomer simanların flor salma özelliği ile kompozit rezinlerin estetik avantajlarını bir araya getiren giomerler geliştirilmiştir (Burke ve ark., 2006; Coutinho ve ark., 2009). Giomerler, kompomerler gibi ışıqla sertleşmektedir ve diş dokusuna adezyon için bir adeziv sisteme ihtiyaç duymaktadır (Okuyama ve ark., 2006).

Giomerler, önceden reaksiyona girmiş cam partikülleri içeren (Pre-Reacted Glass filler – PRG) yapısıyla karakterize edilen kompozit bazlı restoratif materyallerdir. Estetik açıdan diş rengine uyumlu olan bu hibrit yapıdaki malzemeler, modern restoratif materyallerin en yeni gruplarından birini oluşturmaktadır. Giomerlerin üretiminde, PRG teknolojisinden yararlanılarak hem kompozitlerin fiziksel dayanımı hem de cam iyonomerlerin biyolojik avantajları bir araya getirilmektedir (Kimyai ve ark., 2011). Giomerlerin uygulama kolaylığı, cilalanabilirliği ve estetik avantajları bulunurken, biyouyumluluk açısından geleneksel cam iyonomer simanlar, kompomerler ve rezin kompozitlere göre daha iyi sonuçlar sunduğu belirtilmektedir. Ayrıca, flor salınımı ve yeniden yüklenebilme özelliği sayesinde, çürük riski yüksek çocuk hastalar için önemli bir klinik avantaj sunmakta ve süt dişi restorasyonları için etkili bir seçenek oluşturmaktadır (Gordan & Mjör, 2002; Kimyai ve ark., 2011; Yap & Mok, 2002).

4.1.4.4. Bulk-fill Kompozit Rezinler

Tek seferde uygulanabilme özelliği sayesinde bulk-fill kompozitler, tedavi sürecini hızlandırmakta ve klinik verimliliği artırmaktadır. Bu materyaller, 4 mm'ye kadar olan kavite derinliklerinde tek katman halinde uygulanarak zaman kazandırmaktadır. İnorganik yapısında yer alan baryum ve iterbiyum partikülleri, radyoopasiteyi artıran bileşenlerdir (Ilie ve ark., 2013). Işıkla polimerizasyonun daha derin katmanlara ulaşmasını sağlamak amacıyla, yiterbiyum triflorid, baryum alüminyum silikat cam ve zirkonyum silika partikülleri gibi bileşenler kullanılarak translusentlik artırılmıştır (Aydın ve ark., 2019). Bulk-fill kompozitlerin diğer avantajları arasında, kompozit tabakasının adaptasyonunu iyileştirerek tabakalar arasında boşluk oluşumunu önlemesi, yeterli aşınma direncine sahip olması ve radyoopasite açısından tatmin edici özellikler sunması yer almaktadır (El-Damanhoury & Platt, 2014).

4.1.4.5. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Fiber destekli kompozit rezinler, dentin dokusunun stres emme özelliğini taklit ederek restorasyonların dayanıklılığını artırır. Özellikle geniş Sınıf II restorasyonlarda kullanılabilirler. Polimerizasyon büzülme stresinin kontrol altına alınarak kenar sızıntısının azaltılmasına katkı sağladığı belirtilmektedir (Garoushi ve ark., 2008). Araştırmalar, fiberlerin kompozit içindeki çatlak ilerlemesini önlediğini veya yavaşlattığını göstermektedir (Fráter ve ark., 2014). Mekanik özellikleri güçlendirmek amacıyla cam, poliester, karbon, aramid ve ekstra yüksek molekül ağırlıklı polietilen gibi farklı fiber türleri içerebilirler. Yapılan mekanik testler, kısa fiber takviyeli kompozit rezinlerin, geleneksel kompozit materyallere göre daha yüksek yük taşıma kapasitesi ile birlikte üstün bükülme ve kırılma direnci gösterdiğini ortaya koymaktadır (Van Dijken & Sunnegårdh-Grönberg, 2006). Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler; splintleme, geniş madde kayıplı dişlerin restorasyonu ve kanal tedavisi sonrası restorasyon gibi çeşitli klinik endikasyonlarda kullanılmaktadır (Sakaguchi & Powers, 2012).

4.1.4.6. İyon Salabilen Kompozit Rezinler

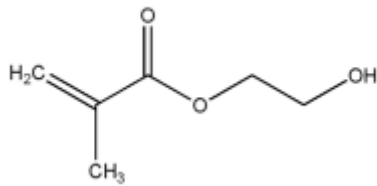
1998 yılında piyasaya sürülen antibakteriyel kompozitlerin yapısında florür, kalsiyum ve hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar bulunmaktadır. Asidik mikroçevreyi baskılayıcı etkileri sayesinde, bu yapılar restorasyonun bitişik alanlarında meydana gelebilecek demineralizasyonu önlemeye yönelik olarak geliştirilmiştir. Ancak, içeriğinde florür bulunan kompozitlerin antibakteriyel etkilerini değerlendiren çalışmalar, bu materyallerin mikroorganizmalar üzerinde belirgin bir antibakteriyel etki göstermediğini ortaya koymuştur (Gür ve ark., 2002).

Antibakteriyel özelliklere sahip kompozitler elde etmek için farklı yöntemler uygulanmaktadır. Klorheksidin (CHX) ve gümüş (Ag) partikülleri birçok çalışmada ajan olarak kullanılmaktadır. (Cheng ve ark., 2012; El-Damanhoury & Platt, 2014). Resin matriksin içine klorheksidin gibi çözünür antimikrobiyal maddelerin eklenmesi yönteminde, antibakteriyel ajan zamanla restorasyondan salınarak etkisini gösterir. Diğer bir yaklaşım ise, antibakteriyel ajanın resin matrikste sabit tutulmasıdır. Bu durumda, materyal bakterilerin üremesini ve plak birikimini engelleyerek uzun vadeli koruyucu bir etki sağlayabilir (Gökçe ve Özel, 2005).

Resin materyallerde antibakteriyel etkinliği artırmak amacıyla, 12-metakrililoksi-dodesil-piridinyum bromür (MDPB) adı verilen yeni bir monomer formüle edilmiştir. Yapısal olarak matriks içerisinde sabit kalan bu madde, çevreye yayılmadan bakteriyel üremeyi baskılamakta ve yüzeyde mikrobiyal plak oluşumunu sınırlamaktadır (İmazato ve ark.,1994; İmazato ve ark., 1999).

4.1.4.7. Self-adeziv Kompozit Resinler

Self adeziv kompozit resinler, diş dokularına doğrudan bağlanabilen ve akışkan formda olan, adeziv içeren resinlerdir. Küçük Sınıf I ve Sınıf V kavitelerde, servikal lezyonların restorasyonunda ve porselen tamirlerinde kullanılmaktadır. Yapısında, yüzey pürüzlendirme işlevi gören gliserofosfatdimetakrilat (GPDM) ve resin penetrasyonunu artıran hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi fonksiyonel monomerler bulunur (Poss, 2010; Ozel Bektas ve ark., 2013). Ayrıca, adeziv kompozitlerde 4-metakriloksietil trimellitat (4-META), metakriloyloksietil dihidrojen fosfat (10-MDP) ve pentaeritritol penta akrilat monofosfat (PENTA) gibi bileşenler yer almaktadır (Ferracane, 2011).



Şekil 11. Hema kimyasal yapısı (Pratap ve ark., 2019)

4.1.5. Kompozit Rezinlerde Bitirme ve Cila İşlemleri

Kompozit rezinlere uygulanan bitirme ve cila işlemlerinin temel amacı, renk stabilitesini korumak, estetik görünümü iyileştirmek ve plak birikimini önlemektir. Yapılan araştırmalar, konturlama ve ardından gerçekleştirilen bitirme işlemlerinin yüzey özelliklerini iyileştirdiği ve restorasyonun kullanım süresini uzattığını göstermektedir (Güler ve ark., 2009). Yüzey pürüzlülüğü ve sertliğinin optimal düzeyde olması, çeşitli faktörlere bağlıdır. Bu faktörlerden biri de uygulanan bitirme ve cila işlemleridir (Jefferies, 1998).

Bitirme ve cila işlemlerinde çeşitli materyaller kullanılmakta olup, bu materyaller temel olarak iki ana grupta sınıflandırılmaktadır. İlk grupta, yüzey şekillendirme ve düzeltme amacıyla kullanılan kesici özellikteki elmas bitirme frezleri ve tungsten karbid frezler yer almaktadır. İkinci grup ise, aşındırıcı (abraziv) materyallerden oluşmakta olup; yapılarına ve uygulama biçimlerine göre bonded, coated ve loose abrazivler olmak üzere üç alt sınıfa ayrılmaktadır (Jung, 1997). Bonded abrazivler, silikon veya lastik esaslı elastomerik bir matriks içinde dağıtılmış aşındırıcı partiküller içeren materyallerdir. Coated abrazivlerde ise, genellikle alüminyum oksit, silikon karbid veya kuartz gibi aşındırıcı tanecikler, disk ya da bant formundaki taşıyıcı yüzeye adeziv bir polimer kaplama aracılığıyla bağlanmaktadır (Uğuz ve ark., 2008). Loose abrazivler ise, su bazlı taşıyıcı sistemler içinde bulunan alüminyum oksit veya elmas partikülleri içeren cila pastalarından oluşmakta ve genellikle yüzey parlatma işleminin son aşamasında tercih edilmektedir (Jefferies, 1998).

Günümüzde, restoratif uygulamaların süresini kısaltmak ve klinik kullanım kolaylığı sağlamak amacıyla tek aşamalı cila sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemler; kontur düzeltme, yüzey bitirme ve cilalama işlemlerini tek bir adımda gerçekleştirme imkânı sunarak, daha kısa sürede homojen ve pürüzsüz yüzeylerin elde edilmesine olanak tanımaktadır (Yap ve ark., 2004).

4.2. Yüzey Pürüzlülüğü ve Önemi

Diş hekimliği uygulamalarında, düzgün ve pürüzsüz yüzeylerin elde edilmesi, hastaların sağlığının korunması ve estetik beklentilerinin karşılanması açısından büyük bir öneme sahiptir (Carrillo-Marcos ve ark., 2022). Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü, plak tutunumu, renk değişimi ve estetik görünümle doğrudan ilişkilidir. Pürüzsüz bir yüzey sağlandığında, plak

birikiminin azalmasıyla birlikte diş eti problemlerinin, yüzey lekelenmelerinin ve hasta memnuniyetsizliğinin önüne geçilebileceği ifade edilmiştir (Kakaboura ve ark., 2007).

Dental restoratif materyallerin uygulanması sonucunda meydana gelen yüzey pürüzlülüğü, klinik açıdan önemli bir sorundur. Restorasyonun dayanıklılığını artırmak ve uzun ömürlü olmasını sağlamak için yüzey özellikleri kritik bir rol oynamaktadır (Filiz ve ark., 2023). Materyalin yüzeyinin pürüzlü olması, mekanik dayanımı olumsuz etkileyerek eğilme direncini azaltırken, artan plak retansiyonu; sekonder çürükler, estetik bozulmalar ve yumuşak dokularda inflamatuvar tepkilere zemin hazırlayabilir (Oral & Yıldırım Biçer, 2022).

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü içsel ve dışsal etkenlerden etkilenmektedir. İçsel faktörler arasında, kompozit rezin bileşimi (monomer oranlarındaki değişiklikler, doldurucu partiküllerinin boyutu, tipi, formu) ve polimerizasyon süreci yer almaktadır. (Yadav, Jindal, & Mathur, 2016; Nasoohi, Hoorizad, & Tabatabaei, 2017). Dışsal faktörler ise, kullanılan bitirme yöntemi ile tercih edilen bitirme ve cilalama sistemlerindeki farklılıkları içermektedir (Gönüloğlu & Yılmaz, 2012; Nasoohi, Hoorizad, & Tabatabaei, 2017).

Diş rengindeki restoratif materyallerin bitim işlemlerinde yaygın olarak farklı enstrümanlar kullanılmaktadır. Bu amaçla tercih edilen bitirme ve cilalama sistemleri arasında karbür ve elmas frezler, aşındırıcı diskler, şeritler, silikon emdirilmiş lastik uçlar ve çeşitli bitirme ile polisaj pastaları yer almaktadır. Ancak polisaj işlemi sonrasında, kompozit rezin materyallerinde tamamen pürüzsüz bir yüzey elde etmek; rezinin partikül boyutu ve genel bileşim oranları nedeniyle oldukça zordur (Erdemir ve ark., 2013). Daha önce yapılan çalışmalarda, en pürüzsüz yüzeyin şeffaf bant kullanımı ile sağlandığı belirtilmiştir (Babina ve ark., 2020).

4.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Materyallerin yüzey pürüzlülüğünü ölçebilmek amacıyla farklı cihazlar mevcuttur (Filiz ve ark., 2023). Ölçüm teknikleri, ölçüm sırasında cihazın yüzeye temas ettiği temaslı yöntemler ve yüzeye temas etmeyen temassız yöntemler olarak ikiye ayrılır. Temaslı ölçüm yöntemlerinde, özellikle keskin uçlu problar kullanıldığında, hassas ve yumuşak yüzeylerde hasar oluşma riski vardır. Bu nedenle, temas sırasında uygulanan yük, yüzeyin sertliğini aşmayacak şekilde düşük tutulmalıdır. ISO tarafından önerilen prob ucu yöntemi ise genellikle referans ölçümleri için tercih edilmektedir (Bhushan, 2000).

Dental malzemelerin yüzey pürüzlülüğüne yönelik araştırmalarda, optik mikroskop ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) gibi nitel yöntemlerle beraber, yüzey profili analizine dayalı nicel yöntemler de kullanılmaktadır. Yüzey profili ölçümlerinde, temaslı elmas uçlu sistemler, temassız lazer modları ve lazer yansıtma ölçüm sistemleri yaygın olarak tercih edilmektedir. Ancak, bu yöntemlerin hassasiyeti ve yüzey profilometresinin genel sınırlamaları ile ilgili bazı eksiklikler belirlenmiştir (Rodriguez ve ark., 2009; Türel, 2015).

Son yıllarda, dental malzeme araştırmalarında daha yeni bir teknik olarak Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) kullanılmaya başlanmıştır (Çelik, 2011). AFM, nanometre ölçeğinde çözünürlük sağlayarak yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu topografik görüntülerini ayrıntılı bir şekilde sunabilmektedir. Bu özellikleri sayesinde, AFM dental malzemelerin yüzey kalitesinin değerlendirilmesi açısından potansiyel vadeden bir teknik olarak görülse de, mevcut çalışmalarda sınırlı düzeyde uygulanmıştır (Kakaboura, 2007).

4.2.1.1. Profilometreler

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde kullanılan profilometreler, mekanik ve optik prensiplere göre çalışan iki farklı tipe ayrılır ve her iki yöntem de benzer ölçüm parametreleriyle kantitatif analiz yapılmasına imkân tanır (Joniot ve ark., 2006).

4.2.1.1.1. Mekanik profilometreler

Mekanik profilometreler, yüzey pürüzlülüğünü iki boyutlu olarak ölçmek amacıyla elmas uçlu bir prob kullanan dokunsal sistemlerdir. Bu yöntemde sensör, X eksenini boyunca yatay olarak hareket ederken, Z eksenini boyunca yüzeyin yükseklik farklılıklarını algılar. Ölçümler, sensörün bu hareketi sırasında cihazın translasyon sistemi referans alınarak gerçekleştirilir. Bu nedenle, ölçüm hassasiyetini arttırabilmek adına analiz edilen yüzey ile sensörün hareket eksenindeki paralelliğin dikkatle korunması gerekmektedir (Filiz ve ark., 2023).

Bu sistemlerin ölçüm hassasiyeti yaklaşık 0.01 µm düzeyindedir. Ancak, yüzey pürüzlülüğünün çok düşük olduğu durumlarda sensör çözünürlüğü yetersiz kalabilir ve daha yüksek hassasiyet gerektiren uygulamalar için optik profilometri gibi alternatif yöntemlere ihtiyaç duyulabilir (Joniot ve ark., 2006).

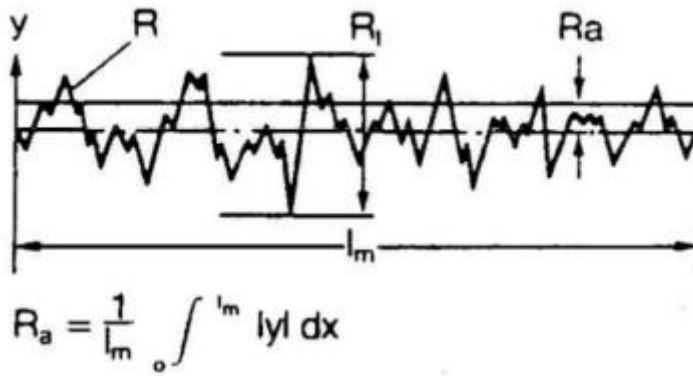
Mekanik profilometrelerde elde edilen veriler hem analog hem de dijital formatta kaydedilebilir. Yüzey pürüzlülüğünü tanımlayan başlıca parametreler arasında Ra, Rz, Rmax yer almaktadır (Jefferies, 1998).

- Ra, belirli bir mesafe boyunca ölçülen tüm mikroskobik yükseklik farklılıklarının mutlak değerlerinin aritmetik ortalamasıdır.
- Rmax, aynı alan içindeki en yüksek nokta ile en derin çukur arasındaki maksimum mesafeyi temsil eder.
- Rz ise ardışık beş tepe ve beş çukur çiftinin ortalama yüksekliğini ifade eder.

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde en yaygın olarak kullanılan parametre ise Ra değeri olarak kabul edilmektedir (Yanıkoglu & Sakarya, 2020).

4.2.1.1.2. Optik profilometreler

Optik profilometreler, yüzey pürüzlülüğünü hem nitel hem de nicel açıdan değerlendirebilen ve üç boyutlu ölçüm kapasitesine sahip cihazlardır (Filiz ve ark., 2023). Ölçüm işlemi optik ışık kullanılarak gerçekleştirilir ve temassız bir tekniktir. Yöntemin temel ilkesi, tamamen emici olmayan bir düzlem yüzeyine gelen düzlem dalganın, Descartes yasasına uygun olarak yansması esasına dayanır. Yüzeyin aşırı derecede pürüzlü olması durumunda, ışık farklı yönlerde rastgele dağılır ve bu da yüzeyin gerçek topografik yapısının doğru bir şekilde temsil edilmesini engeller. Bu nedenle optik profilometre yöntemi, yalnızca yüksek yüzey kalitesine sahip numunelerin ölçümünde etkili sonuçlar vermektedir. Cihaz, dahili bir referans noktası kullanarak yüzey üzerindeki farklı noktalar arasındaki mesafeyi belirlemekte ve ölçüm sürecini bu prensibe dayandırmaktadır. Optik bileşenlerin sağladığı hassasiyet, yaklaşık $100 \mu\text{m}^2$ 'lik bir alan içerisinde birkaç nanometre çözünürlüğe ulaşabilmektedir (Joniot ve ark., 2006).



Şekil 12. Ra parametresi diyagramı (Bhushan, 2000)

Yüzey pürüzlülüğü, genellikle uluslararası standartlara uygun olarak belirlenen ve yüzeyin ortalama pürüzlülük seviyesini ifade eden Ra değeri ile tanımlanmaktadır. Ra, ölçüm uzunluğu içindeki merkez çizgisinden tüm mutlak pürüzlülük profili sapmalarının tam sayı ortalamasıdır

(İnan ve ark., 2006). Başka bir ifadeyle, Ra değeri, belirlenen örnekleme alanı içinde yüzey profilinin ortalama çizgisine göre pozitif ve negatif yöndeki yükseklik ve derinlik değerlerinin mutlak ortalamasını temsil eder. Ra değerinin artması, yüzeyin pürüzlülüğünün de yükseldiğini gösterir (Whitefield, 1975).

4.2.1.2. Taramalı elektron mikroskobu (SEM analizi)

SEM; optik kolon, örnek haznesi ve görüntüleme sistemi olmak üzere üç ana bileşenden oluşmaktadır. Optik kolonun en üst kısmında, elektron kaynağı olarak görev yapan bir elektron tabancası yer alır. Elektronların hızlandırılmasını sağlayan anot plakası, demetin şekillendirilmesi için kullanılan yoğunlaştırıcı (kondansör) mercekler, demeti örnek yüzeyine odaklayan objektif mercek, farklı boyutlardaki apartürler ve tarama bobinleri yine bu bölüm içerisinde yer almaktadır (Akçayöz ve ark., 2010; Mohammed ve Abdullah, 2018; Tsiper ve ark., 2017).

Elektron tabancasından çıkan elektron demeti, elektromanyetik alan yardımıyla yüksek hızlara ulaştırılır ve ince bir demet hâline getirilerek örnek üzerine yönlendirilir. Bu sayede yüzeyin topografik özellikleri yüksek çözünürlükle taranabilir ve detaylı görüntüleme sağlanır (Akçayöz ve ark., 2010).

Optik kolon ile numune, belirli bir vakum düzeyinde sabitlenerek analiz için uygun ortam sağlanır. Numunenin yerleştirildiği hazne, incelemenin gerçekleştirileceği koşulların oluşturulduğu alandır. Görüntüleme sisteminde ise elektron demetiyle örnek arasındaki etkileşim sonucu ortaya çıkan farklı elektronlar ve ışımaları algılayan dedektörler yer alır. Bu dedektörlere bağlı sinyal güçlendiriciler ve elektron demetinin, görüntü ekranıyla senkronize bir şekilde taranmasını sağlayan manyetik bobinler de görüntüleme sisteminin bileşenlerindendir (Akçayöz ve ark., 2010).

Elektron tabancasından çıkan birincil elektronlar, örnek yüzeyiyle etkileşime girerek farklı sonuçlar doğurur. Eğer bu elektronlar yüzeye çarpıp enerjilerini kaybetmeden saçılırlarsa geri saçılan elektronlar olarak adlandırılır. Eğer enerjilerinin bir kısmını kaybederlerse, bu durumda ikincil elektron olarak nitelendirilirler. Örnek yüzeyinden yayılan ikincil elektronlar, dedektör sistemindeki sintilatör tarafından toplanarak sinyale dönüştürülür. Örnek yüzeyinden yaklaşık 10 nm ya da daha az derinlikten gelen bu elektronlar, yüksek çözünürlüklü topografik görüntüler elde edilmesini sağlar. Bunun yanı sıra, örnek tarafından soğurulan bazı elektronlar toprağa iletilir ve buna "örnek akımı" adı verilir. Birincil elektronların örnekle etkileşimi

sonucunda, X-ışınları da yayılabilir. Bu süreçler, SEM'in detaylı yüzey analizleri yapmasını mümkün kılar (Akçayöz ve ark., 2010; Kakaboura ve ark., 2007).

SEM ile analiz yapılabilmesi ve yüzeyin görüntülenebilmesi için, numunelerin vakum ortamına yerleştirilmesi ve yalıtkan özellikteki örneklerin elektronları yansıtma özelliğine sahip iletken bir malzeme ile kaplanması gerekmektedir (Kakaboura ve ark., 2007). Bu amaçla genellikle altın-paladyum kaplama tercih edilir. Bu kaplama, yalnızca görüntüleme sürecini iyileştirmekle kalmaz, aynı zamanda kırılğan yapıdaki örnekleri fiziksel bozulmalara karşı koruyarak daha stabil hale getirir (Ergün Kunt ve ark., 2006).

SEM analizi örneklerin mikromorfolojik ve yüzey özelliklerinin iki boyutlu analizi bize kapsamlı bilgiler sunmaktadır. Bununla birlikte, mikroişlemci ve bilgisayarların mikroskoplarla entegrasyonu, kullanıcılar için önemli bir kolaylık sağlamaktadır. Bu durum diğer görüntüleme yöntemleriyle uzun sürede gerçekleştirilebilecek detaylı veri toplama sürecinin yanı sıra, elde edilen verilerin istatistiksel analizlerinin otomatik ve hızlı bir şekilde yapılmasına olanak tanımaktadır (Winter, 2012).

4.3. Yüzey Sertliği ve Önemi

Dental materyallerde yüzey sertliği, materyalin aşınmalara ve çizilmelere karşı gösterdiği direnci ifade eder ve klinik başarının değerlendirilmesinde önemli bir ölçüt olarak kabul edilir. Restoratif materyaller, ağız içinde yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalır ve bu kuvvetlere dayanabilmesi için yeterli sertlik değerine sahip olması gerekmektedir (Deliktaş, 2006). Kompozit rezinlerin yüzey özellikleri, restorasyonun başarısı ve uzun ömürlü olması açısından kritik bir faktördür. Bu özelliklerden biri olan yüzey sertliği, restoratif materyallerin en temel fiziksel niteliklerinden biri olarak kabul edilmektedir (Lee & Orlowski, 1974).

Materyalin sertliği, intraoral faktörlere karşı dayanıklılığı ile doğrudan ilişkilidir ve artan sertlik, diğer mekanik özelliklerle de bağlantılıdır (Chung, 1980). Kompozit rezinlerin sertlik düzeyi; ortam sıcaklığı, ışık kaynağının gücü, polimerizasyon süresi ve mesafesi ile materyalin bileşimi gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir (Gökay ve ark., 1998). Polimerizasyon derecesi, bu özellik üzerinde belirleyici bir rol oynamaktadır. Dönüşüm derecesi arttıkça, materyalin sertliği de yükselmektedir (Korkmaz ve ark., 2008).

Yüzey pürüzlülüğü ve sertliğini etkileyen bir diğer önemli faktör, bitirme ve cila işlemleridir. Kompozit rezinlerde en pürüzsüz yüzeyin, bant ile temas eden bölgelerde olduğu bildirilmiştir

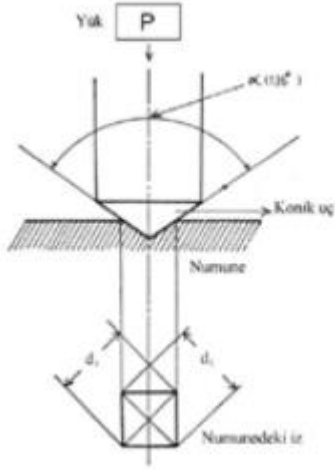
(Goldstein & Waknine, 1989; Ulusoy & Başış, 1994). Ancak, ek işlemler sonucunda oluşan düzensizlikler plak birikimine neden olabilir. Bu durumu önlemek amacıyla restorasyonlara bitirme ve cila işlemleri uygulanmaktadır (Jefferies, 1998; Yap, 1998).

Kompozitlerin daha dayanıklı olabilmesi için yüksek yüzey sertliğine sahip olması tercih edilmektedir. Yüzey sertliği düşük olan materyaller, aşınmaya daha yatkın olup, zamanla yüzey kaybı artarak restorasyonun dayanıklılığını olumsuz etkileyebilir. Bu doğrultuda, bitirme ve cila işlemleri yüzeyin aşınmaya karşı direncini artırmak ve uzun ömürlü bir restorasyon sağlamak amacıyla önerilmektedir (Gökay ve ark., 1998).

4.3.1. Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri

Bir cismin çizilme veya batma gibi dış etkenlere karşı gösterdiği direnç, "sertlik" olarak tanımlanır (O'brien, 2022). Mikrosertlik testleri, materyalin mekanik özellikleri hakkında önemli veriler sağlar (Lee ve ark., 1974). Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin yüzey sertliğini belirlemek için farklı yöntemler uygulanmaktadır. Bu yöntemler, belirli bir cismin test edilen materyale teması prensibine dayanmaktadır (Korkmaz ve ark., 2008; Philips, 1982).

Sertlik ölçüm yöntemlerinin çoğu, belirli bir kuvvet altında malzeme yüzeyinde kontrollü ve tekrarlanabilir şekilde bir iz oluşturarak, bu izin boyutunu değerlendirme prensibine dayanır. Mikrosertlik değeri, oluşan izin büyüklüğüyle ters orantılıdır (Anusavice & Phillips, 1996). Restoratif materyallerin sertliğini belirlemek için en yaygın kullanılan testler arasında Vickers, Brinell, Knoop, Rockwell, Shore ve Barcol sertlik testleri yer almaktadır. Tüm bu yöntemlerde, belirli bir kuvvet uygulanarak test edilen materyal üzerinde bir iz bırakan özel bir uç bulunur. (Poskus ve ark. 2004). Rockwell ve Brinell testleri kırılğan malzemeler için uygun olmayıp, elastik malzemeler üzerinde kullanılacak şekilde uyarlanmıştır. Mikro yapıya sahip materyallerin sertlik değerlendirmesinde ise genellikle Vickers ve Knoop mikrosertlik testleri tercih edilmektedir (Sakar-Deliormanli & Güden, 2006; Uzer & Ermiş, 2022). Yapılan çalışmalar, diş hekimliğinde en yaygın kullanılan sertlik ölçüm yönteminin Vickers sertlik testi olduğunu göstermektedir (Kakaboura ve ark., 2003).



Vickers Sertlik Değeri (VSD);

$$VSD = \frac{2P \sin(a/2)}{d^2} = \frac{1,8544F}{d^2}$$

F = Uygulanan deney yükü (kg),

d = İz köşegenlerinin ortalaması (mm),

a = Tepe açısı = 136°.

Şekil 13. Vickers sertlik testi (Poskus ve ark. 2004)

4.4. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR)

Kızılötesi spektroskopi analizleri, bir maddenin moleküler yapısını ve bileşenlerinin konsantrasyonunu belirlemede kullanılan önemli analitik yöntemler arasında yer almaktadır. Bu yöntemler içerisinde en yaygın ve etkili olanlardan biri, Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR)'dir. FTIR tekniği, moleküllerin kızılötesi (IR) ışınımı absorbe etmesi sonucunda, titreşimsel ve dönme düzeylerindeki enerji geçişlerinin ölçümüne dayanır. Bu sayede, maddelerin kimyasal yapısı hakkında detaylı bilgi elde edilebilmektedir (Smith, 2011).

FTIR spektroskopisi, maddenin fiziksel halinden bağımsız olarak, yapısında bulunan kimyasal bağların durumu, bağlanma bölgeleri, içerdiği fonksiyonel gruplar, farklı bileşiklerin karşılaştırılması ve yapının alifatik ya da aromatik karakterde olup olmadığı gibi özelliklerin analiz edilmesine olanak tanımaktadır (Parikh ve ark., 2005). FTIR spektrumları aracılığıyla kimyasal bileşim, konsantrasyon, yapı ve içerdiği fonksiyonel gruplar gibi hem kalitatif hem de kantitatif bilgiler elde edilebilmektedir (Sreedhar ve ark., 2015). FTIR spektroskopisi; kızılötesi ışık kaynağı, interferometre ve dedektörden oluşur. Kızılötesi kaynaktan çıkan ışık, ışın bölücü ile sabit ve hareketli aynalardan oluşan interferometreye yönlendirilerek örnek üzerinden geçirilir. Örnek, ışığın belirli bir kısmını absorbe ederken kalan ışık dedektöre ulaşır. Absorbe edilen ışığın belirlenmesi için referans olarak kullanılan bir lazer ışını ile karşılaştırma yapılır. Ardından, elde edilen interferograma bilgisayar aracılığıyla Fourier dönüşümü uygulanarak FTIR spektrumu oluşturulur (Mohamed ve ark., 2017).

Bu spektroskopik teknik, IR radyasyonun absorpsiyonuna dayanmaktadır. Bir fotonun, düşük enerjili bir seviyeden daha yüksek enerjili veya uyarılmış bir duruma geçiş yaparken enerjisinin emilmesi prensibine dayanır. Uyarılmış durumlarda, ışık spektrumunun kızılötesi bölgesindeki dalga sayılarında değişimler meydana gelir. Bu süreçte, moleküler bağlarda farklı titreşim modları gözlemlenir. Bu modlar; gerilme, bükülme, sallanma ve düzlem dışı deformasyon gibi çeşitli hareketleri içermektedir. Her IR absorpsiyon zirvesinin dalga sayısı, ilgili molekülün kendine özgü fizikokimyasal özellikleri tarafından belirlenmektedir. Bu nedenle, belirli fonksiyonel gruplara özgü bir parmak izi niteliği taşımaktadır (örneğin, C–H, O–H gibi) (Lopes ve ark., 2018).

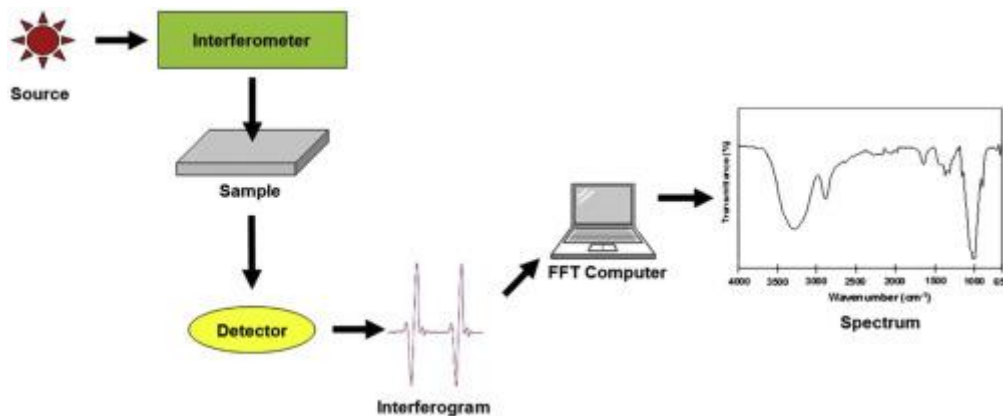
Tablo 4. FTIR spektrumunda fonksiyonel gruplara ait karakteristik titreşim dalga sayısı aralıkları (Rao,1963)

Grup	Gösterim	Titreşim Dalga Sayısı Aralığı (cm ⁻¹)
–O–H gerilme	$\nu(\text{OH})$	3640-3600
–N–H gerilme	$\nu(\text{NH})$	3500-3380
–C–H gerilme (aromatik halkalarda)	$\nu(\text{CH})$	3100-3000
–C–H gerilme	$\nu(\text{CH})$	3000-2900
–CH ₃ gerilme	$\nu(\text{CH}_3)$	2962 ve 2872
–CH ₂ gerilme	$\nu(\text{CH}_2)$	2926 ve 2853
–C≡C gerilme	$\nu(\text{CC})$	2260-2100
–C≡N gerilme	$\nu(\text{CN})$	2200-2000
–C=O gerilme	$\nu(\text{CO})$	1800-1600
–NH ₂ bükülme	$\delta(\text{NH}_2)$	1600-1540
–CH ₂ bükülme	$\delta(\text{CH}_2)$	1465-1450
–CH ₃ bükülme	$\delta(\text{CH}_3)$	1450-1375
C–CH ₃ bükülme	$\rho_r(\text{CH}_3)$	1150-850
–S=O gerilme	$\nu(\text{SO})$	1080-1000
–C=S gerilme	$\nu(\text{CS})$	1200-1050
–C–H düzlem dışı açılı bükülme	$\gamma(\text{CH})$	650-800

Tablo 5. FTIR spektrumunda önemli pik bölgeleri ve fonksiyonel gruplar

Fonksiyonel Grup / Titreşim Türü	Dalga Sayısı Aralığı (cm ⁻¹)	Açıklama
O–H Gerilme Titreşimleri	3200–3600	Geniş ve güçlü bant; hidroksil gruplarını ve hidrojen bağlarını gösterir.
N–H Gerilme Titreşimleri	3300–3500	Amin gruplarını gösterir; birincil ve ikincil aminlerin ayırt edilmesinde kullanılır.
C–H Gerilme Titreşimleri	2850–3100	Alifatik ve aromatik C–H bağlarını gösterir; karbonlara bağlı hidrojenleri belirtir.
C=O Gerilme Titreşimleri	1650–1750	Keskin ve güçlü bant; karbonil gruplarının (keton, aldehit, ester, amid) varlığını gösterir.
C=C Gerilme Titreşimleri	1500–1650	Aromatik ve alifatik çift bağların varlığını gösterir.
C–O Gerilme Titreşimleri	1000–1300	Alkoller, eterler ve esterler gibi bileşiklerde bulunur.

FTIR diş hekimliğinde en çok kullanıldığı alan diş beyazlatma tedavileridir. Tedavi süresi ve peroksit konsantrasyonu ile doğru orantılı olarak fosfat-karbonat içeriğinde ve protein konsantrasyonlarında azalma olduğu çalışmalarda gösterilmiştir. (González-López ve ark., 2016).



Şekil 14. FTIR (Fourier Dönüştürümlü Kızılötesi Spektroskopisi) (Ojeda ve Dittrich, 2012)

4.5. Diş Fırçaları

Ağız hijyenini sağlamak amacıyla diş yüzeylerinin mekanik olarak temizlenmesi, insanlık tarihinde oldukça eski dönemlere dayanmaktadır. Bu amaçla kullanılan ilk araçlardan biri olan misvak, M.Ö. 3500'lü yıllarda Babilliler tarafından kullanılmıştır (Hattab, 1997; Wu ve ark., 2001). Zaman içerisinde teknolojinin gelişmesiyle birlikte, ağız bakım araçları da evrim geçirmiştir (Villa ve ark., 2012).

1400 yılı civarında, Çinliler tarafından geliştirilen ilk kıllı diş fırçası, Sibirya yaban domuzu kıllarının bambu veya kemik saplara sabitlenmesiyle oluşturulmuştur. Bu fırçalar, 1600'lü yıllarda Avrupalı gezginler aracılığıyla Avrupa'ya taşınmış ve burada, domuz kılları yerine daha yumuşak bir materyal olan at yelesi tercih edilmeye başlanmıştır (Hyson, 2003).

Modern anlamda seri üretim, 1885 yılında başlamış olup, diş fırçalarının yaygınlaşmasında önemli bir rol oynamıştır. 1857 yılında ABD'de ilk kıllı diş fırçası patenti alınmış; 1938 yılında ise naylon kılların geliştirilmesi, bu alandaki en önemli teknolojik dönüşümlerden biri olmuştur (Hyson, 2003). 1950'li yıllarda naylon kılların yumuşatılması, kullanıcı konforunu artırmak adına yapılmış önemli bir iyileştirme (Biesbrock, 2008; Perry & Schmid, 1996).

Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin (ADA) belirlediği standartlara göre, bir diş fırçasının başlığı 25.4–31.8 mm uzunluğunda ve 7.9–9.5 mm genişliğinde olmalıdır. Fırça başlığı genellikle 2–4 sıra kıl kümesi içermekte olup, her sırada 5 ila 12 kıl demeti bulunması önerilmektedir. Kullanılan kılların çapı ise 0.2–0.4 mm aralığında değişmektedir (Ostrander, 1970). Günümüzde üretilen diş fırçalarında genellikle yuvarlatılmış uçlu naylon kıllar tercih edilmekte olup, son yıllarda uçları inceltirilmiş kıllara sahip modeller de üretilmektedir. Diş fırçalarında kıl çapı arttıkça sertlik düzeyi de yükselmektedir. Üretici firmalar farklı tasarımlarının üstün olduğunu iddia etse de yapılan araştırmalar, farklı formlardaki diş fırçalarının plak temizleme, diş eti sağlığı ve kanama skorlarında belirgin bir üstünlük sağlamadığını göstermektedir (Claydon & Addy, 1996; Drisko, 2013; Hyson, 2003).

Diş fırçalama sırasında oluşan aşınma, yalnızca fırça sertliğiyle değil, kullanılan diş macununun aşındırıcılığıyla da ilişkilidir (Liljeborg ve ark., 2010). Sadece su ile fırçalama yapıldığında sert kıllı fırçalar daha fazla aşındırıcı etki gösterirken, diş macunu kullanıldığında en fazla aşındırıcı etki yumuşak kıllı fırçalarla gözlemlenmiştir. Bunun nedeni, yumuşak kıllı fırçaların daha fazla

macun tutarak aşındırıcı partiküllerin diş yüzeyi ile daha fazla temas etmesine neden olmasındır (Kumar ve ark., 2015).

4.6. Diş Macunları

Diş macunları, ağız sağlığını korumaya yönelik en eski ağız hijyeni ürünlerinden biri olarak kabul edilmektedir. Bu ürünlerin kökeni, Antik Mısır, Yunan ve Roma uygarlıklarına kadar uzanmakta olup, dönemin temizlik karışımları çoğunlukla ezilmiş hayvan kemikleri, istiridye kabukları ve odun kömürü gibi doğal, fakat oldukça abraziv maddeler içermektedir (Lippert, 2013). Orta Çağ boyunca bitkisel özler ve mineral içerikler, ağız temizliğinde yaygın olarak kullanılmıştır. Ancak, bugünkü anlamda diş macununun evrimsel gelişimi 19. yüzyılda başlamış; bu dönemin sonlarında metal tüplerde ambalajlanan ilk ticari ürünler piyasaya sürülmüştür (Gözetici & Öztürk Bozkurt, 2020).

20. yüzyılla birlikte, diş macunu formülasyonlarında önemli değişiklikler yaşanmış; florürün anti-karyojenik etkilerinden yararlanılmaya başlanmış ve aşındırıcılığı azaltılmış içerikler geliştirilmiştir. Bu gelişmeler, modern diş macunlarının yalnızca temizlik sağlayan ürünler olmaktan çıkarak, çürük önleyici, hassasiyet azaltıcı ve diş minesini koruyucu özelliklere sahip fonksiyonel bir yapıya dönüşmesine olanak tanımıştır (Gözetici & Öztürk Bozkurt, 2020). Diş macunları, piyasada jel, toz ve macun gibi çeşitli formlarda bulunabilir (Wülknitz, 1997).

4.6.1. Diş Macunlarının İçeriği

Diş macunlarının formülasyonunda genellikle benzer özelliklere sahip bileşenler yer alır. İçeriğinde aşındırıcı maddeler, köpürtücü ve temizleyici ajanlar, florür, beyazlatıcı bileşenler ile mentol, okaliptüs ve karanfil gibi tat verici maddeler bulunur (West & Moran, 2008).

4.6.1.1. Deterjanlar

Diş macunlarının içeriğinde bulunan yüzey aktif ajanlar, yüzey gerilimini azaltarak temizlik etkinliğini artıran bileşenlerdir. Aynı zamanda, diş macununun fırçalama sırasında ağız içerisinde daha iyi yayılmasını sağlayarak köpürme özelliğine katkıda bulunurlar. Sodyum lauril sülfat (SLS), sodyum alkil sülfat ve sodyum N-lauril sarkosinat, diş macunu formülasyonlarında yaygın olarak kullanılan başlıca deterjan bileşenleri arasında yer almaktadır (Liebenberg, 2006).

Diş macunlarının temel amacı, diş yüzeylerini temizlemek ve hijyen sağlamak olup bu işlevi plak birikimini azaltarak ve gıda artıklarının uzaklaştırılmasını sağlayarak yerine getirirler

(Clarkson & McLoughlin, 2000). Temizlik etkinliğinde önemli bir rol oynayan aşındırıcı maddeler, fiziksel olarak yüzey üzerindeki lekeleri gidermeye yardımcı olur (Wülknitz, 1997). Özellikle dış kaynaklı pigmentasyonların uzaklaştırılmasında aşındırıcı bileşenlerin varlığı büyük önem taşımaktadır. Diş macunlarında sıkça tercih edilen aşındırıcı ajanlar arasında hidratlanmış silika, kalsiyum pirofosfat, dikalsiyum fosfat dihidrat, sodyum metafosfat, perlit, sodyum bikarbonat, zirkonyum silikat, pomza, alüminyum oksit, kalsiyum karbonat ve nano-hidroksiapatit gibi bileşenler yer almaktadır (Lippert ve ark., 2017).

Aşındırıcı partiküllerin sertlik derecesi ve keskinlik oranı arttıkça ve diş macununun pH seviyesi düştükçe, diş yüzeyinde aşınma riski artmaktadır. Benzer aşındırıcı bileşenlere sahip olmalarına rağmen, içeriğindeki yüzey aktif ajanların farklılığı nedeniyle diş macunlarının aşındırıcılık seviyeleri değişkenlik gösterebilmektedir (Arslantunalı, 1997).

4.6.1.2. Nemlendiriciler

Diş macunlarının kurummasını önleyerek, formülasyonun nemli ve yumuşak kalmasını sağlayan bileşenlerdir. Gliserin, sorbitol ve propilen glikol en yaygın kullanılan nemlendirici ajanlar arasındadır. Bu bileşenler, ürünün raf ömrünü uzatırken, macunun kıvamını da koruyarak kullanım kolaylığı sağlamaktadır (Baig ve ark., 2005).

