



T.C.

SAğLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE DİŞ HEKİMLİğİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
BAŐKANLIėI

DİŞ FIRÇALAMANIN YENİ NESİL AKICI KOMPOZİTLERİN
YÜZEY PüRüZLüLüğü VE MİKROSERTLİğİNE ETKİSİNİN
İNCELENMESİ

Dt. Melis BAYSAL CANYURT

DİŞ HEKİMLİğİ UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2022



**T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
BAŐKANLIĐI**

**DİŞ FIRÇALAMANIN YENİ NESİL AKICI KOMPOZİTLERİN
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE MİKROSERTLİĞİNE ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Dt. Melis BAYSAL CANYURT

DİŞ HEKİMLİĞİ UZMANLIK TEZİ

**DANIŐMAN
Doç. Dr. Elif Aybala OKTAY**

ANKARA

2022

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tez planlamasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içerisinde elde ettiğimi, tez çalışması ile elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklarımda kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim

Melis BAYSAL CANYURT

ÖZET

Kompozit restorasyonların yüzey kalitesi, restorasyonun başarısında rol oynayan önemli faktörlerden biridir. Pürüzsüz bir yüzey; plak birikimini ve yüzey renklenmesini azaltarak, sağlıklı periodonsiyumu korur, restorasyonun kullanım süresini uzatır ve restorasyonun estetik özelliklerinin uzun süre devamını sağlarken, yüzey sertliği çizilme ve aşınmaya karşı direnci arttırdığı gibi, materyalin çeşitli kuvvetler karşısında kolayca deforme olmasını da önleyerek klinik başarıyı etkilemektedir (1).

Oral ortamla temas halinde ve fırçalama mekanizması sonucunda, kompozit rezinler aşınmakta ve restorasyonların yapısı da yüzeysel olarak etkilmektedir.

Son yıllarda yüksek doldurucu oranına sahip “yüksek oranda doldurulmuş akışkan kompozit” veya “enjekte edilebilir kompozit” olarak adlandırılan, polimerizasyon büzülmesi/stresi azaltılmış ve iyileştirilmiş mekanik özelliklere sahip akışkan kompozitler piyasaya sürülmüştür (2-4). Geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında viskozitesi düşük olmasına rağmen, yüksek oranda doldurucu içerir, fiziksel ve mekanik özellikleri iyileşmiştir ve yük alacak alanlarda dahi kullanılabilir.

Çalışmamızın amacı, diş fırçalamanın yeni nesil yüksek doldurucu içeren akışkan kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği üzerine etkisinin incelenmesidir.

Çalışmamızda, Gaenial Injectable Flow, (GC, Tokyo, Japan), Estelite Universal Flow Super Low A2 (Tokuyama Dental, Japan); Filtek Supreme Flowable A2 (3M, USA), Omnicroma Flow, One Shade (Tokuyama Dental, Japan); Filtek Universal Restorative A2 (3M, USA) olmak üzere 5 farklı rezin esaslı kompozit kullanıldı. Kompozit örnekler için 10mm x 2 mm silikon kalıplar kullanılarak 50 adet örnek hazırlandı ve tüm örneklerin tek bir yüzeyi Shofu Super Snap Rainbow cila diskleri (SHOFU INC,JAPAN) ile polisajlandı. Hazırlanan örnekler, içerisinde distile su bulunan ependorf tüplerine tek tek konularak etüv (FN 500, Nüve) içerisinde 37 ° C 24 saat bekletildi. Disk şeklinde örneklerden her bir örnek; şarj edilebilir diş fırçasının kullanıldığı sabit bir düzeneğe yerleştirildi. Her bir gruptaki örnekler 1:2 oranında hazırlanmış diş macunu/su karışımının (EN ISO 14569-2007) bulunduğu bir kaba konuldu. Bütün örnekler 3 ay ve 6 aylık fırçalamayı simüle edecek şekilde 9 ve 18 dakika süreyle fırçalandı. Her bir fırçalama periyodundan sonra yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik değeri tekrar ölçülerek kaydedildi.