4.6.1.3. Bağlayıcılar

Bağlayıcı ajanlar, diş macununun yapısını stabil hale getirerek koyu bir kıvam kazandıran ve akışkanlığını kontrol eden hidrofilik bileşenlerdir. Formülasyonda genellikle %1-2 oranında bulunurlar. Başlıca amaçları, macunun homojen yapısını koruyarak istenmeyen heterojen yapının önüne geçmektir. Yaygın olarak ksantum sakızı, kolloidler ve sentetik selüloz türevleri bağlayıcı olarak tercih edilmektedir (Fischman, 1997).

4.6.1.4. Tatlandırıcılar

Diş macunlarının tüketici tarafından daha hoş bir deneyim sunmasını sağlamak amacıyla tatlandırıcı ajanlar eklenmektedir. Bu bileşenlerin, ürün içeriğindeki diğer kimyasallarla uyumlu olması ve istenmeyen reaksiyonlara neden olmaması önemlidir. Sodyum sakkarin, sukraloz ve ksilitol, diş macunlarında sıklıkla kullanılan tatlandırıcılardır (Jardim & Alves, 2009).

4.6.1.5. Koruyucular

Diş macunlarında bulunan organik bağlayıcılar ve nemlendiriciler, mikroorganizmaların üremesine karşı hassas yapıya sahiptir. Bu nedenle formülasyonda, bakteriyel kontaminasyonu önlemek amacıyla koruyucu ajanlar kullanılmaktadır. Diş macunlarında yaygın olarak tercih edilen koruyucu maddeler arasında diklorofen, formaldehit, etil paraben, metil paraben ve sodyum benzoat bulunmaktadır. Bu bileşenler genellikle %0,05-0,5 oranında kullanılarak ürün stabilitesinin sağlanmasına katkıda bulunmaktadır (Lippert, 2013).

4.6.1.6. Renklendiriciler

Tüketici ilgisini artırmak amacıyla diş macunu formülasyonlarına renklendirici bileşenler eklenmektedir. Özellikle beyaz renk sağlamak için titanyum dioksit, kırmızı tonlar için eritrosin, sarı renk elde etmek için ise tartrazin yaygın olarak kullanılmaktadır (Lippert, 2013).

4.6.1.7. Su

Diş macunlarının formülasyonunda yer alan su, çözücü işlevi görerek ürünün homojen yapısını korumasına katkıda bulunur. Aynı zamanda, inorganik aktif bileşenlerden biri olarak kabul edilir. Diş macunu içeriğinde genellikle %20-40 oranında su bulunur ve bu oran, ürünün kıvamını ve stabilitesini sağlamada önemli bir rol oynar (Lippert, 2013).

4.6.1.8. Dentin Hassasiyetinin Giderilmesinde Kullanılan Ajanlar

Dentin hassasiyetinin tedavisinde etkili olduğu kabul edilen iki temel mekanizma bulunmaktadır (Markowitz & Pashley, 2008). Bu yaklaşımlardan biri, dentin tübüllerinin tıkanarak sıvı hareketinin engellenmesi; diğeri ise sinir uçlarının uyarana yanıtını azaltarak duysal iletimin baskılanması şeklinde açıklanmaktadır (Drisko, 2007). Dentin hassasiyetinin giderilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan ajanlar arasında hidroksiapatit kristalleri, florür bileşikler, klorürler, alüminyum tuzları ve stronsiyum klorür yer almaktadır (Forward ve ark., 1997).

4.6.1.9. Antiplak ve Antibakteriyel Ajanlar

Diş macunlarının içeriğinde yer alan bazı bileşenler, plak oluşumunu önleyici ve antibakteriyel etkiye sahip özellikleriyle ağız sağlığını desteklemektedir. Bu ajanlar arasında bisguanidler, kuartern amonyum bileşikler, heksetidin, povidon iyot, fenol türevleri, triklosan, saliflor, metal iyonları, delmopinol, sanguinarin, oksijenli bileşenler ve propolis yer almaktadır. Bu bileşenler, ağız içindeki bakteri yükünü azaltarak periodontal sağlığın korunmasına katkıda bulunur (West & Moran, 2008).

4.6.1.10. Antitartar Ajanlar

Antitartar ajanlar, mevcut diş taşlarını uzaklaştıramamakla birlikte, yeni diş taşı birikimini engellemeye yardımcı olmaktadır (Liu ve ark., 2002). Diş macunlarının formülasyonuna pirofosfatlar, gantrez, difosfonatlar ve çinko tuzları gibi bileşenler eklenerek diş taşı oluşumu kontrol altına alınmaya çalışılmaktadır (Wülknitz, 1997). İçeriğinde %0,3 triklosan ve %2 poli vinil metil eter-maleik asit bulunan diş macunlarının, plak oluşumunu önlemede ve diş eti iltihabını azaltmada belirgin bir etki gösterdiği tespit edilmiştir (Panagakos ve ark., 2005).

4.6.2. Beyazlatıcı Diş Macunları

Günümüzde estetik kaygıların ön planda olmasıyla birlikte, diş renginden memnun olmayan bireylerin sayısı artmış ve buna paralel olarak diş beyazlatma taleplerinde belirgin bir yükseliş gözlenmiştir (Epple ve ark., 2019). Dişlerde meydana gelen renk değişiklikleri, hem organik hem de inorganik kaynaklı kromofor yapıların varlığı ile ilişkilidir. Bu yapılar, görünür ışık spektrumundaki belirli dalga boylarını absorbe ederek, göz tarafından genellikle sarı veya kahverengi tonlarda algılanan tamamlayıcı renklerin oluşmasına neden olmaktadır. Bu optik mekanizma, dişlerde gözlemlenen renklemenin biyokimyasal temelini oluşturmaktadır (Carey, 2014).

Diş renklemelerinin giderilmesine yönelik profesyonel klinik uygulamaların yanı sıra, birçok üretici hem ofis tipi hem de ev tipi beyazlatma yöntemlerine alternatif olarak, tezgâh üstü (Over the Counter – OTC) ürünler geliştirmiştir. Piyasada toz, jel, gargara, sakız, şerit ve diş macunu formlarında sunulan OTC beyazlatma ürünleri, diş hekimi gözetimi olmaksızın kolay kullanılabilir olmaları, geniş erişim imkânı sunmaları ve maliyet açısından daha ekonomik olmaları nedeniyle giderek daha fazla tercih edilmektedir (Demarco ve ark., 2009).

İdeal beyazlatıcı bir diş macunu, bakteri plağını ve yüzey lekelerini etkili bir şekilde giderirken, aynı zamanda diş sert dokusunda ve restoratif materyallerde minimum düzeyde aşındırma ve yüzey pürüzlülüğü oluşturmamalıdır (Joiner, 2010).

Beyazlatıcı diş macunları, geleneksel formülasyonlardan farklı olarak, diş rengini iyileştirmeye yönelik üç temel etki mekanizması ile formüle edilmektedir. İlk olarak, içerdikleri aşındırıcı partiküller aracılığıyla diş yüzeyindeki ekstrinsik renklemelerin mekanik olarak uzaklaştırılması hedeflenir. İkinci mekanizma, formülasyonda yer alan hidrojen peroksit veya karbamid peroksit gibi oksitleyici ajanlar sayesinde, dentin ve mine yapısındaki renklemelerin

kimyasal olarak açılması esasına dayanır. Üçüncü yaklaşım ise, içerikte bulunan optik düzenleyici boyar maddelerin diş yüzeyine tutunarak, ışığın yansımısını değiştirmesi ve böylece dişlerin daha beyaz algılanmasını sağlamasıdır (Şenol ve ark., 2020).

Beyazlatıcı diş macunları, 2 ile 4 hafta içerisinde gözle görülür beyazlatma sonuçları vadetmekte olup, aynı zamanda çürük ve diş eti hastalıklarına karşı koruyucu etki göstermesi, fiziksel ve kimyasal mekanizmalarla lekeleri uzaklaştırması ve yeniden birikimini önlemesi amacıyla günlük kullanım için geliştirilmiştir (Amaechi ve ark., 2020). Diş yüzeyine tutunan lekeleri kimyasal olarak modifiye ederek, renk yoğunluğunu ve görünümünü azaltan beyazlatıcı diş macunları, aynı zamanda ev ve klinik ortamında uygulanan beyazlatma tedavilerinin devamlılığını sağlamak için de tercih edilmektedir (Bortolatto ve ark., 2016).

OTC ürünlerinin %50'den fazlasını oluşturan beyazlatıcı diş macunları, içeriğinde genellikle enzimler, yüzey aktif ajanlar, hidrojen peroksit (HP) (ağırlıkça yaklaşık %1 ile sınırlandırılmış), poliaspartat, povidon bazlı polimerler ve/veya renklendiricilerle optimize edilmiş aşındırıcılar bulundurmaktadır (van Loveren & Duckworth, 2013). Aşındırıcı bileşenler içeren beyazlatıcı diş macunlarının etkinliği, bu bileşenlerin molekül boyutuna, partiküllerin sertlik derecesine, şekline, boyutuna ve yoğunluğuna bağlıdır. Diş fırçalama sırasında uygulanan mekanik basınç, aşındırıcılık üzerinde etkili olan önemli parametrelerden biridir. Buna ek olarak, diş macununun pH seviyesi de aşındırıcı potansiyelini belirleyen bir diğer önemli faktör olarak kabul edilmektedir (Hilgenberg ve ark., 2011).

ADA, beyazlatıcı etkilerin güvenilir bir şekilde değerlendirilebilmesi için, en az altı haftalık kullanım süresini kapsayan bilimsel çalışmaların esas alınmasını önermektedir. Daha kısa süreli araştırmaların, ürün etkinliğini belirlemede yetersiz kalabileceği ifade edilmektedir (Ghassemi ve ark., 2015; Sreenivasan ve ark., 2009).

HP, fosfat tuzlarının sodyum sitrat ile reaksiyona girmesi sonucu diş yüzeyindeki kromojen molekülleri ve lekeleri parçalayarak temizler. Ancak, peroksit bazlı ajanların formülasyona eklenmesi, içerik kaynaklı bazı faktörler ve sınırlamalar nedeniyle zorlaşmaktadır. Beyazlatıcı diş macunlarında, ofis tipi beyazlatma ürünlerine kıyasla daha düşük konsantrasyonda beyazlatıcı ajan bulunur. Peroksit içeren diş macunlarının ise özellikle hekim gözetiminde kullanılması ve reçete ile temin edilmesi önerilmektedir (Sulieman ve ark., 2004).

Beyazlatıcı diş macunlarında kaydedilen bir yenilik, beyazlık algısını artırmak amacıyla sarıdan maviye renk geçişinin kullanılmasıdır. Mavi kovarin gibi pigmentler içeren optik modifiye edici diş macunları, diş yüzeyinde yarı saydam bir tabaka oluşturarak ışığın yüzeyle etkileşimini değiştirir ve bu sayede dişlerin anında daha parlak ve beyaz görünmesini sağlar (Joiner, 2010). Mavi kovarin içeren diş macunlarının, içermeyenlere kıyasla belirgin bir fark yarattığı belirtilmekle birlikte, fırçalama sonrası gözlemlenen renk değişiminin, macundaki mavi kovarin miktarına bağlı olarak değişkenlik gösterebileceği tespit edilmiştir (Tao ve ark., 2017).

Beyazlatıcı diş macunlarının beyazlatma etkisinin yanı sıra, diş sert dokuları üzerindeki olası etkilerinin de değerlendirilmesi önem taşımaktadır. Özellikle minenin mineral kaybı, sertlik düzeyi ve kırılma direnci gibi fiziksel özellikler üzerindeki etkileri dikkate alınmalıdır. Yapılan araştırmalar, yüksek aşındırıcı içeriğe sahip beyazlatıcı diş macunlarının uzun süreli kullanımının, mine yüzey sertliğinde azalmaya ve aşındırıcı bileşenlerin etkisiyle yüzey pürüzlülüğünde artışa yol açabileceğini ortaya koymaktadır. Özellikle demineralize mine üzerinde uygulandığında, bu tür macunların yapısal hasar riskini artırabileceği belirtilmiştir (Maden ve ark., 2018; Mosquim ve ark., 2017) .

4.6.2.1. Göreceli Dentin Aşındırıcılığı

Diş macunlarının aşındırıcılık düzeyini belirlemede kullanılan en temel ölçütlerden biri, Göreceli Dentin Aşındırıcılığı (Relative Dentin Abrasivity, RDA) değeridir (Joiner, 2010). Diş macunlarında bulunan aşındırıcı partiküller, dental yüzeylerdeki plak ve dış kaynaklı lekelerin uzaklaştırılmasına katkıda bulunarak, diş renginin iyileştirilmesinde önemli bir rol üstlenmektedir. RDA değerleri, ISO 11609 standardında belirtilen protokoller doğrultusunda RDA-PE (Relative Dentin Abrasion – Profilometry Equivalent) yöntemi kullanılarak ölçülmektedir (Kim ve ark., 2024).

RDA prosedürü, Grabenstetter ve arkadaşlarının geliştirdiği Radyoaktif Dentin Aşındırıcılığı yöntemine dayanarak diş macunu aşındırıcılığını belirlemek için kullanılmıştır (Grabenstetter ve ark., 1958). Diş macunlarının aşındırıcılık potansiyeli çoğunlukla pratik, bilimsel ve etik nedenlerle Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından belirlenen şekilde *in vitro* olarak değerlendirilir (González-Cabezas ve ark., 2013). RDA değeri diş macunlarının aşındırıcılıklarının kıyaslanabilmesini sağlamaktadır. RDA değeri yüksek olan macunlar, düşük olanlara göre daha fazla aşındırıcı kapasiteye sahiptir (Grabenstetter ve ark., 1958).

ADA, beyazlatıcı diş macunlarında RDA değerinin 250'yi aşmaması gerektiğini belirtirken; ABD Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) bu sınırı 200 olarak önermektedir. Klinik ve laboratuvar verilerine göre, beyazlatıcı diş macunlarının RDA değerleri genellikle 60 ile 100 arasında değişmekte olup, leke çıkarma kapasitesi yüksek bazı formülasyonlar, bu üst sınırlara oldukça yakın aşındırıcılık düzeylerine ulaşabilmektedir (Maldupa ve ark., 2012).

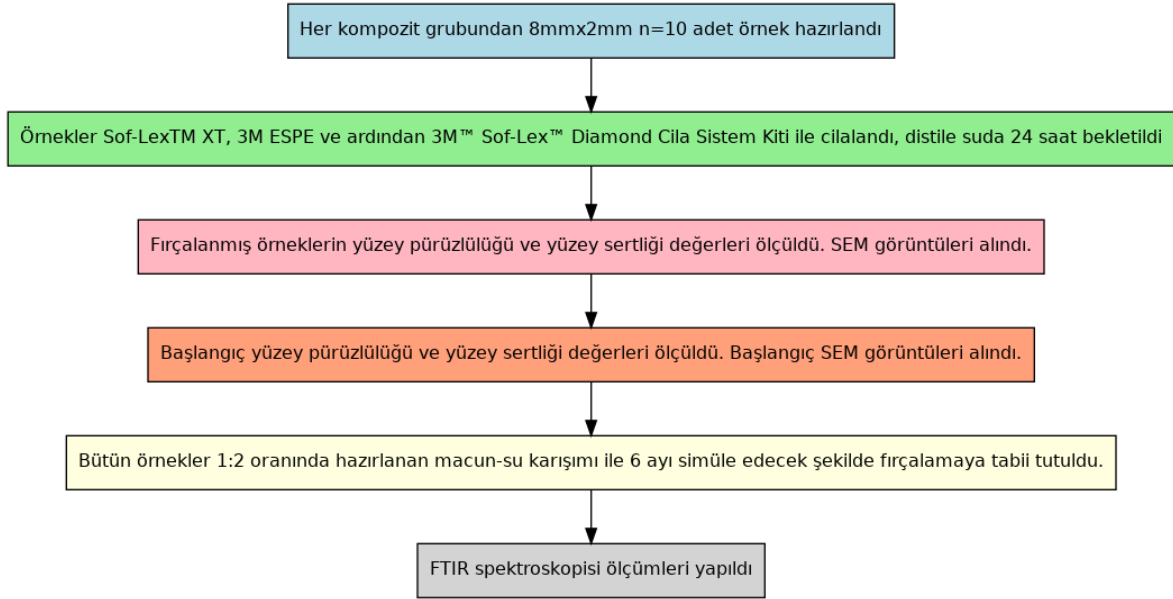
RDA değeri 0-70 arasında olan macunlar düşük, 71-100 arasında olanlar orta, 101-150 arasında olanlar yüksek aşındırıcı diş macunu olarak kabul edilirken 151-250 arasındaki RDA değeri ise zararlı sınır olarak değerlendirilir. Beyazlatıcı diş macunları genellikle orta (RDA 60–100) ya da yüksek (RDA>100) düzeyine sahiptir (Singla & Virdi, 2021). Bu ürünlerin formülasyonlarında sıkça tercih edilen aşındırıcı ajanlar arasında silika dioksit, hidratlanmış silika, kalsiyum karbonat, kalsiyum fosfat dihidrat, kalsiyum pirofosfat, alüminyum oksit, yaklaşık %70–75 oranında silika içeren perlit ve sodyum bikarbonat bulunmaktadır. Bu partiküller, dişin koronal yüzeyindeki renklenmeleri fiziksel olarak uzaklaştırarak daha açık bir ton algısı oluşturabilir; ancak dişin doğal yapısında kalıcı bir renk değişimi sağlamazlar (Pintado-Palomino ve ark., 2016).

Beyazlatıcı diş macunlarının formülasyonunda yer alan aşındırıcı partiküller, diş minesinin aşınmasını ve beyazlatma etkisini artırmak amacıyla eklenmiştir. Bu aşındırıcı partiküllerin boyutu ve yapısal özellikleri, diş macununun yüzey pürüzlülüğü, aşındırıcılığı ile ilişkili olan RDA değerini etkileyebilir (Joiner, 2010; Maden ve ark., 2018). Bununla birlikte, diş fırçalama sırasında gerçekleştirilen mekanik hareketler ile tükürükte bulunan iyonlar ve proteinler gibi biyolojik faktörler, bu aşındırıcı etkinin derecesini azaltabilir (Joiner, 2010).

Beyazlatıcı diş macunları, içerdikleri bileşenlere bağlı olarak farklı düzeylerde beyazlatma etkisi göstermekle birlikte, diş hekimliği açısından önemli olan restoratif materyaller üzerinde de çeşitli etkiler oluşturabilir. Materyalin türü ve özelliklerine bağlı olarak, yüzey pürüzlülüğü, renk değişimi, mikro sertlikte farklılıklar ve aşınma gibi fiziksel değişimlere neden olabilme potansiyeline sahiptir (Şenol ve ark., 2020).

5. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Marmara Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında yürütülmüştür. Üç farklı yeni nesil akışkan kompozit rezin materyalin, farklı beyazlatıcı macunlarla fırçalanması sonrası gösterdikleri yüzey özellikleri incelenmiştir. Çalışmaya 180 örnek dahil edilmiştir.



Şekil 15. Çalışma Akış Şeması

5.1. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyallerin Belirlenmesi

Bu çalışmada, ön bölge restorasyonlarında kullanım endikasyonuna sahip üç farklı yüksek doldurucu oranına sahip rezin esaslı akışkan kompozit, içerdiği doldurucu partikül tipi ve oranı dikkate alınarak seçildi (Tablo 6).

Tablo 6. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin üretici firma bilgilerine göre içerikleri

Kompozit Rezinler	Partikül Tipi, Oranı Ağırlık/Hacim	Doldurucu Partikül İçeriği	Resin matriks İçeriği	Üretici Firma
Gaenial Universal Injectable Flow 	Nanohibrit %69/45	Silikon dioksit (16 nm), Stronsiyum cam (200 nm), renklendirici, fotobaşlatıcı	UDMA, Bis- MEPP, TEGDMA	GC, Tokyo, Japonya
Omnichroma Flow, One Shade 	Suprananosferik %70/57	Tek tip boyutlu supranano küresel (260nm SiO ₂ -ZrO)	UDMA, 1.9 Nonanediol Dimethacrylate	Tokuyama Dental, Tokyo, Japonya
Clearfil Majesty Flow 	Mikrohibrit %78/59	Silanlı baryum cam, silanlı silika, kamforinon, hızlandırıcılar, başlatıcılar, prepolimerize organik doldurucu (0.18–3.5 mm)	TEGDMA, Hidrofobik aromatik dimetakrilat	Kuraray Noritake Dental, Okayama Japonya

Bis-GMA, bisphenol A-glycidyl methacrylate; Bis-MPEPP, 2, 2'-bis (4-methacryloxy polyethoxyphenyl) propane; TEGDMA, Triethyleneglycol dimethacrylate; UDMA, urethane dimethacrylate

5.2. Çalışmada Kullanılan Diş Macunlarının Belirlenmesi

Beyazlatıcı diş macunları, içeriklerine bağlı olarak farklı düzeylerde beyazlatma etkisi gösterebilir. Bununla birlikte, bu ürünler restoratif diş hekimliği açısından önemli olan kompozit rezin materyallerin yüzey özelliklerini; materyalin türü ve yapısal özelliklerine bağlı olarak, pürüzlülük, renk değişimi, mikrosertlik ya da aşınma gibi parametreler üzerinden etkileyebilmektedir (Dos Santos ve ark. 2019).

5.3. Çalışmada Kullanılan Diş Macunları

Bu çalışmada hastalar tarafından sık tercih edilen, RDA değerleri dikkate alınarak seçilen dört farklı beyazlatıcı diş macunu Colgate Optik Beyaz (Colgate-Polmolive New York, Amerika), R.O.C.S Aktif Kalsiyum Beyazlatıcı Diş Macunu (DRC Grup, İsviçre), Opalescence Beyazlatıcı Diş Macunu (Ultradent Products Inc., South Jordan, Amerika), Ultrabrite Advanced Whitening Toothpaste (Colgate- Polmolive, New York, Amerika) kullanıldı. Kontrol grubu olarak Sensodyne Promine Günlük Koruma Diş Macunu (Gsk Group of Companies, UK) belirlendi. Bu özellikleri doğrultusunda beyazlatıcı özellikli diş macunları RDA değerlerine göre seçildi (Tablo 7).

Tablo 7. Çalışmada kullanılan beyazlatıcı diş macunlarının içerikleri

Macun Görseli	Üretici Firma	İçerik	RDA
	Sensodyne Promine Günlük Koruma Diş Macunu (Gsk Group of Companies, UK)	Distile su, sorbitol, silika hidrat, gliserin, potasyum nitrat, PEG-6, sodyum laktat, Aroma, ksantin sakızı, kokamidopropil betain (CAPB), sodyum metil kokoil taurat, sodyum sakkarin, sodyum florid, PVM/MA kopolimer, limonene, sodyum hidroksit, sitral, Cl 74160.	37
	Colgate Optik Beyaz (Colgate-Polmolive New York, Amerika)	Sodyum monoflorofosfat, gliserin, kalsiyum pirofosfat, propilen glikol, peg/ppg-116/66 kopolimer, peg-12, pvp, tetrasodyum pirofosfat, sodyum lauril sülfat, silika, aroma, sodyum sakkarin, fosforik asit, hidrojen peroksit, bht, limonene.	100

Tablo 7. Çalışmada kullanılan beyazlatıcı diş macunlarının içerikleri (devam)

	R.O.C.S Aktif Kalsiyum Beyazlatıcı Diş Macunu (DRC Grup, İsviçre)	Distile su, silika, sorbitol, gliserin, ksilitol, sodyum lauril sülfat, ksantin sakızı, aroma, magnezyum klorid, sodyum gliserofosfat, metilparaben, kalsiyumgliserofosfat, sodyum sakkarin, propilparaben, sodyum silikat, linalool, limonene.	120
	Opalescence Beyazlatıcı Diş Macunu (Ultradent Products Inc., South Jordan, Amerika)	Gliserin, distile su, silika, sorbitol, ksilitol, poloksamer sodyumlauril sülfat, karbomer, sodyum benzoat, sodyum florit, sodyum hidroksit sukraloz, ksantin sakızı.	66
	Ultradent Advanced Whitening Toothpaste (Colgate- Polmolive, New York, Amerika)	Sorbitol, distile su, silika hidrat, sodyum lauril sülfat, PEG-12, tetrasodyum pirofosfat, kokamidopropil betain (CAPB), selüloz sakızı, sodyum sakkarin, ksantin sakızı, titanyum dioksit.	200
	Distile su		0

5.4. Örneklerin hazırlanması

Yapılan işlemlerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla tüm uygulamalar tek bir araştırmacı tarafından yürütüldü. *In vitro* çalışmalar kapsamında, restoratif materyallerin mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için belirli standart boyutlarda disk formunda hazırlanması önerilmektedir (Rinastiti ve ark., 2010).

Çalışmamızda ölçümlerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla, bu *in vitro* çalışmaya özel olarak tasarlanmış 2 mm kalınlığında ve 8 mm çapında kauçuk conta kalıplar kullanılmıştır.

Kullanımdan sonra kalıbın deforme olması sebebiyle her bir örnek, yeni bir kauçuk conta içinden oluşturuldu.

Kompozit rezinler yerleştirilmeden önce şeffaf bant (Universal Strips, Extra Dental, İstanbul, Türkiye) bu kalıpların altına yerleştirildi. Akışkan kompozit rezinler, hava kabarcığı kalmaması için kalıp içine tek bir noktadan sıkılarak dolduruldu. Uygulanan materyal temiz bir sond yardımıyla düzeltildikten sonra üzerine şeffaf bant konularak 1 mm kalınlığında ince bir cam lamel ile parmak baskısı uygulandı. Yüzeyde hava kabarcığı kalmadığına emin olunduktan sonra ışık gücü standart modda 1000 mW/cm² olan ve dalga boyu 385-515 nm aralığında olan LED Işık Cihazı (Valo Grand, Ultradent, ABD) ucu her bir örneğe dik gelecek şekilde cam lamel üzerine yerleştirildi ve akışkan kompozit rezinler üretici firmanın talimatları doğrultusunda 20 saniye polimerize edildi. Cihazın ucu, örnek yüzeyine dik olacak şekilde konumlandırıldı ve yeterli kapsama alanı ile etkin ışınlama sağlandı.



Şekil 16. LED ışık cihazı (Valo Grand, Ultradent, ABD)



Şekil 17. Çalışma örneklerinin hazırlanma süreci

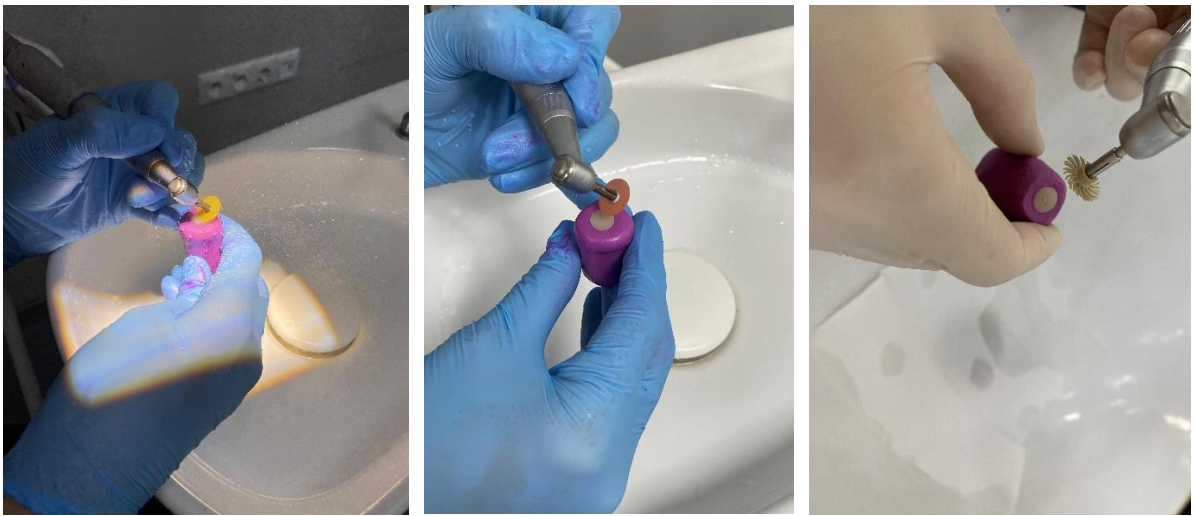


Şekil 18. Kompozit örneklerin polimerizasyonu

Polimerizasyon sonrası her bir örneğin bitim ve cila işlemleri sırasıyla kalın, orta, ince ve süper ince grenli 4 aşamalı disk sistemi (Sof-Lex, 3M ESPE, ABD) ile ortalama basınçla su soğutması altında 10'ar saniye uygulandı. Ardından Diamond cila kiti (SofLex, 3M ESPE, ABD) ile üretici firma talimatına uygun şekilde cilalandı (Resim 6). Hazırlanan tüm örnekler artık monomerlerden arınması amacıyla distile su içerisinde 37 C'de 24 saat bekletildi.



Şekil 19. Örneklerin polisaj ve cila prosedüründe kullanılan ekipmanlar 4 aşamalı disk sistemi ve diamond cila kiti (Sof-Lex, 3M ESPE, ABD)



Şekil 20. Örneklerin polisaj ve cila işlemi

5.4.1. Örneklerin Gruplara Ayrılması

Bu tez kapsamında yapılan istatistiksel değerlendirmelerin güvenilirliğini artırmak ve uygun örneklem büyüklüğünü belirlemek amacıyla, elde edilen veriler üzerinde bir power analizi uygulandı.

5.4.2. Power Analizi

Örnek sayısının belirlenmesinde Power Analizi kullanıldı. G*Power V. 3.1.9.6 programı kullanılarak yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik için örnek genişliği hesaplandı. Pürüzlülük değerleri dikkate alındığında; %95 güven ($1-\alpha$), %95 test gücü ($1-\beta$), $f=0,508$ etki büyüklüğü ile her bir grupta 4 olmak üzere toplamda 72 örnek, (Forouzanfar ve ark., 2023). G*Power V. 3.1.9.6 programı kullanılarak örnek genişliği hesaplandı. Mikrosertlik değerleri dikkate alındığında; %95 güven ($1-\alpha$), %95 test gücü ($1-\beta$), $f=0,45$ etki büyüklüğü ile her bir grupta 5 olmak üzere toplamda 90 örnek çalışmaya dahil edilmeli olarak belirlendi (Faul ve ark., 2007; Salama ve ark., 2020).

Çalışma için gerekli örneklem sayısı mikrosertlik için minimum 5, yüzey pürüzlülüğü için minimum 4 olarak saptanmıştır. Parametrik olmayan testler ve çalışma dışı kalabilecek durumlar için ilave örneklem alınması planlandı ve $n=10$ olarak belirlendi.

Her kompozit grubu her macun grubuyla muamele göreceğinden, 10'ar numuneden toplam 18 grup planlandı ve 180 adet örnek hazırlanmasına karar verildi. Hazırlanan 180 örnek, diş macunu kullanımına göre rastgele gruplara ayrıldı ($n=10$). Daha sonra örnekler numaralandırıldı ve distile suya koyularak saklandı (Şekil 21). Böylece, tasarlanan çalışma, literatürde raporlanan etki büyüklüklerini yeterli oranda saptayabilecek kapasiteyi sağlamanın yanı sıra çalışma dışı kalabilecek örnekler nedeniyle oluşabilecek güç kaybını da en aza indirmeyi hedeflemektedir.



Şekil 21. Örneklerin distile suda bekletilmesi

Tablo 8. Çalışma gruplarının kompozit ve diş macunu kombinasyonlarına göre dağılımı

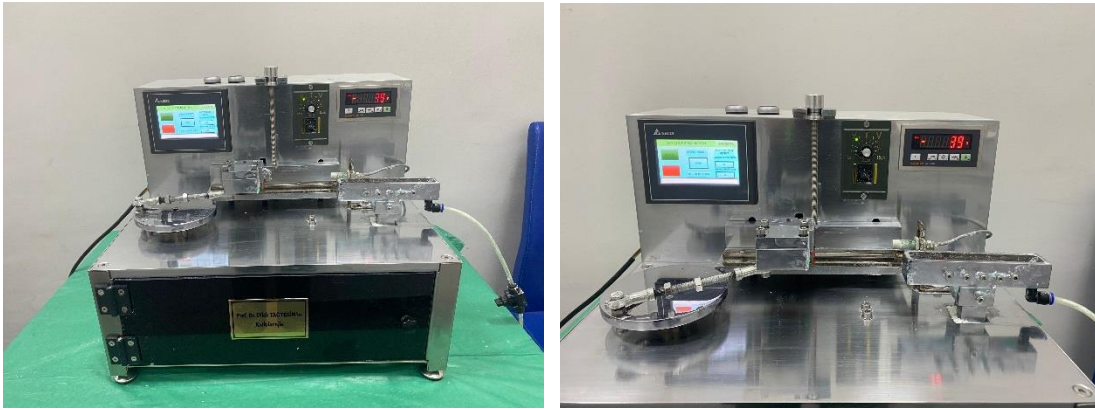
Grup No.	Diş Macunu / Uygulama	Kullanılan Kompozit Materyal
1	Distile su	GC Gaenial Universal Injectable Flow
2	Distile su	Tokuyama Omnicroma Flow, One Shade
3	Distile su	Kuraray Clearfil Majesty Flow
4	Sensodyne Promine Günlük Koruma Diş Macunu	GC Gaenial Universal Injectable Flow
5	Sensodyne Promine Günlük Koruma Diş Macunu	Tokuyama Omnicroma Flow, One Shade
6	Sensodyne Promine Günlük Koruma Diş Macunu	Kuraray Clearfil Majesty Flow
7	Colgate Optik Beyaz Diş Macunu	GC Gaenial Universal Injectable Flow
8	Colgate Optik Beyaz Diş Macunu	Tokuyama Omnicroma Flow, One Shade
9	Colgate Optik Beyaz Diş Macunu	Kuraray Clearfil Majesty Flow
10	R.O.C.S Aktif Kalsiyum Beyazlatıcı Diş Macunu	GC Gaenial Universal Injectable Flow
11	R.O.C.S Aktif Kalsiyum Beyazlatıcı Diş Macunu	Tokuyama Omnicroma Flow, One Shade
12	R.O.C.S Aktif Kalsiyum Beyazlatıcı Diş Macunu	Kuraray Clearfil Majesty Flow
13	Opalescence Beyazlatıcı Diş Macunu	GC Gaenial Universal Injectable Flow
14	Opalescence Beyazlatıcı Diş Macunu	Tokuyama Omnicroma Flow, One Shade
15	Opalescence Beyazlatıcı Diş Macunu	Kuraray Clearfil Majesty Flow
16	Ultradrite Advanced Whitening Toothpaste	GC Gaenial Universal Injectable Flow
17	Ultradrite Advanced Whitening Toothpaste	Tokuyama Omnicroma Flow, One Shade
18	Ultradrite Advanced Whitening Toothpaste	Kuraray Clearfil Majesty Flow

5.5. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

Çalışmamızda, anabilim dalımıza ait Tağtekin ve Korkut tarafından tasarlanan basınç sensörlü ve kuvvet ayarlı fırçalama cihazı ile profilometre cihazı; Marmara Üniversitesi Nanoteknoloji ve Biyomalzemeler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan SEM ve FTIR cihazları; İstanbul Kent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda bulunan mikrosertlik cihazı kullanıldı.

5.6. Fırçalama Prosedürü

Fırçalama simülatörleri ağız içinde yapılan diş fırçalama işleminin oluşturduğu aşınmayı taklit eden cihazlardır (Rajan ve ark., 2018). Cihazda aranan şartlar göz önünde bulundurularak Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında bulunan Tağtekin & Korkut tarafından tasarlanan basınç sensörlü ve kuvvet ayarlı fırçalama cihazı kullanıldı (Şekil 22).



Şekil 22. Tağtekin & Korkut tarafından tasarlanan basınç sensörlü ve kuvvet ayarlı fırçalama cihazı

Cihaz hem elektrikli fırça hem manuel fırça simülasyonu yapabilecek şekilde tasarlandı. Fırçalama sırasında macun ve su çıkışı emecek ve göllenme yapmayacak şekilde su çıkışı sağlayan bir gideri bulunmaktadır. Cihaz aynı anda 10 adet numuneyi fırçalayacak şekilde tasarlanmıştır. Grup sayılarının eşit dağılımı sebebiyle 10 haznesi aktif olarak kullanıldı. Cihazın, ileri-geri fırçalama modu bulunmaktadır. Cihaz 100.000 döngüye kadar fırçalama yapabilmektedir, kuru ve sulu çalışabilmektedir.

Manuel fırçalama simüle edilirken, fırça başlığına yatay hareket yaptırılarak ağız ortamı taklit edilmeye çalışıldı. Fırçalama protokolü distile su kullanılarak gerçekleştirildi. Hazırlanan örneklerin yüzeyleri manuel diş fırçası ile fırçalandı.

Bireylerin günlük yaşamda yaygın olarak orta sertlikte diş fırçalarını tercih etmeleri göz önünde bulundurularak, çalışmamızda yetişkinlerin rutin kullanımına uygun, sık kıllı, orta sertlikte ve uçları yuvarlatılmış kıllara sahip bir diş fırçası tercih edildi. Diş fırçası olarak Colgate Neo 2548 orta sert diş fırçası (Unilever, İstanbul, Türkiye) seçildi. Diş fırçalamanın neden olabileceği aşınmanın sonuçlara etkisini en aza indirmek amacıyla bütün örneklerin fırçalanmasında aynı tip diş fırçası kullanıldı. Fırça kıllarının numunelerin yüzeyine tam olarak temas edip etmediği ve kılların sıkışıp sıkışmadığı kontrol edildi (Senawongse & Pongprueksa, 2007). Fırçalama cihazına yerleştirilen örnekler 250-300 Pa basınç aralığında sabit olarak fırçalandı.

Günümüzde bireyler, diş fırçalama sırasında diş macununu genellikle tükürük veya su ile seyreltmektedir (Liljeborg ve ark., 2010; Bergesch ve ark., 2017). Çalışmamızda, diş fırçalama davranışını taklit edebilmek amacıyla, EN ISO 14569-2007 standardına uygun şekilde 1:2 oranında hazırlanmış diş macunu/su karışımı (Şekil 23) içeren haznede, örnekler 5000 ileri-geri fırçalama hareketiyle fırçalanmıştır.

5000 döngü, sağlıklı bir insanın günde 2 kez fırçalama sıklığına dayanarak yaklaşık 6 aylık bir sürece denk gelmektedir. (Suzuki ve ark., 2009; Monteiro & Spohr, 2015). Her bir numune için 6 aylık fırçalamayı taklit edebilmek amacıyla cihaz, 5.000 döngü yapacak şekilde ayarlandı (AlSubaie ve ark., 2019, Haggag ve ark., 2018, Monteiro ve Spohr, 2015, O'Neill ve ark., 2017, Rajan ve ark., 2018, Roselino ve ark., 2015, Suzuki ve ark., 2009). Solüsyon her 10.000 fırçalama döngüsünün ardından yenilendi (Suzuki ve ark., 2012; Kamonkhantikul ve ark., 2014).



Şekil 23. 1:2 oranında hazırlanmış diş macunu/su karışımı (EN ISO 14569-2007)

Diş fırçaları her 3 aylık kullanıma denk gelen sürede değiştirildi. Her macun grubu değiştiğinde simülatör hazneleri yerinden çıkartıldı ve yıkandı. Yeni diş macununa geçmeden önce bir önceki artık macun solüsyonları iyice temizlendi. Her bir fırçalama periyodundan sonra tüm örnekler distile su ile iyice yıkandı.



Şekil 24. Çalışmada kullanılan diş fırçası Colgate Neo 2548 (Unilever, İstanbul, Türkiye)

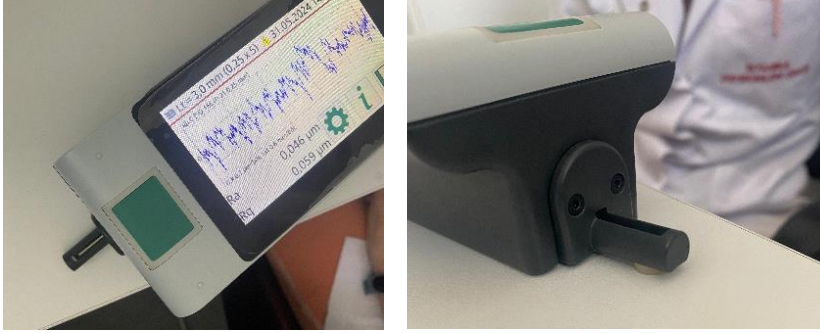


Şekil 25. Fırçalama işlemi

5.7. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü Yapılması

Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünü ölçmek üzere profilometre cihazı (Marsurf PS10, Mahr GmbH, Almanya) kullanıldı, PHT 350 probu ile 3 ayrı bölgeden ölçüm yapıldı ve Ra değerleri kaydedildi. Cihazın kalibrasyonu her yeni gruptan sonra üretici firmanın talimatları doğrultusunda ve cihazın bir parçası olan kalibrasyon plakası aracılığıyla yapıldı. Kalibrasyonun ardından profilometrenin okuyucu ucu ile örnek disk arasındaki değme açısı 90°

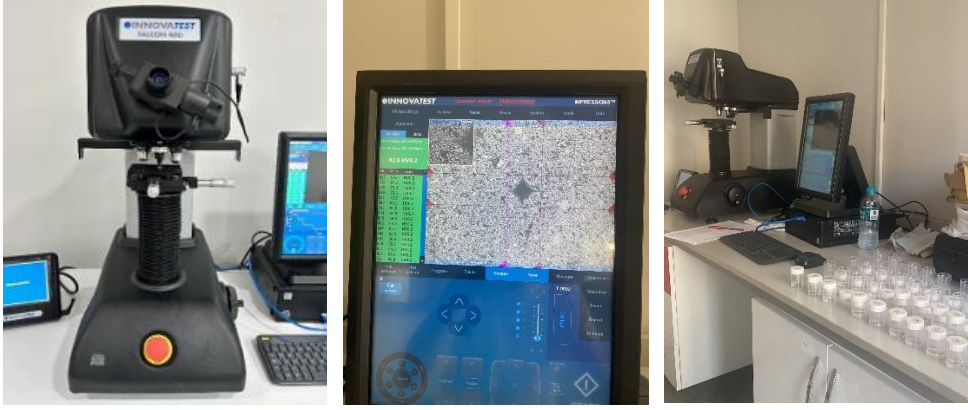
olacak şekilde, her örnek sırası ile cihazın standart ölçüm tablası üzerine yerleştirildi. Elmas ucun “cut off” değeri 2,5 mm olarak ayarlandı. Ölçümler örneklerin merkezinden dış yüzeyine doğru olmak üzere yapıldı. Her bir örnekten üçer ölçüm yapılarak, değerlerin ortalaması alındı. Ölçümler fırçalama döngüsü öncesi ve sonrasında kaydedildi.



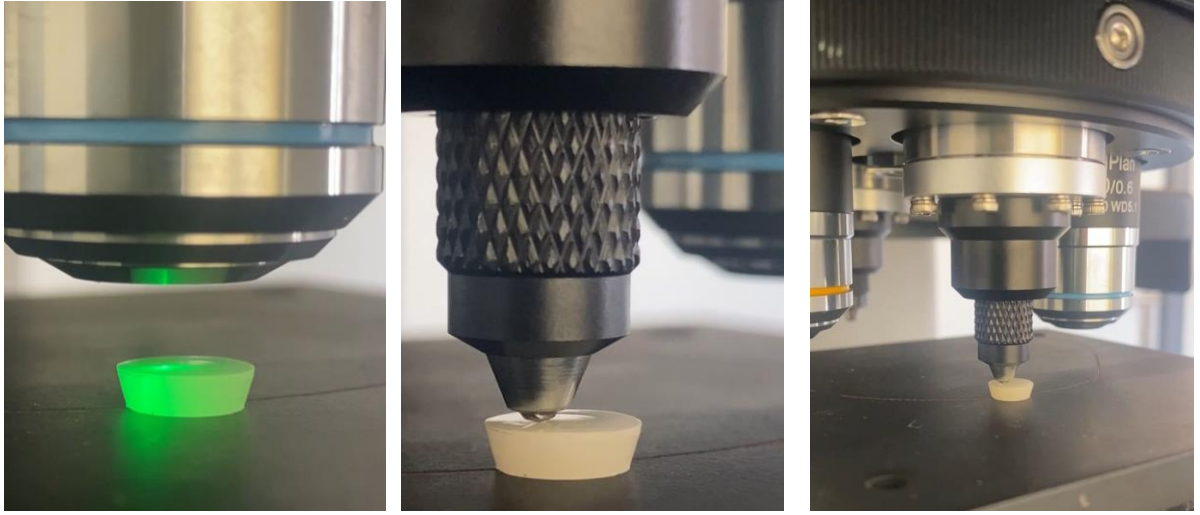
Şekil 26. Profilometre cihazı (Marsurf PS10, Mahr GmbH, Almanya)

5.8. Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması

Araştırmamızda materyallerin yüzey sertliği ölçümleri İstanbul Kent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarında bulunan Vickers yüzey sertliği test cihazı (FALCON 400 G2, INNOVATEST Europe BV, Hollanda) kullanılarak gerçekleştirildi. Sertliği ölçülecek her örnek ışık mikroskobunun tablası üzerine yerleştirildi. En düşük büyütme ile (x10) ölçüm yapılacak yüzeyin lokalizasyonu belirlendi. Daha sonra vickers ucun uygulanacağı alan saptandı. Ölçümler, Vickers elmas ucunun 200 g (1,96 Newton) kuvvet ile 15 saniye boyunca uygulanmasıyla gerçekleştirildi. Cihazda bulunan kare tabanlı piramit şekilli uç ile bir iz oluşturuldu. Oluşan kare şekilli iz cihaza eklenmiş bir mikroskop yardımıyla ölçme ekranına aktarıldı ve ölçüm yapıldı. Vickers ucla oluşturulan izin köşegenlerinin uzunluğuna x10 büyütme ile bakıldı ve ekrandaki yatay çizgiler köşegenlerin iki ucuna yerleştirilerek ölçümler yapıldı. Daha sonra, yüzey sertliği değerleri oluşturulan izin derinliği ve kenar uzunluğu oranı cihaz ucu tarafından otomatik olarak analiz edilerek VHN değeri belirlendi.



Şekil 27. Vickers yüzey sertliği test cihazı (FALCON 400 G2, INNOVATEST, Hollanda)



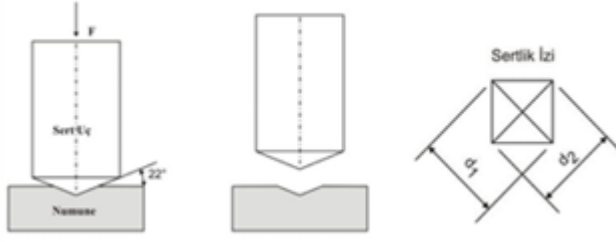
Şekil 28. Cihazın optik ve çizici ucu

VHN değeri, ölçüm sırasında oluşan çentiklerin çapraz uzunluklarının ölçülmesiyle belirlendi ve ilgili örnek için aşağıdaki standart formüle göre hesaplandı.

$$VHN = 1854 \times p/d^2$$

P: Uygulanan kuvvetin kg cinsinden değeri

D: Elde edilen ölçümün mm cinsinden ortalama köşegenler arası uzunluk miktarı



Şekil 29. Vickers mikrosertlik ölçüm yönteminin şematik görünümü (Poskus ve ark. 2004)

5.9. Taramalı Elektron Mikroskobu (Sem) Analizi Yapılması

Tez çalışmamızda kullanılan bir diğer analiz yöntemi, yüksek enerjili elektronların çok küçük bir alana odaklanarak yüzeyin taranması prensibine dayanan Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) analizidir. En çok kullanılan tekniğiyle, yüzeyden yayılan ikincil elektronlar kullanılarak yapılan ölçümde, yüzey topografyası ve yüzey pürüzlülüğü ile ilgili görüntü elde edilmektedir (Tsiper ve ark., 2017).

Araştırmamızda SEM analizi, Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Nanoteknoloji ve Biyomalzemeler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan EVO MA10 model çevresel taramalı elektron mikroskobu (Carl Zeiss, Almanya) ile yüksek vakum modunda (110 Pa basınç), 10.00 kV hızlandırma voltajı ve 3.0 spot değeri kullanılarak, EDT (yüksek vakum dedektörü) aracılığıyla görüntülendi.



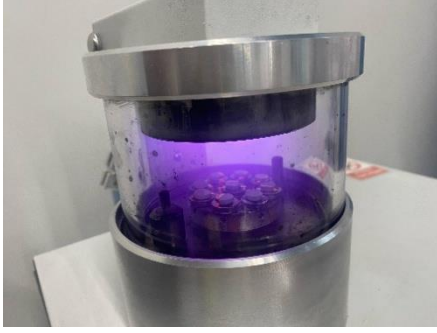
Şekil 30. Taramalı Elektron Mikroskobu EVO MA10 (Carl Zeiss, Almanya)

SEM, oldukça ince (10 μm) bir elektron demetinin, taranan yüzey boyunca bir noktadan bir noktaya peş peşe hareket etmesi yöntemiyle çalışmaktadır (Hollinger ve ark. 2012). Bir yüzeyde meydana gelen çiziklerin ve düzensizliklerin analizinde en yaygın olarak SEM kullanılmaktadır. Bununla birlikte bu yöntemin yüzey topografyasını incelemeye; üç boyutlu yüzey özelliklerinin görüntülenememesi, vakum ortamı gereksinimi ve incelenen numunelerin özel işlemlerden, kaplama gibi, geçirilmesi zorunluluğu dahil olmak üzere bazı kısıtlılıkları bulunmaktadır (Kakaboura ve ark., 2007). Görüntülemelerden önce kompozit örneklerimiz de numune kaplama işlemine tabii tutulmuştur.



Şekil 31. Numune kaplama

SEM, iletken numunelerle çalışmaya uygundur. Örneğin, demir içeren numuneler yüksek iletkenlik gösterdiğinden ek bir ön işleme ihtiyaç duyulmaz. Ancak numunenin iletken olmaması durumunda, negatif yükler yüzeyde hızla birikir ve elektron demetini saptırarak görüntü kalitesinin bozulmasına ya da görüntü elde edilememesine neden olur. Bu sorunu önlemek amacıyla, çimento ve beton kompozitleri gibi iletken olmayan numunelerin yüzeyine ince bir iletken kaplama uygulanmaktadır. Bu kaplama genellikle karbon, altın veya altın-paladyum alaşımından oluşur (Winter, 2012).



Şekil 32. Numune kaplama cihazı



Şekil 33. Au-Pd alaşımı ile kaplanmış bir örnek

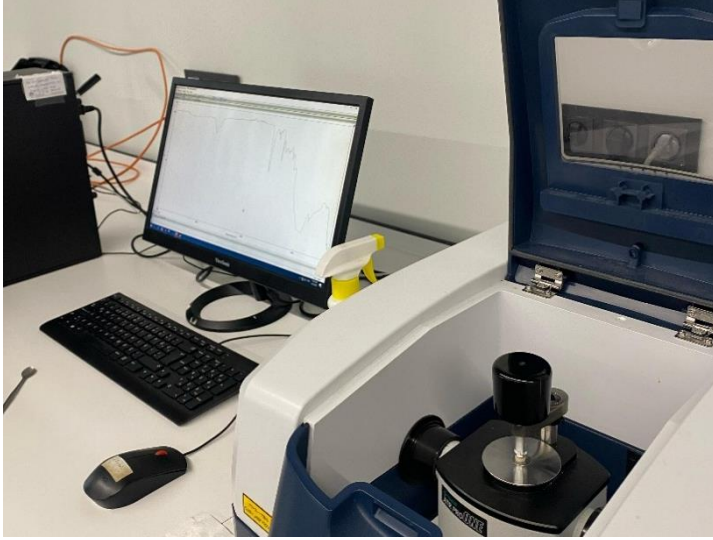
Taramalı elektron mikroskobu, diğer mikroskoplara göre odak derinliği açısından daha üstün özellik göstermektedir. Bu sebeple; odak derinliği, ayırım gücü, görüntü ve analizi birleştirme özellikleri sayesinde araştırmalarda geniş kullanım alanı bulmaktadır (Winter, 2012). Çalışmamızın SEM analizleri için her bir gruptan rastgele seçilmiş birer örnek belirlendi. Fırçalanan ve fırçalama yapılmayan kompozit örneklerin yüzeylerinden x250, X500, X1000, X2500 ve X5000 büyütmede görüntüler alındı.

5.10. FTIR Analizi (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi) Yapılması

Tez çalışmamızda kullanılan kompozitlerin organik ve inorganik bileşenleri hakkında genel bilgiler, FTIR ile tespit edilebilmektedir. Kızılötesi spektroskopi analizleri, bir maddede bulunan moleküller ve bunların konsantrasyonları hakkında bilgi edinmemizi sağlayan yöntemlerdir. Kızılötesi spektroskopi teknikleri arasında en yaygın kullanılan ise FTIR spektroskopisidir (Smith, 2011).

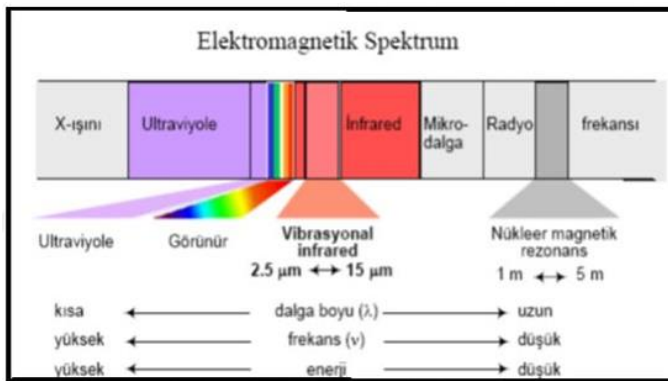
Tez çalışmamızda kızılötesi soğurma spektroskopisi yöntemi kullanılmıştır. IR ışınlarının, moleküllerin titreşim hareketleri tarafından soğurulması esasına dayanan bu yöntemde, FTIR cihazı ile analizler gerçekleştirilmiştir. FTIR sistemi sayesinde ışığın şiddeti zamana bağlı bir fonksiyon olarak kaydedilmiş ve Fourier dönüşümü ile spektral veriler elde edilmiştir. Bu sayede, her dalga boyunun ayrı ayrı taranmasına gerek kalmadan hızlı ve detaylı spektrumlar alınmıştır. Yöntem, katı, sıvı ve gaz halindeki örnekler üzerinde uygulanabilir olmakla birlikte, çalışmamızda kullanılan örneklerin IR spektrumları bu sistem aracılığıyla kaydedilmiştir. (Smith, 2011).

Tez çalışmamızda FTIR Spektroskopisi ölçümleri, Marmara Üniversitesi Nanoteknoloji ve Biyomalzemeler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan FTIR (FT/IR-4700, JASCO, Japonya) cihazı kullanılarak gerçekleştirildi.

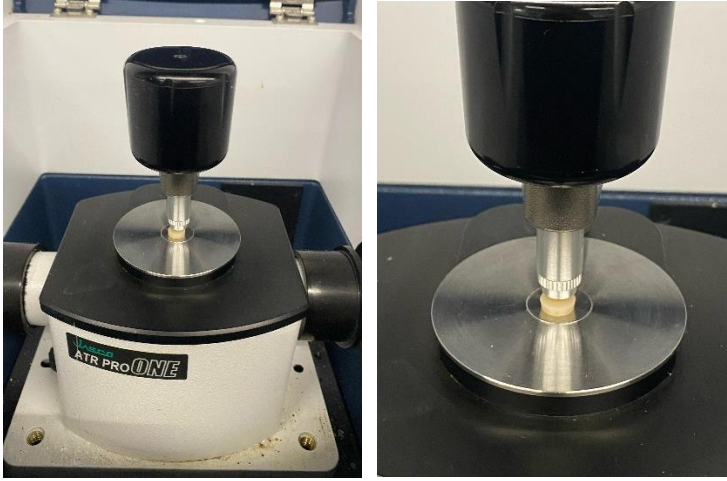


Şekil 34. FTIR spektroskopi cihazı (FT/IR-4700, JASCO, Japonya)

Bu yöntemin çalışma prensibi, kuantum mekaniğine dayalı titreşimsel enerji seviyeleri arasındaki geçişlere dayanır. Analiz sırasında, moleküle foton transferi gerçekleşir ve bu süreç, molekülün daha yüksek bir enerji seviyesine çıkmasını sağlar. Böylece, IR radyasyonun soğurulması gerçekleşir (Parikh ve ark., 2005).



Şekil 35. Elektromanyetik Spektrum (Yıldız ve ark., 1997)



Şekil 36. Atr Kristali

IR absorpsiyonunun dalga boyu pik seviyesi molekülün fizikokimyasal yapısı hakkında değerlendirme imkânı sunmaktadır. Moleküllerin yapısında bulunan fonksiyonel gruplar sebebiyle (C-H, O-H, C=O), her bir moleküle ait parmak izi pikleri bulunur ve bu pikler maddeler arasında farklılıkların değerlendirilmesine katkıda bulunmaktadır (Chen ve ark., 2015). FTIR spektroskopisi, moleküllerin yapısal analizinde kritik bir rol oynar. Spektrumda gözlemlenen pikler, moleküldeki farklı fonksiyonel grupların varlığını ve özelliklerini belirlememize yardımcı olur (Parikh ve ark., 2005).

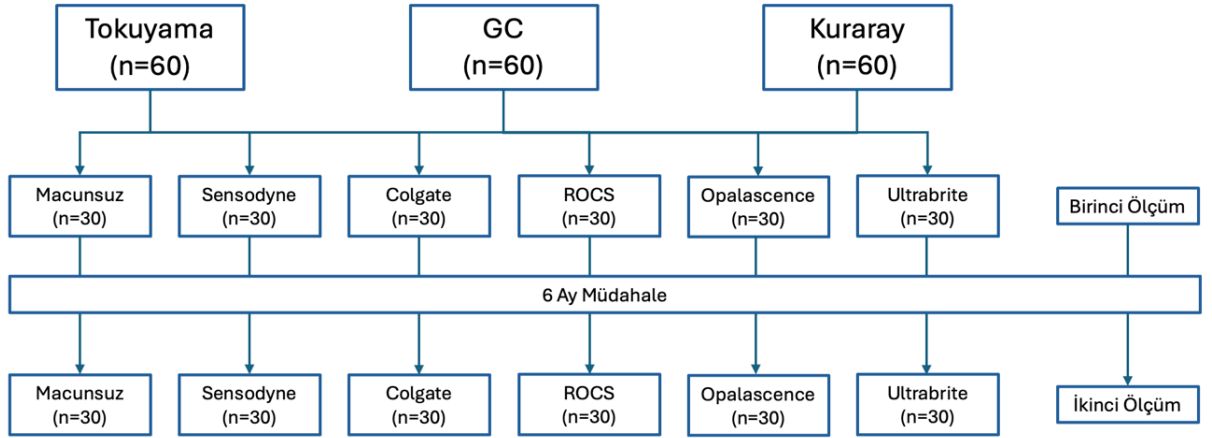
5.11. İstatistiksel Analiz

Araştırma verilerinin analizinde IBM SPSS v29 programı kullanıldı. Tanımlayıcı veriler, normal dağılıma uyma durumlarına göre ortalama $\pm$ Standart Sapma (SS) veya ortanca (1. – 3. çeyreklik) şeklinde sunuldu. Mikrosertlik ve pürüzlülük değerleri ile bu değerlerin değişim yüzdelerinin gruplar arası karşılaştırmalarında, normal dağılıma uygunluk durumuna göre Kruskal-Wallis Testi veya Tek Yönlü ANOVA testi uygulandı. Kompozit türü ve kullanılan macunun birlikte değerlendirilmesi için iki yönlü ANOVA kullanıldı; kompozit türü ve macun arasında etkileşim tespit edilmesi üzerine, her kompozit-macun ikilisini ayrı ayrı değerlendirmek ve en ideal ikiliyi bulmak amacıyla her bir kompozit-macun ikilisi ayrı olarak gruplandırılarak Tek Yönlü ANOVA ile incelendi. Analiz sürecinde varyans homojenliği (Levene's Test) sonuçlarına göre post-hoc yöntemi belirlendi; homojenliğin sağlandığı durumlarda Tukey, homojenliğin ihlal edildiği hallerde ise Tamhane's T2 testi kullanıldı. Tüm analizlerde tip 1 hata payı %5 kabul edildi.

6. BULGULAR

Kompozit materyal ve kullanılan diş macununun, 6 aylık fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik üzerindeki etkilerini değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilen bu çalışmada, üç farklı kompozit materyal kullanılarak toplam 180 örnek hazırlandı ve altı farklı fırçalama grubu oluşturuldu.

Yapılan istatistiksel analizler, materyal performansının hem kullanılan kompozit türüne hem de uygulanan fırçalama/macun protokolüne bağlı olarak değiştiğini gösterdi. Araştırmanın akış şeması Şekil 37’de sunuldu.



Tokuyama: Tokuyama Omnichroma Flow, One Shade; GC: GC Gaenial Universal Injectable Flow; Kuraray: Kuraray Clearfil Majesty Flow; Macunsuz: Distile su; Sensodyne: Sensodyne Promine Günlük Koruma Diş Macunu (Gsk Group of Companies, UK); Colgate: Colgate Optik Beyaz (Colgate-Polmolive New York, Amerika); ROCS: R.O.C.S Aktif Kalsiyum Beyazlatıcı Diş Macunu (DRC Grup, İsviçre); Opalascence: Opalascence Beyazlatıcı Diş Macunu (Ultradent Products Inc., South Jordan, Amerika); Ultrabrite: Ultrabrite Advanced Whitening Toothpaste (Colgate- Polmolive, New York, Amerika)

Şekil 37. Farklı diş macunu ve akışkan kompozit kombinasyonlarının şematik gösterimi

6.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Materyallerin üretimde kullanılan akışkan kompozit rezinin türüne göre pürüzlülük başlangıç, bitiş ve değişim yüzdeleri Tablo 9’da sunulmuştur.

Tablo 9. Kullanılan kompozit materyale göre pürüzlülük değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)

Kompozit	Pürüzlülük		
	Önce Ortanca (1. – 3. Çeyreklik)	Sonra Ortanca (1. – 3. Çeyreklik)	Artma Yüzdesi Ortanca (1. – 3. Çeyreklik)
Tokuyama (n=60)	0,054 (0,047-0,063) ^a	0,083 (0,076-0,094) ^x	61,4 (31,6-87,6) ^{k,l}
GC (n=60)	0,039 (0,034-0,047) ^b	0,069 (0,054-0,102) ^x	77,1 (21,9-117,8) ^k
Kuraray(n=60)	0,134 (0,110-0,164) ^c	0,176 (0,138-0,235) ^y	23,3 (13,9-70,8) ^l
p değeri*	<0,001	<0,001	0,001

*Kruskal Wallis Testi, Aynı üssel gösterime^(a,b,c)(^{x,y})(^{k,l}) sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık yoktur.

**Tek Yönlü ANOVA Testi, Aynı üssel gösterime^(a,b,c)(^{x,y,z})(^{k,l,m}) sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık yoktur.

Fırçalama prosedürleri öncesinde Tokuyama örneklerinde pürüzlülük değeri ortanca (1. – 3. çeyreklik) değeri 0,054 (0,047 – 0,063) olup bu değer GC için 0,039 (0,034 – 0,047), Kuraray için 0,134 (0,110 – 0,164) olarak ölçülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olup (Kruskal Wallis Testi, $p<0,001$) yapılan ikili karşılaştırmalarda (Bonferonni düzeltmesi uygulanarak Mann-Whitney U Testi) tüm gruplar arasında fark saptanmıştır. Başlangıç pürüzlülük değerleri incelendiğinde, Kuraray’da (0,134) diğer iki gruba göre daha yüksek bir başlangıç ortanca değer gözlenmiştir.

Müdahale sonrasında Tokuyama kompoziti ile üretilen materyallerde pürüzlülük değeri ortanca (1. – 3. çeyreklik) değeri 0,083 (0,076 – 0,094) olup bu değer GC için 0,069 (0,054 – 0,102), Kuraray için ise 0,176 (0,138 – 0,235) olarak ölçülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunmuştur (Kruskal Wallis Testi, $p<0,001$).

Yapılan ikili karşılaştırmalarda (Bonferonni düzeltmesi uygulanarak Mann-Whitney U Testi) Tokuyama ve GC grupları arasında anlamlı fark saptanmazken, Kuraray ile diğer kompozit grupları arasında fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bitiş değerlerinde Tokuyama ve

GC gruplarında benzer düzeyler izlenirken, Kuraray kompozitinde daha yüksek pürüzlülük tespit edilmiştir.

Tokuyama, GC ve Kuraray kompozitleri için pürüzlülük değerindeki artış yüzdeleri sırasıyla ortanca (1. – 3. çeyreklik) 61,4 (31,6 – 87,6), 77,1 (21,9 – 117,8) ve 23,3 (13,9 – 70,8) olarak hesaplanmıştır. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunmuştur (Kruskal Wallis Testi, $p=0,001$). Pürüzlülük artışı açısından ise GC kompozitinde artışın medyan değeri (77,1) Tokuyama ve Kuraray’a kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Yapılan ikili karşılaştırmalarda (Bonferonni düzeltmesi uygulanarak Mann-Whitney U Testi) sadece GC-Kuraray kompozitleri arasında anlamlı düzeyde farklılık bulunmuştur. Tokuyama – GC ikilisi arasında ise anlamlı bir fark saptanmamıştır.

Uygulanan müdahaleye göre pürüzlülük başlangıç ve bitiş değerleri ile değişme yüzdeleri Tablo 10’da sunulmuştur.

Tablo 10. Uygulanan müdahaleye göre pürüzlülük değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)

Müdahale	Pürüzlülük		
	Önce Ortalama $\pm$ SS	Sonra Ortalama $\pm$ SS	Artma Yüzdesi Ortalama $\pm$ SS
Macunsuz (n=30)	0,074 $\pm$ 0,036	0,087 $\pm$ 0,044 ^a	18,2 $\pm$ 15,3 ^a
Sensodyne (n=30)	0,078 $\pm$ 0,041	0,094 $\pm$ 0,044 ^a	23,7 $\pm$ 17,2 ^a
Colgate (n=30)	0,071 $\pm$ 0,045	0,129 $\pm$ 0,074 ^{a,b}	90,1 $\pm$ 35,8 ^b
ROCS (n=30)	0,076 $\pm$ 0,039	0,107 $\pm$ 0,037 ^a	55,2 $\pm$ 35,8 ^c
Opalascence (n=30)	0,080 $\pm$ 0,053	0,118 $\pm$ 0,047 ^a	82,4 $\pm$ 82,1 ^{b,c}
Ultradrite (n=30)	0,092 $\pm$ 0,059	0,191 $\pm$ 0,118 ^b	119,3 $\pm$ 69,1 ^b
p değeri	0,576	<0,001	<0,001

**Tek Yönlü ANOVA Testi, Aynı üssel gösterime^(a,b,c,d) sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık yoktur.

Müdahale öncesinde macunsuz grupta pürüzlülük değeri ortalama $\pm$ SS 0,074 $\pm$ 0,036 olarak ölçülmüş olup, bu değer Sensodyne için 0,078 $\pm$ 0,041, Colgate için 0,071 $\pm$ 0,045, ROCS için 0,076 $\pm$ 0,039, Opalascence için 0,080 $\pm$ 0,053 ve Ultradrite için 0,092 $\pm$ 0,059 olarak belirlenmiştir.

Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde gösterilememiştir (Tek Yönlü ANOVA Testi, $p=0,576$). Müdahale sonrasında pürüzlülük değeri macunsuz grupta $0,087 \pm 0,044$, Sensodyne için $0,094 \pm 0,044$, Colgate için $0,129 \pm 0,074$, ROCS için $0,107 \pm 0,037$, Opalescence için $0,118 \pm 0,047$ ve Ultrabrite için $0,191 \pm 0,118$ olarak ölçülmüştür. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir (Tek Yönlü ANOVA Testi, $p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda Ultrabrite uygulanan grup ile Colgate uygulanan grup hariç diğer grupların arasındaki farklılıktan kaynaklandığı görülmüştür. Ultrabrite uygulanan grup diğerlerine göre daha fazla pürüzlü hale gelmiştir.

Pürüzlülükteki artış yüzdeleri incelendiğinde, macunsuz grupta ortalama $\pm$ SS $18,2 \pm 15,3$, Sensodyne için $23,7 \pm 17,2$, Colgate için $90,1 \pm 35,8$, ROCS için $55,2 \pm 35,8$, Opalescence için $82,4 \pm 82,1$ ve Ultrabrite için $119,3 \pm 69,1$ olarak hesaplanmıştır. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir (Tek Yönlü ANOVA Testi, $p<0,001$). Ultrabrite ve Opalescence gruplarının pürüzlülük artış yüzdelerinin, diğer macunlara kıyasla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Yapılan ikili karşılaştırmalarda pürüzlülük artış yüzdesinin Ultrabrite-Opalescence-Colgate ve Macunsuz-Sensodyne olarak iki uçta gruplaştığı görülmüştür.

Uygulanan müdahalenin türüne göre pürüzlülük başlangıç ve bitiş değerleri ile değişme yüzdeleri Tablo 11’ sunulmuştur.

Tablo 11. Uygulan müdahalenin türüne göre pürüzlülük değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)

Müdahale	Pürüzlülük		
	Önce Ortanca (1. – 3. Çeyreklik)	Sonra Ortanca (1. – 3. Çeyreklik)	Artma Yüzdesi Ortanca (1. – 3. Çeyreklik)
Macunsuz (n=30)	0,073 (0,040-0,090)	0,079 (0,053-0,110) ^a	15,7 (5,8-25,7) ^a
Geleneksel (n=30)	0,065 (0,044-0,107)	0,085 (0,053-0,127) ^a	17,1 (10,9-35,5) ^a
Beyazlatıcı (n=120)	0,054 (0,043-0,122)	0,105 (0,078-0,171) ^b	78,5 (39,8-111,0) ^b
p değeri	0,856	<0,001	<0,001

*Kruskal Wallis Testi, Aynı üssel gösterime^(a,b) sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık yoktur.

Müdahale öncesinde macunsuz grupta pürüzlülük değeri ortanca (1. – 3. çeyreklik) 0,073 (0,040-0,090) olarak ölçülmüş olup, geleneksel grup için bu değer 0,065 (0,044-0,107),

beyazlatıcı grup için ise 0,054 (0,043-0,122) olarak belirlenmiştir. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunmamıştır (Kruskal Wallis Testi, $p=0,856$).

Müdahale sonrasında pürüzlülük ortanca (1. – 3. çeyreklik) değeri macunsuz grupta 0,079 (0,053-0,110), geleneksel grup için 0,085 (0,053-0,127), beyazlatıcı grup için ise 0,105 (0,078-0,171) olarak ölçülmüştür. Özellikle beyazlatıcı özellikli macun kullanılan gruplarda pürüzlülük artış yüzdelерinin anlamlı derecede yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0,001$).

Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde (Kruskal Wallis Testi, $p<0,001$) olup ikili karşılaştırmalarda (Mann Whitney U Testi, Bonferonni düzeltmesi ile) farkın beyazlatıcı gruptan kaynaklandığı görülmüştür. Pürüzlülükteki artış yüzdeleri incelendiğinde, macunsuz grupta ortanca (1. – 3. çeyreklik) 15,7 (5,8-25,7), geleneksel grup için 17,1 (10,9-35,5) ve beyazlatıcı grup için 78,5 (39,8-111,0) olarak hesaplanmıştır. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Kruskal-Wallis testi, $p < 0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda (Mann-Whitney U testi, Bonferroni düzeltmesi ile) farkın beyazlatıcı gruptan kaynaklandığı görülmüştür. Beyazlatıcı diş macunu uygulanan materyaller, işlem sonrasında daha pürüzlü hale gelmiştir.

Kompozit ve müdahale kombinasyonuna göre pürüzlülük değerlerinin başlangıç, bitiş ve artma yüzdelерinin dağılımı Tablo 12’de sunulmuştur.

Tablo 12. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre pürüzlülük değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)

Grup	Pürüzlülük				Benzer olduğu Gruplar**
	Önce Ortalama $\pm$ SS	Sonra Ortalama $\pm$ SS	p değeri*	Artma Yüzdesi Ortalama $\pm$ SS	
T1	0,071 $\pm$ 0,013	0,078 $\pm$ 0,010	0,003	9,7 $\pm$ 9,6	T5,G1,2,6,K1,2,4,5
T2	0,061 $\pm$ 0,007	0,085 $\pm$ 0,007	<0,001	41,2 $\pm$ 17,3	T3,5,G1,2,3,4,6, K1,2,3,4,5,6
T3	0,051 $\pm$ 0,006	0,092 $\pm$ 0,014	<0,001	83,7 $\pm$ 28,2	T2,4,5,6,G3,4,5,6,K3,6

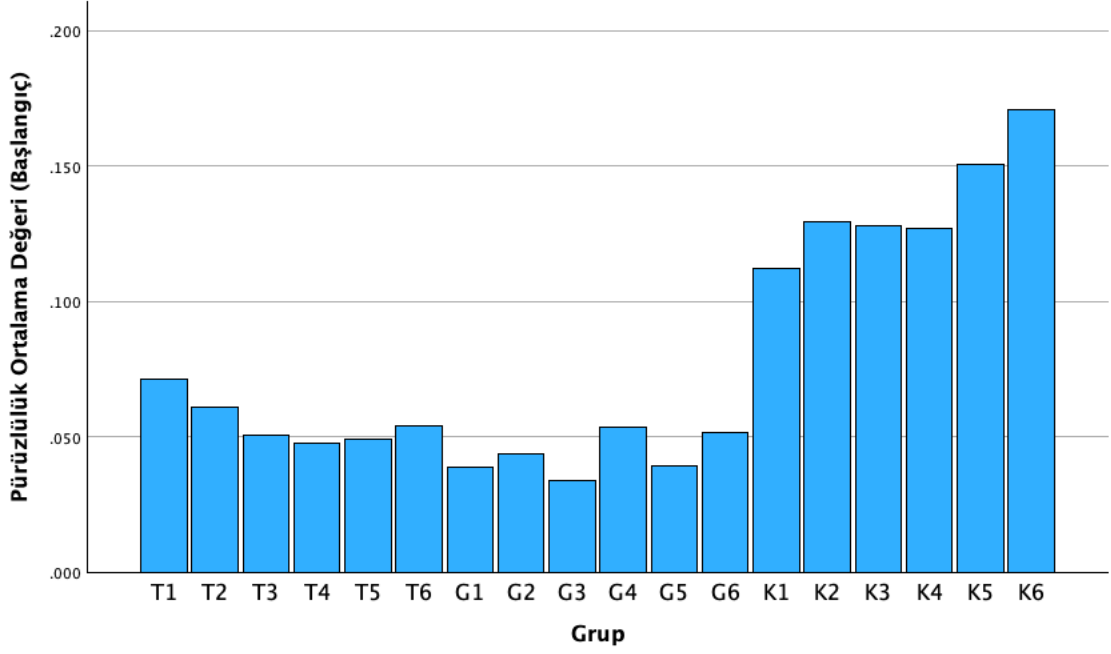
Tablo 12. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre pürüzlülük değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024) (devam)

T4	0,048 ± 0,006	0,086 ± 0,012	<0,001	81,4 ± 21,6	T3,5,6,G3,4,5,6,K3,6
T5	0,049 ± 0,009	0,073 ± 0,003	<0,001	54,7 ± 28,1	Tüm Gruplar
T6	0,054 ± 0,011	0,100 ± 0,009	<0,001	89,2 ± 26,9	T3,4,5,G3,4,5,6,K3,6
G1	0,039 ± 0,009	0,047 ± 0,011	0,006	21,7 ± 20,0	T1,2,5,G2,4,6,K1,2,3,4,5
G2	0,044 ± 0,010	0,050 ± 0,011	<0,001	15,6 ± 9,2	T1,2,5,G1,4,6,K1,2,3,4,5
G3	0,034 ± 0,004	0,066 ± 0,007	<0,001	98,0 ± 37,8	T2,3,4,5,6,G4,5,6,K3,6
G4	0,053 ± 0,021	0,085 ± 0,026	<0,001	67,1 ± 32,0	T2,3,4,5,6,G1,2,3,5,6, K1,2,3,4,5,6
G5	0,039 ± 0,009	0,104 ± 0,018	<0,001	175,2 ± 75,6	T3,4,5,6,G3,4,6,K3,6
G6	0,051 ± 0,014	0,129 ± 0,032	<0,001	165,4 ± 96,4	Tüm gruplar
K1	0,112 ± 0,030	0,137 ± 0,036	<0,001	23,3 ± 11,7	T1,2,5,G1,2,4,6,K2,3,4,5
K2	0,129 ± 0,028	0,147 ± 0,026	<0,001	14,3 ± 7,4	T1,2,5,G1,2,4,6,K1,4,5
K3	0,128 ± 0,031	0,230 ± 0,020	<0,001	88,5 ± 42,3	T2,3,4,5,6,G1,2,3,4,5,6, K1,4,5,6
K4	0,127 ± 0,015	0,149 ± 0,024	<0,001	17,1 ± 10,3	T1,2,5,G1,2,4,6,K1,2,3,5
K5	0,150 ± 0,019	0,176 ± 0,023	<0,001	17,2 ± 9,4	T1,2,5,G1,2,4,6,K1,2,3,4
K6	0,171 ± 0,024	0,343 ± 0,070	<0,001	103,4 ± 41,5	T2,3,4,5,6,G,3,4,5,6,K3
p değeri ***	<0,001	<0,001		<0,001	

T: Tokuyama, G: GC, K: Kuraray, 1: Macunsuz, 2: Sensodyne, 3: Colgate, 4: ROCS, 5: Opalascence, 6: Ultrabite

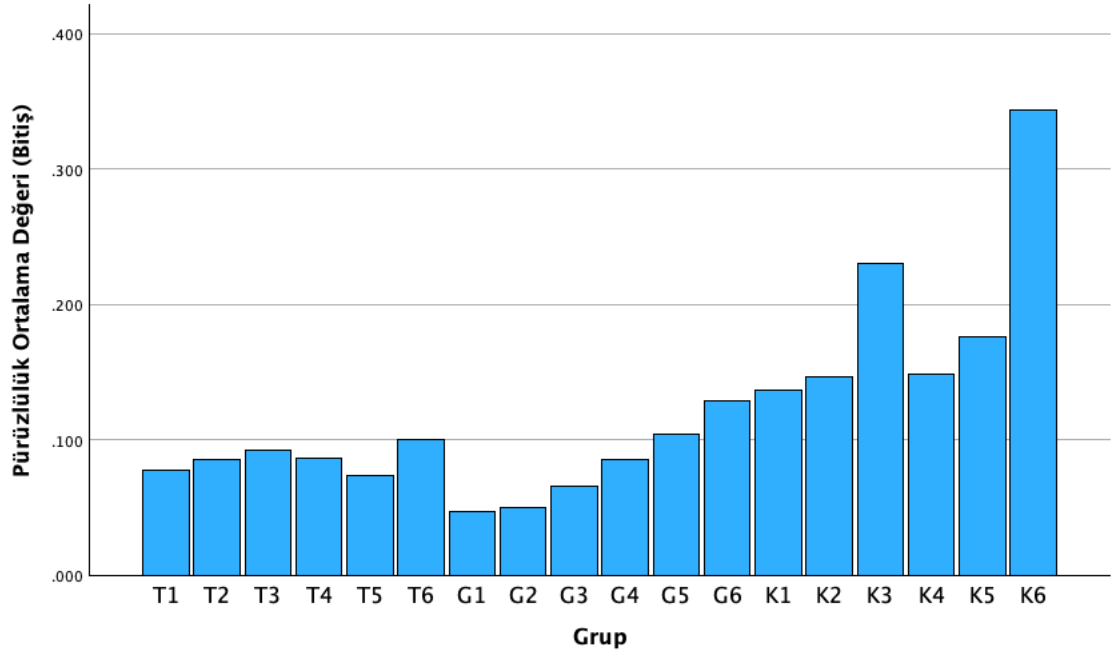
*Bağımlı Gruplarda T Testi, başlangıç ve bitiş değerleri için. **İkili Post-Hoc Tamhane testinde $p>0,05$ olduğu gruplar, Artma Yüzdesi için. *** Tek Yönlü ANOVA Testi.

Pürüzlülük artma yüzdesi ortalaması en yüksek GC-Opalascence, ardından GC-Ultrabite ikililerinde olup en düşük Tokuyama-Macunsuz, ardından Kuraray-Sensodyne ikililerinde gözlenmiştir.



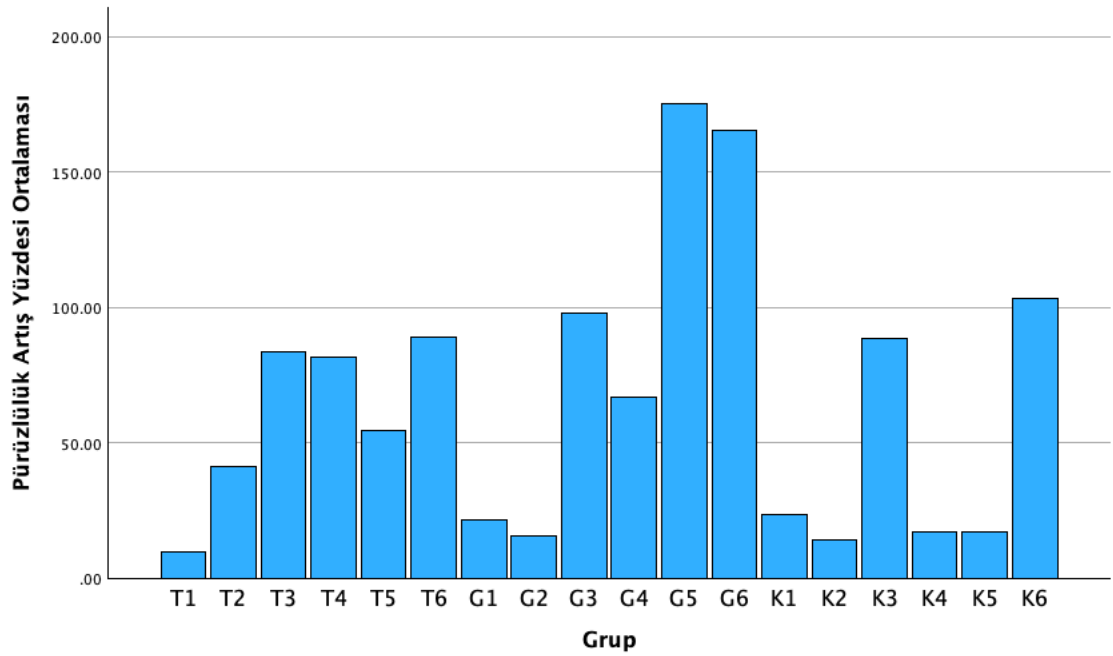
T: Tokuyama, G: GC, K: Kuraray, 1: Macunsuz, 2: Sensodyne, 3: Colgate, 4: ROCS, 5: Opalascence, 6: Ultrabite

Şekil 38. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre başlangıç pürüzlülük ortalama değeri (Marmara Üniversitesi, 2024)



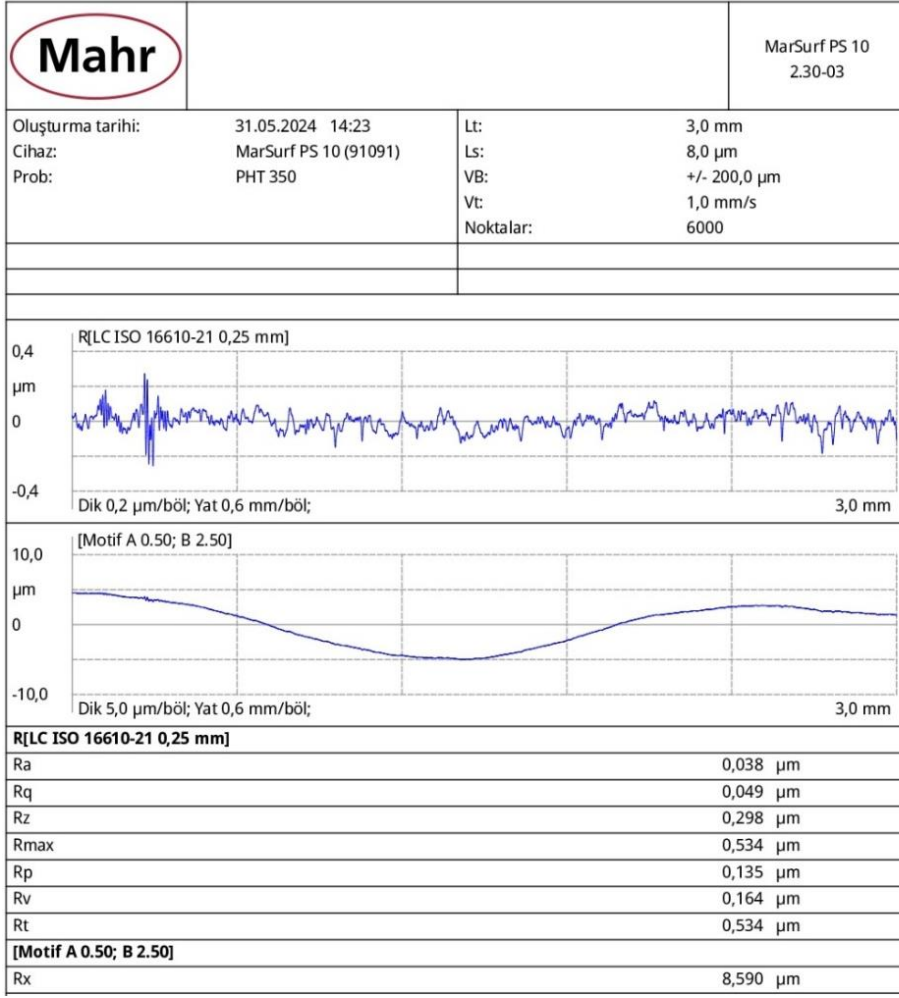
T: Tokuyama, G: GC, K: Kuraray, 1: Macunsuz, 2: Sensodyne, 3: Colgate, 4: ROCS, 5: Opalascence, 6: Ultrabite

Şekil 39. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre bitiş pürüzlülük ortalama değeri (Marmara Üniversitesi, 2024)



T: Tokuyama, G: GC, K: Kuraray, 1: Macunsuz, 2: Sensodyne, 3: Colgate, 4: ROCS, 5: Opalascence, 6: Ultrabite

Şekil 40. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre pürüzlülük artış yüzdesi ortalama değeri (Marmara Üniversitesi, 2024)



Şekil 41. Ra, Rq, Rz ve Rmax gibi pürüzlülük parametrelerini gösteren yüzey profili grafiği

6.2. Yüzey Mikrosertliği Bulguları

Materyallerin üretimde kullanılan akışkan kompozit rezinin türüne göre mikrosertlik başlangıç, bitiş ve değişim yüzdeleri Tablo 13’te sunulmuştur.

Tablo 13. Kullanılan kompozit materyale göre mikrosertlik değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)

Kompozit	Mikrosertlik		
	Önce Ortalama $\pm$ SS	Sonra Ortalama $\pm$ SS	Azalma Yüzdesi Ortalama $\pm$ SS
Tokuyama (n=60)	41,9 $\pm$ 3,2 ^a	37,0 $\pm$ 1,9 ^x	11,4 $\pm$ 5,5 ^k
GC (n=60)	54,8 $\pm$ 1,6 ^b	50,9 $\pm$ 1,7 ^y	7,1 $\pm$ 3,6 ^l
Kuraray(n=40)	77,5 $\pm$ 5,1 ^c	65,6 $\pm$ 3,8 ^z	15,0 $\pm$ 5,8 ^m
p değeri**	<0,001	<0,001	<0,001

*Kruskal Wallis Testi, Aynı üssel gösterime^(a,b,c)(^{x,y})(^{k,l}) sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık yoktur.

**Tek Yönlü ANOVA Testi, Aynı üssel gösterime^(a,b,c)(^{x,y,z})(^{k,l,m}) sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık yoktur

Üç kompozit arasında başlangıç ve bitiş mikrosertlik değerleri ile mikrosertlik azalma yüzdeleri bakımından da istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar mevcuttur ($p < 0,001$). Müdahale öncesinde Tokuyama kompoziti ile üretilen materyallerde mikrosertlik değeri ortalama $\pm$ SS 41,9 $\pm$ 3,2 olup bu değer GC için 54,8 $\pm$ 1,6, Kuraray için ise 77,5 $\pm$ 5,1 olarak ölçülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunmuştur (Tek Yönlü ANOVA Testi, $p < 0,001$).

Başlangıç mikrosertlik ortalamalarına bakıldığında, Kuraray kompoziti (77,5 $\pm$ 5,1) en yüksek sertliğe sahipken, GC (54,8 $\pm$ 1,6) orta seviyede, Tokuyama (41,9 $\pm$ 3,2) ise en düşük başlangıç sertlik değerine sahiptir. Bitiş değerlerinde sıralama benzer şekilde korunmuş; Kuraray grubu diğerlerine göre daha yüksek sertlik sergilemiştir.