Çalışmamızda Vicker's metoduyla yapılan başlangıç,3.ay ve 6.ay yüzey sertliği ölçümlerine göre, tüm kompozit grupları için mikrosertlik değeri fırçalama periyotları arasında zamana bağlı istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde azaldı. Tüm zaman dilimlerinde en yüksek ortalama mikrosertlik değeri Filtek Universal Restorative kompozit grubunda, en düşük ortalama mikrosertlik değeri ise Geanial Universal Injectable kompozit grubunda elde edildi.

Profilometre ile yapılan yüzey pürüzlülüğü ölçümlerine göre, tüm kompozit gruplarının yüzey pürüzlülüğü fırçalama süresine bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttı. Yüzey pürüzlülüğündeki artışta kompozit grupları arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi. İstatistiksel olarak anlamlı bir fark olmamasına karşın, başlangıç ve 6 ay sonunda, en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerin Filtek Supreme Flowable grubunda, en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri ise Filtek Universal Restorative grubunda gözlemlendi.

Çalışmamızın sonucuna göre, yeni nesil akıcı kompozitlerde fırçalama süresine bağlı olarak yüzey pürüzlülüğü artmakta, mikrosertlik ise azalmaktadır.

Anahtar kelimeler: Yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik, diş fırçalama, akıcı kompozit rezin

ABSTRACT

The surface quality of composite restorations is one of the important factors that play a role in the success of the restoration. A smooth surface reduces plaque accumulation and surface discoloration, protects the healthy periodontium, prolongs the lifetime of the restoration and ensures the long-lasting aesthetic properties of the restoration. Surface hardness increases resistance to abrasion and affects clinical success by preventing the material from being easily deformed against forces.

In contact with the oral environment and as a result of the brushing mechanism, the composite resins erode and the surface structure of the restorations is affected.

In recent years, flowable composites with high filler ratio, called “high filler flowable composite” or “injectable composite”, with reduced polymerization shrinkage/stress and improved mechanical properties have been produced. Compared to conventional composites, although its viscosity is low, it contains a high amount of filler, its physical and mechanical properties are improved and it can be used even in areas that will receive loads.

The aim of our study is to examine the effect of tooth brushing on the surface roughness and surface hardness of new generation high filler-containing flowable composites.

In our study, Gaenial Injectable Flow, (GC, Tokyo, Japan), Estelite Universal Flow Super Low, A2 (Tokuyama Dental, Japan); Five different resin-based composites were used: Filtek Supreme Flowable, A2 (3M, USA), Omnicroma Flow, One Shade (Tokuyama Dental, Japan), Filtek Universal Restorative, A2 (3M, USA).

For composite samples, 50 samples were prepared using 10mm x 2mm silicone molds and a single surface of all samples was polished with Shofu Super Snap Rainbow polishing discs (SHOFU INC, JAPAN). The prepared samples were placed one by one in eppendorf tubes containing distilled water and kept in an oven (FN 500, Nuve) at 37°C for 24 hours. Each sample from the disk-shaped samples; It was placed in a fixed arrangement in which a rechargeable toothbrush was used. The samples in each group were placed in a container containing a 1:2 ratio of toothpaste/water mixture (EN ISO 14569-2007). All specimens were brushed for 9 and 18 minutes, simulating 3-month and 6-month brushing.

After each brushing period, surface roughness and microhardness were measured and recorded again.

According to the initial, 3rd and 6th month surface hardness measurements made by Vicker's method in our study, the microhardness value for all composite groups decreased statistically significantly depending on time between brushing periods. The highest average microhardness value was obtained in the Filtek Universal Restorative composite group, and the lowest average microhardness value was obtained in the Geanial Universal Injectable composite group in all time periods.