Yapılan ikili karşılaştırmalarda tüm gruplar arasında anlamlı fark olduğu saptanmıştır. Müdahale sonrasında Tokuyama kompoziti ile üretilen materyallerde mikrosertlik değeri ortalama $\pm$ SS 37,0 $\pm$ 1,9 olarak ölçülmüş olup, GC için bu değer 50,9 $\pm$ 1,7, Kuraray için ise 65,6 $\pm$ 3,8 olarak belirlenmiştir. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunmuştur (Tek Yönlü ANOVA Testi, $p < 0,001$).

Yapılan ikili karşılaştırmalarda tüm grupların birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı olduğu görülmüştür. Mikrosertlik azalma yüzdeleri, Kuraray ($15,0 \pm 5,8$) > Tokuyama ($11,4 \pm 5,5$) > GC ($7,1 \pm 3,6$) şeklinde bir sıralama göstermiş ve tüm grupların birbirinden istatistiksel olarak anlamlı olup (Tek Yönlü ANOVA Testi, $p < 0,001$), yapılan ikili karşılaştırmalarda tüm grupların birbirinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı olduğu saptanmıştır.

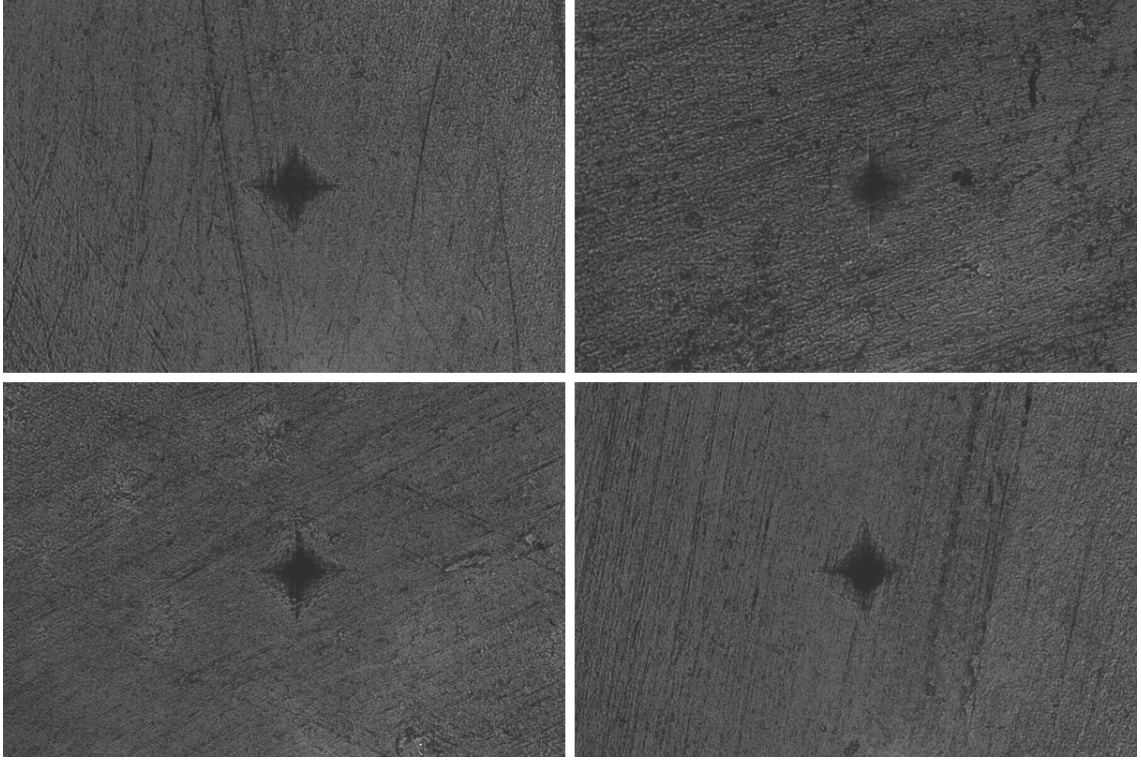
Uygulanan müdahaleye göre pürüzlülük ve mikrosertlik başlangıç ve bitiş değerleri ile değişme yüzdeleri Tablo 14'te sunulmuştur.

Tablo 14. Uygulanan müdahaleye göre mikrosertlik değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)

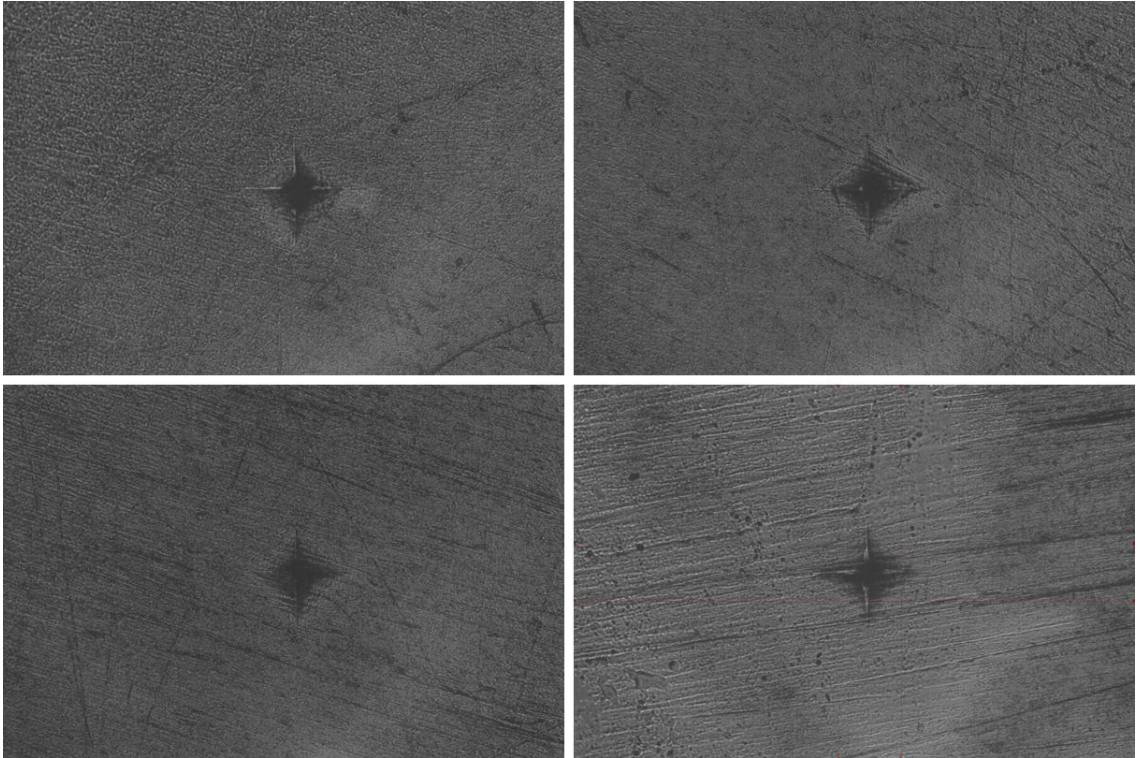
Müdahale	Mikrosertlik		
	Önce Ortalama $\pm$ SS	Sonra Ortalama $\pm$ SS	Azalma Yüzdesi Ortalama $\pm$ SS
Macunsuz (n=30)	$56,7 \pm 12,6^{a,b,c}$	$51,1 \pm 11,3^a$	$9,8 \pm 6,0$
Sensodyne (n=30)	$59,2 \pm 15,9^{a,b}$	$50,7 \pm 12,2^{a,b}$	$13,5 \pm 7,4$
Colgate(n=20)	$49,2 \pm 5,7^{a,c,d}$	$44,3 \pm 6,8^{a,b}$	$10,2 \pm 5,7$
ROCS (n=30)	$57,8 \pm 15,8^{a,d}$	$51,4 \pm 12,1^{a,b}$	$10,1 \pm 5,4$
Opalascence (n=30)	$58,6 \pm 16,6^a$	$51,8 \pm 12,6^a$	$10,7 \pm 5,2$
Ultradrite (n=20)	$47,4 \pm 8,6^d$	$43,0 \pm 8,4^b$	$9,4 \pm 3,7$
p değeri	0,009	0,017	0,094

**Tek Yönlü ANOVA Testi, Aynı üssel gösterime(^{a,b,c,d}) sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık yoktur.

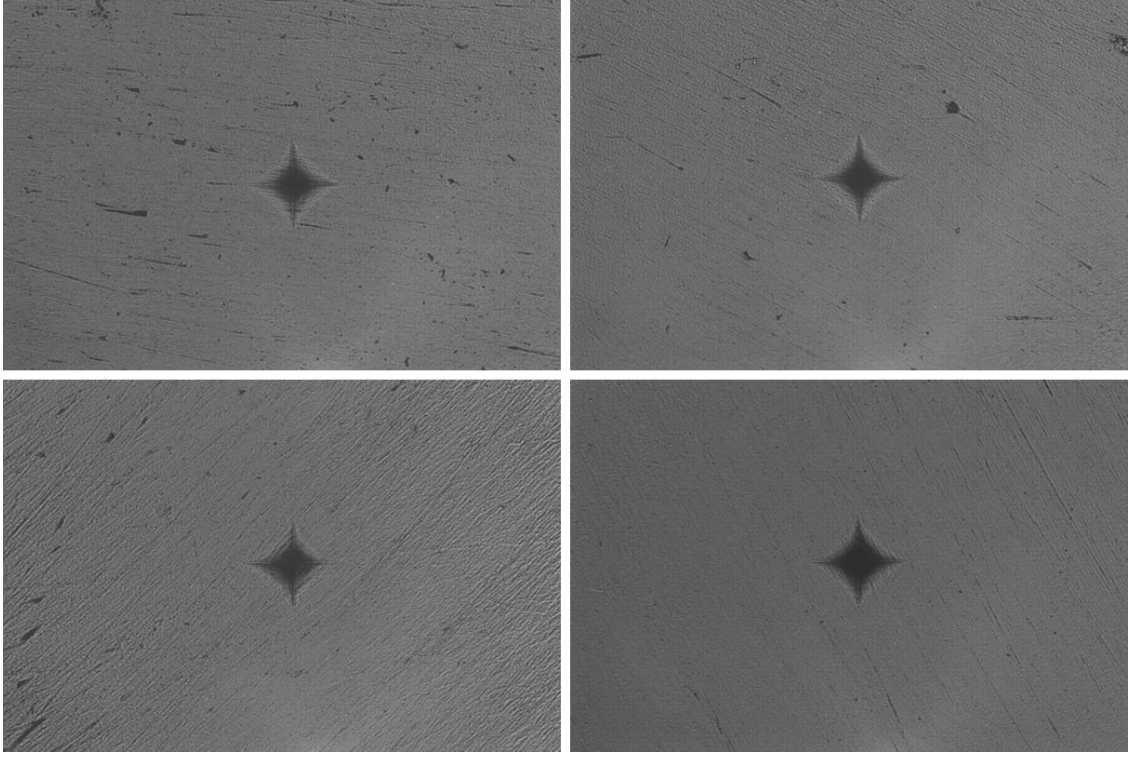
Mikrosertlik başlangıç değerleri incelendiğinde, macunsuz grupta mikrosertlik değeri ortalama $\pm$ SS $56,7 \pm 12,6$, Sensodyne için $59,2 \pm 15,9$, Colgate için $49,2 \pm 5,7$, ROCS için $57,8 \pm 15,8$, Opalascence için $58,6 \pm 16,6$ ve Ultradrite için $47,4 \pm 8,6$ olarak ölçülmüştür. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir (Tek Yönlü ANOVA Testi, $p=0,009$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda Ultradrite ile Macunsuz-Sensodyne-Opalascence grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık olduğu görülmüştür. Müdahale sonrasında mikrosertlik değeri macunsuz grupta $51,1 \pm 11,3$, Sensodyne için $50,7 \pm 12,2$, Colgate için $44,3 \pm 6,8$, ROCS için $51,4 \pm 12,1$, Opalascence için $51,8 \pm 12,6$ ve Ultradrite için $43,0 \pm 8,4$ olarak belirlenmiştir. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir (Tek Yönlü ANOVA Testi, $p=0,017$).



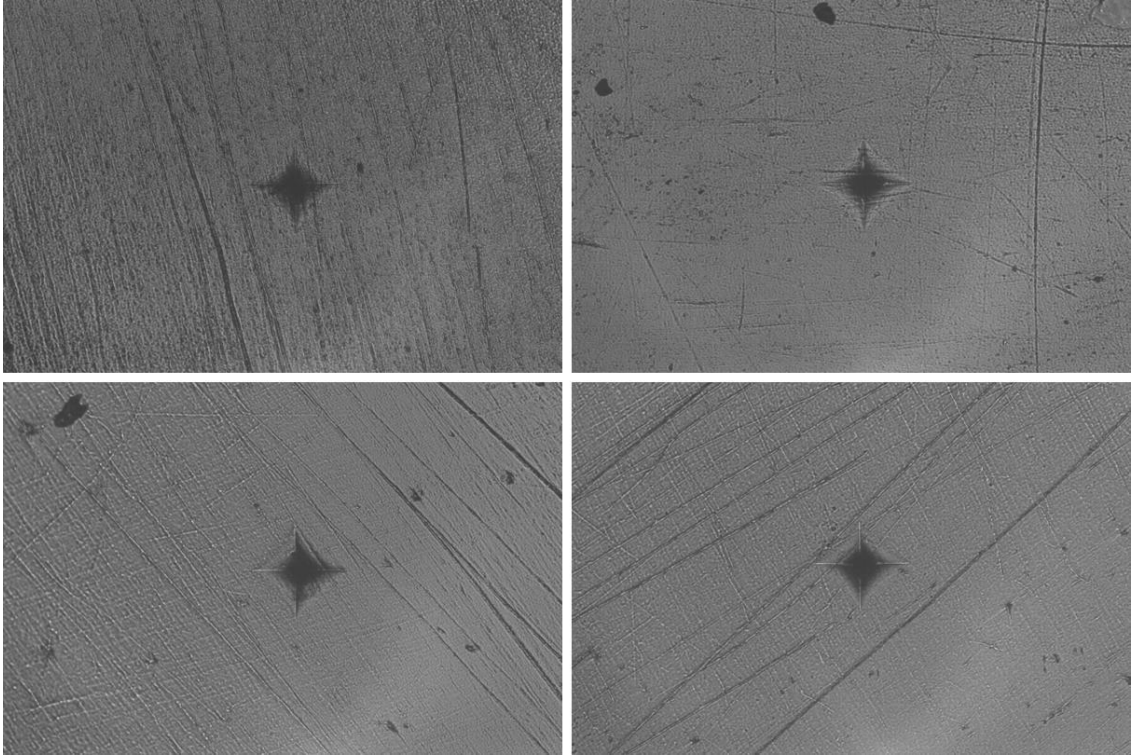
Şekil 42. Fırçalama öncesi Tokuyama Omnichroma Flow kompozitine ait mikrosertlik ölçüm görüntüleri



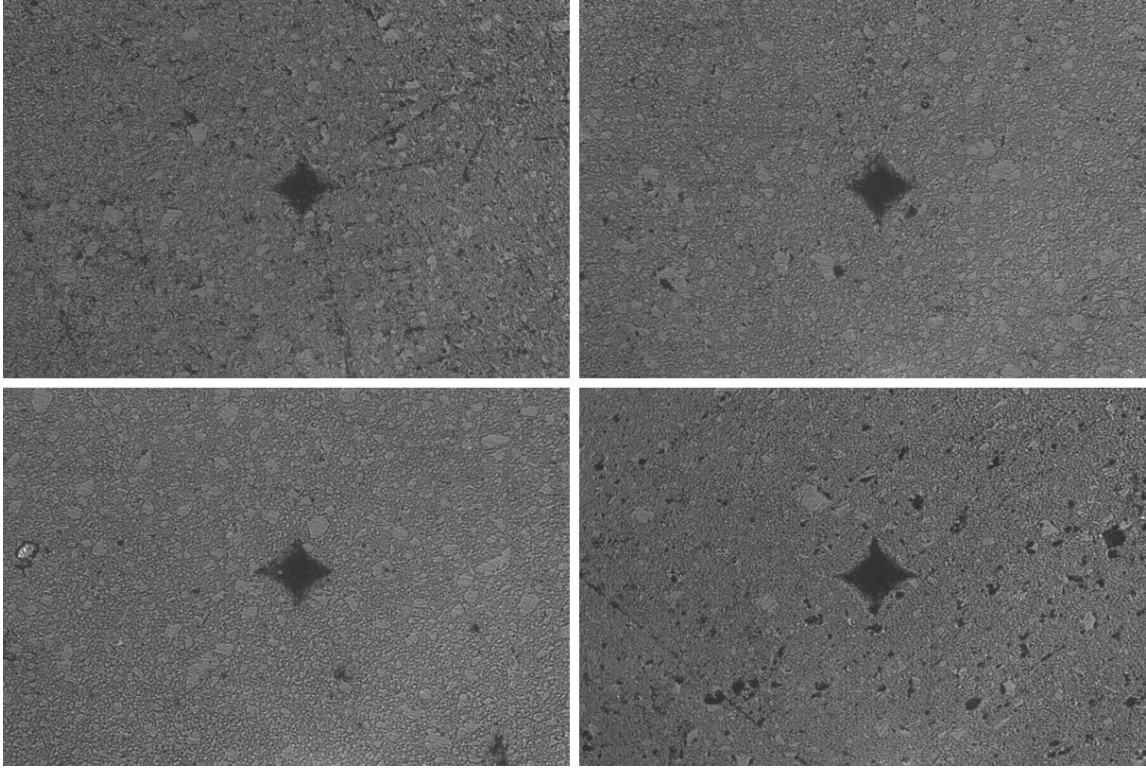
Şekil 43. Fırçalama sonrası Tokuyama Omnichroma Flow kompozitine ait mikrosertlik ölçüm görüntüleri



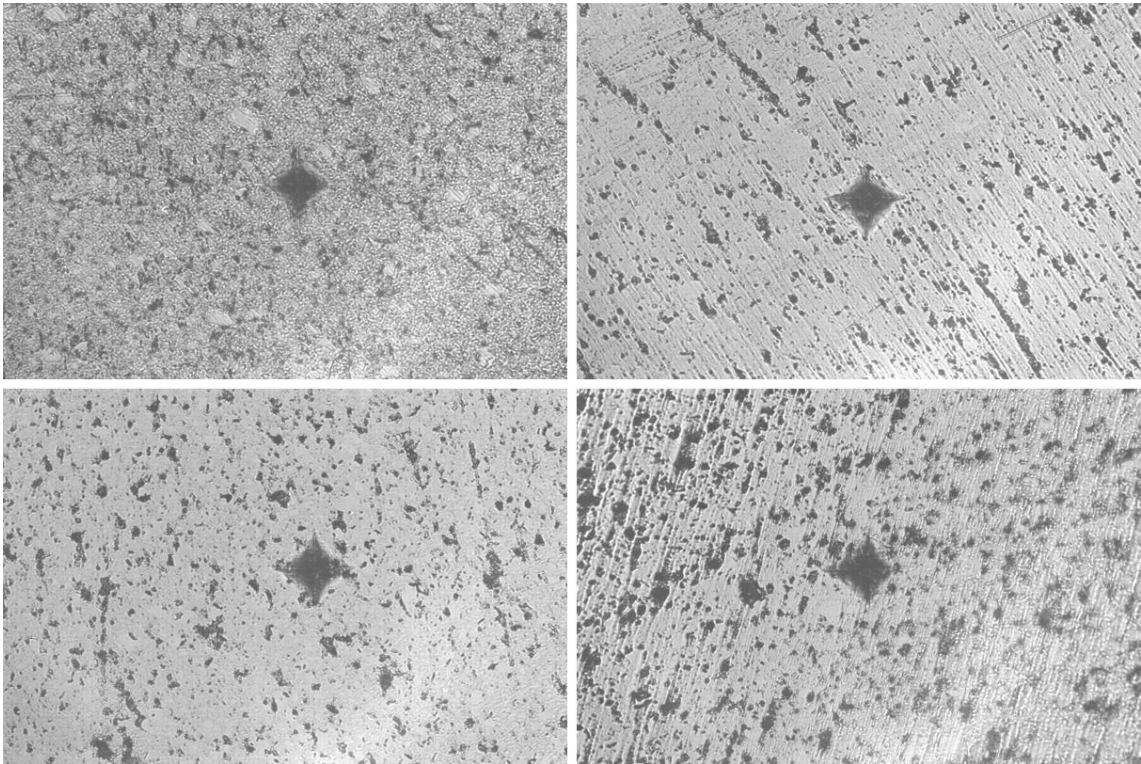
Şekil 44. Fırçalama öncesi GC Gaenial Universal Injectable Flow kompozitine ait mikrosertlik ölçüm görüntüleri.



Şekil 45. Fırçalama sonrası GC Gaenial Universal Injectable Flow kompozitine ait mikrosertlik ölçüm görüntüleri.

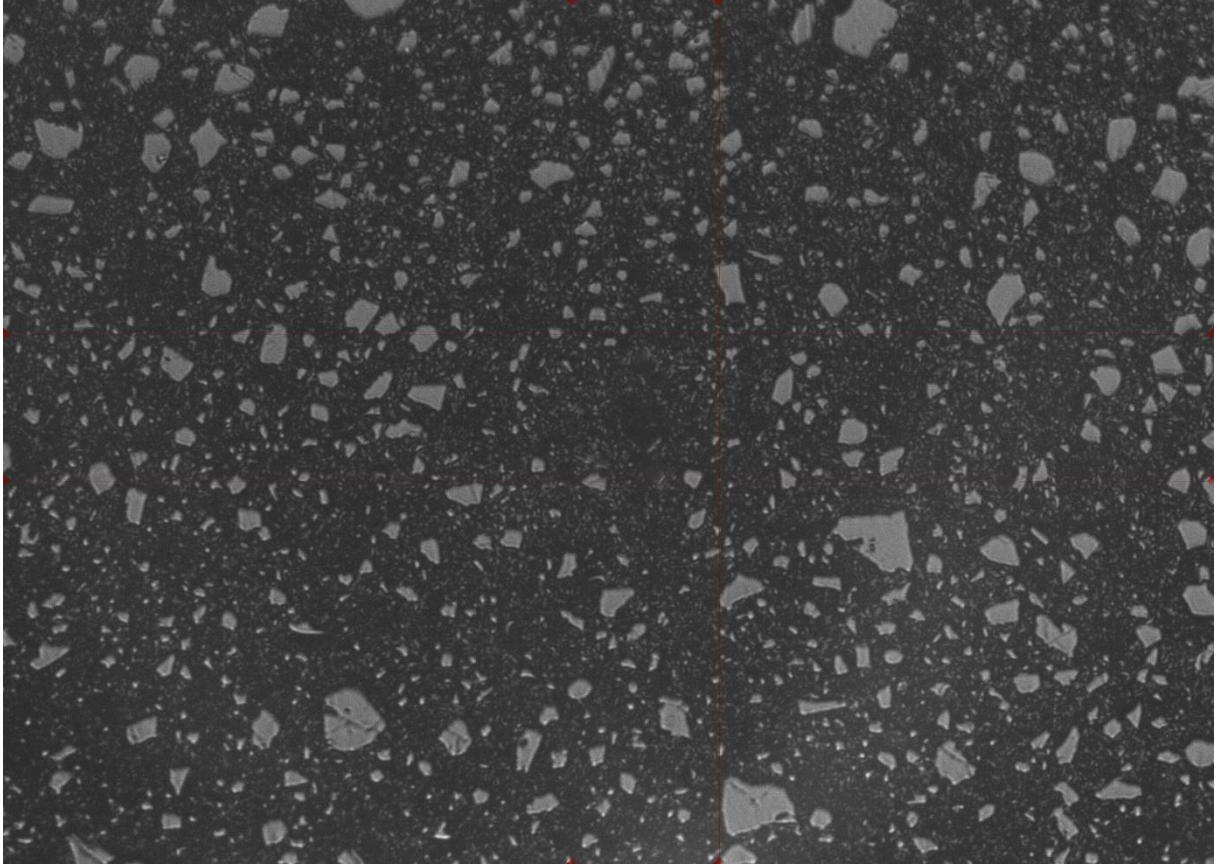


Şekil 46. Fırçalama öncesi Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitine ait mikrosertlik ölçüm görüntüleri

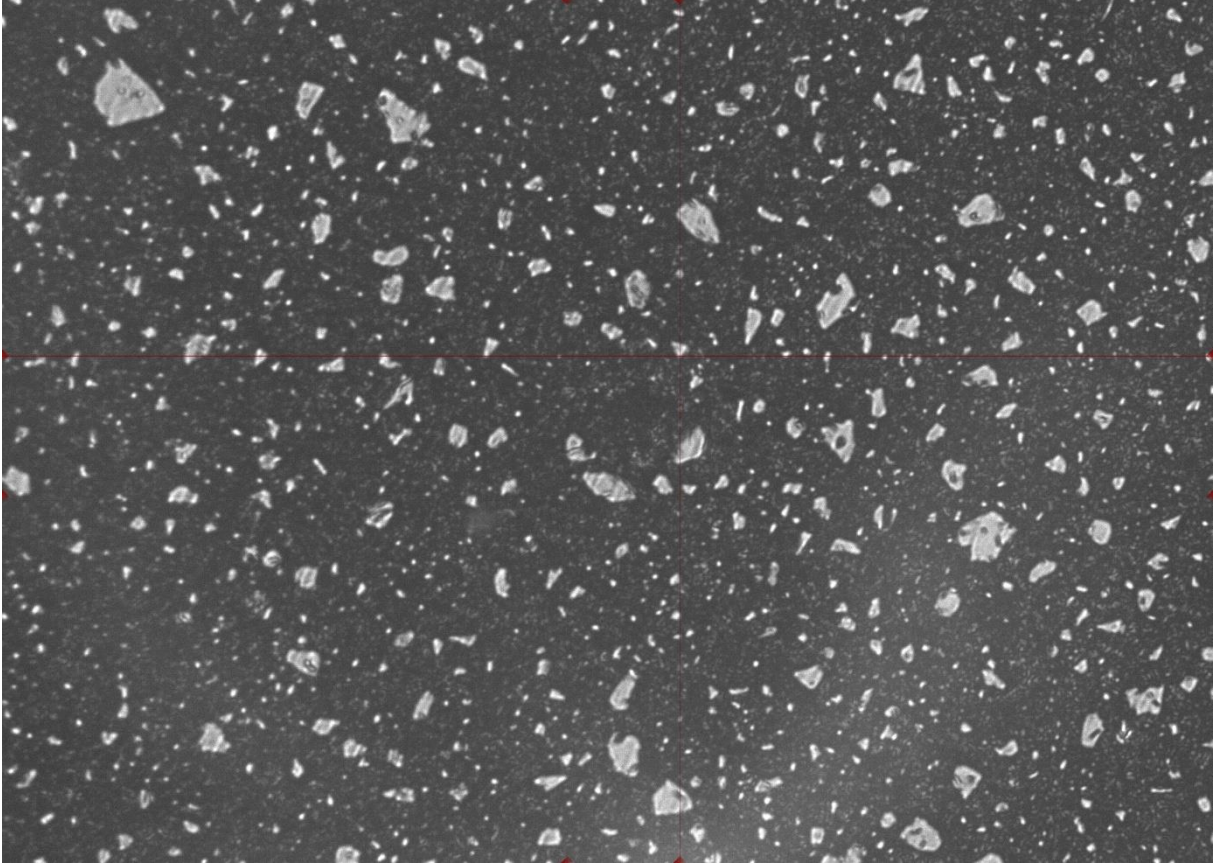


Şekil 47. Fırçalama sonrası Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitine ait mikrosertlik ölçüm görüntüleri

Kuraray kompozitinde, Ultrabrite ve Colgate diş macunları ile fırçalanmış örneklerde, cihazın çizici ucunun oluşturduğu çentik izleri net bir şekilde gözlemlenemediği için mikrosertlik ölçümleri yapılamamıştır. Bu gruplarda rezin matriksin aşırı aşınması sonucu yüzeyin siyah bir görünüm alması, çentik izlerinin de siyah olmasıyla birleşerek çapraz uzunluklarının belirlenmesini güçleştirmiştir. Bu nedenle, söz konusu iki grup mikrosertlik ölçümlerine ilişkin istatistiksel analize dahil edilememiştir. Yüzeyde cihazın çizici ucunun oluşturduğu çentik izleri net şekilde seçilememektedir (Şekil 48, 49).



Şekil 48. Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitinin, Colgate Optik Beyaz diş macunu ile fırçalama sonrası elde edilen mikrosertlik ölçüm yüzeyi



Şekil 49. Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitinin Ultrabrite Advanced Whitening diş macunu ile fırçalanması sonrası elde edilen mikrosertlik ölçüm yüzeyi

Mikrosertlikteki azalma yüzdeleri incelendiğinde, macunsuz grupta ortalama $\pm$ SS $9,8 \pm 6,0$, Sensodyne için $13,5 \pm 7,4$, Colgate için $10,2 \pm 5,7$, ROCS için $10,1 \pm 5,4$, Opalescence için $10,7 \pm 5,2$ ve Ultrabrite için $9,4 \pm 3,7$ olarak hesaplanmıştır. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunamamıştır (Tek Yönlü ANOVA Testi, $p=0,094$). Mikrosertlik azalmasında belirgin bir değişim olmamakla beraber Ultrabrite uygulanan grupların bazı karşılaştırmalarda istatistiksel fark oluşturduğu görülmüştür ($p<0,05$).

Uygulanan müdahalenin türüne göre pürüzlülük ve mikrosertlik başlangıç ve bitiş değerleri ile değişme yüzdeleri Tablo 15’te sunulmuştur.

Tablo 15. Uygulan müdahalenin türüne göre pürüzlülük ve mikrosertlik değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)

Müdahale	Mikrosertlik		
	Önce Ortanca (1. – 3. Çeyreklik)	Sonra Ortanca (1. – 3. Çeyreklik)	Azalma Yüzdesi Ortanca (1. – 3. Çeyreklik)
Macunsuz (n=30)	54,5 (44,0-68,6)	49,3 (39,5-62,3)	9,9 (4,4-14,2)
Geleneksel (n=30)	54,5 (47,3-76,2)	50,6 (38,3-62,4)	11,8 (6,8-19,3)
Beyazlatıcı (n=100)	54,1 (41,3-57,0)	50,5 (37,0-53,0)	9,3 (6,7-13,5)
p değeri	0,412	0,631	0,107

*Kruskal Wallis Testi, Aynı üssel gösterime^(a,b) sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık yoktur.

Mikrosertlik başlangıç değerleri incelendiğinde, macunsuz grupta mikrosertlik değeri ortanca (1. – 3. çeyreklik) 54,5 (44,0-68,6), geleneksel grup için 54,5 (47,3-76,2), beyazlatıcı grup için ise 54,1 (41,3-57,0) olarak ölçülmüştür. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunamamıştır (Kruskal Wallis Testi, p=0,412).

Müdahale sonrasında mikrosertlik değeri macunsuz grupta 49,3 (39,5-62,3), geleneksel grup için 50,6 (38,3-62,4), beyazlatıcı grup için ise 50,5 (37,0-53,0) olarak belirlenmiştir. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunmamıştır (Kruskal Wallis Testi, p=0,631).

Mikrosertlikteki azalma yüzdeleri incelendiğinde, macunsuz grupta ortanca (1. – 3. çeyreklik) 9,9 (4,4-14,2), geleneksel grup için 11,8 (6,8-19,3), beyazlatıcı grup için ise 9,3 (6,7-13,5) olarak hesaplanmıştır. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunamamıştır (Kruskal Wallis Testi, p=0,107).

Kompozit ve müdahale kombinasyonuna göre mikrosertlik değerlerinin başlangıç, bitiş ve azalma yüzdelerinin dağılımı Tablo 16’da sunulmuştur.

Tablo 16. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre mikrosertlik değerlerinin dağılımı (Marmara Üniversitesi, 2024)

Grup	Mikrosertlik			Azalma Yüzdesi Ortalama $\pm$ SS	Farklı Olduğu Gruplar**
	Önce Ortalama $\pm$ SS	Sonra Ortalama $\pm$ SS	p değeri*		
T1	43,5 $\pm$ 3,5	38,3 $\pm$ 2,6	<0,001	11,6 $\pm$ 4,7	-
T2	43,6 $\pm$ 4,8	36,9 $\pm$ 2,0	0,001	14,6 $\pm$ 8,9	-
T3	44,1 $\pm$ 2,7	37,9 $\pm$ 1,4	<0,001	13,8 $\pm$ 5,6	-
T4	40,2 $\pm$ 0,9	36,8 $\pm$ 0,8	<0,001	8,4 $\pm$ 2,4	K2,5
T5	41,0 $\pm$ 0,8	37,0 $\pm$ 0,7	<0,001	9,7 $\pm$ 2,6	K5
T6	39,1 $\pm$ 1,2	34,9 $\pm$ 0,9	<0,001	10,6 $\pm$ 4,3	-
G1	54,2 $\pm$ 2,5	49,9 $\pm$ 1,6	0,003	7,7 $\pm$ 5,9	-
G2	54,3 $\pm$ 1,0	50,1 $\pm$ 1,1	<0,001	7,8 $\pm$ 2,5	K2,5
G3	54,3 $\pm$ 1,6	50,7 $\pm$ 1,8	<0,001	6,6 $\pm$ 3,2	K2,4,5
G4	55,6 $\pm$ 1,7	52,0 $\pm$ 1,7	<0,001	6,4 $\pm$ 3,4	K2,4,5
G5	54,6 $\pm$ 1,3	51,3 $\pm$ 1,6	<0,001	6,0 $\pm$ 3,6	K2,4,5
G6	55,6 $\pm$ 0,8	51,1 $\pm$ 1,8	<0,001	8,2 $\pm$ 2,6	K2,5
K1	72,4 $\pm$ 4,3	64,9 $\pm$ 2,6	0,002	10,0 $\pm$ 7,0	-
K2	79,6 $\pm$ 5,5	65,1 $\pm$ 5,8	<0,001	18,2 $\pm$ 5,3	T4,G2,3,4,5,6
K4	77,6 $\pm$ 4,2	65,4 $\pm$ 3,9	<0,001	15,5 $\pm$ 4,9	G3,4,5
K5	80,3 $\pm$ 1,8	67,1 $\pm$ 1,6	<0,001	16,4 $\pm$ 2,0	T4,5,G2,3,4,5,6
p değeri***	<0,001	<0,001		<0,001	

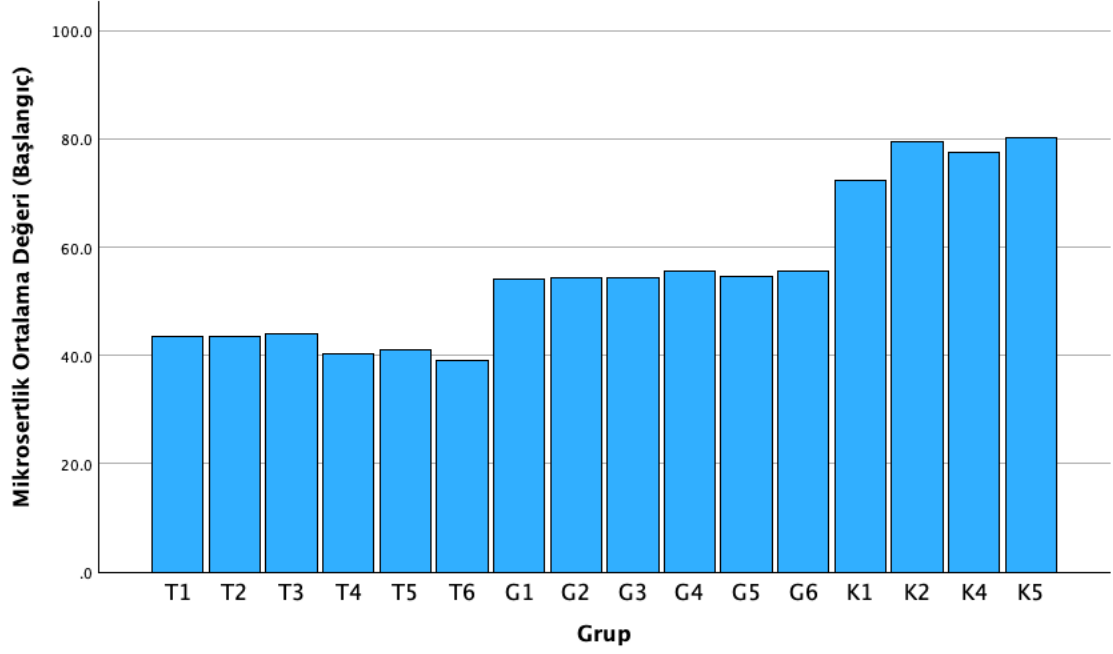
T: Tokuyama, G: GC, K: Kuraray, 1: Macunsuz, 2: Sensodyne, 3: Colgate, 4: ROCS, 5: Opalascence, 6: Ultrabite

*Bağımlı Gruplarda T Testi, başlangıç ve bitiş değerleri için

**İkili Post-Hoc Tamhane testinde $p < 0,05$ olduğu gruplar, Azalma Yüzdesi için

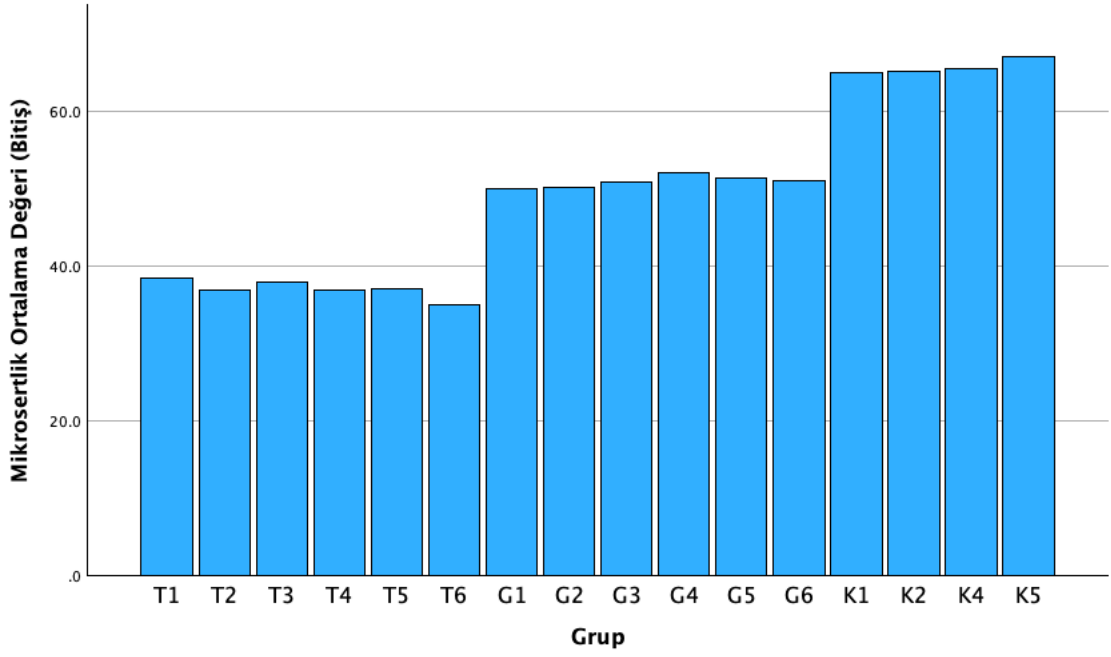
***Tek Yönlü ANOVA Testi

Mikrosertlik azalma yüzdesi ortalaması en yüksek Kuraray-Sensodyne ardından Kuraray-Opalascence ikililerinde olup en düşük GC-Opalascence, ardından GC-ROCS ikililerinde gözlenmiştir.



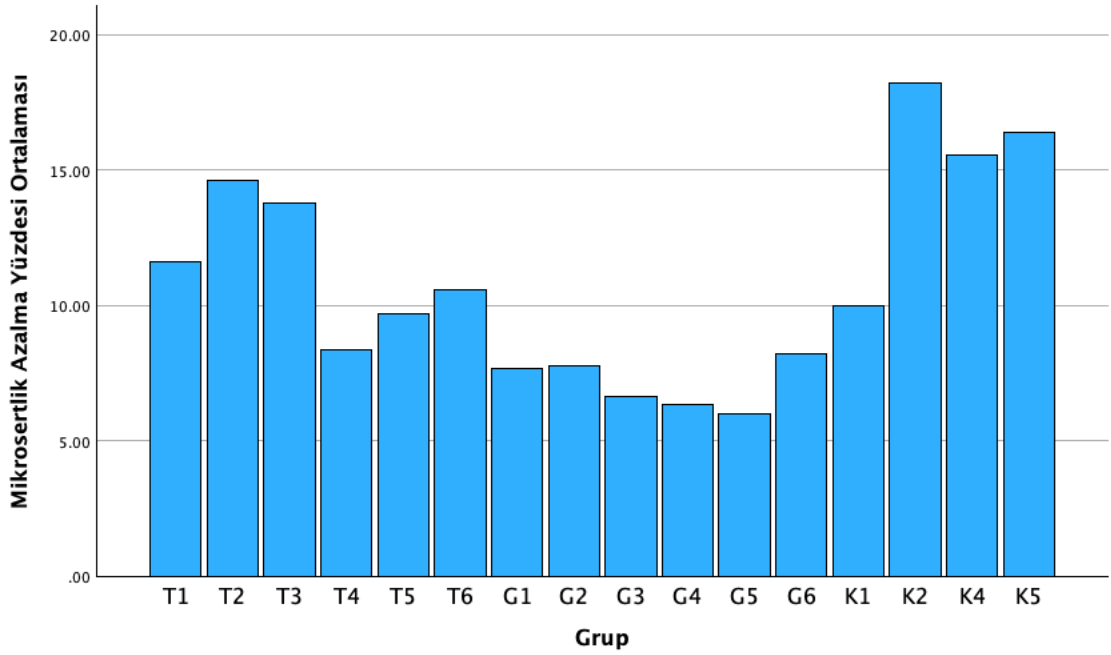
T: Tokuyama, G: GC, K: Kuraray, 1: Macunsuz, 2: Sensodyne, 3: Colgate, 4: ROCS, 5: Opalascence, 6: Ultrabite

Şekil 50. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre başlangıç mikrosertlik ortalama değeri (Marmara Üniversitesi, 2024)



T: Tokuyama, G: GC, K: Kuraray, 1: Macunsuz, 2: Sensodyne, 3: Colgate, 4: ROCS, 5: Opalascence, 6: Ultrabite

Şekil 51. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre bitiş mikrosertlik ortalama değeri (Marmara Üniversitesi, 2024)



T: Tokuyama, G: GC, K: Kuraray, 1: Macunsuz, 2: Sensodyne, 3: Colgate, 4: ROCS, 5: Opalascence, 6: Ultrabite

Şekil 52. Kompozit ve müdahale eşleşmesine göre mikrosertlik azalış yüzdesi ortalama Değeri (Marmara Üniversitesi, 2024)

6.3. SEM Bulguları

Tez çalışmamızda gerçekleştirilen SEM analizleri, Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Nanoteknoloji ve Biyomalzemeler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan ZEISS EVO MA10 model çevresel taramalı elektron mikroskobu (ZEISS, Almanya) kullanılarak yapılmıştır. Analizler, yüksek vakum modunda (110 Pa), 10.00 kV hızında ve 3.0 spot boyutu ayarlarında, EDT (yüksek vakum dedektörü) kullanılarak gerçekleştirilmiş ve örneklerin yüzey görüntüleri elde edilmiştir. Analiz edilen kompozitlerin içeriği aşağıdaki gibidir:

Tokuyama Omnicroma Flow, One Shade

Resin matriks: 1,6-bis (methacrylethyloxycarbonylamino) trimethyl hexane (UDMA), 1,9-nonameten glikol dimetakrilat, Mequinol, Dibutil hidroksil toluen ve UV absorbe edici.

Doldurucu partikül: 71% ağırlığında 57% hacimde. Sferikal silicazirconya ,kompozit doldurucu.