According to the surface roughness measurements made with the profilometer, the surface roughness of all composite groups increased statistically significantly depending on the brushing time. No statistically significant difference was observed between the composite groups in the increase in surface roughness. Although there was no statistically significant difference, the highest surface roughness value was observed in the Filtek Supreme Flowable group and the lowest surface roughness value was observed in the Filtek Universal Restorative group at the beginning and at the end of 6 months.

According to the results of our study, surface roughness increases and microhardness decreases depending on the brushing time in new generation flowable composites.

Keywords: Surface roughness, microhardness, tooth brushing, flowable composite resin

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım günden itibaren bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, sevgisiyle koruyup kollayan, her zaman desteğini hissettiğim, tezimde ve diğer çalışmalarımda benimle beraber büyük bir özveriyle emek veren sevgili hocam sayın Doç. Dr. Elif Aybala OKTAY'a

Uzmanlık eğitimime olan çok değerli eğitim ve katkılarıyla sayın Prof.Dr.Serpil KARAOĞLANOĞLU ve Prof. Dr. Fulya TOKSOY TOPÇU'ya

Uzmanlık eğitiminin bana kazandırdığı en güzel yanı olan dostluğu ve desteğiyle bu yılları en güzel hale getiren, biricik arkadaşım Begüm AKGÜN'e

Tez sürecimde önce karnımda, sonra kucağımda bana olan, sonsuz sevgisiyle hayata farklı açıdan bakmamı ve sapasağlam durmamı sağlayan canım oğlum Oktay Efe CANYURT'a,

Hayatı beraber paylaştığım, motivasyon kaynağım ve yol arkadaşım, tez çalışmamdaki fırçalama düzeneğini hazırlayan sevgili eşim Okay CANYURT'a

Hayatımın her anında sonsuz sevgi, destek ve emekleriyle yanımda yer alan, bugünlere kadar benimle beraber bu süreçlerden geçen, zorluklar karşısında güçlü durmamı sağlayan, kızları olduğum için şanslı hissettiğim canım annem Raziye BAYSAL ve canım babam Metin BAYSAL'a

Sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
KISALTMALAR.....	xii
TABLolar DİZİNİ.....	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. KOMPOZİT REZİNLER	3
2.1.1. Kompozit Resinlerin İçeriği.....	4
2.1.1.1. Organik matriks	4
2.1.1.1.1. Dimetakrilatlar.....	4
2.1.1.1.2. Diluent monomerler	6
2.1.1.1.2. İnorganik doldurucular.....	6
2.1.1.3. Ara faz.....	7
2.1.1.4. İnsiyatör-aktivatör sistem.....	7
2.1.1.5. Polimerizasyon inhibitörleri	8
2.1.1.6. Ultraviyole Stabilizatörleri.....	8
2.1.1.7. Renk pigmentleri	9
2.1.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	9
2.1.2.1. İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine göre kompozit resinler	9
2.1.2.1.1. Megafil kompozit resinler	10
2.1.2.1.2. Makrofil kompozit resinler	10
2.1.2.1.3. Midifil kompozit resinler	10
2.1.2.1.4. Minifil kompozit resinler	10
2.1.2.1.5. Mikrofil kompozit resinler	11

2.1.2.2. Hibrit kompozit rezinler.....	11
2.1.2.3. Nanokompozit rezinler	12
2.1.2.4. Universal kompozitler.....	14
2.1.2.5. Tek renk kompozit rezinler	15
2.1.2.6. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler	16
2.1.2.6.1. Kimyasal yöntemle polimerize olan kompozitler (otopolimerizan).....	16
2.1.2.6.2. Işıkla polimerize olan kompozitler	16
2.1.2.6.3. Kimyasal ve ışık aktivasyonu yolu ile polimerize olan kompozitler (dual-cured).....	16
2.1.2.7. Viskozitelerine göre kompozit rezinler	17
2.1.2.7.1. Kondanse olabilen (packable) kompozit rezinler	17
2.1.2.7.2. Akıcı Kompozitler	17
2.2. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE ÖNEMİ	20
2.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçme ve Değerlendirme Yöntemleri	21
2.2.1.1. Profilometreler	21
2.2.1.1.1. Mekanik profilometreler	21
2.2.1.1.2. Optik profilometreler	22
2.2.1.2. Taramalı elektron mikroskobu (SEM analizi)	22
2.3. YÜZEY SERTLİĞİ VE ÖNEMİ.....	23
2.3.1. Yüzey sertliği ölçüm yöntemleri	23
2.4. POWER DİŞ FIRÇALARI	24
2.4.1. Power Fırçaların Sınıflandırılması	24
2.4.1.1. Sahip oldukları güç kaynağına göre	24
2.4.1.1.1. Pilli fırçalar.....	24
2.4.1.1.2. Şarj edilebilen fırçalar.....	25
2.4.1.1.3. Işık ile aktive olan fırçalar.....	25
2.4.1.2. Temizleme teknolojisi tarzına/hareket şekline göre	25
2.4.1.2.1. Sirküler (yuvarlak/dönen) hareket yapanlar	25
2.4.1.2.2. Counter-oskülyasyon (zıt titreşim) hareket yapanlar	25
2.4.1.2.3. Oskülyasyon-rotasyon (titreşimli dönme) hareketi yapanlar	25
2.4.1.2.4. Oskülyasyon-rotasyon-pulsasyon (titreşimli dönme+salınım) hareketi yapanlar ..	25
2.4.1.2.5. Side to side (yandan yana) hareket yapanlar (sonik)	25

2.4.1.2.6. Ultrasonik hareket yapanlar	26
2.4.1.2.7. İyonik hareket yapanlar	26
2.4.1.2.8. Multi-directional (çok yönlü) hareket yapanlar	26
2.4.1.3. Vibrasyon (dakikadaki hareket) hızına göre.....	26
2.4.1.3.1. Elektrikli fırçalar (standart power fırçalar)	26
2.4.1.3.2. Ultrasonik fırçalar	27
2.4.1.4. Fırça başlığı seçeneğine göre	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	29
3.1. ÇALIŞMADA KULLANILAN KOMPOZİT REZİNLER.....	30
3.2. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI	30
3.3. FIRÇALAMA PROSEDÜRÜ	33
3.4. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇÜMÜ YAPILMASI.....	34
3.5. MİKROSERTLİK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI.....	35
3.6. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) ANALİZİ	37
3.7. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	38
3.8. POWER ANALİZİ	39
4. BULGULAR.....	41
4.1. MİKROSERTLİK TEST BULGULARI	41
4.2. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ TEST BULGULARI.....	46
4.3. ÖRNEKLERİN BAŞLANGIÇ VE FIRÇALAMA SONRASI SEM GÖRÜNTÜLERİ.....	50
5. TARTIŞMA	55
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	73
7. KAYNAKLAR.....	75

KISALTMALAR

AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
ANOVA	: Analysis Of Variance (Varyans Analizi)
Bis-EMA	: Etoksillenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol-A-Glisidilmetakrilat
dk.	: Dakika
FDA	: Amerika Gıda ve İlaç Denetimi
Hz	: Hertz
LED	: Light-Emitting Diode
MMA	: Metilmetakrilatlar
Mm	: Mikrometre
Nm	: Nanometre
PMMA	: Polimetilmetakrilatlar
Ra	: Yüzey pürüzlülüğü
Sn	: Saniye
SEM	: Tarayıcı Elektron Mikroskobu
TEDGMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
USA	: Amerika Birleşik Devletleri
SPSS	: Statistical Package for Social Sciences
USPHS	: United States Public Health Service
UDMA	: Üretan dimetakrilat