GC Gaenial Universal Injectable Flow

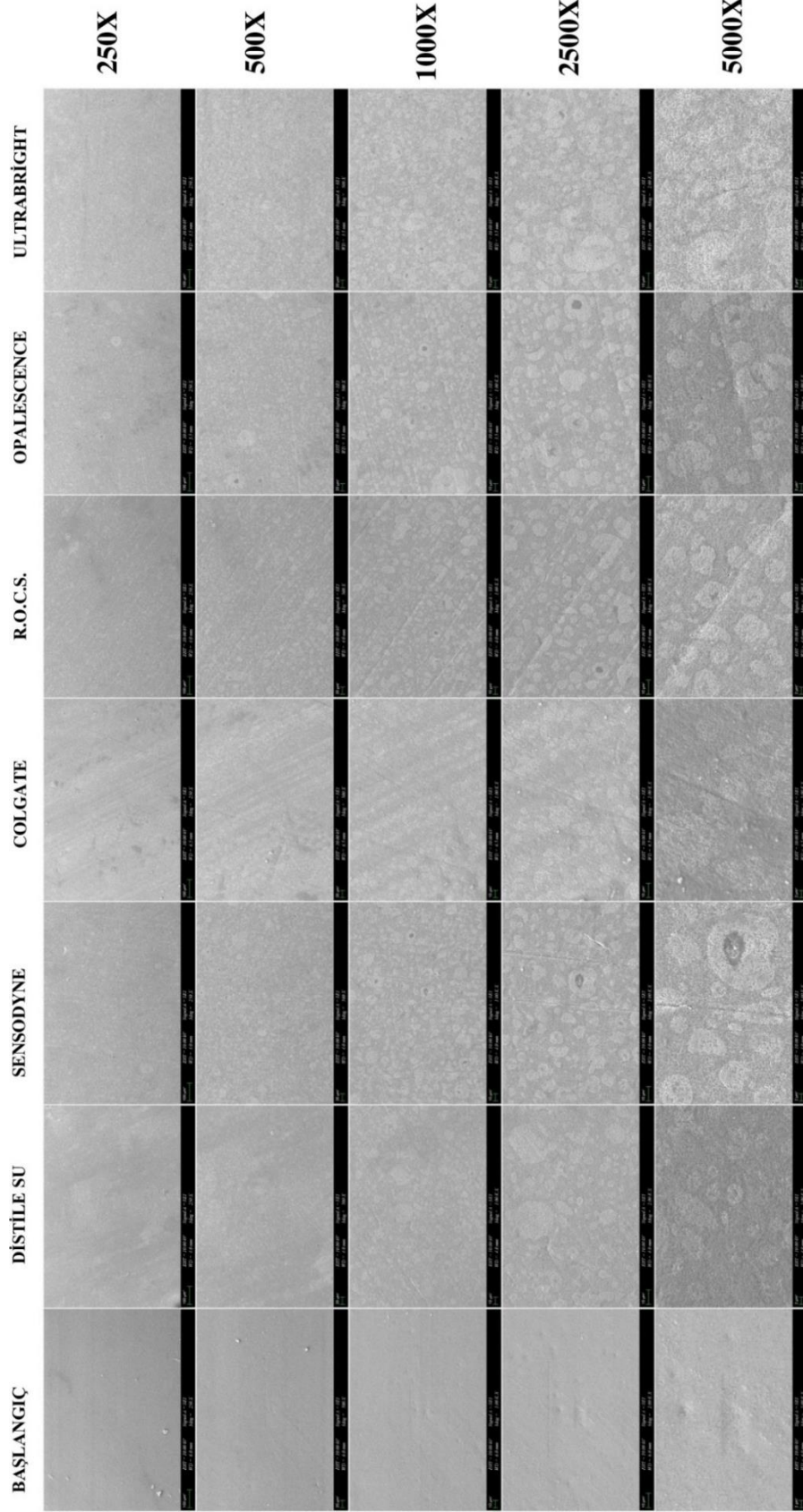
Resin matriks: UDMA, Bis-MEPP, TEGDMA, Nano- pigment, fotoiniyatör hibrit

Doldurucu partikül: %69 ağırlığında, %50 hacimde. Silikon dioksit, akıcı stronsiyum cam.

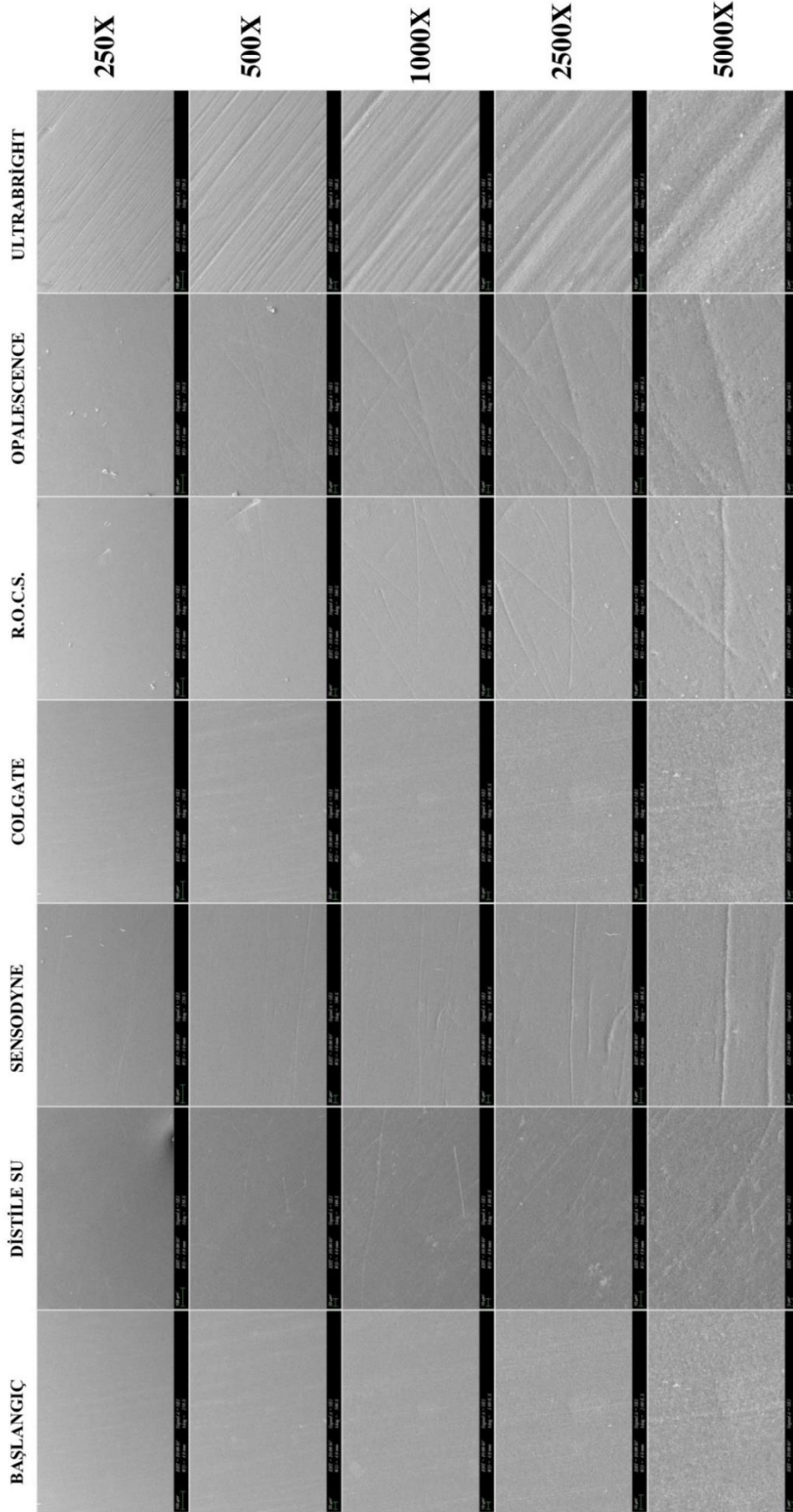
Kuraray Clearfil Majesty Flow

Resin matriks: TEGDMA, Hidrofobik aromatik dimetakrilat

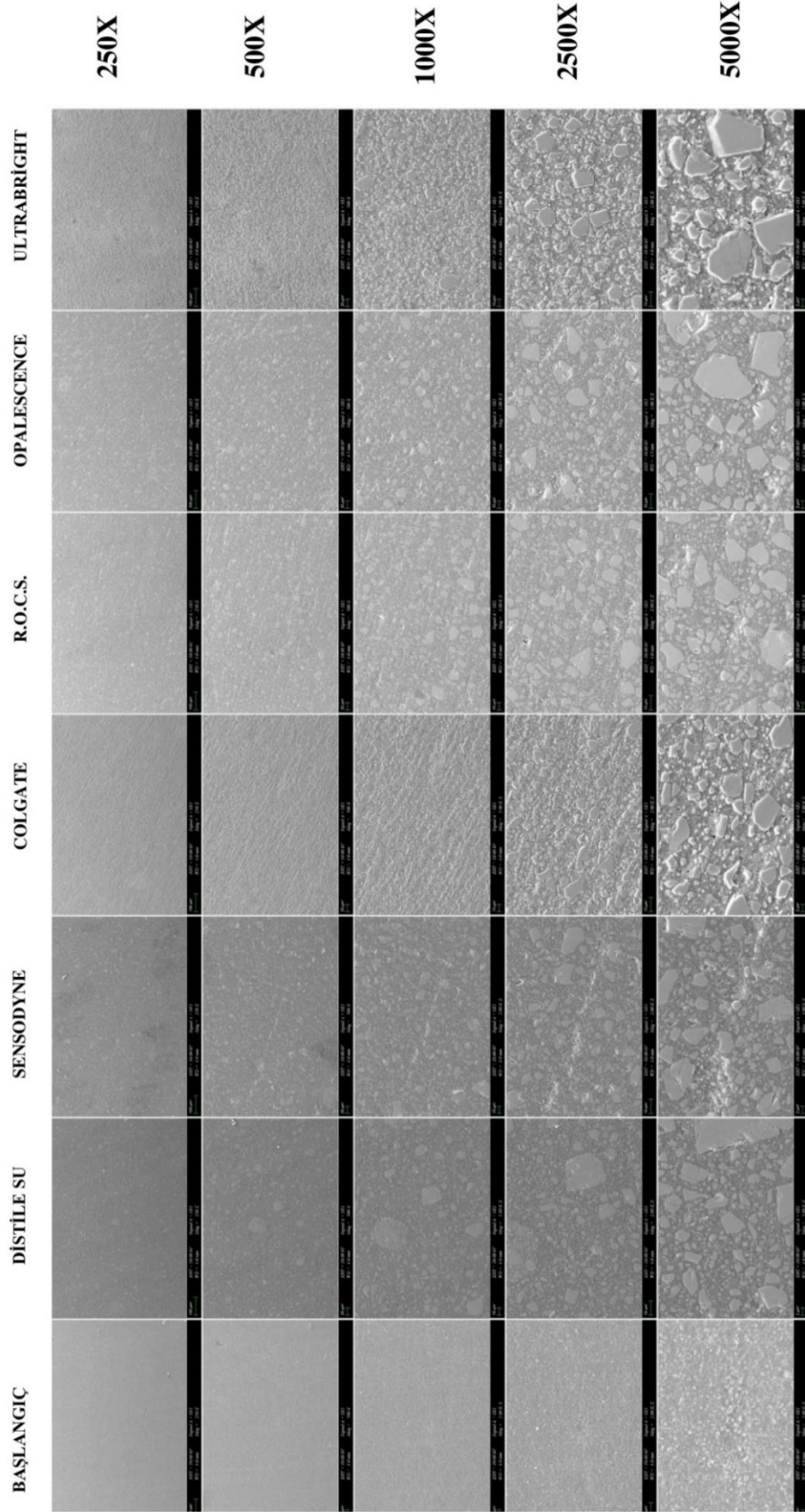
Doldurucu partikül: %78 ağırlığında, 59 hacminde. Silanlı baryum cam, silanlı silika.



Şekil 53. Tokuyama Omnichroma Flow, One Shade SEM Görüntüleri

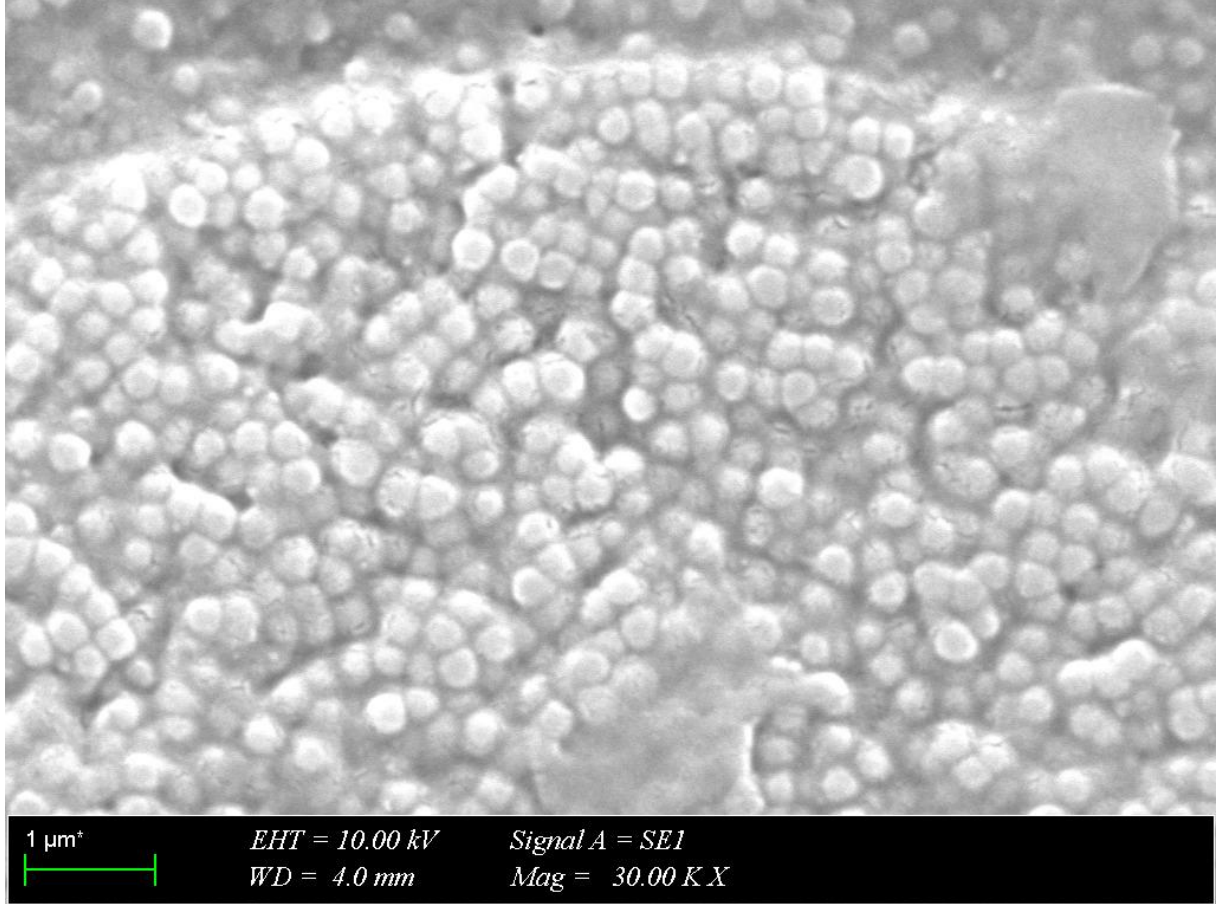


Şekil 54. GC Gaenial Universal Injectable Flow SEM Görüntüleri

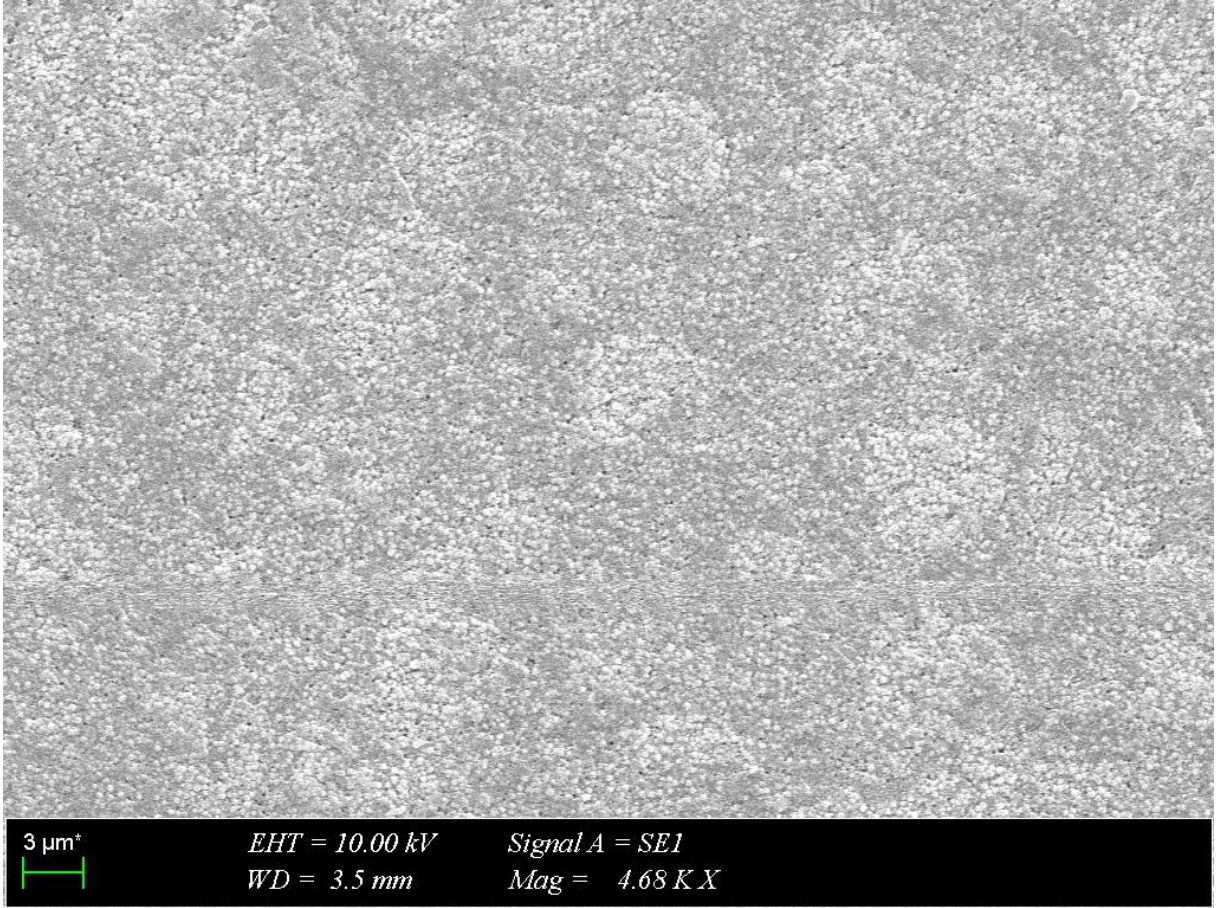


Şekil 55. Kuraray Clearfil Majesty Flow SEM Görüntüleri

Sferik yapılı doldurucular, kompozitin cilalanabilirliğini artırır ve uygulama sonrası daha homojen, parlak ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmesini sağlar. Bu, plak birikimini azaltmakta ve estetik başarıyı desteklemektedir. Sferik partiküller, ışığın saçılımı ve kırılması üzerinde belirgin bir etkiye sahiptir. Bu sayede çevre diş dokusunun rengini optik olarak taklit edebilen bir yapı oluştururlar (Şekil 56, 57) (Maesako ve ark., 2021).

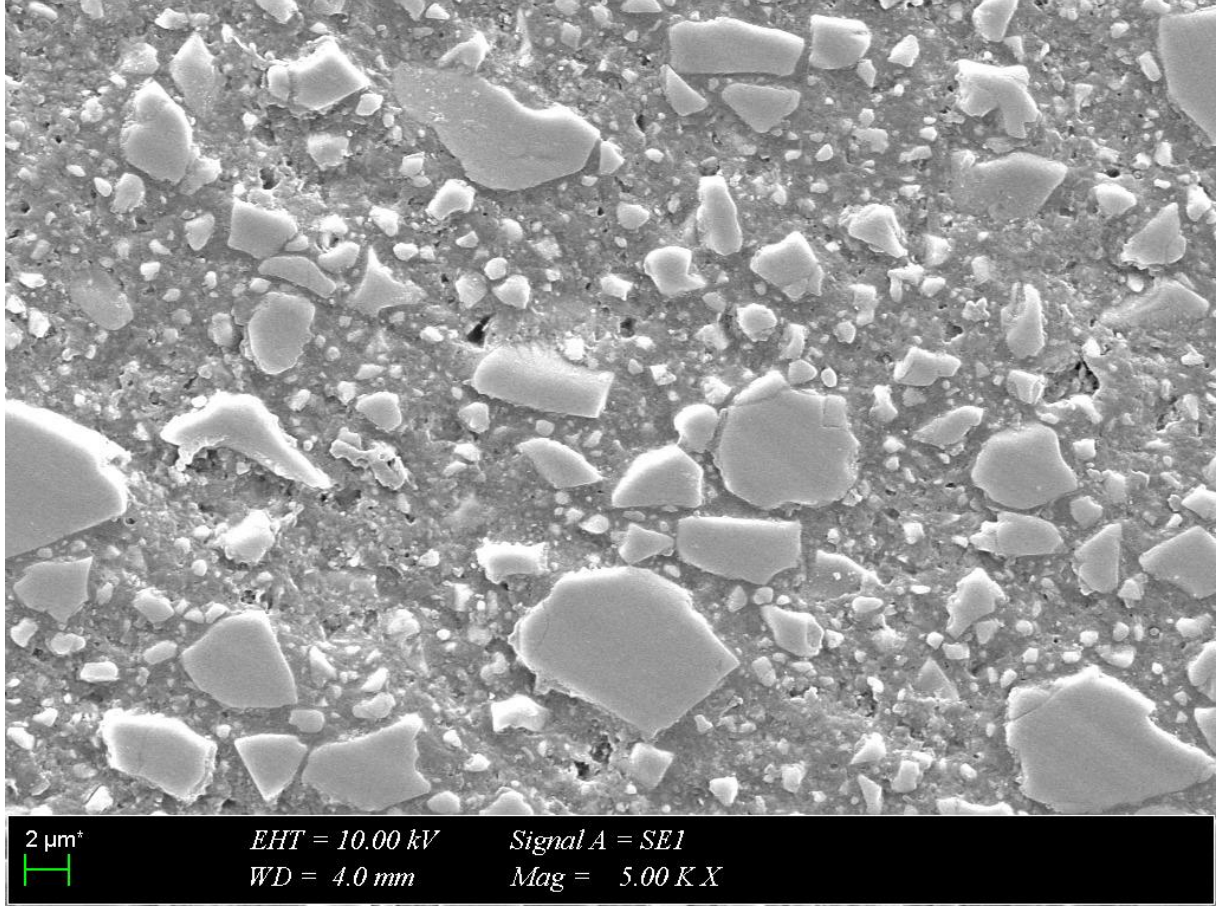


Şekil 56. Tokuyama Omnichroma Flow kompozitine ait, suprananosferik partiküllerin gözlemlendiği 30.000x büyütme SEM görüntüsü

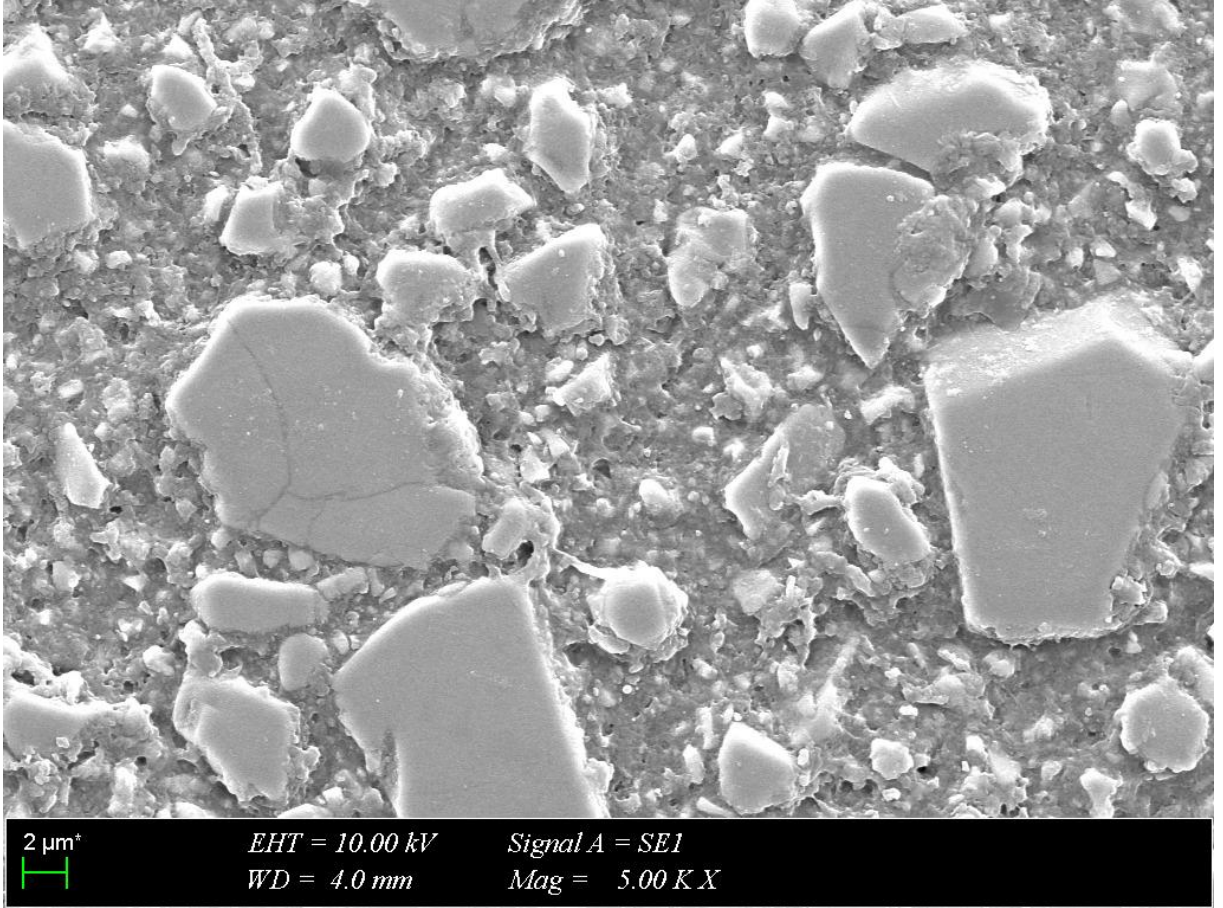


Şekil 57. Tokuyama Omnicroma Flow kompozitine ait, suprananosferik partiküllerin gözlemlendiği 5.000x büyütme SEM görüntüsü

SEM görüntüleri incelendiğinde, kompozit gruplarında başlangıç ile 6 aylık fırçalama sonrası arasında belirgin farklılıklar gözlenmiştir. Özellikle Colgate Optik Beyaz ve Ultrabrite Advanced Whitening ile fırçalanan gruplarda, resin matrikste aşınma, doldurucu partiküllerde çatlaklar kırıklar ve yüzeyden kopma izlenmiştir (Şekil 58, 59).



Şekil 58. Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitinin Colgate Optik Beyaz diş macunu ile fırçalanması sonrasında elde edilen, 5.000x büyütmeli SEM görüntüsü

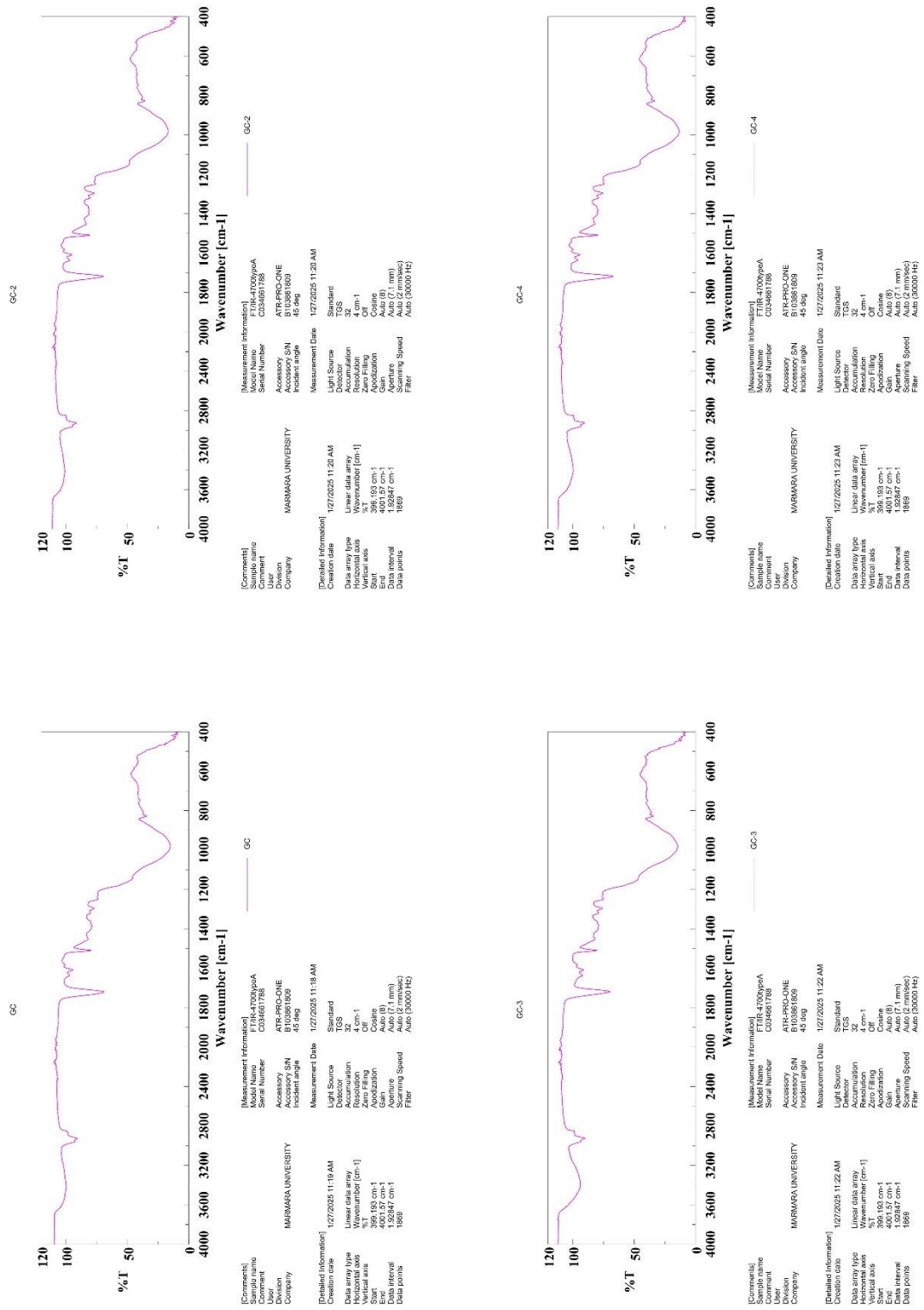


Şekil 59. Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitinin Ultrabrite Advanced Whitening diş macunu ile fırçalanması sonrasında elde edilen, 5.000x büyütme SEM görüntüsü

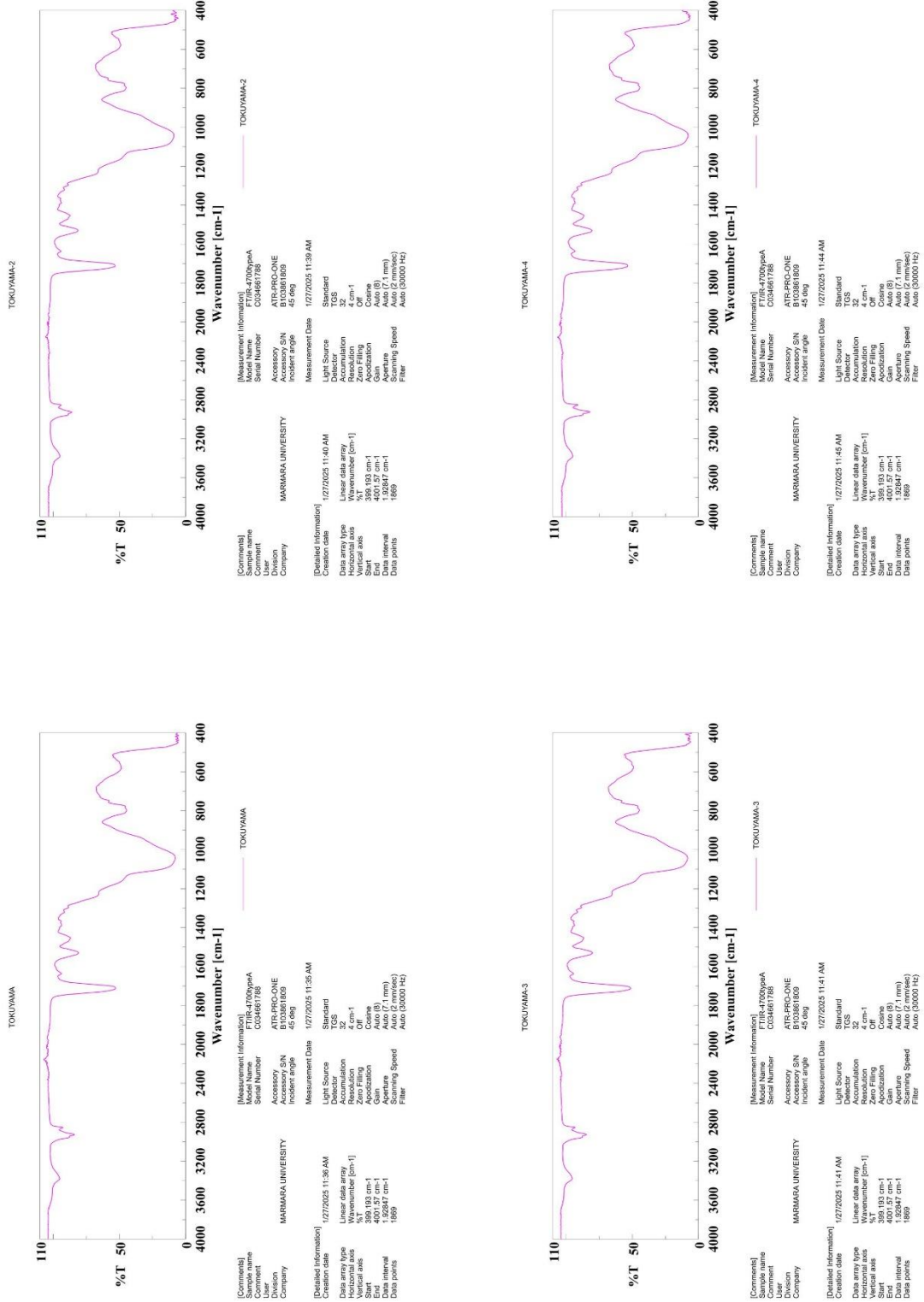
6.4. FTIR Analizi Bulguları

Çalışmamızdaki bir diğer analiz olan FTIR ile organik ve inorganik maddelerin komponentleri hakkında genel bilgiler tespit edilebilmektedir. Tez çalışmamızda FTIR Spektroskopisi ölçümleri, Marmara Üniversitesi Nanoteknoloji ve Biyomalzemeler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan JASCO FTIR 4700 (JASCO, Tokyo, Japonya) cihazı kullanılarak gerçekleştirildi.

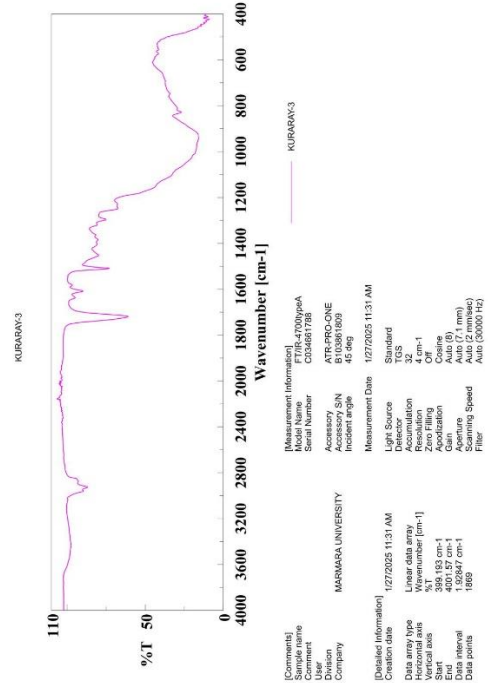
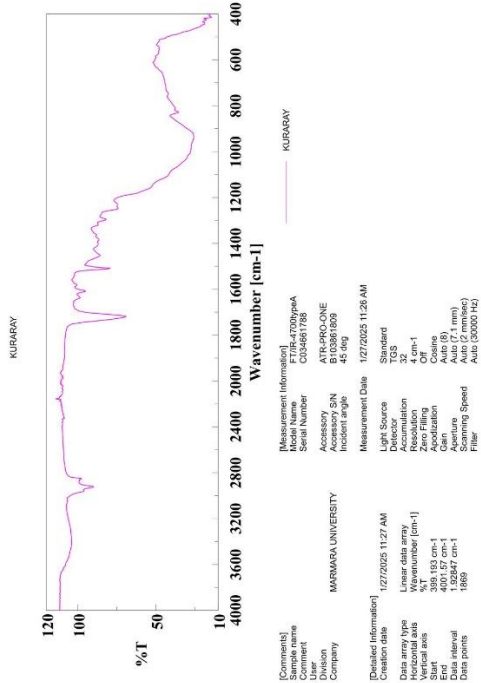
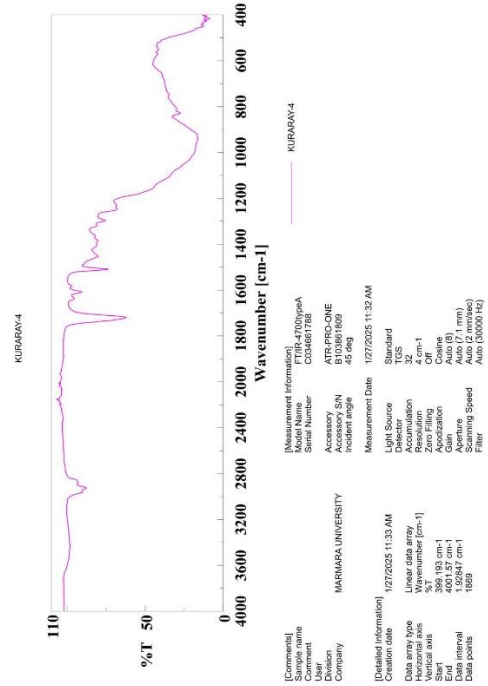
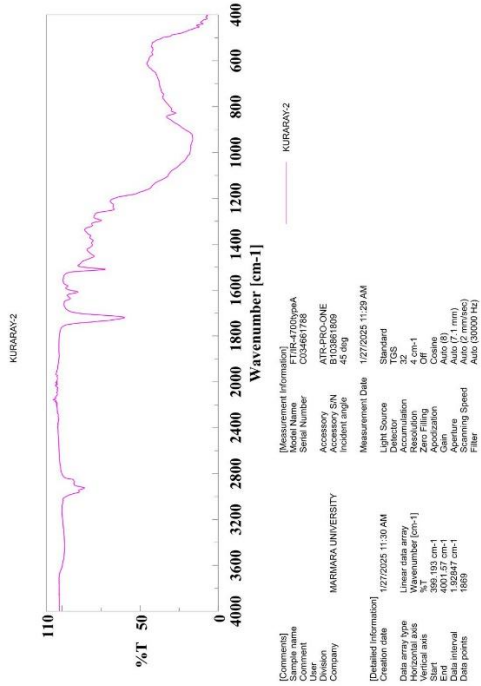
Her bir kompozit grubundan rastgele seçilen 4'er örneğe ait FTIR analiz sonuçlarının grafiksel gösterimleri aşağıda sunulmuştur.



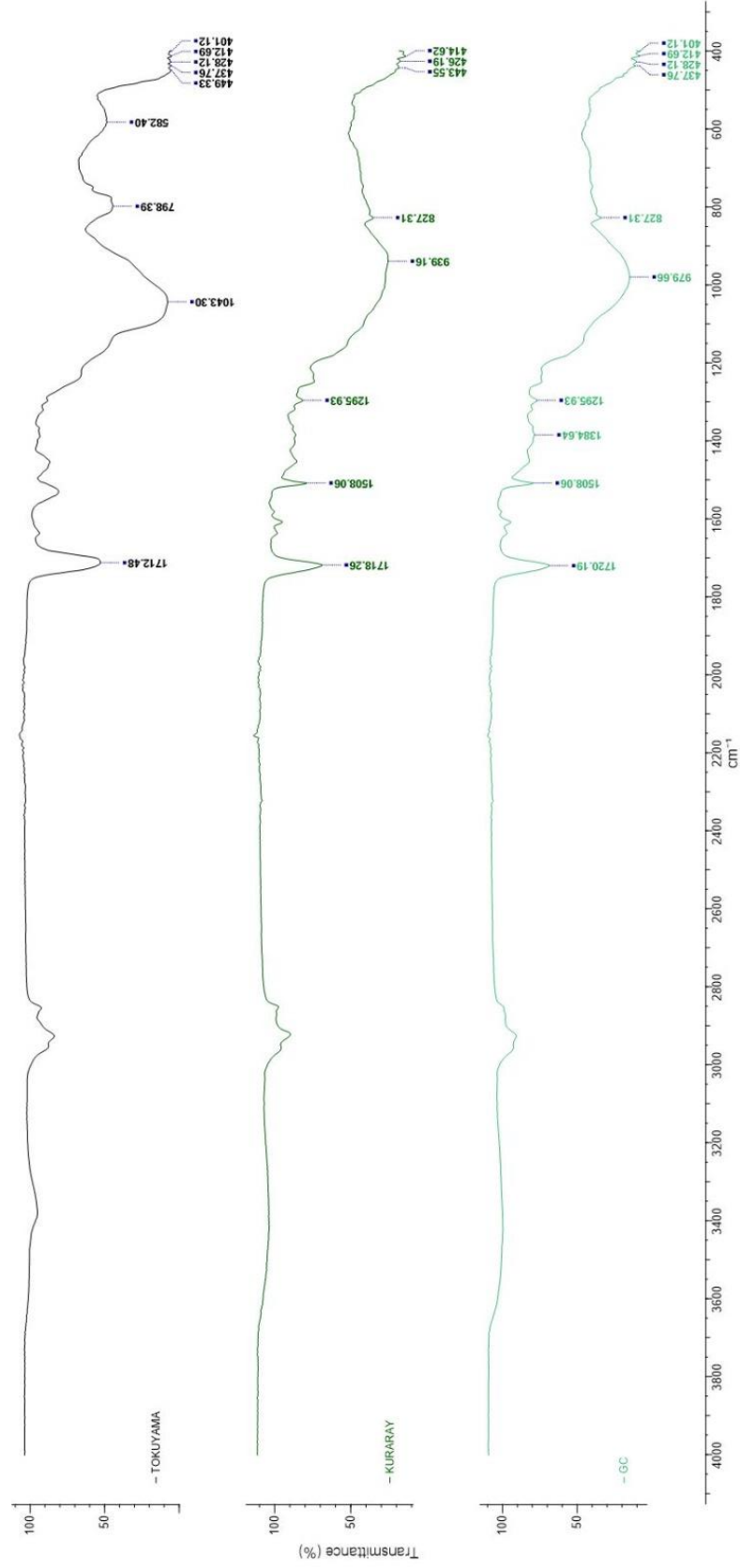
Şekil 60. GC materyaline ait FTIR spektrumları



Şekil 61. Tokuyama materyaline ait FTIR spektrumları



Şekil 62. Kuraray materyaline ait FTIR spektrumları



Şekil 63. GC, Tokuyama ve Kuraray materyallerine ait FTIR spektrumlarının karşılaştırılması

6.4.1. FTIR Analiz Sonuçları ve Değerlendirme

Üç farklı üreticiye ait akışkan kompozitlerin FTIR spektrumları, tipik olarak metakrilat temelli kompozit rezinlerde gözlenen bantlarla örtüşmektedir. Spektrumların 4000–400 cm^{-1} aralığında incelenmesi sonucunda aşağıdaki temel pik bölgeleri tespit edilmiştir.

- **2800–3000 cm^{-1} (C–H gerilme)**

Bu aralıkta yer alan bantlar, polimer matrisindeki alifatik C–H gerilme titreşimlerini göstermektedir. Üç akışkan kompozitte de ~2850–2950 cm^{-1} civarında orta-şiddetli pikler gözlenmiştir.

- **1700–1730 cm^{-1} (C=O gerilme)**

- o Tüm kompozitlerde güçlü bir karbonil (C=O) gerilme bandı saptanmıştır. Bu pik, metakrilat esaslı monomerlerin (ör. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA vb.) karbonil fonksiyonlarının karakteristiğidir.
- o Pik konumundaki küçük kaymalar (örn. 1715 yerine 1720 cm^{-1}) veya şiddet farklılıkları, rezin yapısında kullanılan monomerlerin çeşitliliğini ve kompozisyon farklılıklarını yansıtmaktadır.

- **1600–1640 cm^{-1} (C=C veya aromatik halkalar)**

- o Bu bölgede gözlenen pikler, kompozit rezinlerin aromatik halkalar (Bis-GMA türevleri) ya da polimerize olmamış çift bağlarıyla ilişkilendirilebilir.
- o Pik şiddetindeki değişim, formülasyondaki aromatik içerik miktarına veya polimerizasyon derecesine işaret etmektedir.

- **1450–1500 cm^{-1} (C–H bükülme, aromatik pikler)**

- o Alifatik metil ($-\text{CH}_3$) ve metilen ($-\text{CH}_2-$) gruplarının bükülme titreşimleri ile olası aromatik halkaların bükülme bantları bu bölgede birbiriyle örtüşmektedir.

- **1000–1150 cm^{-1} (C–O–C, Si–O–Si gerilme)**

- o Rezin içerisindeki ester veya eter bağlarına ait C–O–C gerilmeleri ile kompozitin inorganik dolgu fazında (silika, cam vb.) bulunan Si–O–Si bantları bu aralıkta saptanmıştır.
- o Üç akışkan kompozitte de gözlenen pikler, hem organik hem de inorganik yapıların bir arada bulunduğunu doğrulamaktadır.

- **3200–3600 cm⁻¹ (O–H gerilme)**

- o Bazı örneklerde zayıf veya orta şiddette geniş bir bant olarak görülebilen bu pik, numune yüzeyindeki nem, silika dolgu üzerinde bulunan silanol grupları veya rezin içindeki hidroksil grupları ile ilişkili olabilir.

4.4.2. Kompozitler Arası Karşılaştırma

- **GC Gaenial Universal Injectable Flow**

- o Tipik metakrilat bazlı yapıyı gösteren karbonil bandının (1700–1730 cm⁻¹) yoğunluğu ve keskinliği, rezin matriksteki ester bağlarının baskın olduğunu göstermektedir.
- o 1000–1100 cm⁻¹ bölgesindeki bantlar, doldurucusunun silika esaslı olabileceğine ve organik matrisin C–O–C gerilmelerine işaret etmektedir.

- **Kuraray Clearfil Majesty Flow**

- o Benzer şekilde 1700–1730 cm⁻¹ bölgesinde yoğun bir karbonil piki ve 2800–3000 cm⁻¹ aralığında C–H bantları gözlenmiştir.
- o 1600 cm⁻¹ civarındaki bant, kullanılan monomerlerin aromatik halkalar içerebileceğini düşündürmektedir.
- o Doldurucu fazına ilişkin pikler yine 1000–1100 cm⁻¹ bölgesinde belirgindir.

- **Tokuyama Omnicroma Flow, One Shade**

- o Diğer iki kompozit markasında da olduğu gibi belirgin bir karbonil piki (1700–1730 cm⁻¹) ve C–H gerilme bantları (2800–3000 cm⁻¹) sergilemektedir.
- o Rezin matriks yapısının ve doldurucunun FTIR özellikleri, silika veya benzeri inorganik içeriklerin kullanıldığını göstermektedir.
- o Aromatik bantlar ve polimerize olmamış C=C izlerinin (1600–1640 cm⁻¹) şiddeti, formülasyon ve polimerizasyon derecesine bağlı olarak değişiklik gösterebilir.

Üç farklı markaya ait akışkan kompozit rezinler için yapılan FTIR analizleri, tamamının metakrilat veya benzeri akrilat bazlı rezin matrislere ve silika esaslı doldurucuya sahip olduğunu ortaya koymaktadır. Pik pozisyonları ve şiddetleri arasındaki ufak farklılıklar, kullanılan monomer tiplerinin (örn. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA vb.) oranları, kompozitin kimyasal yapısı ve silanizasyonu ile ilişkilendirilebilir.

GC Gaenial Universal Injectable Flow'un karbonil bandının konumu ve yoğunluğu, esterin belirginliğini vurgularken; Kuraray Clearfil Majesty Flow ve Tokuyama Omnicroma Flow, One Shade kompozitlerinde aromatik bantların göreceli şiddetleri ve 1000–1100 cm^{-1} bölgesindeki piklerin dağılımı, farklı rezin/doldurucu formülasyonlarını işaret etmektedir.

7. TARTIŞMA ve SONUÇ

Restoratif diş hekimliğinde tercih edilen malzemelerin pratik, hızlı ve basit bir şekilde uygulanabilir olması önemli kriterlerden biridir. Kompozit restorasyonlarda stres dağılımını sağlamak ve polimerizasyon büzülmesini minimize etmek amacıyla akışkan kompozit rezinler geliştirilmiştir. Bu malzemelerin uyumlulukları, düşük viskoziteleri ve kullanım kolaylıkları, klinik uygulamalardaki en güncel yeniliklerden biri olarak kabul edilmektedir. Düşük viskoziteli rezin bazlı akışkan kompozitler, geleneksel kondanse edilebilir kompozitlerle karşılaştırıldığında, Sınıf V restorasyonlarda daha üstün marjinal sızdırmazlık sağladığı belirlenmiştir (Kemp-Scholte & Davidsson, 1990).

Çalışmamızın bulguları, farklı RDA değerlerine sahip diş macunlarıyla yapılan fırçalamanın, nanohibrit, nanospherical ve mikrohibrit doldurucu içeren yüksek dolduruculu akışkan kompozit rezinlerin yüzey özellikleri üzerinde farklılık yarattığını gösterdi ve bu doğrultuda öne sürülen hipotezimiz kabul edildi. Çalışmamızda üç farklı akışkan kompozit materyal (GC Gaeanial Injectable Flow, Tokuyama Omnicroma Flow, Kuraray Clearfil Majesty Flow) ile üretilen örneklerin altı aylık farklı fırçalama protokollerine maruz bırakılması sonucu pürüzlülük ve mikrosertlik değerlerindeki değişim *in vitro* olarak incelenmiştir. Restoratif materyallerin özelliklerini değerlendirmek amacıyla yapılan araştırmalar, *in vivo* veya *in vitro* olarak gerçekleştirilebilir. Klinik çalışmalarla kıyaslandığında, *in vitro* araştırmalar daha düşük maliyetli ve sonuçların daha pratik ve hızlı elde edilmesine olanak tanır (Magni ve ark., 2010).

Literatürde, diş fırçalamanın restoratif materyallerin yüzey özellikleri üzerindeki etkisini inceleyen çeşitli *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar bulunmaktadır (Attar ve ark., 2003; Balos ve ark., 2013; Colak & Katirci, 2023; Lefever ve ark., 2012). Klinik çalışmaların maliyetli olması, uzun zaman gerektirmesi ve her hastada eşit şartların sağlanmasının zorluğundan ötürü çalışmamız *in vitro* olarak yapılmıştır. Restoratif materyallerin yüzey özelliklerindeki değişimin incelendiği birbirinden farklı çalışmalar bulunmaktadır (Goldstein ve Lerner, 1991; Tanoue ve ark., 2000). Akışkan kompozitler üzerindeki etkisini gösteren sınırlı sayıda çalışma bulunmakla birlikte son yıllarda bu kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini değerlendiren araştırmaların sayısında artış gözlenmiştir. Bu nedenle, diş fırçalamanın yüzey karakteristiğinde oluşturabileceği olası değişimler dikkate alınarak, yüksek dolduruculu yeni nesil akışkan kompozitler üzerindeki etkisi araştırılmıştır.

Yapılan bir çalışmada, diş fırçalama işleminin rezin esaslı kompozitlerin yüzey parlaklığı üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olduğu belirtilmiştir (Lefever ve ark., 2012). Yüzey pürüzlülüğünü artıran unsurlar arasında oklüzal kuvvetler (Lappalainen ve ark., 1989), travma (Tanoue ve ark., 2000), restorasyonların yetersiz polisajı ve yiyecek içeceklerin neden olduğu asidik erozyon (Lee ve ark., 2005) gibi etkenler yer almaktadır. Ayrıca, bu faktörlere ek olarak diş fırçalamanın da yüzey pürüzlülüğünü artıran önemli bir etken olduğu ortaya koyulmuştur (Goldstein & Lerner, 1991; Tanoue ve ark., 2000).

Restoratif materyallerin önemli bir fiziksel özelliği olan yüzey pürüzlülüğü, materyallerin parlaklık, renk ve sertlik gibi yüzey özellikleri üzerinde belirleyici bir rol oynamaktadır (Cilli R. ve ark., 2009). Restoratif materyallerin klinik başarısı, çeşitli faktörlerden etkilenmektedir. Bu faktörler arasında yüzey pürüzlülüğünün, materyallerin dayanıklılığı ve uzun vadeli performansı üzerinde doğrudan ve dolaylı olarak etkili olduğu belirtilmektedir. Restoratif materyallerin mekanik özellikleri materyallerin klinik başarısı üzerinde etkili olurken, aynı şekilde estetik özellikleri de bu materyallerin başarısı üzerinde etkilidir (Arisu ve ark., 2008).

Çalışmalarda yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için profilometre kullanımı en popüler yöntemlerden birisidir. Ölçüm sırasında numunelere zarar verilmemesi, yüzey pürüzlülüğü değerini (Ra) ortalama olarak rakamsal vermesi profilometre cihazlarının en önemli tercih sebeplerinden biridir (Hepdeniz ve ark., 2019, Singla & Virdi, 2021). Diğer bir avantajı değerlendirme öncesinde örneklerin herhangi bir özel hazırlık gerektirmemesi, böylece farklı testler için tekrar kullanılabilmesi ve farklı zaman aralıklarında yeniden ölçüm yapılabilmesidir (Joniot ve ark., 2006). Bu nedenle, çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünü belirlemek için mekanik profilometre tercih edilmiş ve ölçümlerde en yaygın kullanılan parametre olan Ra değeri temel alınmıştır.

Mevcut çalışmalar yüksek doldurucu oranlı akışkan kompozitlerin, geleneksel akışkan kompozitlerden daha dayanıklı olduğunu ve belirli klinik endikasyonlarda kullanılabileceğini göstermektedir (Rajabi ve ark., 2024). Çalışmamızda kullanılan akışkan kompozitler de bu kriterler doğrultusunda belirlenmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız üç kompozit arasında başlangıç ve bitiş pürüzlülük değerlerinin yanı sıra pürüzlülük artış yüzdeleri de önemli farklılıklar göstermiştir ($p<0,001$). Başlangıç pürüzlülük değerleri incelendiğinde, Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitinde (0,134 mm) diğer iki gruba göre daha yüksek bir başlangıç medyan değeri gözlenmiştir. Bitiş değerlerinde

Tokuyama Omnicroma Flow ve GC Gaeonial Injectable Flow gruplarında benzer düzeyler izlenirken, Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitinde daha yüksek pürüzlülük tespit edilmiştir. Pürüzlülük artışı açısından ise GC Gaeonial Injectable Flow kompozitinde artışın medyan değeri (77,1) Tokuyama Omnicroma Flow ve Kuraray Clearfil Majesty Flow'a kıyasla daha yüksek bulunmuştur.

Materyaldeki rezin matriks oranı ve içeriği, doldurucu türü, doldurucu miktarı ve partikül boyutu, yüzey pürüzlülüğünü belirleyen başlıca faktörler arasındadır (Kooi ve ark., 2012). Yapılan araştırmalar, daha büyük doldurucu partiküllere sahip materyallerin yüzey pürüzlülüğünün arttığını göstermektedir (Mallya ve ark., 2013). Benzer şekilde, bizim çalışmamızda elde edilen bulgular da bu sonuçlarla paralellik göstererek doldurucu partikül boyutu en büyük olan Clearfil Majesty Flow, en pürüzlü materyal olarak tespit edilmiştir.

Cilalama işlemi sonrası örneklerin sahip olması gereken maksimum yüzey pürüzlülüğü kritik eşik değeri 0.2 μm (Ra) olarak belirlenmiştir (Bollen, 1997). Bu doğrultuda, bizim çalışmamızda örnekler fırçalama işlemi öncesinde Ra değerinin 0.2 μm 'nin altında olacak şekilde cilalanmış ve ardından fırçalama işlemlerine maruz bırakılmıştır.

Çalışmamızda başlangıç Ra GC Gaeonial Injectable Flow için: 0,043 μm , Tokuyama Omnicroma Flow için 0,055 μm , Kuraray Clearfil Majesty Flow için 0,136 μm bulunmuştur. 6 aylık fırçalama periyotları sonrası tüm kompozit rezin örneklerin yüzey pürüzlülüğünde artış görülmüştür. Yüzey pürüzlülüğünün artması, bakteri plak birikimi ve çürük oluşumu riskini artırabileceği için klinik açıdan dikkat edilmesi gereken bir faktördür (Teixeira ve ark., 2005).

Restoratif materyallerinin yüzey özelliklerini inceleyen çalışmalar çoğunlukla laboratuvar ortamında, *in vitro* olarak gerçekleştirilir (Kaptan ve ark., 2023). Bu tür araştırmalarda, materyal örneklerine uygulanan bitim ve cila işlemlerinin hangi yöntemle yapıldığı tartışmaya açık bir konudur. Farklı cilalama sistemlerinin materyallerin yüzey özellikleri üzerindeki etkisini değerlendiren çalışmalar bulunsada, özellikle yeni nesil restoratif materyaller için daha kapsamlı araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır (Koupiş ve ark., 2007).

Nagem Filho ve ark. (2003) tarafından yapılan çalışmada, farklı polisaj sistemlerinin kompozit reçinelerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri karşılaştırılmış ve kullanılan cilalama tekniğinin pürüzlülük değerleri üzerinde belirleyici olduğu vurgulanmıştır. Bu çalışmada elde edilen bulgular, mevcut araştırmalarla paralellik göstermekte olup, kullanılan restoratif

materyalin türünün ve uygulanan cilalama yönteminin yüzey pürüzlülüğü üzerinde önemli bir etkisi olduğunu desteklemektedir.

Kompozit rezin örneklerin yüzeyinde bulunan reaksiyona girmemiş monomerlerin uzaklaştırılması ve polimerizasyon sürecinin tamamlanması için örneklerin belirli bir süre distile suda bekletilmesi önerilmektedir (Ferracane & Condon, 1990). Bizim çalışmamızda da, örnekler 24 saat boyunca distile su içinde bekletilmiş ve ardından fırçalama işlemi uygulanmıştır.

Bir restoratif materyalin yüzeyindeki pürüzlülüğün artmasında en önemli faktörlerden biri, diş fırçalama süreci ve bunun için seçilen diş macunlarının özellikleridir. Çeşitli araştırmalarda, diş macunu kullanılsın ya da kullanılsın, tüm fırçalama işlemlerinin restoratif materyallerin yüzeyini daha pürüzlü hale getirdiği sonucuna ulaşılmıştır (Anisja ve ark., 2017, da Rosa ve ark., 2016, Dudás ve ark., 2017, Korsuwannawong ve ark., 2020).

Diş fırçalarının kıllarının uçlarının yuvarlatılmış olması, diş dokusunun ve restorasyonların aşınmasını önlemek, diş eti sağlığını korumak ve etkin bir plak uzaklaştırma sağlamak amacıyla önerilen bir tasarım özelliğidir (Silverstone & Featherstone, 1988; Yıldız Telatar ve ark., 2022). Çalışmamızda kullandığımız diş fırçası olan Colgate Neo 2548 orta sert diş fırçası (Unilever, İstanbul, Türkiye), orta sertlikte ve fırça kılları yuvarlatılmış olup günlük kullanıma uygundur.

Bollen ve ark. (1997), 70 farklı kompozit materyalinin diş fırçalama sonrasında yüzey pürüzlülüğündeki değişimleri incelemiş ve test edilen materyallerin %70'inden fazlasında yüzey pürüzlülük değerinin 0.2 μm 'yi, %40'ında ise 0.64 μm 'yi aştığını belirtmiştir. Ancak, çalışmada fırçalama öncesi yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçülmemiş olması, aşındırma seviyesinde bir artış mı yoksa azalma mı meydana geldiğine dair kesin bir değerlendirme yapılmasını engellemiştir.

Jones ve ark. (2004) yaptığı çalışmada yüzey pürüzlülüğündeki 0,3 μm 'lik artışın dil ucuyla algılanabildiği tespit edilmiştir. Bu bağlamda, düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip materyallerin tercih edilmesi, hasta konforu ve plak birikiminin azaltılması açısından önem arz etmektedir. Ancak, restoratif materyallerin uzun vadeli performansı; mekanik dayanıklılık, adezyon özellikleri ve biyouyumluluk gibi ek faktörlerle de ilişkilidir. Bu çalışma, restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün klinik sonuçlara olan etkisini anlamak adına önemli bir

katkı sağlamakla birlikte, daha geniş ölçekli ve uzun dönemli klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine diş fırçalamanın etkisini klinik ortamda değerlendiren çalışmalarda, hasta uyumunun yetersiz olması, düzenli kontrol randevularına katılımın düşük olması ve planlanan takip sürecinin tamamlanamaması gibi zorluklarla karşılaşabilmektedir (Oliveira ve ark., 2012).

Yapılan bir çalışmada 6 farklı kompozit rezinin diş fırçalama sonrası aşınma miktarı ve yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmiştir (Chimello ve ark., 2001). Aşınma miktarı ile yüzey pürüzlülüğü arasında güçlü bir korelasyon bulunmuştur ($r^2 = 0.34$, $p < 0.05$). Önceki araştırmalar, diş macunlarının içeriğinde bulunan aşındırıcı partiküllerin, kompozit yüzeylerde değişikliklere neden olduğunu belirtmektedir (Lu ve ark., 2005). Chimello ve ark. (2021) diş macunu türüne özel bir ayırım yapmamış ancak fırçalamanın yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini detaylandırmıştır. Bizim çalışmamızda diş macunu skalası daha geniş tutulmuştur.

Literatürde, fırçalama sonrasında rezin bazlı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün, önce rezin matriksinin aşınmasıyla doldurucu partiküllerin yüzeyde belirginleşmesi (Malavasi ve ark., 2015), sonrasında bu partiküllerin koparak yüzeyde boşluk oluşumuna neden olarak yüzey pürüzlülüğünü artırdığı bildirilmiştir (Takahashi ve ark., 2013). Araştırmacılar, bu bulgular doğrultusunda, küçük partiküllere sahip materyallerde diş fırçalama sırasında partiküllerin kopmasıyla, büyük partiküllü materyallere kıyasla daha pürüzsüz bir yüzey oluştuğunu rapor etmiştir. Buna karşın büyük partiküllere sahip materyallerde daha belirgin bir yüzey pürüzlülüğü oluştuğu bildirilmiştir (Heintze ve ark., 2006). Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün içerdiği partiküllerin büyüklüğüne bağlı olarak değiştiği ve partikül boyutu arttıkça yüzey pürüzlülüğünün de yükseldiği söylenebilir. Bizim çalışmamızda partikül boyutu en küçük olan kompozit GC Gaenial Universal Injectable Flow, en büyük partikül boyutuna sahip kompozit ise Kuraray Clearfil Majesty Flow'dur. Literatürle uyumlu olarak, başlangıç Ra değerleri ortalamasına göre pürüzlülüğü en az materyal GC Gaenial Universal Injectable Flow, pürüzlülüğü en yüksek materyal ise Kuraray Clearfil Majesty Flow'dur.

Fırçalama simülatörleri, mekanik metal parçalar, 3D baskılar ve fırçalama basıncını ölçen bileşenlerin yanı sıra, fırçalama döngüleri ve hızının ayarlanmasını sağlayan sistemleri içermektedir. Ayrıca, bir diş macunu haznesi ve bir su gideri haznesi bulunmaktadır. Farklı diş macunu formülasyonlarının mine bütünlüğü üzerindeki etkilerini değerlendirmek için kontrollü

bir ortam sağlayarak, ağız ortamını taklit ederek araştırmalara önemli katkılar sunmaktadır (Abosree ve ark., 2024). Bizim çalışmamızda da standardizasyonu sağlamak için Tağtekin & Korkut tarafından tasarlanan basınç sensörlü ve kuvvet ayarlı fırçalama cihazı kullanılmıştır.

Garcia ve ark. (2004) farklı akışkan kompozit rezinlerin simüle edilmiş diş fırçalama testi sonrası kütle kaybı ve yüzey pürüzlülüğü değişikliklerini değerlendirmiştir. Bulgular, tüm materyallerde yüzey pürüzlülüğünün arttığını ve kütle kaybının meydana geldiğini göstermiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre; diş fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğündeki artış, plak tutunma potansiyelini artırarak restorasyonların klinik başarısını olumsuz yönde etkilediği söylenebilir.

Yapılan bir çalışmada yüksek doldurucu oranına sahip dört farklı akışkan kompozit (G-aenial Universal FLO, Gaenial Universal Injectable, Beautifil Injectable X ve Beautifil Flow Plus F00), geleneksel bir nanohibrit kompozit olan Filtek Z350 XT (kontrol grubu) ile yüzey pürüzlülüğü ve mikrosızıntı açısından karşılaştırılmıştır. Elde edilen bulgular, test edilen akışkan kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü açısından kontrol grubu ile benzer sonuçlar gösterdiğini ortaya koyarken, mikrosızıntı açısından istatistiksel farklılıkların bulunduğunu göstermiştir (Basheer ve ark., 2024).

Checchi ve ark. yüksek doldurucu oranlı akışkan kompozitlerin (Clearfil Majesty ES Flow, Gaenial Universal Injectable) ve geleneksel kompozitlerin (Clearfil Majesty ES-2, Gaenial A'CHORD) aşınma ve yüzey pürüzlülüğü açısından karşılaştırmışlar ve yüksek doldurucu oranlı akışkan kompozitlerin aşınma direnci ve yüzey pürüzlülüğü açısından geleneksel kompozitlere benzer performans gösterdiğini ortaya koymuşlardır. Bununla birlikte, bu materyallerin klinik başarısını artırmak için yeterli polimerizasyon süresi uygulanmasının kritik olduğunu belirlemişlerdir (Checchi ve ark., 2024).

Hepdeniz ve ark. (2019), restoratif materyallerin klinik başarısının yalnızca yüzey pürüzlülüğü ile değerlendirilemeyeceğini; bunun yanında biyomekanik dayanıklılık, adezyon özellikleri ve uzun dönem performans gibi faktörlerin de dikkate alınması gerektiğini bildirmiştir. Bu doğrultuda, restoratif materyallerin yüzey özelliklerine yönelik yapılan *in vitro* çalışmaların, klinik uygulamalarla desteklenmesi daha bütüncül bir değerlendirme açısından önem teşkil etmektedir.

Da Rosa ve ark. (2016) tarafından yapılan çalışmada, beyazlatıcı diş macunlarının nanohibrit kompozit rezin materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir.

Çalışmada, distile su ile fırçalama, Colgate Total 12 Professional Clean (RDA: 70), Sensodyne Extra Whitener Extra Fresh (RDA: 104) ve Colgate Luminous White (RDA: 175) olmak üzere dört farklı diş macunu grubu değerlendirilmiştir. Çalışma bulgularına göre, beyazlatıcı diş macunlarının kompozit rezin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir artışa neden olmadığı belirlenmiştir. İstatistiksel analizler, hem gruplar arası hem de fırçalama öncesi ve sonrası karşılaştırmalarda, yüzey pürüzlülüğü açısından önemli bir farklılık olmadığını göstermiştir. Bu sonuçlar, literatürde yer alan bazı çalışmalarla çelişmektedir. Zira önceki araştırmalarda, beyazlatıcı diş macunlarının içerdiği aşındırıcı partiküllerin kompozit rezinlerin yüzey özelliklerinde değişikliklere yol açabileceği bildirilmiştir (Heintze ve ark., 2010; Barbieri ve ark., 2011). Bununla birlikte da Rosa ve ark.'nın çalışmasında, kullanılan beyazlatıcı diş macunlarının 1 aylık kısa süreli kullanımının yüzey pürüzlülüğünü artırmadığı görülmektedir. Bu durum, fırçalama süresinin kısa olması, diş macunlarının aşındırıcılık seviyelerinin ADA tarafından önerilen sınırların içinde olması ve test edilen kompozit rezinin yüksek aşınma direncine sahip olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Çalışmamızda SEM ile elde edilen mikroskobik görüntüler, kompozit rezin materyallerin yüzey karakterizasyonunda profilometreye yardımcı olan bir nitel analiz verisi olarak sunulmuştur. Yapılan bir çalışmanın SEM analizleri, yüksek dolduruculu akışkan kompozitlerin daha düzenli partikül dağılımına sahip olduğunu ve aşınma sonrası yüzeylerinin daha pürüzsüz kaldığını ortaya koymuştur. Bu durum, küçük partikül boyutu ve gelişmiş doldurucu - rezin matriks bağlanmasının, aşınma direncini artırdığı yönündeki fikri desteklemektedir.

Yapılan çalışmalarda polisaj işleminin yüzey sertliğini artırdığı görülmüştür. Şeffaf bant altında oluşturulan yüzeyler, en düşük mikrosertlik değerlerini göstermiştir ($p<0.05$). Bunun da yüzeyde daha fazla organik matriks bulunmasından kaynaklandığı ve cilalanması gerektiği bildirilmiştir (Chinelatti ve ark., 2006; Korkmaz ve ark., 2008). Çalışmamızda polimerize edilmiş örnekler sırasıyla kalın, orta, ince ve süper ince grenli disklerle (Sof-Lex™ XT, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) ve ardından 3M™ Sof-Lex™ Diamond Cila Sistem Kiti ile (SofLex, 3M ESPE, USA) üretici firma talimatına uygun şekilde cilalandı.

Kompozit rezinler için ideal sertlik derecesinin 50 VHN ve üzeri olduğu bildirilmektedir (Sharkey ve ark., 2001). Çalışmamızda Clearfil Majesty Flow ve Gaenial Injectable Flow'un fırçalama öncesi ve sonrası 50 VHN'nin üzerinde sertlik gösterdiği, ancak Omnichroma

Flow'un tüm gruplarda bu değerin altında kaldığı saptanmıştır. Ortalama 41,9 VHN ile sertliği en düşük kompozit grubunun Omnichroma Flow olduğu bulunmuştur.

Bağış ve arkadaşlarının (1996) gerçekleştirdiği bir çalışmada, ışıkla polimerize edilen iki hibrit kompozit rezin materyali olan Charisma ve Herculite XR'nin yüzey sertlikleri *in vitro* koşullarda karşılaştırılmıştır. Bulgular, daha küçük doldurucu partikül boyutuna ve buna bağlı olarak daha yüksek hacimsel doldurucu içeriğine sahip olan Charisma'nın, Herculite XR'ye göre daha yüksek yüzey sertliği gösterdiğini ortaya koymuştur. Benzer şekilde, Ulusoy ve arkadaşlarının (1996) iki hibrit kompozit rezinin yüzey sertliklerini karşılaştırdığı çalışmaları da bu bulguları desteklemektedir. Bizim çalışmamızda da yüksek başlangıç mikrosertliği ile dikkat çeken Kuraray Clearfil Majest Flow kompoziti, altı aylık fırçalama periyodu sonrasında diğer iki kompozite göre daha yüksek sertlik kaybı göstermiştir. Bu durumun, doldurucu partiküllerinin diğer kompozitlere göre daha büyük olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Büyük doldurucu partikülleri içeren kompozitler, daha düşük sertlik ve daha yüksek pürüzlülük değerleri sergileyebilir, çünkü bu partiküller yüzeyde daha fazla aşınmaya neden olabilir.

Schulze ve arkadaşlarının (2003) yürüttüğü çalışmada, en yüksek yüzey sertliği değerlerinin, en fazla doldurucu içeriğine sahip materyallerde elde edildiği rapor edilmiştir. Ayrıca, doldurucu oranları benzer olmasına rağmen, partikül boyutları farklılık gösteren materyaller arasında da anlamlı sertlik farkları gözlemlenmiştir. Araştırmacılar, yüzey sertliği üzerinde yalnızca doldurucu oranının değil; aynı zamanda doldurucu partiküllerinin boyutu, bileşimi ve dağılımının da etkili olduğunu vurgulamışlardır (Schulz ve ark., 2003). Bu *in vitro* çalışmada, tıpkı bizim çalışmamızda olduğu gibi, piyasadaki güncel akışkan kompozit rezinlerin yüzey özellikleri değerlendirilmiş olup, elde edilen bulguların klinik olarak doğrulanabilmesi için daha kapsamlı *in vivo* çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Özellikle, ağız içi sıcaklık değişimleri, tükürük bileşenleri ve çiğneme kuvvetleri gibi faktörlerin restorasyonların yüzey özellikleri üzerindeki etkisinin daha iyi anlaşılması için uzun dönemli klinik takip çalışmaları önerilmektedir.

Çalışmamızda Kuraray Clearfil Majest Flow kompozitinin, Ultrabrite Advanced Whitening ve Colgate Optik Beyaz diş macunları ile fırçalanması sonucu örneklerde aşırı yüzey hasarı meydana gelmiştir. Bu durum, mikrosertlik ölçümlerinin güvenilir biçimde gerçekleştirilememesine yol açmış ve ilgili verilerin istatistiksel analize dahil edilmesini

engellemiştir. Her iki diş macununda da bulunan kalsiyum pirofosfat, silika ve silika hidrat gibi aşındırıcı ajanların yanı sıra, özellikle Colgate Optik Beyaz içeriğindeki fosforik asit ve hidrojen peroksitin de rezin matriksinde belirgin aşınmayı artırdığı düşünülmektedir. Resin matriksindeki bu yoğun hasar, cihazın çizici ucunun oluşturması beklenen çentik izlerinin net şekilde gözlemlenememesine neden olmuş ve dolayısıyla mikrosertlik ölçümleri gerçekleştirilememiştir.

Çalışmamızda, üç farklı kompozit materyalin altı aylık farklı fırçalama protokollerine maruz bırakılması sonucu yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değişimleri incelenmiştir. Bulgular, kompozit materyal türünün ve kullanılan diş macununun yüzey özellikleri üzerinde belirgin etkiler yarattığını göstermektedir. Özellikle beyazlatıcı diş macunlarının, hem pürüzlülük artışı hem de mikrosertlik kaybı üzerinde daha fazla aşındırıcı etkiye sahip olduğu belirlenmiştir. Benzer şekilde, Karademir ve ark. (2024) tarafından yapılan çalışmanın bulguları, beyazlatıcı diş macunlarının restoratif materyallerin yüzey özellikleri üzerindeki aşındırıcı etkilerini rapor eden mevcut çalışmamızla paralellik göstermektedir. Karademir ve ark. (2024) tarafından yapılan çalışma, beyazlatıcı ajanların restoratif materyallerin yüzey yapısını değiştirerek renk değişimine ve leke tutulumuna neden olduğunu vurgulamaktadır. Bizim çalışmamızda ise, beyazlatıcı diş macunlarının yüzey pürüzlülüğünü artırarak mikrosertlik kaybına yol açtığı tespit edilmiştir. Bu durum, beyazlatma ajanlarının restoratif materyaller üzerindeki uzun vadeli etkilerinin sadece renk değişimiyle sınırlı kalmadığını, aynı zamanda yüzey yapısında da önemli değişikliklere neden olabileceğini göstermektedir.

Beyazlatıcı diş macunları, içeriklerine bağlı olarak farklı seviyelerde beyazlatma etkinliği gösterir. Restoratif materyaller üzerinde de materyalin türüne bağlı olarak pürüzlülük, renk, mikrosertlik gibi yüzey özelliklerini değiştirecek etkinliğine sahip olabilmektedir (Dos Santos ve ark. 2019). Bizim çalışmamızda da bu özellikleri doğrultusunda diş macunları RDA değerlerine göre seçildi ve etkinliklerinde farklılıklar gözlemlendi.

Ali ve ark. (2020) çalışmasında, diş macunlarında yaygın olarak kullanılan aşındırıcı partikülleri ve bu partiküllerin aşındırıcılık seviyelerini değerlendirmek için kullanılan yöntemleri ele almıştır. Araştırma, diş macunlarının içeriğinde bulunan karbonatlar, silika, fosfatlar ve alüminyum oksit gibi farklı aşındırıcı maddelerin diş yüzeyi üzerindeki etkilerini incelemiştir. Ayrıca, diş macunlarının aşındırıcılık seviyelerinin belirlenmesinde kullanılan yöntemler (RDA—Relative Dentine Abrasivity ve REA—Relative Enamel Abrasivity testleri)

hakkında bilgi verilmiştir. Çalışmada, aşındırıcılık etkisini belirleyen faktörlerin partikül büyüklüğü, yoğunluğu ve sertliği olduğu vurgulanmıştır. Aşınmanın önlemesi için, macun üreticilerinin aşındırıcılık seviyelerini (RDA ve REA değerleri) açıkça belirtmesi önerilmektedir. Klinik kullanımda, aşındırıcılığı düşük macunların önerilmesi özellikle hassas veya restorasyonlu dişler için daha uygun olabilir. Bu çıkarımlar bizim çalışmamızla uyumludur.

Diş macunlarında yer alan aşındırıcı partiküllerin, kompozit yüzeylerde çeşitli değişikliklere yol açabileceği bilinmektedir. Atalı ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada farklı kompozit rezinlerin diş fırçalama ve beyazlatıcı diş macunlarının etkisi altında yüzey pürüzlülüğü ve mikro sertlik değişimleri değerlendirilmiştir. Kompozit rezinlerin fırçalanması sonucu hibrit ve nanofil kompozit gruplarında anlamlı düzeyde yüzey pürüzlülüğü artışı görülürken, nanohibrit ve mikrohibrit yapıdaki kompozit gruplarının fırçalamadan daha az etkilendiği ancak mikro sertlik değerlerinin etkilenmediği tespit edilmiştir. Nano kompozitler, hibrit kompozitlere kıyasla fırçalama sonrası daha az yüzey değişikliğine uğramaktadır. Bu nedenle, uzun vadeli estetik ve mekanik dayanıklılığın korunabilmesi için nano kompozitlerin tercih edilmesi önerilmekte; ayrıca, daha az abrazyon içeren diş macunlarının estetik restorasyonların sürekliliğine katkı sağlayabileceği sonucuna varılmıştır (Atalı ve ark., 2015). Bizim çalışmamızdaysa farklı olarak kullandığımız akışkan kompozitlerin tümü fırçalamaya bağlı olarak anlamlı şekilde yüzey pürüzlülüğünde artış gösterdi.

Ferreira ve ark. tarafından yapılan bir *in vitro* bir çalışmada beyazlatıcı diş macunlarının nanopartikül içeren kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü açısından, tüm kompozit rezinlerde fırçalama sonrası istatistiksel olarak anlamlı bir pürüzlülük artışı gözlenmiştir ($p < 0,05$). Ancak, nihai pürüzlülük değerleri açısından kompozit grupları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,690$). Buna karşın, kullanılan diş macunlarının aşındırıcı etkileri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ($p < 0,001$). Özellikle yüksek RDA değerine sahip olan Oral B Gingiva Detox Gentle Whitening diş macunu, diğer diş macunlarına kıyasla en yüksek yüzey pürüzlülüğü artışına neden olmuştur. SEM analizleri, tüm örneklerde fırçalama sonrası yüzey düzensizliklerinin arttığını ve farklı diş macunlarının aşındırıcı etkilerinin mikromorfolojik değişimlere yol açtığını göstermiştir. Ferreira ve ark. (2025) tarafından yürütülen çalışmada, silika bazlı aşındırıcı içeriğe sahip tüm diş macunları yüzeyde çizikler oluşturmuş, ancak partikül boyutu ve şekline bağlı olarak aşındırıcılık seviyeleri farklılık göstermiştir (Ferreira ve ark., 2025). Bu

güncel çalışma, beyazlatıcı diş macunlarının kompozit restorasyonların yüzey özelliklerini değiştirdiğini ve uzun süreli kullanımda estetik ve biyolojik sonuçları etkileyebileceğini göstererek bizim çalışmamızı da desteklemektedir.

Yılmaz ve ark. (2021) tarafından yapılan çalışmada, farklı beyazlatıcı diş macunlarının (Colgate Optic White, Procsin Active Carbon, Signal White Now, ROCS Sensation Whitening, Sensodyne Whitening) bir nanohibrit kompozit rezin (Tetric Evo Ceram) üzerindeki yüzey pürüzlülüğü, renk değişimi ve beyazlatma etkinliği üzerindeki etkileri *in vitro* olarak değerlendirmiştir. Çalışmada, fırçalama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik gözlenmemiştir. Ancak, bizim çalışmamızda beyazlatıcı diş macunları ile yapılan uzun süreli fırçalama işlemlerinin kompozit yüzeylerinde belirgin aşındırıcı etkiye yol açtığı belirlenmiştir. Mevcut çalışmamız ile Yılmaz ve ark. tarafından yapılan (2021) çalışmanın sonuçlarının farklı olmasının nedenleri arasında kullanılan kompozit türü, fırçalama protokolleri, istatistik test yöntemleri ve test edilen beyazlatıcı diş macunlarının içeriği gibi çeşitli faktörler bulunabilir. Yılmaz ve arkadaşlarının çalışmasında kondanse edilebilir nanohibrit bir kompozit kullanılmışken, bizim çalışmamızda üç farklı akışkan kompozit rezin materyaller test edilmiştir. Literatürde, akışkan kompozit rezinlerin kondanse edilebilir kompozit rezinlere göre yüzey sertliği ve aşınma direncinin düşük olduğu belirtilmektedir (Attar ve ark., 2003; Balos ve ark., 2013). Dolayısıyla bu çalışmadaki kompozit materyal; beyazlatıcı diş macunlarının aşındırıcı etkilerine karşı daha dirençli olabilir.

Colak ve Katirci (2023) tarafından yapılan çalışmada, farklı beyazlatıcı diş macunlarının üç farklı kompozit rezin (nanohibrit, mikrohibrit ve supra-nano dolgu içeren) üzerindeki renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğüne etkileri *in vitro* olarak değerlendirilmiştir. Çalışmada, geleneksel diş macunu (Colgate Total 12), HP bazlı beyazlatıcı macun (Colgate Optic White) ve mavi kovarin içeren beyazlatıcı macun (Meridol Gentle White) ile yapılan fırçalama işlemlerinin etkileri incelenmiştir. Colak ve Katirci'nin çalışmasında, test edilen tüm diş macunlarının, kompozit materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı belirtilmiştir ($p = 0.937$). Ancak, bizim çalışmamızda beyazlatıcı diş macunlarının kompozit yüzeylerinde belirgin bir aşındırıcı etkiye neden olduğu tespit edilmiştir ($p < 0.001$). Bu farklılık, test edilen diş macunlarının içerdiği aşındırıcı partiküllerin farklı olması veya fırçalama simülasyonunda uygulanan basınç ve süre farklarından kaynaklanabilir. Bizim çalışmamızda altı aylık bir fırçalama süreci uygulanmışken, Colak ve Katirci (2023) çalışmasında sadece 30 günlük bir fırçalama süresi baz alınmıştır. Güncel literatürde, Dayı ve

Öcal (2023) tarafından yapılan çalışmada nanohidroksiapatit (n-HAP) içeren beyazlatıcı diş macununun nanohibrit ve supra-nano dolgulu kompozitlerde yüzey pürüzlülüğünü anlamlı düzeyde artırmadığı, ancak mikrohibrit dolgulu kompozitte belirgin bir pürüzlendirici etkiye yol açtığı belirtilmiştir. Bu çalışmada, örnekler 7, 15 ve 30 gün boyunca fırçalama işlemine tabi tutulmuştur. Çalışmamızın daha uzun süreli olması ve akışkan kompozit kullanılması, beyazlatıcı diş macunlarının kompozit yüzeyler üzerindeki aşındırıcı etkilerini daha belirgin hale getirmiş olabilir. Benzer şekilde, Gholipor ve Aboghasemzadeh (2020) çalışmasında da beyazlatıcı diş macunlarının kompozit rezin aşınmasını artırabileceği ve aşındırma miktarının diş macununun içeriğine bağlı olarak değişebileceği vurgulanmıştır. İncelenen dört çalışma da, beyazlatıcı diş macunlarının kompozit rezin restorasyonları üzerindeki etkilerini ortaya

koymakta ve bu durumun klinik diş hekimliği uygulamalarında dikkate alınması gerektiğini göstermektedir. Ayrıca, daha uzun süreli *in vivo* çalışmalar ile beyazlatıcı macunların restoratif materyaller üzerindeki etkilerinin klinik ortamda da doğrulanması gerekmektedir.

Peraro Vaz ve ark. (2019) tarafından yapılan çalışmada, farklı kompozit materyallerin farklı beyazlatıcı diş macunları ile fırçalanmasının yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Mavi covarine içeren macunların, optik mekanizmayla diş yüzeyine ince bir mavi film tabakası bırakarak beyaz görünümü artırdığı belirtilmiştir. Ancak bu etkinin geçici olduğu ve uzun vadeli kullanımda mekanik aşınma ile azaldığı vurgulanmıştır. Beyazlatıcı diş macunlarının içerdiği aşındırıcı bileşenlerin, kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünü belirgin şekilde artırdığı gözlemlenmiştir. Bizim çalışmamızda da beyazlatıcı macunlar kompozit yüzeylerde geri dönüşümsüz pürüzlülük artışına neden olmuştur. GC Gaenial Universal Flow kompozitinin Opalescence ve Ultrabrite macunları ile kombinasyonunda en yüksek pürüzlülük artışı tespit edilmiştir.

Gömleksiz ve Okumuş (2024), beyazlatıcı diş macunlarının kompozit restorasyonların estetik ve mekanik bütünlüğü üzerinde önemli etkileri olabileceğini bildirmişlerdir (Gömleksiz & Okumuş, 2024). Çalışmalarında yüzey pürüzlülüğü açısından, tüm beyazlatıcı diş macunlarının kompozit restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü artırdığı, ancak aktif kömür içeren diş macununun en yüksek pürüzlülük artışına neden olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Klinik olarak, hidrojen peroksit içeren beyazlatıcı diş macunlarının renk açmada daha etkili olduğu, ancak aşındırıcı içeriğe sahip diş macunlarının uzun vadede kompozit restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü artırarak biyolojik ve estetik sonuçları olumsuz etkileyebileceği

düşünülmektedir. Benzer çalışmalarda da, estetik restorasyonlara sahip hastalar için düşük aşındırıcılığa sahip, restoratif materyallere uyumlu diş macunlarının önerilmesi gerektiği düşünülmektedir (Turkistani & Hasanain, 2024). Biz de çalışmamızda bu çalışmalar ile uyumlu sonuçlar bulduk, beyazlatıcı macunlar kompozit yüzeylerde geri dönüşümsüz pürüzlülük artışına neden olmuştur. GC Gaenial Universal Flow kompozitinin Opalescence ve Ultrabrite macunları ile kombinasyonunda en yüksek pürüzlülük artışı tespit ettik. Uzun süreli fırçalama işlemleri ile beyazlatıcı macunların aşındırıcı etkileri arasındaki ilişkiyi anlamaya yönelik daha kapsamlı *in vivo* çalışmalar yapılması gerekmektedir.

Barbosa ve ark. (2023) tarafından yapılan çalışma, ev tipi beyazlatma işlemi sırasında hastanın kullandığı farklı diş macunlarının kompozit rezin yüzeyi üzerindeki etkilerini inceleyen bir *in vitro* araştırmadır. Çalışmada, 10% karbamid peroksit ile yapılan beyazlatma sırasında beş farklı diş macununun (distile su, geleneksel diş macunu (Colgate Total 12 Clean Mint), aşındırıcı içeren beyazlatıcı diş macunu Colgate Luminous White Brilliant, kimyasal ve aşındırıcı ajan içeren beyazlatıcı diş macunu Colgate Luminous White Instant ve hem beyazlatıcı hem de aşındırıcı, kimyasal ajanlar içeren diş macunu Colgate Luminous White Expert) mikrosertlik, yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi (ΔE) üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın bulguları ile bizim çalışmamız karşılaştırıldığında önemli benzerlikler ve farklılıklar bulunmaktadır. Öncelikle Barbosa ve ark. (2023) tarafından yürütülen çalışmada, tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğünde artış ve mikrosertlik değerlerinde azalma gözlemlenmiştir. Bu bulgular, çalışmamızın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir. Mevcut çalışmamızda da, beyazlatıcı diş macunlarının yüzey pürüzlülüğünü artırdığı ve mikrosertlik kaybına neden olduğu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$). Barbosa ve ark. (2023) çalışmasının en önemli farklılıklarından biri, çalışmada beyazlatıcı diş macunlarının ev tipi beyazlatma jelleri ile birlikte uygulanmış olmasıdır. Bizim çalışmamızda ise yalnızca farklı diş macunlarının uzun süreli fırçalama etkileri değerlendirilmiştir. Bu durum, çalışmanın sonuçlarını değerlendirirken beyazlatma jellerinin kompozit yüzeyi üzerindeki etkilerinin de göz önünde bulundurulması gerektiğini göstermektedir. Çalışmada, aşındırıcı içeren beyazlatıcı diş macunlarının (Colgate Luminous White Brilliant) yüzey pürüzlülüğünü en fazla artırdığını göstermiştir. Tüm gruplarda mikrosertlik değerlerinde anlamlı bir düşüş yaşandığı, ancak gruplar arasında belirgin bir fark bulunmadığı rapor edilmiştir. Buna karşın, bizim çalışmamızda mikrosertlik kaybının kompozit türüne göre farklılık gösterdiği gözlemlenmiştir. Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitinde ise yüksek başlangıç sertliğine

rağmen en büyük mikrosertlik kaybı gözlemlenmiştir GC Gaenial Universal Injectable kompozitinde ise en düşük sertlik kaybının yaşandığı tespit edilmiştir. Yine de çalışmamızın sonuç değerlerine göre sertliği kabul edilemeyen, 50 VHN altında kalan kompozit Tokuyama Omnicroma Flow olarak tespit edilmiştir. Bu farklılık, Barbosa ve ark. (2023) tarafından yürütülen çalışmada kullanılan kompozit rezinin tek bir tip olması ve farklı malzemeler üzerinde karşılaştırma yapılmamasından kaynaklanabilir. Bizim çalışmamız, farklı kompozit rezinlerin uzun vadeli fırçalama etkileri inceleyerek, restoratif materyallerin maruz kaldığı aşındırıcı etkilerin malzeme özelliklerine bağlı olarak değişebileceğini göstermesi açısından literatüre önemli bir katkı sağlamaktadır.