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 2.1. Lutz ve Phillips'in inorganik doldurucu partikül boyutuna göre sınıflaması	10
Tablo 2.2. Bayne ve ark. inorganik doldurucu partikül boyutuna göre sınıflaması.....	10
Tablo 2.3. Hibrit kompozit rezinlerin adlandırılması	12
Tablo 4.1. Vickers mikrosertlik (VHN) ortalama değerleri	41
Tablo 4.2. Tüm grup (materyal) mikrosertlik ölçüm değerleri ortalamaları	42
Tablo 4.3. Vickers mikrosertlik (VHN) değerleri döngüler arası değişim oranı	44
Tablo 4.4. Yüzey pürüzlülüğü (Ra) ortalama değerleri	46
Tablo 4.5. Yüzey pürüzlülüğü (Ra) döngüler arası değişim oranı	47
Tablo 5.1. Kompozitler doldurucu içeriği ve yüzey pürüzlülüğü	63



ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 2.1. Bis-Gma Kimyasal Yapısı.....	4
Şekil 2.2. UDMA'nın kimyasal yapısı.....	5
Şekil 2.3. Siloran kimyasal yapısı.....	5
Şekil 2.4. TEGDMA kimyasal yapısı.....	6
Şekil 3.1. Çalışma akış şeması.....	29
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler.....	30
Şekil 3.3. Örneklerin hazırlanması.....	31
Şekil 3.4. Örneklerin polimerize edilmesi.....	32
Şekil 3.5. Örneklerin polisajı ve distile suda bekletilmesi.....	32
Şekil 3.6. Fırçalama simülatörü düzeneği.....	33
Şekil 3.7. Profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Almanya).....	35
Şekil 3.8. Cihazın kalibrasyon plakası ile kalibre edilmesi.....	35
Şekil 3.9. Vickers mikrosertlik cihazı (Digital Display Microhardness Tester HVS-1000, ABD).....	36
Şekil 3.10. Cihazın optik ve çizici ucu.....	37
Şekil 3.11. Vickers mikrosertlik ölçüm yönteminin şematik görünümü.....	37
Şekil 3.12. Parametrik olmayan testler için %10'luk ve çalışma dışı kalabilecek durumlar içinde ilave %10'luk örneklem alınması.....	38
Şekil 4.1. Mikrosertlik değeri ortalamalarının zamana göre değişim grafiği.....	45
Şekil 4.2. Mikrosertlik değeri ortalamalarının grup(materyale) göre değişim grafiği.....	45
Şekil 4.3. Pürüzlülük değeri ortalamalarının zamana göre değişim grafiği.....	49
Şekil 4.4. Pürüzlülük değeri ortalamalarının grup(materyale) göre değişim grafiği.....	49
Şekil 4.5. Filtek Supreme Flowable Sem görüntüleri.....	50
Şekil 4.6. Geanial universal injectable sem görüntüleri.....	51
Şekil 4.7. Estelite Universal Flow Sem görüntüleri.....	52
Şekil 4.8. OmniFlow Sem görüntüleri.....	53
Şekil 4.9. Filtek Universal Restorative Sem görüntüleri.....	54

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinde diş dokularında çeşitli nedenlerle meydana gelen madde kaybının onarılması ile diş dokularının bütünlüğünün korunup devamlılığının sağlanması, fonksiyon ve estetiğin yeniden oluşturulması amaçlanmaktadır. Bunları yaparken aynı zamanda kalan dokuların korunması önem arz eder. Bu amaçla geliştirilen kompozit rezinler 70'lerin başlarından beri diş hekimliğinde kullanılmaktadır.

Üretildiği tarihten beri sürekli gelişim gösteren kompozit rezinler, daha iyi renk stabilitesine, daha çok aşınma direncine ve klinik olarak kabul edilebilir yüzey pürüzlülüğüne ulaşmışlardır (5, 6, 7, 8). Kompozit rezinlerin artan fiziksel ve mekanik özellikleri gerek posterior gerekse anterior bölgedeki kullanım endikasyonlarını da genişletmiştir (9).

Kompozit rezinlerin esas problemlerinden biri olan polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve gelen streslere karşı stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla ilk nesil akışkan kompozit rezinler geliştirilmiştir.