Yine Attia ve ark. (2015) yürüttüğü benzer bir çalışmada, beyazlatma ajanlarının (%6 hidrojen peroksit ve %10 karbamid peroksit) farklı diş macunları ile kombinasyonunun mine yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Beyazlatıcı ajanların tek başına mine yüzey pürüzlülüğünü anlamlı şekilde artırmadığını, ancak beyazlatma sonrası diş fırçalamanın pürüzlülüğü belirgin şekilde artırdığını göstermektedir. Özellikle RDA değeri 128 olan beyazlatıcı bir diş macunu (Crest Multicare Whitening) ve yüksek aşındırıcılığa sahip placebo macunları (40% kalsiyum karbonat ve 4% sodyum bikarbonat) ile fırçalama, mine yüzeyindeki pürüzlülüğün daha fazla artmasına neden olduğu görülmüştür. Geleneksel diş macunu (Colgate Total 12) en düşük aşındırıcılığa sahip macun olarak, mine yüzeyini en iyi koruyan seçenek olduğu belirlenmiştir. (Attia ve ark., 2015). Bu sonuçlar, literatürdeki benzer çalışmalarla da uyumludur (Pachaly & Pozzobon, 2012; Worschech ve ark., 2006). Worschech ve ark. (2006) tarafından yapılan çalışmada, beyazlatıcı ajanların tek başına mine yüzeyinde belirgin bir değişiklik oluşturmadığını, ancak beyazlatıcı macunlarla fırçalamanın pürüzlülüğü artırdığını bildirmiştir. Benzer şekilde, Pachaly ve Pozzobon (2012) tarafından yapılan çalışmada, beyazlatma işlemi sonrası sert kıllı fırça ve aşındırıcı içeriğe sahip macunların birlikte kullanılmasıyla mine yüzeyinde önemli düzensizlikler gözlemlendiği rapor edilmiştir.

Daha önce yapılan çalışmalar aktif kömür içeren ürünlerin ve beyazlatıcı diş macunlarının kompozit restorasyonlar üzerinde benzer aşındırıcı etkiler gösterebileceğini ortaya koymaktadır (Alofi ve ark., 2021; Barros ve ark., 2025). Bizim çalışmamız ise beyazlatıcı diş macunlarının kompozit materyal türüne göre farklı aşındırıcılık gösterdiğini ve bu nedenle restoratif materyal seçiminde hastaların kullandığı diş macununun dikkate alınması gerektiğini vurgulamaktadır.

Bu bulgular doğrultusunda, klinik uygulamalarda yüksek aşındırıcılığa sahip beyazlatıcı macunların dikkatli kullanılması ve özellikle pürüzlülük açısından daha dirençli restoratif materyallerin tercih edilmesi önerilebilir. Ayrıca, aktif kömür içeren ürünlerin diş macunlarıyla benzer aşındırıcı etkilere sahip olabileceği göz önünde bulundurularak, uzun vadeli klinik araştırmalarla bu ürünlerin restoratif materyaller üzerindeki etkilerinin daha kapsamlı şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir.

Barros ve ark. (2025) tarafından yapılan çalışma, farklı beyazlatıcı diş macunlarının kompozit rezinin yüzey özellikleri üzerindeki etkilerini incelemiştir. Çalışmada, diş macunlarının yüzey yapısını değiştirdiği ve bazı formülasyonların kompozit rezinlerin stabilitesini olumsuz etkilediği rapor edilmiştir. Özellikle, aktif karbon içeren diş macunlarının akışkan kompozit rezinlerin mikrosertliğini en fazla azalttığı ve yüzey pürüzlülüğünü artırdığı belirlenmiştir. Bu bulgular, mevcut çalışmamızın sonuçlarıyla kıyaslandığında önemli karşılaştırmalar sunmaktadır. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde, yüksek RDA değerine sahip beyazlatıcı diş macunlarının rezin kompozit yüzeylerinde belirgin değişikliklere neden olduğu görülmüştür. Özellikle pirofosfat ve silika bazlı beyazlatıcı diş macunlarının, yüzey pürüzlülüğünü artırdığı profilometre sonuçlarının sayısal verileri ve SEM görüntüleri aracılığıyla tespit edilmiştir. Çalışma sadece bir mikro-hibrit kompozit reçine üzerinde gerçekleştirilmiş olup, bizim çalışmamızda farklı tipte kompozit materyallerin incelenmesi daha geniş bir perspektif sunmaktadır. Ayrıca, Barros ve ark. (2025) tarafından yapılan çalışmada belirli bir diş macunu markasına odaklanılmışken, bizim çalışmamız daha geniş bir yelpazede ticari ürünleri kapsamaktadır. Bu farklılıklar, elde edilen verilerin genellenebilirliğini değerlendirme açısından önemlidir.

Bitkisel içerikli diş macunlarının estetik restoratif materyaller üzerindeki yüzey değişikliklerinin incelendiği bir çalışmada, kompozit örnekler iki farklı bitkisel diş macunu fırçalanarak renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik açısından değerlendirilmiştir. Diş macunlarının restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Yüzey pürüzlülüğündeki artışın, plak tutunmasını artırarak restorasyonların uzun vadeli biyouyumluluğunu olumsuz etkileyebileceği bildirilmiştir. Mikrosertlik açısından, her iki bitkisel diş macununun da restoratif materyallerin sertliğini artırdığı belirlenmiş olup, bu durum bitkisel içerikler ve fırçalama etkisiyle yüzey yapısının sıkışmasına bağlanmıştır (Hazra ve ark., 2024).

Çalışmamızda macunsuz fırçalama ve geleneksel diş macunlarının daha düşük aşındırıcı etkiye sahip olduğu gözlemlenmiştir. Aynı şekilde doğal diş yüzeylerinde yapılan bir çalışmaya göre de yüzeyi korumak için düşük aşındırıcılığa sahip diş macunlarının tercih edilmesi gerektiği söylenebilir (Silva ve Virdi, 2021).

Yapılan güncel çalışmalarda, yüksek RDA değerine sahip beyazlatıcı diş macunlarının geleneksel diş macunlarına kıyasla daha yüksek düzeyde renk restorasyonu sağladığı, ancak mine yüzeyinde belirgin bir pürüzlülük artışına neden olduğu bildirilmiştir. Buna karşılık, hidrojen peroksit ve sodyum bikarbonat içeren düşük RDA değerine sahip diş macunlarının etkin bir beyazlatma sağlarken, mine yüzeyinde daha az pürüzlülük oluşturduğu tespit edilmiştir. Çalışmalarda ayrıca, hidrojen peroksit içeren beyazlatıcı diş macunlarının kısa vadede etkili renk restorasyonu sağladığı ancak uzun süreli kullanımının mine yüzeyinde aşınmaya ve potansiyel mikroçatlaklara neden olabileceği ortaya konmuştur (Kim ve ark., 2024a; Kim ve ark., 2024b).

Farklı beyazlatıcı diş macunlarının renk değişimi, mine yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada silika, hidrojen peroksit ve aktif kömür içeren beyazlatıcı diş macunları ile geleneksel bir diş macununun karşılaştırması yapılmıştır. Pürüzlülüğün tüm macun gruplarında arttığı görülmüş fakat nihai yüzey pürüzlülüğü tüm gruplarda benzer bulunmuştur. Bu durum zamanla pürüzlülüğün dengelendiğini göstermektedir. Bununla birlikte, tüm beyazlatıcı diş macunları mine mikrosertliğinde azalmaya neden olduğu da bildirilmiştir (Barth de Andrade Luz ve ark., 2024).

Yapılan başka bir çalışmanın bulgularına göre farklı diş macunlarıyla fırçalamanın mine yüzey pürüzlülüğünü artırdığını ve özellikle beyazlatma sonrası beyazlatıcı diş macunu ile yapılan fırçalamanın mine sertliğinde azalmaya neden olduğunu göstermektedir. Tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğünde anlamlı artış olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, yalnızca beyazlatıcı diş macunu ile fırçalama yapılan grupta mine sertliğinde anlamlı bir azalma tespit edilmiştir. Bu sonuçlar, beyazlatma işlemi sonrası mine yüzeyinin daha hassas hâle gelebileceğini ve ardından uygulanan beyazlatıcı diş macununun bu etkiyi daha da belirgin hâle getirebileceğini düşündürmektedir. Özellikle aşındırıcı içeriğe sahip beyazlatıcı diş macunlarının, beyazlatılmış mine yüzeylerinde sertlik kaybına yol açabileceği belirtilmiştir. Diğer gruplarda ise sertlik değerlerinde anlamlı bir değişim olmaması, beyazlatıcı diş macunlarının mine sertliği üzerindeki etkisinin daha belirgin olduğunu ortaya koymaktadır (Jamwal ve ark., 2022). Bizim

çalışmamızda, distile su ile fırçalanan grup hariç yüzey sertliğinde bir düşüş gözlenmiştir. Ultrabright beyazlatıcı diş macunu ile fırçalanan gruplarda yüzey sertliğinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş görülmüştür ($p<0,05$).

Beyazlatıcı diş macunlarının CAD-CAM seramik materyaller üzerindeki etkilerini araştıran bir çalışmaya göre fırçalama sonrası tüm materyallerde yüzey pürüzlülüğünün arttığı bildirilmiştir ($p<0,05$). Bulgular beyazlatıcı diş macunlarının CAD-CAM restorasyonlarının yüzey pürüzlülüğünü artırabileceğini ve renk stabilitesini olumsuz yönde etkileyebileceğini göstermektedir. Klinik uygulamalarda, özellikle estetik restorasyonlara sahip hastalar için düşük aşındırıcılığa sahip, seramik materyallerle uyumlu diş macunlarının önerilmesi gerektiği düşünülmektedir. Ayrıca glaze uygulanmış yüzeylerin daha az pürüzlülük değişimine uğradığı da görülmüştür (Geduk & Sağlam, 2024).

Özdoğan ve arkadaşları (2019), farklı kimyasal yapıya sahip diş macunlarının (R.O.C.S. Sensation, İpana 3 boyutlu beyazlık, Signal beyazlatıcı sistem, Splat medical herbst) feldspatik porselen yüzeyindeki aşındırıcı etkisini inceleyerek, diş macunlarının kimyasal bileşenlerine bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünde farklılık gösterdiğini rapor etmiştir. Çalışma sonucunda en yüksek yüzey pürüzlülüğü R.O.C.S. macun grubu göstermiştir (Özdoğan ve ark., 2019). Bu sonuç macunun sahip olduğu yüksek RDA değeri ile ilişkilendirilebilmektedir. Özdoğan ve ark. (2019) tarafından yapılan çalışma, bizim çalışmamızla uyumlu olarak, bu aşındırıcılığın yalnızca doğal dişler ya da kompozit rezinler üzerinde değil, seramik bazlı restoratif materyallerde de benzer şekilde gözlemlendiğini vurgulamaktadır. Klinik uygulamalar açısından, özellikle hassas restorasyonlara sahip bireylerde RDA değeri yüksek diş macunlarının kontrollü kullanılması gerektiği söylenebilir.

Bu *in vitro* çalışmanın bir kısıtlılığı, akışkan kompozit rezinlerin disk formunda ve düz yüzeye sahip olmasıdır. Oysa ağız içindeki restorasyonlar sekonder morfoloji dahilinde çeşitli girinti ve çıkıntılar içerebilir. Bu nedenle, oluşturulan düz yüzeylerin, gerçek klinik şartlarda dental morfoloji göz önünde bulundurularak yapılmış restorasyonlardaki yüzey değişikliklerini birebir yansıtmaması tam anlamıyla mümkün değildir. Çalışmanın sınırlılıkları göz önüne alındığında, piyasaya yeni sunulan farklı bileşime sahip akışkan kompozit rezin materyallerinin daha kapsamlı değerlendirilmesi için, iyi tasarlanmış *in vitro* çalışmaların yanı sıra altın standart kabul edilen klinik araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Tez çalışmamızın bulguları, farklı RDA değerlerine sahip diş macunlarıyla yapılan fırçalamanın, nanohibrit, nanospherical ve mikrohibrit doldurucu partiküller içeren yüksek dolduruculu akışkan kompozit rezinlerin, yüzey özellikleri üzerinde farklılık yarattığını gösterdi ve bu doğrultuda öne sürülen hipotezimiz kabul edildi.

Çalışmamızda kullanılan diş macunlarının RDA değerlerindeki farklılıkların akışkan kompozitlerin yüzey özelliklerinde anlamlı değişimlere yol açtığı saptandı. Tüm gruplarda pürüzlülük, başlangıç değerlerine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı biçimde arttı ($p<0,001$) ve özellikle RDA değeri yüksek beyazlatıcı diş macunlarında bu artış oranı diğer gruplara göre daha yüksek bulundu. Bu durum, beyazlatıcı macunlardaki aşındırıcı partiküllerin, kompozit rezin yüzeyinde mekanik etkiye bağlı kopma ve aşınma süreçlerini hızlandırdığına işaret etmektedir. Yüzeyin pürüzlü hale gelmesi; bakteri plağı birikimi, renklenme ve çürüğe yatkınlık gibi olumsuzluklara zemin hazırladığı için restorasyonların uzun vadeli başarısını tehdit edebileceği söylenebilir.

Akışkan kompozit rezinlerin doldurucu partikül boyutu ve oranı, materyalin aşınma davranışı üzerinde belirleyici bir etkiye sahiptir. Yapılan değerlendirmelerde, görece büyük partiküller içeren Kuraray Clearfil Majesty Flow kompozitinin, hem başlangıç hem de bitiş pürüzlülük değerlerinin diğer materyallere kıyasla daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Fırçalama işlemi sırasında inorganik partiküllerin yüzeyden ayrılması, yüzeyde mikroskobik boşlukların oluşmasına yol açarak pürüzlülük artışına neden olmaktadır. Mikrosertlik açısından da benzer bir durum söz konusudur; kompozit rezinlerin fırçalama kaynaklı aşınmaya karşı gösterdiği direnç, formülasyondaki doldurucu oranı ve partikül boyutuna bağlı olarak farklılık göstermektedir. Özellikle daha küçük partikül boyutuna ve yüksek doldurucu içeriğine sahip kompozitlerin, uzun süreli fırçalama döngüleri sonrasında yüzey sertliğini daha iyi koruyabildiği belirlenmiştir.

Mevcut çalışmanın bulguları doğrultusunda, Colgate Optik Beyaz diş macununun, RDA değerinden bağımsız olarak kompozit yüzeyinde en belirgin değişime neden olan macunlardan biri olduğu gözlemlenmiştir. Profilometre ve SEM analizleri ile ortaya konulan bu belirgin yüzey bozulmasının, macun içeriğinde yer alan hidrojen peroksit ve fosforik asit gibi kimyasal ajanların rezin matriksiyle etkileşime girerek yapısal bütünlüğü olumsuz yönde etkilemesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Tüm bu sonuçlar birlikte ele alındığında, restoratif diş hekimliği uygulamalarında akışkan kompozit seçimini yaparken yalnızca estetik ve mekanik kriterlerin değil, aynı zamanda hastanın diş fırçalama alışkanlıklarının, kullanılan diş macunu tipinin ve RDA değerinin de göz önünde bulundurulması gerektiği sonucuna varılabilir. Özellikle yüksek RDA değerine sahip beyazlatıcı diş macunlarının, kompozit yüzey kalitesi üzerinde olumsuz etki gösterebileceği ve pürüzlülük artışıyla mikrosertlik kaybını hızlandırabileceği unutulmamalıdır.

Araştırma, *in vitro* koşullarda yürütülmüş olup klinik ortamın karmaşıklığı ve hasta değişkenleri göz önüne alındığında, daha geniş ölçekli ve uzun süreli klinik çalışmalara gereksinim duyulduğu açıktır. Bu *in vitro* çalışma, restoratif materyal seçimi ve diş macunu önerisi planlamasında hekimlere yol gösterici bilgiler sunması açısından değerli olmakla birlikte yalnızca rehber niteliği taşımaktadır. İleride gerçekleştirilecek, gerçek ağız ortamını taklit eden ve daha uzun süreli *in vivo* araştırmalarla desteklenmesi, bulguların klinik geçerliliğini daha güvenilir şekilde ortaya koyacaktır. Gelecekte bu alandaki *in vivo* çalışma sayısının artması, kompozit rezin materyallerin geliştirilmesine ve diş macunlarının içerik optimizasyonuna katkı sağlayabilir. Gelecekteki çalışmalar ile birlikte hem hastaların hem de klinisyenlerin en uygun tedavi seçeneklerini daha isabetli ve bilinçli bir şekilde belirlemelerine katkı sağlayabilir.

8. KAYNAKLAR

- Abosree, E. S., Gamal, R., Yassin, M. M., Gomaa, Y. F., El-Abden, S. Z., & Said, A. M. (2024). Assessing the effect of toothpastes on enamel surface roughness using a custom-designed and fabricated toothbrush simulator device for evaluation. *Annals of Biomedical Engineering*, 1–14. <https://doi.org/10.1007/s10439-024-03639-1>
- Ajlouni, R., Bishara, S. E., Soliman, M. M., Oonsombat, C., Laffoon, J. F., & Warren, J. (2005). The use ofOrmocer as an alternative material for bonding orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 75(1), 106–108. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)075<0106:TUOOAA>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)075<0106:TUOOAA>2.0.CO;2)
- Akçayöz, D., Köken, K., Kunt, G., Müldür, İ. B., & Saykal, S. G. (2010). *Elektron mikroskopun tipta kullanım alanları*. <https://tip.baskent.edu.tr/kw/upload/464/dosyalar/cg/sempozyum/ogrsmpzsnm12/11.2.pdf>
- Akgün, B. (2003). LED ışıık kaynakları. *Dentalife*, 9, 14-16.
- Albers, H. F. (2002). *Tooth-colored restoratives: Principles and techniques* (9th ed.). BC Decker Inc. [https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=49XiGoM78dkC&oi=fnd&pg=PR5&dq=Albers,+H.F.+\(2002\).+Tooth-Colored+Restoratives+Principles+and+Techniques.+\(Ninth+edition\).++Hamilton:+BC+Decker+Inc,+86-112.+&ots=qGLdz_x3IU&sig=ODTH2jnhhtiusK5l4HoclGZIB3E&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false](https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=49XiGoM78dkC&oi=fnd&pg=PR5&dq=Albers,+H.F.+(2002).+Tooth-Colored+Restoratives+Principles+and+Techniques.+(Ninth+edition).++Hamilton:+BC+Decker+Inc,+86-112.+&ots=qGLdz_x3IU&sig=ODTH2jnhhtiusK5l4HoclGZIB3E&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false)
- Al-Boni, R., & Raja, O. M. (2010). Microleakage evaluation of silorane-based composite versus methacrylate-based composite. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(3), 152–155. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.71649>
- Ali, S., Farooq, I., Shahid, F., Hassan, U., & Zafar, M. S. (2020). Common toothpastes abrasives and methods of evaluating their abrasivity. *Journal of Oral Research*, 53(1), 9–15. <https://doi.org/10.17126/joralres.2020.055>
- Alkhatib, M. N., Holt, R., & Bedi, R. (2005). Age and perception of dental appearance and tooth colour. *Gerodontology*, 22(1), 32–36. <https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2004.00045.x>
- Alofi, R. S., Alsuyari, H. A., Mohey, L. S., & Alofi, A. S. (2021). Efficiency of activated charcoal powder in stain removal and effect on surface roughness compared to whitening toothpaste in resin composite: In vitro study. *The Saudi Dental Journal*, 33(8), 1105–1110. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2021.03.010>
- Alsubaie, A. S. R. (2019). Oral health-related behaviors and dental pain among children in Saudi Arabia. *Journal of International Oral Health*, 11(1), 1–7. https://doi.org/10.4103/jioh.jioh_253_18
- Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82. Erişim tarihi: 22 Aralık 2021, <https://app.trdizin.gov.tr/makale/TkRZM05qRXg/kompozit-dolgu-materyallerinde-son-gelismeler>

- Amaechi, B. T., AbdulAzees, P. A., Okoye, L. O., Meyer, F., & Enax, J. (2020). Comparison of hydroxyapatite and fluoride oral care gels for remineralization of initial caries: A pH-cycling study. *BDJ Open*, 6, 9. <https://doi.org/10.1038/s41405-020-0037-5>
- Anisja, D. H., Indrani, D. J., & Herda, E. (2017, August). The effect of brushing with nano calcium carbonate and calcium carbonate toothpaste on the surface roughness of nano-ionomer. *Journal of Physics: Conference Series*, 884(1), 012058. IOP Publishing. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/884/1/012058>
- Anusavice, K. J., & Phillips, R. W. (1996). *Phillips' science of dental materials* (10th ed.). Saunders.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (Eds.). (2012). *Phillips' science of dental materials* (12th ed.). Elsevier Health Sciences.
- Arisu, H. D., Uçtaşı, M. B., Eligüzeloğlu, E., Özcan, S., & Omürlü, H. (2008). The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. *Operative Dentistry*, 33(2), 135–141. <https://doi.org/10.2341/07-49>
- Arslantunalı, D. (1997). *Farklı konsantrasyonlardaki florürlü diş macunları ve kullanım sıklıklarının başlangıç mine lezyonu üzerine etkilerinin çeşitli metodlarla incelenmesi* [Doktora tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü]. YÖK Tez Merkezi. <https://acikbilim.yok.gov.tr/handle/20.500.12812/294265>
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (2005). Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *European Journal of Oral Sciences*, 113(5), 417–421. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2005.00239.x>
- Atalı, P., Öksüz, M., & Topbaşı, F. (2015). Fırçalamanın ve beyazlatıcı diş macunlarının kompozitlerin yüzey özelliklerine etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(1), 22-32. <https://doi.org/10.17567/dfd.81659>
- Attar, N., Tam, L. E., & McComb, D. (2003). Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *Journal (Canadian Dental Association)*, 69(8), 516–521. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12954140/>
- Attia, M. L., Cavalli, V., do Espírito Santo, A. M., Martin, A. A., D'Arce, M. B., Aguiar, F. H., Lovadino, J. R., do Rego, M. A., Cavalcanti, A. N., & Liporoni, P. C. (2015). Effects of bleaching agents combined with regular and whitening toothpastes on surface roughness and mineral content of enamel. *Photomedicine and Laser Surgery*, 33(7), 378–383. <https://doi.org/10.1089/pho.2014.3835>
- Aydın, N., Karaoğlanoğlu, S., Oktay, E. A., Topçu, F. T., & Demir, F. (2019). Diş hekimliğinde bulk fill kompozit rezinler. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 229–238. <https://doi.org/10.15311/selcukdentj.414591>
- Babina, K., Polyakova, M., Sokhova, I., Doroshina, V., Arakelyan, M., & Novozhilova, N. (2020). The effect of finishing and polishing sequences on the surface roughness of three different nanocomposites and composite/enamel and composite/cementum interfaces. *Nanomaterials*, 10(7), 1–14. <https://doi.org/10.3390/nano10071339>
- Bağış, Y. H., Kasar, B., & Ulusoy, N. (1996). Işıkla polimerize olan iki hibrid reçinenin yüzey sertliklerinin in vitro olarak incelenmesi. *AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23, 153–160.

- Baig, A., He, T., Buisson, J., Sagel, L., Suszcynsky-Meister, E., & White, D. J. (2005). Extrinsic whitening effects of sodium hexametaphosphate: A review including a dentifrice with stabilized stannous fluoride. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 26(9 Suppl 1), 47–53. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16999010/>
- Balos, S., Pilić, B., Petronijević, B., Marković, D., Mirković, S., & Sarcev, I. (2013). Improving mechanical properties of flowable dental composite resin by adding silica nanoparticles. *Vojnosanitetski Pregled*, 70(5), 477–483. <https://doi.org/10.2298/vsp1305477b>
- Barbieri, J. C., & Silva, D. D. (2011). Desenvolvimento sustentável e educação ambiental: Uma trajetória comum com muitos desafios. *RAM. Revista de Administração Mackenzie*, 12, 51-82.
- Barbosa, C. M., Scatolin, R. S., Vieira-Junior, W. F., Tanaka, M. H., & Ferraz, L. N. (2023). Impact of combined at-home bleaching and whitening toothpaste use on the surface and color of a composite resin. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 48(3), e26. <https://doi.org/10.5395/rde.2023.48.e26>
- Baroudi, K., & Rodrigues, J. C. (2015). Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 9(6), ZE18–ZE24. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/12294.6129>
- Barros, A. D. S., Barbosa, C. M., Scatolin, R. S., Vieira Junior, W. F., & Ferraz, L. N. (2025). Surface properties and susceptibility to staining of a resin composite after brushing with different whitening toothpastes. *Restorative dentistry & endodontics*, 50(1), e6. <https://doi.org/10.5395/rde.2025.50.e6>
- Barth de Andrade Luz, S., Melo da Cunha Oliveira, R. I., Alvares Leite Guanabara, L., Barros Viana, B., Tibau Aguiar Dias, R., Dantas Batista, A. U., Regalado Galvão Rabelo Caldas, M., & Ferreira Gadelha de Araújo, D. (2024). Effect of whitening dentifrices on dental enamel: An analysis of color, microhardness, and surface roughness in vitro. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 55(8), 630–638. <https://doi.org/10.3290/j.qi.b5517931>
- Basheer, R. R., Hasanain, F. A., & Abuelenain, D. A. (2024). Evaluating flexure properties, hardness, roughness and microleakage of high-strength injectable dental composite: an in vitro study. *BMC Oral Health*, 24(546). <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04333-3>
- Bayne, S. C. (2005). Dental biomaterials: Where are we and where are we going? *Journal of Dental Education*, 69(5), 571–585. <https://doi.org/10.1002/j.0022-0337.2005.69.5.tb03941.x>
- Bayne, S. C., Heymann, H. O., & Swift, E. J., Jr. (1994). Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association*, 125(6), 687–701. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1994.0113>
- Bayne, S. C., Swift, E. J., Jr., & Thompson, J. Y. (1995). Review of dental materials citations: Part A, January to June 1995. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 11(4), 281–293. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(95\)80064-6](https://doi.org/10.1016/0109-5641(95)80064-6)
- Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift, E. J., Jr., Stamatiades, P., & Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *Journal of the American Dental Association*, 129(5), 567–577. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1998.0274>

- Bektaş, Ö. Ö., Siso, Ş. H., & Eren, D. (2006). Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. *Int Arch Dent Sci*, 27(2), 117-124.
<https://www.eudfd.org/jvi.aspx?pdire=iads&plng=eng&un=EUDFD-74946&look4=#>
- Bergesch, V., Baggio Aguiar, F. H., Turssi, C. P., Gomes França, F. M., Basting, R. T., & Botelho Amaral, F. L. (2017). Shade changing effectiveness of plasdone and blue covarine-based whitening toothpaste on teeth stained with chlorhexidine and black tea. *European journal of dentistry*, 11(4), 432–437. https://doi.org/10.4103/ejd.ejd_97_17
- Bhushan, B. (2000). *Surface roughness analysis and measurement techniques*. In *Modern tribology handbook, two volume set* (pp. 79-150). CRC Press.
- Biesbrock, A. R., Bartizek, R. D., & Walters, P. A. (2008). Improved plaque removal efficacy with a new manual toothbrush. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 9(4), 1–8.
- Bolay, S., Cakir, F. Y., ve Gurgan, S. (2012). Effects of toothbrushing with fluoride abrasive and whitening dentifrices on both unbleached and bleached human enamel surface in terms of roughness and hardness: An in vitro study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 13(5), 584–589. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23250157/>
- Bollen, C. M., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dental Materials*, 13(4), 258–269. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(97\)80038-3](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(97)80038-3)
- Bortolatto, J. F., Dantas, A. A., Roncolato, Á., Merchan, H., Floros, M. C., Kuga, M. C., & Oliveira Junior, O. B. (2016). Does a toothpaste containing blue covarine have any effect on bleached teeth? An in vitro, randomized and blinded study. *Brazilian Oral Research*, 30, e226.
<https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2016.vol30.0033>
- Bowen, R. L. (1956). Use of epoxy resins in restorative materials. *Journal of Dental Research*, 35(3), 360–369. <https://doi.org/10.1177/00220345560350030501>
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849–853.
<https://doi.org/10.1177/00220345550340060801>
- Burgess, J. O., Walker, R., & Davidson, J. M. (2002). Posterior resin-based composite: Review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 465–479.
<https://www.aapd.org/globalassets/media/publications/archives/burgess5-02.pdf>
- Burke, F. M., Ray, N. J., & McConnell, R. J. (2006). Fluoride-containing restorative materials. *International Dental Journal*, 56(1), 33–43. <https://doi.org/10.1111/j.1875-595x.2006.tb00072.x>
- Cadenaro, M., Marchesi, G., Antonioli, F., Davidson, C., De Stefano Dorigo, E., & Breschi, L. (2009). Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 25(5), 649–654.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.11.010>
- Carey, C. M. (2014). Tooth whitening: What we now know. *The Journal of Evidence-Based Dental Practice*, 14(Suppl), 70–76. <https://doi.org/10.1016/j.jebdp.2014.02.006>

- Carrillo-Marcos, A., Salazar-Correa, G., Castro-Ramírez, L., Ladera-Castañeda, M., López-Gurreonero, C., Cachay-Criado, H., Aliaga-Mariñas, A., Cornejo-Pinto, A., Cervantes-Ganoza, L., & Cayo-Rojas, C. F. (2022). The microhardness and surface roughness assessment of bulk-fill resin composites treated with and without the application of an oxygen-inhibited layer and a polishing system: An in vitro study. *Polymers*, 14(15), 3053. <https://doi.org/10.3390/polym14153053>
- Caughman, W. F., & Rueggeberg, F. A. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Operative Dentistry*, 27(6), 636–638. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12413231/>
- Caughman, W. F., Caughman, G. B., Shiflett, R. A., Rueggeberg, F., & Schuster, G. S. (1991). Correlation of cytotoxicity, filler loading, and curing time of dental composites. *Biomaterials*, 12(8), 737–740. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(91\)90022-3](https://doi.org/10.1016/0142-9612(91)90022-3)
- Checchi, V., Generali, L., Corciolani, L., Breschi, L., Mazzitelli, C., & Maravic, T. (2024). Wear and roughness analysis of two highly filled flowable composites. *Odontology*. <https://doi.org/10.1007/s10266-024-01013-0>
- Chen, Y., Zou, C., Mastalerz, M., Hu, S., Gasaway, C., & Tao, X. (2015). Applications of micro-Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) in the geological sciences: A review. *International Journal of Molecular Sciences*, 16(12), 30223–30250. <https://doi.org/10.3390/ijms161226227>
- Chung, K. H. (1990). The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *Journal of Dental Research*, 69(3), 852–856. <https://doi.org/10.1177/00220345900690030401>
- Cilli, R., de Mattos, M. C., Honório, H. M., Rios, D., de Araújo, P. A., & Prakki, A. (2009). The role of surface sealants in the roughness of composites after a simulated toothbrushing test. *Journal of Dentistry*, 37(12), 970–977. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.08.002>
- Clarkson, J. J., & McLoughlin, J. (2000). Role of fluoride in oral health promotion. *International Dental Journal*, 50(3), 119–128. <https://doi.org/10.1111/j.1875-595x.2000.tb00552.x>
- Claydon, N., & Addy, M. (1996). Comparative single-use plaque removal by toothbrushes of different designs. *Journal of Clinical Periodontology*, 23(12), 1112–1116. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051x.1996.tb01812.x>
- Coachman, C., De Arbeloa, L., Mahn, G., Sulaiman, T. A., & Mahn, E. (2020). An improved direct injection technique with flowable composites: A digital workflow case report. *Operative Dentistry*, 45(3), 235–242. <https://doi.org/10.2341/18-151-T>
- Colak, G., & Katirci, G. (2023). In vitro evaluation of the effects of whitening toothpastes on the color and surface roughness of different composite resin materials. *BMC Oral Health*, 23(1), 580. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03277-4>
- Combe, E. C., & Burke, F. J. (2000). Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: Packables, flowables and others. *Dental Update*, 27(7), 326–336. <https://doi.org/10.12968/denu.2000.27.7.326>
- Coutinho, E., Cardoso, M. V., De Munck, J., Neves, A. A., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2009). Bonding effectiveness and

- interfacial characterization of a nano-filled resin-modified glass-ionomer. *Dental Materials*, 25(11), 1347–1357. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.06.004>
- Craig, R. G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 219–239. [https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)02805-1](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)02805-1)
- Cramer, N. B., Stansbury, J. W., & Bowman, C. N. (2011). Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of Dental Research*, 90(4), 402–416. <https://doi.org/10.1177/0022034510381263>
- Çelik, Ç., & Özel, Y. (2008). Rezin restoratif materyallerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynakları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 2(2), 109–115.
- da Rosa, G. M., da Silva, L. M., Menezes, M., do Vale, H. F., Regalado, D. F., & Pontes, D. G. (2016). Effect of whitening dentifrices on the surface roughness of a nanohybrid composite resin. *European Journal of Dentistry*, 10(2), 170–175. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.178305>
- Davy, K. W., Kalachandra, S., Pandain, M. S., & Braden, M. (1998). Relationship between composite matrix molecular structure and properties. *Biomaterials*, 19(22), 2007–2014. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(98\)00047-7](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(98)00047-7)
- Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi Ltd.
- Dayangaç, B. K. (2011). *Kompozit rezin restorasyonlar* (ss. 108–165). Quintessence Yayıncılık.
- Dayı, B., & Öcal, F. (2023). Evaluation of the effects of whitening toothpaste containing nanohydroxyapatite on surface roughness and color change in restorative materials. *PeerJ*, 11, e15692. <https://doi.org/10.7717/peerj.15692>
- Deliktaş, D. (2006). Farklı ışık cihazlarının hibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin yüzey sertliğine etkisi. *EADS*, 33(1), 1–10. https://dergipark.org.tr/en/pub/eads/issue/63737/964658#article_cite
- Della Bona, A., Anusavice, K. J., & Mecholsky, J. J. Jr. (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dental Materials*, 19(8), 693–699. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(03\)00015-0](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(03)00015-0)
- Demarco, F. F., Meireles, S. S., & Masotti, A. S. (2009). Over-the-counter whitening agents: A concise review. *Brazilian Oral Research*, 23(Suppl 1), 64–70. <https://doi.org/10.1590/s1806-83242009000500010>
- Dewaele, M., Truffier-Boutry, D., Devaux, J., & Leloup, G. (2006). Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 22(4), 359–365. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.03.014>
- Dietschi, D. (2001). Layering concepts in anterior composite restorations. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 3(1), 71–80. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11317387/>
- Dos Santos, J. H., Silva, N. L., Gomes, M. G., Paschoal, M. A., & Gomes, I. A. (2019). Whitening toothpastes effect on nanoparticle resin composite roughness after a brushing challenge: An in vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 11(4), e334–e339. <https://doi.org/10.4317/jced.55533>

- Drisko C. L. (2013). Periodontal self-care: evidence-based support. *Periodontology 2000*, 62(1), 243–255. <https://doi.org/10.1111/prd.12012>
- Drisko, C. (2007). Oral hygiene and periodontal considerations in preventing and managing dentine hypersensitivity. *International Dental Journal*, 57(Suppl 6), 399–410. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1875-595X.2007.tb00167.x>
- Dudás, C., Forgó, Z., & Kerekcs-Máthé, B. (2017). Surface roughness changes of different restoration materials after tooth brushing simulation using different toothpastes. *Journal of Interdisciplinary Medicine*, 2(S1), 21-24. <https://doi.org/10.1515/jim-2017-0042>
- Dunn, W. J., & Bush, A. C. (2002). A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *Journal of the American Dental Association*, 133(3), 335–341. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2002.0173>
- Eick, J. D., & Welch, F. H. (1986). Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence International*, 17, 103-111.
- El-Damanhoury, H., & Platt, J. A. (2014). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry*, 39(4), 374–382. <https://doi.org/10.2341/13-017-L>
- Epple, M., Meyer, F., & Enax, J. (2019). A critical review of modern concepts for teeth whitening. *Dentistry Journal*, 7(3), 79. <https://doi.org/10.3390/dj7030079>
- Erdemir, U., Yildiz, E., Eren, M. M., Ozsoy, A., & Topcu, F. T. (2013). Effects of polishing systems on the surface roughness of tooth-colored materials. *Journal of Dental Sciences*, 8(2), 160–169. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2012.05.007>
- Ergün Kunt, G., & Yenisey, M. (2006). Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 7, 73-81.
- Ersoy, Y. D. D. M., Özel, D. E., & Gökçe, Y. D. D. K. (2007). Farklı uygulama yöntemlerinin kompozit rezinler üzerindeki etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007(1), 28–31.
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—State of the art. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 27(1), 29–38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- Ferracane, J. L., & Condon, J. R. (1990). Rate of elution of leachable components from composite. *Dental Materials*, 6(4), 282–287. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(05\)80012-0](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(05)80012-0)
- Ferracane, J. L., Mitchem, J. C., Condon, J. R., & Todd, R. (1997). Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of Dental Research*, 76(8), 1508–1516. <https://doi.org/10.1177/00220345970760081401>
- Ferreira, N. M. R., Lippert, V. F., Heck, A. B. S., Spohr, A. M., Kunrath, M. F., Feldens, C. A., & Kramer, P. F. (2025). Surface roughness of composite resins subjected to brushing with whitening toothpastes: An in vitro study. *Brazilian Oral Research*, 39(e006). <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2025.vol39.006>

- Fidan, M., & Dereli, Z. (2021). Akıcı kompozitler: Bir literatür derlemesi. *Selcuk Dental Journal*, 8(3), 902–915. <https://doi.org/10.15311/selcukdentj.787600>
- Filiz, H., Ertürk Avunduk, A. T., & Cengiz Yanardağ, E. (2023). Diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğü araştırma yöntemleri: Derleme makalesi. *Journal of Dentistry Faculty of Uşak University*, 2(2), 28–35.
- Fischman, S. L. (1997). The history of oral hygiene products: How far have we come in 6000 years? *Periodontology 2000*, 15, 7–14. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.1997.tb00099.x>
- Flury, S., Hayoz, S., Peutzfeldt, A., & Hüsler, J. L. A. (2012). Depth of cure of resin composites: Is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental Materials*, 28(5), 521–528. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.02.002>
- Forouzanfar, A., Hasanpour, P., Yazdandoust, Y., Bagheri, H., & Mohammadipour, H. S. (2023). Evaluating the effect of active charcoal-containing toothpaste on color change, microhardness, and surface roughness of tooth enamel and resin composite restorative materials. *International Journal of Dentistry*, 2023, 6736623. <https://doi.org/10.1155/2023/6736623>
- Fortin, D., & Vargas, M. A. (2000). The spectrum of composites: New techniques and materials. *Journal of the American Dental Association*, 131(Suppl), 26S–30S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2000.0399>
- Forward, G. C., James, A. H., Barnett, P., & Jackson, R. J. (1997). Gum health product formulations: what is in them and why?. *Periodontology 2000*, 15, 32–39. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.1997.tb00102.x>
- Fráter, M., Forster, A., Keresztúri, M., Braunitzer, G., & Nagy, K. (2014). In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *Journal of Dentistry*, 42(9), 1143–1150. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.05.004>
- Freedman, G. (2012). *Contemporary esthetic dentistry* (1st ed.). Mosby, Inc., an imprint of Elsevier Inc.
- Freilich, M. A. (2000). *Fiber-reinforced composites in clinical dentistry* (1st ed.). Quintessence Publishing.
- Garcia, F. C., Wang, L., D'Alpino, P. H., Souza, J. B., Araújo, P. A., & Mondelli, R. F. (2004). Evaluation of the roughness and mass loss of the flowable composites after simulated toothbrushing abrasion. *Brazilian Oral Research*, 18(2), 156–161. <https://doi.org/10.1590/s1806-83242004000200012>
- Garg, N., & Garg, A. (2010). *Textbook of operative dentistry*. Boydell & Brewer Ltd. https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=n2TJDryohrMC&oi=fnd&pg=PP23&dq=+N%C4%B0SHA+GARG,+AM%C4%B0%C4%B0T+GARG,+2015,+Textbook+of+OPERATIVE+DENTISTRY+,+Third+Edition,+ISBN:+978-93-++5152-633-9+&ots=x7x6UtlC2C&sig=VHHwPYAwoeIYBy62pOt4NxT1NU0&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false
- Geduk, Ş. E., & Sağlam, G. (2024). The effect of whitening toothpastes on the surface properties and color stability of different ceramic materials. *BMC Oral Health*, 24(1305). <https://doi.org/10.1186/s12903-024-05103-x>

- Ghassemi, A., Vorwerk, L., Cirigliano, A., Hooper, W., DeSciscio, P., & Nathoo, S. (2015). Clinical effectiveness evaluation of a new whitening dentifrice. *Journal of Clinical Dentistry*, 26(3), 66–71. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26665288/>
- Gholipor, M., & Aboghasemzadeh, F. (2020). Comparison of the effects of whitening and conventional toothpastes on the wear rate of a composite resin. *General Dentistry*, 68(4), 32–35. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32597775/>
- Goldstein, G. R. ve Lerner, T. (1991). The effect of toothbrushing on a hybrid composite resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(4), 498–500. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90511-T](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90511-T)
- Goldstein, G. R., & Waknine, S. (1989). Surface roughness evaluation of composite resin polishing techniques. *Quintessence International*, 20(3), 199–204.
- González-Cabezas, C., Hara, A. T., Hefferren, J., & Lippert, F. (2013). Abrasivity testing of dentifrices - Challenges and current state of the art. *Monographs in Oral Science*, 23, 100–107. <https://doi.org/10.1159/000350476>
- González-López, S., Torres-Rodríguez, C., Bolanos-Carmona, V., Sanchez-Sanchez, P., Rodríguez-Navarro, A., Alvarez-Lloret, P., & Domingo Garcia, M. (2016). Effect of 30% hydrogen peroxide on mineral chemical composition and surface morphology of bovine enamel. *Odontology*, 104(1), 44–52. <https://doi.org/10.1007/s10266-015-0196-x>
- Gordan, V. V., & Mjör, I. A. (2002). Short- and long-term clinical evaluation of post-operative sensitivity of a new resin-based restorative material and self-etching primer. *Operative Dentistry*, 27(6), 543–548. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12413217/>
- Gökçe, Y., & Özel, M. (2005). Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005(3), 52–60. <https://dergipark.org.tr/tr/pub/ataunidfd/issue/2497/31920>
- Gömleksiz, S., & Okumuş, Ö. F. (2024). The effect of whitening toothpastes on the color stability and surface roughness of stained resin composite. *BMC Oral Health*, 24(860). <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04654-3>
- Gönülol, N., & Yılmaz, F. (2012). The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *Journal of Dentistry*, 40, 64–70. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.07.005>
- Gözetici Çil, B., & Öztürk Bozkurt, F. (2020). Diş macunlarının tarihçesi. *Türkiye Klinikleri Restoratif Diş Tedavisi - Özel Konular*, 6(2), 1-4. <https://www.turkiyeklinikleri.com/article/tr-dis-macunlarinin-tarihcesi-91619.html>
- Grabenstetter, R. J., Broge, R. W., Jackson, F. L., & Radike, A. W. (1958). The measurement of the abrasion of human teeth by dentifrice abrasives: A test utilizing radioactive teeth. *Journal of Dental Research*, 37(6), 1060–1068. <https://doi.org/10.1177/00220345580370060601>
- Güler, A. U., Güler, E., Yücel, A. C., & Ertaş, E. (2009). Effects of polishing procedures on color stability of composite resins. *Journal of Applied Oral Science*, 17(2), 108–112. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572009000200007>

- Gür, G., Aktürk, H., & Mısırlıgil, A. (2002). Florid içeren kompozit rezinlerin antibakteriyel etkilerinin incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 19(1), 35–39. https://dergipark.org.tr/tr/pub/gazidis/issue/27798/293876#article_cite
- Gürsoy, S., & Alturfan, E. E. (2021). Bisfenol A içerikli rezin esaslı dental materyallerde Bisfenol A salınımı ve insan vücuduna östrojenik etkilerinin incelenmesi. *European Journal of Research in Dentistry*, 5(2), 109–121. <https://dergipark.org.tr/en/pub/erd/issue/65440/1004104>
- Hachiya, Y., Iwaku, M., Hosoda, H., & Fusayama, T. (1984). Relation of finish to discoloration of composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 52(6), 811–814. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(84\)80010-4](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(84)80010-4)
- Haggag, K., Abbas, M., Ramadan, H., & Fawzy, M. (2018). Effect of simulating tooth brushing on surface change of different ceramic materials. *Egyptian Dental Journal*, 64(1), 671–680. <https://doi.org/10.21608/edj.2018.78077>
- Hattab F. N. (1997). Meswak: the natural toothbrush. *The Journal of clinical dentistry*, 8(5), 125–129. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9487831/>
- Hazra, Y., Rao, A., Natarajan, S., & Srikrishna, S. B. (2024). Effect of herbal toothpaste on the colour stability, surface roughness, and microhardness of aesthetic restorative materials—an in vitro study. *BDJ Open*, 10(95). <https://doi.org/10.1038/s41405-024-00280-x>
- Heintze, S. D., Forjanic, M., & Rousson, V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*, 22(2), 146–165. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.013>
- Heintze, S. D., Forjanic, M., Ohmiti, K., & Rousson, V. (2010). Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dental Materials*, 26(4), 306–319. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.152>
- Hepdeniz, Ö. K., Kelten, Ö. S., & Gürdal, O. (2019). Cam iyonomer içerikli dört farklı restoratif materyalin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *SDÜ Sağlık Bilimleri Dergisi*, 10(1), 13–17. <https://doi.org/10.22312/sdusbed.468329>
- Hervás-García, A., Martínez-Lozano, M. A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., & Fos-Galve, P. (2006). *Composite resins: A review of the materials and clinical indications*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16505805/>
- Hickel, R., & Manhart, J. (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *Journal of Adhesive Dentistry*, 3(1), 45–64.
- Hicks, M. J., Westerman, G. H., Flaitz, C. M., & Powell, G. L. (2000). Surface topography and enamel-resin interface of pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: An in vitro study. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 67(3), 169–160. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10902074/>
- Hilgenberg, S. P., Pinto, S. C., Farago, P. V., Santos, F. A., & Wambier, D. S. (2011). Physical-chemical characteristics of whitening toothpaste and evaluation of its effects on enamel roughness. *Brazilian Oral Research*, 25(4), 288–294. <https://doi.org/10.1590/s1806-83242011005000012>

- Hilton, T. J., & Broome, J. C. (2006). Direct posterior esthetic restorations. In J. B. Summitt, J. W. Robbins, T. J. Hilton, & R. S. Schwartz (Eds.), *Fundamentals of operative dentistry* (3rd ed., pp. 315–317). Quintessence Publishing.
- Hofmann, N., Hugo, B., & Klaiber, B. (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *European Journal of Oral Sciences*, 110(6), 471–479. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0722.2002.21359.x>
- Hollinger, J.O. (Ed.). (2012). *An Introduction to Biomaterials* (2nd ed.). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/b11561>
- Hyson J. M., Jr (2003). History of the toothbrush. *Journal of the history of dentistry*, 51(2), 73–80. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12846261/>
- Ikeda, I., Otsuki, M., Sadr, A., Nomura, T., Kishikawa, R., & Tagami, J. (2009). Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. *Dental Materials Journal*, 28(6), 679–685. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.679>
- Ilie, N., & Hickel, R. (2011). Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal*, 56(Suppl 1), 59–66. Retrieved from <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01296.x>
- Ilie, N., Keßler, A., & Durner, J. (2013). Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin-based composites. *Journal of Dentistry*, 41(8), 695–702. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.05.008>
- Imai, A., Takamizawa, T., Sugimura, R., & others. (2019). Interrelation among the handling, mechanical, and wear properties of the newly developed flowable resin composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 89, 72–80. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2018.09.019>
- Imazato, S., Tarumi, H., Kato, S., & Ebisu, S. (1999). Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *Journal of Dentistry*, 27(4), 279–283. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(98\)00006-2](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(98)00006-2)
- Imazato, S., Torii, M., Tsuchitani, Y., McCabe, J. F., & Russell, R. R. (1994). Incorporation of bacterial inhibitor into resin composite. *Journal of Dental Research*, 73(8), 1437–1443. <https://doi.org/10.1177/00220345940730080701>
- İnan, H., Tamam, E., & Bağış, B. (2010). Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin ıslanabilirlik yönünden in vitro incelenmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 16(1), 35–43. <https://www.turkiyeklinikleri.com/article/en-tam-protezlerde-kullanilan-farkli-kaide-materyallerinin-ıslanabilirlik-yonunden-n-vitro-ncelenmesi-57369.html>
- Jackson, R. D., & Morgan, M. (2000). The new posterior resins and: A simplified placement technique. *Journal of the American Dental Association*, 131(3), 375–383. [https://jada.ada.org/article/S0002-8177\(14\)63454-1/abstract](https://jada.ada.org/article/S0002-8177(14)63454-1/abstract)
- Jamwal, N., Rao, A., Shenoy, R., Pai, M., KS, A., & BR, A. (2022). *Effect of whitening toothpaste on surface roughness and microhardness of human teeth: A systematic review and meta-analysis* [Version 3; peer review: 2 approved, 1 approved with reservations]. *F1000Research*, 11, 22. <https://doi.org/10.12688/f1000research.76180.3>

- Jardim, J. J., Alves, L. S., & Maltz, M. (2009). The history and global market of oral home-care products. *Brazilian Oral Research*, 23(Suppl 1), 17–22. <https://doi.org/10.1590/s1806-83242009000500004>
- Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 613–627. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9891644/>
- Jin, J., Takahashi, R., Hickel, R., & Kunzelmann, K. H. (2014). Surface properties of universal and flowable nanohybrid composites after simulated tooth brushing. *American Journal of Dentistry*, 27(3), 149–154. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25208363/>
- Joiner, A. (2010). Whitening toothpastes: A review of the literature. *Journal of Dentistry*, 38(Suppl 2), e17–e24. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.05.017>
- Jones, C. S., Billington, R. W., & Pearson, G. J. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, 196(1), 42–31. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4810881>
- Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J., & Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39–46. <https://doi.org/10.2341/04-166>
- Jung, M. (1997). Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Operative Dentistry*, 22(3), 98–104. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9484147/>
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155–163. <https://doi.org/10.1007/s10856-006-0685-8>
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron microscopy, atomic force microscopy, and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155–163. <https://doi.org/10.1007/s10856-006-0675-8>
- Kakaboura, A., Rahiotis, C., Zinelis, S., Al-Dhamadi, Y. A., Silikas, N., & Watts, D. C. (2003). In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dental Materials*, 19(5), 393–398. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(02\)00082-9](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(02)00082-9)
- Kamonkhantikul, K., Arksornnukit, M., Takahashi, H., Kanehira, M., & Finger, W. J. (2014). Polishing and toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resins. *Dental Materials Journal*, 33(5), 599–606. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-111>
- Kaptan, A., Oznurhan, F., & Candan, M. (2023). In vitro comparison of surface roughness, flexural, and microtensile strength of various glass-ionomer-based materials and a new alkasite restorative material. *Polymers*, 15(3), 650. <https://doi.org/10.3390/polym15030650>
- Karademir, S. A., Atasoy, S., & Yilmaz, B. (2024). Effect of bleaching and repolishing on whiteness change and staining susceptibility of resin-based materials. *BMC Oral Health*, 24(1), 1507. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-05328-w>

- Karaman, E., Yazici, A. R., Ozgunaltay, G., & Dayangac, B. (2012). Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 14(5), 485–492. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a27794>
- Kemp-Scholte, C. M. ve Davidson, C. L. (1990). Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *Journal of Dental Research*, 69(6), 1240–1243. <https://doi.org/10.1177/00220345900690060301>
- Kim, J. W., Kim, L. U., & Kim, C. K. (2007). Size control of silica nanoparticles and their surface treatment for fabrication of dental nanocomposites. *Biomacromolecules*, 8(1), 215–222. <https://doi.org/10.1021/bm060560b>
- Kim, S., Lee, C.-H., Ma, S., & Park, Y.-S. (2024b). Whitening efficacy of toothpastes on coffee-stained teeth: An enamel surface analysis. *International Dental Journal*, 74(2), 1233–1238. <https://doi.org/10.1016/j.identj.2024.02.006>
- Kim, S., Yoo, Y.-J., Garcia-Godoy, F., & Park, Y.-S. (2024a). Coffee-stained tooth enamel color restoration and surface abrasion with whitening and regular toothpaste. *American Journal of Dentistry*, 37(1), 3-8. <https://www.researchgate.net/publication/378846933>
- Kimyai, S., Savadi-Oskoei, S., Ajami, A. A., Sadr, A., & Asdaghi, S. (2011). Effect of three prophylaxis methods on surface roughness of giomer. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 16(1), e110–e114. <https://doi.org/10.4317/medoral.16.e110>
- Kitasako, Y., Sadr, A., Burrow, M. F., & Tagami, J. (2016). Thirty-six month clinical evaluation of a highly filled flowable composite for direct posterior restorations. *Australian Dental Journal*, 61(3), 366–373. <https://doi.org/10.1111/ADJ.12387>
- Kooi, T. J. M., Tan, Q. Z., Yap, A. U. J., Guo, W., Tay, K. J., & Soh, M. S. (2012). Effects of food-simulating liquids on surface properties of giomer restoratives. *Operative Dentistry*, 37(6), 665–671. <https://doi.org/10.2341/11-398-L>
- Korkmaz, Y., Ozel, E., Attar, N., & Aksoy, G. (2008). The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Operative Dentistry*, 33(1), 44–50. <https://doi.org/10.2341/07-28>
- Korsuwannawong, S., Vajrabhaya, L. O., Teinchai, C., & Salee, W. (2020). Comparison of enamel surface roughness after brushing with herbal and non-herbal toothpastes. *World*, 11(3), 216. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10015-1732>
- Koupi, N. S., Marks, L. A., Verbeeck, R. M., & Martens, L. C. (2007). Finishing and polishing procedures of (resin-modified) glass ionomers and compomers in paediatric dentistry: A review. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 8(1), 22–28. <https://doi.org/10.1007/BF03262566>
- Kumar, S., Kumar Singh, S., Gupta, A., Roy, S., Sareen, M., & Khajuria, S. (2015). A profilometric study to assess the role of toothbrush and toothpaste in abrasion process. *Journal of Dentistry (Shiraz, Iran)*, 16(3 Suppl), 267–273. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4623835/>
- Kwon, T. Y., Bagheri, R., Kim, Y. K., Kim, K. H., & Burrow, M. F. (2012). Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 3(1), 3–16. <https://doi.org/10.1111/j.2041-1626.2011.00077.x>

- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., & Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials*, 15(2), 128–137. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(99\)00022-6](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(99)00022-6)
- Lappalainen, R., Yli-Urpo, A., & Seppä, L. (1989). Wear of dental restorative and prosthetic materials in vitro. *Dental Materials*, 5(1), 35–37. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(89\)90090-0](https://doi.org/10.1016/0109-5641(89)90090-0)
- Lee, H., & Orłowski, H. (1974). *Handbook of dental composite restoratives* (3rd ed., pp. 40–52). Lee Pharmaceuticals.
- Lee, I. B., Min, S. H., Kim, S. Y., & Ferracane, J. (2010). Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(5), 443–448. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.01.003>
- Lee, Y. K., Lu, H., Oguri, M. ve Powers, J. M. (2005). Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 370–376. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.08.006>
- Lefever, D., Perakis, N., Roig, M., Krejci, I., ve Ardu, S. (2012). The effect of toothbrushing on surface gloss of resin composites. *American Journal of Dentistry*, 25(1), 54–58. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22558694/>
- Liebenberg, W. (2006). Another white lie? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18(3), 155–160. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2006.00002.x>
- Liljeborg, A., Tellefsen, G., & Johannsen, G. (2010). The use of a profilometer for both quantitative and qualitative measurements of toothpaste abrasivity. *International Journal of Dental Hygiene*, 8(3), 237–243. <https://doi.org/10.1111/j.1601-5037.2009.00433.x>
- Lin, C.-H., Lin, Y.-M., Lai, Y.-L., & Lee, S.-Y. (2019). Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of BisEMA, UDMA, and TEGDMA. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.05.00>
- Lippert, F. (2013). An introduction to toothpaste: Its purpose, history, and ingredients. *Monographs in Oral Science*, 23, 1–14. <https://doi.org/10.1159/000350456>
- Lippert, F., Arrageg, M. A., Eckert, G. J., & Hara, A. T. (2017). Interaction between toothpaste abrasivity and toothbrush filament stiffness on the development of erosive/abrasive lesions in vitro. *International dental journal*, 67(6), 344–350. <https://doi.org/10.1111/idj.12305>
- Liu, H., Segreto, V., Baker, R., Vastola, K., Ramsey, L., & Gerlach, R. (2002). Anticalculus efficacy and safety of a novel whitening dentifrice containing sodium hexametaphosphate: A controlled six-month clinical trial. *The Journal of Clinical Dentistry*, 13(1), 25–28. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11507928/>
- Lopes, C. D. C. A., Limirio, P. H. J. O., Novais, V. R., & Dechichi, P. (2018). Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) application: Chemical characterization of enamel, dentin, and bone. *Applied Spectroscopy Reviews*, 53(9), 747–769. <https://doi.org/10.1080/05704928.2018.1425214>

- Lu, H., Lee, Y. K., Oguri, M., & Powers, J. M. (2006). Properties of a dental resin composite with a spherical inorganic filler. *Operative Dentistry*, 31(6), 734–740. <https://doi.org/10.2341/05-154>
- Lu, H., Roeder, L. B., Lei, L., & Powers, J. M. (2005). Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(2), 102–109. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2005.tb00094.x>
- Lutz, F., & Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(4), 480–488. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90566-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90566-8)
- Maden, E. A., Altun, C., Polat, G. G., & Basak, F. (2018). The in vitro evaluation of the effect of xylwhite, probiotic, and the conventional toothpastes on the enamel roughness and microhardness. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 21(3), 306–311. https://doi.org/10.4103/njcp.njcp_349_17
- Maesako, M., Kishimoto, T., Tomoda, S., Horie, T., Yamada, M., Iwawaki, R., Odagiri, Y., Sakuma, K., Inoue, K., Takeguchi, A., Suzuki, M., Mitani, A., & Fujitani, M. (2021). Evaluation of the repolished surface properties of a resin composite employing structural coloration technology. *Materials*, 14(23), 7280. <https://doi.org/10.3390/ma14237280>
- Magni, E., Ferrari, M., Papacchini, F., Hickel, R., & Ilie, N. (2010). Influence of ozone application on the repair strength of silorane-based and ormocer-based composites. *American Journal of Dentistry*, 23(5), 260. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21207792/>
- Mahn, E. (2013). Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*, 6(3), 148–153. [https://doi.org/10.1016/S0718-5391\(13\)70140-X](https://doi.org/10.1016/S0718-5391(13)70140-X)
- Malavasi, C. V., Macedo, E. M., Souza, K. da C., Rego, G. F., Schneider, L. F., & Cavalcante, L. M. (2015). Surface texture and optical properties of self-adhering composite materials after toothbrush abrasion. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 16(10), 775–782. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1756>
- Maldupa, I., Brinkmane, A., Rendeniece, I., & Mihailova, A. (2012). Evidence-based toothpaste classification according to certain characteristics of their chemical composition. *Stomatologija*, 14(1), 12–22. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22617330/>
- Mallya, P. L., Acharya, S., Ballal, V., Ginjupalli, K., Kundabala, M., & Thomas, M. (2013). Profilometric study to compare the effectiveness of various finishing and polishing techniques on different restorative glass ionomer cements. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 3(2), 86. <https://doi.org/10.4103/2229-5194.130238>
- Manhart, J., Chen, H., Hamm, G., & Hickel, R. (2004). Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry*, 29(5), 481–508. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15470871/>
- Markowitz, K., & Pashley, D. H. (2008). Discovering new treatments for sensitive teeth: The long path from biology to therapy. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(4), 300–315. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2007.01798.x>

- Martin, F. E. (1998). A survey of the efficiency of visible light curing units. *Journal of Dentistry*, 26(3), 239–243. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(97\)00004-3](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(97)00004-3)
- McCabe, J. F., & Walls, A. (2008). *Applied dental materials* (9th ed.). Wiley. <https://www.wiley.com/en-us/Applied+Dental+Materials%2C+9th+Edition-p-9781405139618>
- Mehl, A., Hickel, R., & Kunzelmann, K. H. (1997). Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "soft-start polymerization". *Journal of Dentistry*, 25(3–4), 321–330. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(96\)00044-9](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(96)00044-9)
- Meyer, G. R., Ernst, C. P., & Willershausen, B. (2003). Determination of polymerization stress of conventional and new “clustered” microfill-composites in comparison with hybrid composites. *Journal of Dental Research*, 81, 921.
- Mills, R. W., Jandt, K. D., & Ashworth, S. H. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dental Journal*, 186(8), 388–391. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4800120>
- Mitra, S. B., Wu, D., & Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382–1390. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2003.0054>
- Mohamed, M. A., Jaafar, J., Ismail, A. F., Othman, M. H. D., & Rahman, M. A. (2017). Fourier transform infrared (FTIR) spectroscopy. In *Membrane characterization* (pp. 3–29). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63776-5.00001-2>
- Mohammed, A., & Abdullah, A. (2018, November). Scanning electron microscopy (SEM): A review. In *Proceedings of the 2018 International Conference on Hydraulics and Pneumatics—HERVEX, Băile Govora, Romania* (Vol. 2018, pp. 7–9).
- Monteiro, B., & Spohr, A. M. (2015). Surface roughness of composite resins after simulated toothbrushing with different dentifrices. *Journal of International Oral Health*, 7(7), 1–5.
- Mosquim, V., Martines Souza, B., Foratori Junior, G. A., Wang, L., & Magalhães, A. C. (2017). The abrasive effect of commercial whitening toothpastes on eroded enamel. *American Journal of Dentistry*, 30(3), 142–146. PMID: 29178759 <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29178759/>
- Moszner, N., & Salz, U. (2001). New developments of polymeric dental composites. *Progress in Polymer Science*, 26(4), 535–576. [https://doi.org/10.1016/S0079-6700\(01\)00005-0](https://doi.org/10.1016/S0079-6700(01)00005-0)
- Munksgaard, E. C., Peutzfeldt, A., & Asmussen, E. (2000). Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *European Journal of Oral Sciences*, 108(4), 341–345. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0722.2000.108004341.x>
- Müjdeci, A., Yeşilyurt, A., & Gökay, O. (2005). Kompozit rezinlerin polimerizasyonları esnasında pulpa odasındaki ısı değişimlerinin in vitro değerlendirilmesi. *European Annals of Dental Sciences*, 32(3), 163–169.
- Nadarajah, V., Neiders, M. E., & Cohen, R. E. (1997). Local inflammatory effects of composite resins. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 18(4), 367–376.

- Nalçacı, A., & Ulusoy, N. (2004). Kompozit rezinlerdeki BisGMA+TEGDMA miktarının spektroskopik yöntem ile değerlendirilmesi. *A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(1), 9–17.
- Nasoochi, N., Hoorizad, M., & Tabatabaei, S. F. (2017). Effects of wet and dry finishing and polishing on surface roughness and microhardness of composite resins. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 14(2), 69–75. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5662511/>
- Neme, A. L., Frazier, K. B., Roeder, L. B., & Debner, T. L. (2002). Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Operative Dentistry*, 27(1), 50–58. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/297847360_Effect_of_prophylactic_polishing_protocols_on_the_surface_roughness_of_esthetic_restorative_materials
- Noort, R. V. (1994). *Introduction to dental materials*. Mosby.
- O'Brien, W. (1997). *Dental materials and their selection* (3rd ed.). Quintessence Publishing Co. Inc.
- O'Brien, W. J. (Ed.). (2002). *Dental materials and their selection* (10th ed.). Quintessence Publishing.
- O'Neill, A., Prins, J., Watts, J. F., & Gruber, P. (2022). Enhancing brush tyre model accuracy through friction measurements. *Vehicle System Dynamics*, 60(6), 2075–2097. <https://doi.org/10.1080/00423114.2021.1893766>
- Ojeda, J. J., & Dittrich, M. (2012). *Fourier transform infrared spectroscopy for molecular analysis of microbial cells*. In J. Walker (Ed.), *Methods in molecular biology* (Vol. 881, pp. 187–211). Humana Press. https://doi.org/10.1007/978-1-61779-827-6_8
- Okuyama, K., Murata, Y., Pereira, P. N., Miguez, P. A., Komatsu, H., & Sano, H. (2006). Fluoride release and uptake by various dental materials after fluoride application. *American Journal of Dentistry*, 19(2), 123–127. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16764137/>
- Oliveira, G. U., Mondelli, R. F., Charantola Rodrigues, M., Franco, E. B., Ishikiriama, S. K., & Wang, L. (2012). Impact of filler size and distribution on roughness and wear of composite resin after simulated toothbrushing. *Journal of Applied Oral Science*, 20(5), 510–516. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572012000500003>
- Oral, F., & Yıldırım Biçer, A. Z. (2022). Dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğü. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 11(1), 103–107. https://dergipark.org.tr/tr/pub/adoklinikbilimler/issue/68127/937057#article_cite
- Ostrander, F. D. (1970). Accepted dental therapeutics 1969-1970: A historical review. *Journal of the American Dental Association*, 80(3), 589–592. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1970.0085>.
- Ozel Bektas, O., Eren, D., Akin, E. G., & Akin, H. (2013). Evaluation of a self-adhering flowable composite in terms of micro-shear bond strength and microleakage. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3–4), 541–546. <https://doi.org/10.3109/00016357.2012.696697>
- Özdaş, D. Ö., Zorlu, S., & Karataban, P. K. (2018). Akışkan özellikli iki restoratif materyalin LED ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında oluşan ısı değişiminin karşılaştırılması. *Atatürk*

Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 28(4), 482–486.
<https://doi.org/10.17567/ataunidfd.473845>

- Özdoğan, A., Yeşil Duymuş, Z., İncesu, E., & Köseoğlu, M. (2019). Farklı kimyasal yapılara sahip diş macunlarının feldspatik porselenin yüzey pürüzlülüğüne etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(1), 44-48. <https://doi.org/10.17567/ataunidfd.522684>
- Pachaly, R., & Pozzobon, R. T. (2012). Analysis of surface roughness of human enamel exposed to bleaching agent and submitted to brushing. *Acta Odontologica Latinoamericana*, 25(1), 59–66. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22928383/>
- Palin, W. M., & Fleming, G. J. (2003). Low-shrink monomers for dental restorations. *Dental Update*, 30(3), 118–122. <https://doi.org/10.12968/denu.2003.30.3.118>
- Panagakos, F. S., Volpe, A. R., Petrone, M. E., DeVizio, W., Davies, R. M., & Proskin, H. M. (2005). Advanced oral antibacterial/anti-inflammatory technology: A comprehensive review of the clinical benefits of a triclosan/copolymer/fluoride dentifrice. *The Journal of Clinical Dentistry*, 16(Suppl), S1–S19. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16583598/>
- Parikh, S. J., & Chorover, J. J. G. (2005). FTIR spectroscopic study of biogenic Mn-oxide formation by *Pseudomonas putida* GB-1. *Geochimica et Cosmochimica Acta*, 69(22), 5253–5269. <https://doi.org/10.1016/j.gca.2005.06.023>
- Pereira Sanchez, N., Powers, J. M., & Paravina, R. D. (2019). Instrumental and visual evaluation of the color adjustment potential of resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(5), 465–470. <https://doi.org/10.1111/JERD.12488>
- Perry, D. A., & Schmid, M. O. (1996). Plaque control. In F. A. Carranza & M. G. Newman (Eds.), *Clinical periodontology* (8th ed., Chapter 43, pp. 493-509). WB Saunders.
- Peutzfeldt A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 105(2), 97–116. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1997.tb00188.x>
- Peutzfeldt, A., Sahafi, A., & Asmussen, E. (2000). Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dental Materials*, 16(5), 330–336. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(00\)00025-7](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(00)00025-7)
- Philips, R. W. (1982). *Skinner's science of dental materials* (1st ed., pp. 14–21). WB Saunders Co.
- Pintado-Palomino, K., Vasconcelos, C. V., Silva, R. J., Fressatti, A. L., Motta, B. J., Pires-de-Souza, F. C., & Tirapelli, C. (2016). Effect of whitening dentifrices: A double-blind randomized controlled trial. *Brazilian Oral Research*, 30(1), e82. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2016.vol30.0082>
- Pires-de-Souza, F. de C., Garcia, L. da F., Roselino, L. de M., & Naves, L. Z. (2011). Color stability of silorane-based composites submitted to accelerated artificial ageing—An in situ study. *Journal of Dentistry*, 39(Suppl 1), e18–e24. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.03.003>
- Poskus, L. T., Placido, E., & Cardoso, P. E. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, 20(8), 726–732. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.10.006>

- Poss, S. D. (2010). Utilization of a new self-adhering flowable composite resin. *Dental Today*, 29(4), 104–105. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20408286/>
- Powers, J. M. (2006). *Craig's restorative dental materials* (12th ed.). Elsevier. <https://cir.nii.ac.jp/crid/1570009751456219264>
- Powers, J. M., & Wataha, J. C. (2008). *Dental materials: Properties and manipulation* (9th ed., pp. 70–83). Mosby Elsevier.
- Pratap, B., Gupta, R. K., Bhardwaj, B., & Nag, M. (2019). Resin based restorative dental materials: Characteristics and future perspectives. *The Japanese Dental Science Review*, 55(1), 126–138. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2019.09.004>
- Price, A., Chatterjee, P., & Biswas, R. (2015). Comparative effectiveness research collaboration and precision medicine. *Annals of Neurosciences*, 22(3), 127–129. <https://doi.org/10.5214/ANS.0972.7531.220301>
- Price, R. B., Felix, C. A., & Andreou, P. (2003). Evaluation of a second-generation LED curing light. *Journal of the Canadian Dental Association*, 69(10), 666. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14611718/>
- Puckett, A. D., Fitchie, J. G., Kirk, P. C., & Gamblin, J. (2007). Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 659–675. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.03.002>
- Rajabi, H., Denny, M., Karagiannopoulos, K., & Petridis, H. (2024). Comparison of flexural strength and wear of injectable, flowable and paste composite resins. *Materials*, 17(4749). <https://doi.org/10.3390/ma17194749>
- Rajan, V.V., Ganapathy, D.M., Sheeba, P.S., & Kanniappan, N. (2018). Effects of tooth brushing on wear, surface roughness, and color stability of composite resins-A review.
- Rao, C. N. R. (1963). *Chemical application of infrared spectroscopy* (pp. 50–85). Academic Press.
- Rinastiti, M., Özcan, M., Siswomihardjo, W., Busscher, H. J., & Van Der Mei, H. C. (2010). Effect of biofilm on the repair bond strengths of composites. *Journal of Dental Research*, 89(12), 1476–1481. <https://doi.org/10.1177/0022034510381395>
- Ritter, A. V. (2017). *Sturdevant's art & science of operative dentistry* (E-Book). Elsevier Health Sciences.
- Ritter, V., Boushell, W., & Walter, R. (2018). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Mosby.
- Roberson, T. M., & Heymann, H. O. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry* (5th ed.). Elsevier Mosby.
- Roberson, T. M., Heymann, H. O., & Ritter, A. V. (2002). *Sturdevant's art & science of operative dentistry* (4th ed., pp. 473–499). Mosby.
- Rodriguez, J. M., Curtis, R. V., & Bartlett, D. W. (2009). Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dental Materials*, 25(4), 500–505. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.10.003>

- Roselino, L. D. M. R., Chinelatti, M. A., Alandia-Román, C. C., & Pires-de-Souza, F. D. C. P. (2015). Effect of brushing time and dentifrice abrasiveness on color change and surface roughness of resin composites. *Brazilian Dental Journal*, 26(5), 507–513. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201300399>
- Rueggeberg, F. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995), Supplement(25)*, S4–S73. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11908395/>
- Sabbagh, J., Ryelandt, L., Bachérius, L., & others. (2004). Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(11), 1090–1101. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01352.x>
- Sakaguchi, R., & Powers, J. M. (2012). Restorative materials: Composites and polymers. In R. Sakaguchi & J. M. Powers (Eds.), *Craig's restorative dental materials* (13th ed., pp. 161–192). Elsevier.
- Sakar-Deliormanli, A., & Güden, M. (2006). Microhardness and fracture toughness of dental materials by indentation method. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 76(2), 257–264. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30371>
- Salama, F., Abdelmegid, F., Alhomaidhi, L., Alswayyed, S., & Alfarraj, S. (2020). Effect of whitening toothpastes and brushing on microhardness of esthetic restorative materials. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 44(5), 296–301. <https://doi.org/10.17796/1053-4625-44.5.2>
- Santini, A., Gallegos, I. T., & Felix, C. M. (2013). Photoinitiators in dentistry: A review. *Primary Dental Journal*, 2(4), 30–33. <https://doi.org/10.1308/205016814809859563>
- Santos, G. C., Jr., El-Mowafy, O., Rubo, J. H., & Santos, M. J. (2004). Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *Journal of the Canadian Dental Association*, 70(5), 323–328. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15132816/>
- Sarrett, D. C., Brooks, C. N., & Rose, J. T. (2006). Clinical performance evaluation of a packable posterior composite in bulk-cured restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137(1), 71–80. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0024>
- Sawase, T., Wennerberg, A., Hallgren, C., Albrektsson, T., & Baba, K. (2000). Chemical and topographical surface analysis of five different implant abutments. *Clinical Oral Implants Research*, 11(1), 44–50. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011001044.x>
- Schulze, K. A., Marshall, S. J., Gansky, S. A., & Marshall, G. W. (2003). Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dental Materials*, 19(7), 612–619. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00003-4](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00003-4)
- Senawongse, P., & Pongprueksa, P. (2007). Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(5), 265–275. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2007.00116.x>
- Shalan, O. O., Abou-Auf, E. ve El Zoghby, A. F. (2018). Clinical evaluation of self-adhering flowable composite versus conventional flowable composite in conservative Class I cavities:

Randomized controlled trial. *Journal of Conservative Dentistry*, 21(5), 485–490.
https://doi.org/10.4103/JCD.JCD_210_18

- Sharkey, S., Ray, N., Burke, F., Ziada, H., & Hannigan, A. (2001). Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: An in vitro study. *Quintessence International*, 32(5), 401–405. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11444075/>
- Shimatani, Y., Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., & others. (2020). Simulated cuspal deflection and flexural properties of bulk-fill and conventional flowable resin composites. *Operative Dentistry*, 45(5), 537–546. <https://doi.org/10.2341/18-160-L>
- Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2003). Study of water sorption, solubility, and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 24(4), 655–665. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(02\)00380-0](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(02)00380-0)
- Silverstone, L. M., & Featherstone, M. J. (1988). Examination of the end rounding pattern of toothbrush bristles using scanning electron microscopy: A comparison of eight toothbrush types. *Gerodontology*, 4(2), 45–62. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3209027/>
- Singla, M. G., & Virdi, I. (2021). Abrasive action of different herbal toothpastes: A profilometric analysis. *Journal of Dental Research and Review*, 8(4), 312. https://doi.org/10.4103/jdrr.jdrr_96_21.
- Skinner, E. W., & Phillips, R. W. (1982). *Skinner's science of dental materials* (8th ed.). W. B. Saunders.
- Smith, B. C. (2011). *Fundamentals of Fourier transform infrared spectroscopy* (2nd ed.). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/b10777>
- Soh, M. S., Yap, A. U., & Siow, K. S. (2003). The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Operative Dentistry*, 28(6), 707–715. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14653284/>
- Soh, M. S., Yap, A. U., & Siow, K. S. (2004). Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Operative Dentistry*, 29, 9–15. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14753326/>
- Sreedhar, H., Varma, V. K., Nguyen, P. L., Davidson, B., Akkina, S., Guzman, G., Setty, S., Kajdacsy-Balla, A., & Walsh, M. J. (2015). High-definition Fourier transform infrared (FT-IR) spectroscopic imaging of human tissue sections towards improving pathology. *Journal of Visualized Experiments*, (95), 52332. <https://doi.org/10.3791/52332>
- Sreenivasan, P., DeVizio, W., Prasad, K. V., Rajesh, G., Kalyanpur, R., & Bhasker Rao, C. (2009). Clinical stain removal efficacy of two dentifrices after one and two weeks of use. *Journal of Clinical Dentistry*, 20(7), 227–230. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20128320/>
- Stritikus, J., & Owens, B. (2000). An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 24(3), 221–227. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11314147/>
- Stuart, B. (2004). *Infrared spectroscopy: Fundamentals and applications*. John Wiley & Sons.

- Sturdevant, C. M., Roberson, T. M., Heymann, H. O., & Sturdevant, J. R. (1995). *The art and science of operative dentistry* (3rd ed.). The CV Mosby Company.
- Sulieman, M., Addy, M., MacDonald, E., & Rees, J. S. (2004). The effect of hydrogen peroxide concentration on the outcome of tooth whitening: An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 32(4), 295–299. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.01.003>
- Summitt, J. B. (2001). *Fundamentals of operative dentistry: A contemporary approach* (2nd ed.). Quintessence Publishing.
- Summitt, J. B. (2006). *Fundamentals of operative dentistry: A contemporary approach* (p. 599). Quintessence Publishing.
- Sunnegårdh-Grönberg, K., van Dijken, J. W., Funegård, U., Lindberg, A., & Nilsson, M. (2009). Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *Journal of Dentistry*, 37(9), 673–678. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.04.010>
- Sunnegårdh-Grönberg, K., van Dijken, J. W., Funegård, U., Lindberg, A., & Nilsson, M. (2009). Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in public dental health clinics in northern Sweden. *Journal of Dentistry*, 37(9), 673–678. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.04.010>
- Suzuki, T., Kyoizumi, H., Araki, Y., Finger, W. J., & Kanehira, M. (2012). Toothbrush abrasion of resin composites with different filler concepts. *World Journal of Dentistry*, 3(2), 184–193. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10015-1154>
- Suzuki, T., Kyoizumi, H., Finger, W. J., Kanehira, M., Endo, T., Utterodt, A., Hisamitsu, H., & Komatsu, M. (2009). Resistance of nanofill and nanohybrid resin composites to toothbrush abrasion with calcium carbonate slurry. *Dental Materials Journal*, 28(6), 708–716. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.708>
- Swift, E. J., Sturdevant, C. M., Roberson, T. M., & Heymann, H. O. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- Şenol, A. A., Özmen, S., Doğu, B., Kanar, Ö., & Yılmaz Atalı, P. (2020). Beyazlatıcı diş macunları. In D. Arslantunalı Tağtekin (Ed.), *Diş macun ve kremleri* (1. baskı, ss. 78–88). Türkiye Klinikleri. <https://www.turkiyeklinikleri.com/article/en-beyazlaticili-dis-macunlari-91631.html>
- Takahashi, R., Jin, J., Nikaido, T., Tagami, J., Hickel, R., & Kunzelmann, K. H. (2013). Surface characterization of current composites after toothbrush abrasion. *Dental Materials Journal*, 32(1), 75–82. <https://doi.org/10.4012/dmj.2012-160>
- Tanoue, N., Matsumura, H. ve Atsuta, M. (2000). Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(1), 93–97. <https://doi.org/10.1067/mpr.2000.107560>
- Tao, D., Smith, R. N., Zhang, Q., Sun, J. N., Philpotts, C. J., Ricketts, S. R., Naeeni, M., & Joiner, A. (2017). Tooth whitening evaluation of blue covarine containing toothpastes. *Journal of Dentistry*, 67(Suppl), S20–S24. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.10.014>

- Teixeira, E. C., Thompson, J. L., Piascik, J. R., & Thompson, J. Y. (2005). In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(3), 172–181. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2005.tb00109.x>
- Terry, D. A., & Powers, J. M. (2014). A predictable resin composite injection technique, Part I. *Dentistry Today*, 33(4), 96–101.
- Trifkovic, B., Powers, J. M., & Paravina, R. D. (2018). Color adjustment potential of resin composites. *Clinical Oral Investigations*, 22(3), 1601–1607. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2260-6>
- Trushkowsky, R. D. (2001). Composite resin: Fundamentals and direct technique restorations. In G. E. Moskowitz (Ed.), *Esthetic dentistry: A clinical approach to techniques and materials* (2nd ed., pp. 69–94). Mosby.
- Trushkowsky, R. D. (2014). Composite resin: Fundamentals and direct technique restorations. In *Esthetic dentistry: A clinical approach to techniques and materials* (3rd ed., pp. 83–108). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-09176-3.00014-0>
- Tsiper, S., Dicker, O., Kaizerman, I., Zohar, Z., Segev, M., & Eldar, Y. C. (2017). Sparsity-based super resolution for SEM images. *Nano Letters*, 17(9), 5437–5445. <https://doi.org/10.1021/acs.nanolett.7b02091>
- Turkistani, A., & Hasanain, F. A. (2024). Investigating the impact of whitening toothpastes on bioactive resin-based restorative materials: A comparative analysis. *BMC Oral Health*, 24(1527). <https://doi.org/10.1186/s12903-024-05350-y>
- Türel, V. (2015). Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 77–82. <https://doi.org/10.17567/dfd.76859>
- Uğuz, O., Gökay, O., & Müjdecı, A. (2008). Siloran bazlı bir kompozit rezinin yüzey sertliği üzerine bitirme ve cila işlemlerinin etkisinin değerlendirilmesi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(1), 5–9.
- Ujiie, M., Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., & others. (2020). Comparison of occlusal wear between bulk-fill and conventional flowable resin composites. *American Journal of Dentistry*, 33(2), 74–78. Retrieved January 10, 2022, Retrieved from <https://europepmc.org/article/med/32259411>.
- Uluakay, M., İnan, H., Yamanel, K., & Arhun, N. (2011). Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 5(2), 895–902. <https://dergipark.org.tr/tr/pub/adoklinikbilimler/issue/54012/728355>
- Ulusoy, N., & Bağış, Y. H. (1994). Kompozit dolgularda farklı bitirme yöntemlerinin değerlendirilmesi: Bitirme yöntemlerinin hibrit kompozitlere etkisi. *AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21, 89–96.
- Unterbrink, G. L., & Liebenberg, W. H. (1999). Flowable resin composites as ‘filled adhesives’: Literature review and clinical recommendations. *Quintessence International*, 30(4), 249–257. Retrieved January 10, 2022, from Retrieved from <http://www.sciepub.com/reference/225050>

- Ure, D., & Harris, J. (2003). Nanotechnology in dentistry: Reduction to practice. *Dental Update*, 30(1), 10–15. <https://doi.org/10.12968/denu.2003.30.1.10>
- Uzer Çelik, Y., & Ermiş, D. (2011). Koruyucu rezin uygulamasının yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 11(2), 91-95. Retrieved January 18, 2022, from <http://cdj.cumhuriyet.edu.tr/tr/pub/cumudj/issue/4244/56777>.
- Ünlü, N. ve Çetin, A. R. (2008). Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 14(3), 156-167.
- Van Dijken, J. W., & Sunnegårdh-Grönberg, K. (2006). Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. *Journal of Dentistry*, 34(10), 763–769. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2006.02.003>
- Van Loveren, C., & Duckworth, R. M. (2013). Anti-calculus and whitening toothpastes. *Monographs in Oral Science*, 23, 61–74. <https://doi.org/10.1159/000350698>
- Villa, A., Kreimer, A. R., Polimeni, A., Cicciù, D., Strohmenger, L., Gherlone, E., & Abati, S. (2012). Self-reported oral hygiene habits among dental patients in Italy. *Medical Principles and Practice*, 21(5), 452–456. <https://doi.org/10.1159/000336786>
- Wakefield, C. W., & Kofford, K. R. (2001). Advances in restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 45(1), 7–29. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11210700/>
- Weinmann, W., Thalacker, C., & Guggenberger, R. (2005). Siloranes in dental composites. *Dental Materials*, 21(1), 68–74. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.10.007>
- West, N. X., & Moran, J. M. (2008). Home-use preventive and therapeutic oral products. *Periodontology 2000*, 48, 7–9. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.2008.00272.x>.
- Whitefield, R. J. (1975). Noncontact optical profilometer. *Applied Optics*, 14(10), 2480–2485. <https://doi.org/10.1364/AO.14.002480>
- Wilson, K. S., & Antonucci, J. M. (2006). Interphase structure-property relationships in thermoset dimethacrylate nanocomposites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 22(11), 995–1001. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.022>
- Wilson, K. S., Zhang, K., & Antonucci, J. M. (2005). Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 26(25), 5095–5103. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.01.008>
- Winter, N. B. (2012). *Scanning electron microscopy of cement and concrete*. WHD Microanalysis Consultants Ltd. 92 p, United Kingdom.
- Worschech, C. C., Rodrigues, J. A., Martins, L. R., & Ambrosano, G. M. (2006). Brushing effect of abrasive dentifrices during at-home bleaching with 10% carbamide peroxide on enamel surface roughness. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 7(1), 25–34. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16491145/>
- Wu, C. D., Darout, I. A., & Skaug, N. (2001). Chewing sticks: Timeless natural toothbrushes for oral cleansing. *Journal of Periodontal Research*, 36(5), 275–284. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0765.2001.360502.x>.

- Wülknitz, P. (1997). Cleaning power and abrasivity of European toothpastes. *Advances in Dental Research*, 11(4), 576–579. <https://doi.org/10.1177/08959374970110042701>.
- Yadav, R. D., Jindal, D., & Mathur, R. (2016). A comparative analysis of different finishing and polishing devices on nanofilled, microfilled, and hybrid composite: A scanning electron microscopy and profilometric study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 9(3), 201–208. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10005-1364>
- Yanikoğlu, N. D., & Sakarya, R. E. (2020). Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: A literature review. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(5), 9720–9734. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2020.06.049>
- Yap, A. U. J. (2002). Occlusal contact area (OCA) wear of two new composite restoratives. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(2), 194–200. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2002.00818.x>
- Yap, A. U. J., & Seneviratne, C. (2001). Influence of light energy density on effectiveness of composite resin. *Operative Dentistry*, 26, 460–466.
- Yap, A. U., & Mok, B. Y. (2002). Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Operative Dentistry*, 27(2), 161–166. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11933907/>
- Yap, A. U., Wattanapayungkul, P., & Chung, S. M. (2003). Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Operative Dentistry*, 28(6), 723–727.
- Yap, A. U., Yap, S. H., Teo, C. K., & Ng, J. J. (2004). Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: Effectiveness of one-step systems. *Operative Dentistry*, 29(3), 275–279. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15195727/>
- Yıldız Telatar, G., Atıcı Bedir, M. G., & Bedir, F. (2022). Farklı diş fırçalarına ait kıl ucu morfolojisinin stereomikroskop ile analizi: İn vitro çalışma. *Current Research in Dental Sciences*, 32(1), 44-48. <https://doi.org/10.17567/ataunidfd.1012006>
- Yıldız, A., Genç, Ö., & Bektaş, S. (1997). *Enstrümental analiz yöntemleri*. Hacettepe Üniversitesi Yayınları.
- Yılmaz, M. N., Gul, P., Unal, M., & Turgut, G. (2021). Effects of whitening toothpastes on the esthetic properties and surface roughness of a composite resin. *Journal of Oral Science*, 63(4), 320–325. <https://doi.org/10.2334/josnusd.21-0044>
- Zhang, H., Wang, L., Hua, L., Guan, R., & Hou, B. (2021). Randomized controlled clinical trial of a highly filled flowable composite in non-carious cervical lesions: 3-year results. *Clinical Oral Investigations*, 25(10), 5955–5965. <https://doi.org/10.1007/s00784-021-03901-z>
- Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., & Lussi, A. (2010). Composite materials: Composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin*, 120(11), 972–986. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21243545/>

9. ÖZGEÇMİŞ

10. BİLİMSEL FAALİYETLER

11. EKLER