Akışkan kompozitlerin doldurucu partikül içeriği geleneksel hibrit kompozitlerden %20-30 oranında daha az olmakla birlikte Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEDGMA) gibi monomerlerin miktarı arttırıldığı için akıcı kompozitlerin viskoziteleri ve elastik modülleri düşüktür. Düşük viskozitelerinden dolayı kavite duvarlarına adaptasyonları çok iyidir. Bu nedenle ilk nesil akışkan kompozit rezinler fissür örtücü olarak veya kavite liner olarak kullanılırlar (10, 11, 10, 12). Akışkan kompozit rezinler; restorasyonların başarısızlıklarına neden olan mikro sızıntının engellenmesi, geleneksel kompozit rezinlerin altında stres kırıcı olarak kullanılması, restorasyondaki veya kenarlarındaki mikro çatlakların kapatılması, uygulanmasının kolay olması, kavite duvarlarına adaptasyonunun mükemmel olması ve preperasyon tabanındaki veya duvarlarındaki defektlerin kapatılması gibi avantajlara sahiptir (13). Akıcılıklarının uygulama sırasında zor olması ve kontrol edilmemesi, materyallerin manipülasyonlarının zor olması ve kullanılan el aletlerine yapışması gibi de dezavantajları mevcuttur (14, 15, 16).

Son yıllarda yüksek doldurucu oranına sahip “yüksek oranda doldurulmuş akışkan kompozit” veya “enjekte edilebilir kompozit” olarak adlandırılan, polimerizasyon

büzülmesi/stresi azaltılmış ve iyileştirilmiş mekanik özelliklere sahip akışkan kompozitler piyasaya sürülmüştür (2, 17, 18, 19). Geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında viskozitesi düşük olmasına rağmen, yüksek oranda doldurucu içerir, fiziksel ve mekanik özellikleri iyileşmiştir ve yük alacak alanlarda dahi kullanılabilir.

Kompozit restorasyonların yüzey kalitesi, restorasyonun başarısında rol oynayan önemli faktörlerden biridir. Pürüzsüz bir yüzey; plak birikimini ve yüzey renklenmesini azaltarak, sağlıklı periodonsiyumu korur, restorasyonun kullanım süresini uzatır ve restorasyonun estetik özelliklerinin uzun süre devamını sağlar (20, 21). Yüzey sertliği çizilme ve aşınmaya karşı direnci arttırdığı gibi, materyalin çeşitli kuvvetler karşısında kolayca deforme olmasını da önleyerek klinik başarıyı etkilemektedir (1).

Oral ortamda mekanik ve kimyasal etkileşime bağlı olarak zamanla kompozit rezinlerin yüzeyinde bozulmalar gözlenebilmektedir. Günlük oral hijyen prosedürlerinin en önemli adımı olan diş fırçalamanın; fırçalama zamanı, fırçalama kuvveti ve diş macununun abrazivitesine bağlı olarak kompozit rezin bazlı materyallerin yüzeyinde aşınmaya neden olduğu bildirilmiştir.

Literatürde diş fırçalama süresinin ve fırçalama sırasında uygulanan kuvvetin kompozit rezinlerin yüzeyine etkisini gösteren çalışmalar mevcut olmakla birlikte, yeni nesil, yüksek doldurucu içeren akışkan kompozitlerin yüzeyi üzerindeki etkisini gösteren çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızın amacı, diş fırçalamanın yeni nesil yüksek doldurucu içeren akışkan kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği üzerine etkisinin incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. KOMPOZİT REZİNLER

Estetik, restoratif diş hekimliğinde geçmişten günümüze her daim önemli bir kavram olmuştur. Doğal dişi taklit eden, diş renginde materyal arayışı sürmüş ve bu sebeple yıllardır birçok restoratif materyal üretilip kullanılmıştır.

1871 yılında Fletcher tarafından tanıtılan silikat simanlar diş renginde kullanılan ilk restoratif materyaldir. Daha sonra 1930'lu yıllarda akrilik rezinler geliştirilmiş ve estetik restoratif materyal olarak kullanılmaya başlanmıştır (22, 23). Doldurucu içermeyen akrilik rezinlerin özelliklerinin iyileştirilmesi için dolduruculu rezin materyaller üretilmiş ve bu materyaller günümüzde kullanılan dental kompozit rezinlerin gelişiminin önünü açmıştır (24).

1955 yılında Buonocore'un geliştirdiği mineyi pürüzlendirme tekniğinin ardından, 1963 yılında Bowen mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinleri ilk defa tanıtmış ve adeziv diş hekimliğinin temelini atmıştır (24). Diş hekimliği pratiğinde önceleri bu rezinler toz-likit halinde olup, daha sonra ikili pat halini almıştır. Ancak patların karıştırılması esnasında meydana gelebilecek hava kabarcıklarının, materyalin direncini düşürdüğü ve çalışma zamanını sınırlandırdığı için, restorasyonda başarısızlıklara sebep olabileceği belirtilmiştir. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için 1970'lerde 460 nm dalga boyunda görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin üretilmiştir. Böylelikle restoratif diş hekimliğinde estetik alanında büyük bir ilerleme kaydedilmiştir (23).

Kompozit rezin materyallerdeki gelişmelerle beraber, artan estetik, kabul edilebilir dayanıklılık, seramiklere göre ucuz maliyet, adeziv işlemlerle diş dokularına bağlanabilme, düşük termal iletkenlik, kavite preparasyonu sırasında sağlam diş dokularının korunması ve civa içermeme gibi özellikleri nedeniyle kompozit rezinler, günümüzde en sık kullanılan estetik restoratif materyaller haline gelmişlerdir (23, 25).

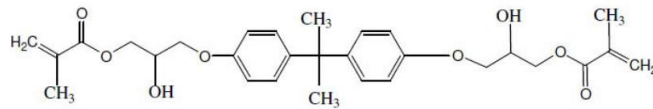
2.1.1. Kompozit Resinlerin İçeriği

Kompozit; birbiri içerisinde çözünmeyen, kimyasal yapıları farklı en az iki maddenin karışımı anlamına gelir. Temel olarak kompozit rezinler, kimyasal olarak birbirinden farklı üç materyalden oluşmaktadır. Bunlar, organik matriks (taşıyıcı faz), inorganik doldurucu patikller ve ara fazdır (bağlayıcı faz). Kompozit rezin materyal içerisinde bulunan diğer bileşenler; inisiyatör-aktivatör sistem, polimerizasyon inhibitörleri, ultraviyole stabilizatörleri ve renk pigmentleridir (26).

2.1.1.1. Organik matriks

2.1.1.1.1. Dimetakrilatlar

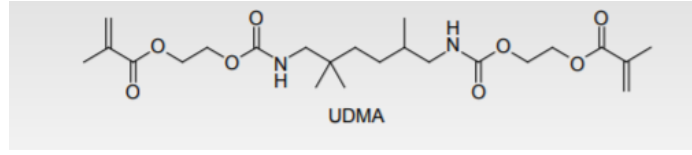
Dental kompozit materyallerin büyük bir kısmında aromatik veya alifatik diakrilat monomerler kullanılmaktadır (27). Bugün kullanılan kompozitlerde, Bis fenol A Glisidil Dimetakrilat (Bis-GMA) hala en çok kullanılan monomerdır ve standart kompozit rezin bileşenlerinin yaklaşık %20 sini oluşturmaktadır. Bis-GMA, Bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesiyle oluşan bifonksiyonel aromatik bir biglisidil metakrilattır. Bis-GMA molekülündeki iki fenil grubunun moleküle rijidite verdiği ve hidroksil gruplarının da moleküller arası hidrojen bağı verdiği düşünülür. Renksiz, ift fonksiyonlu bir monomer olup, düşük polimerizasyon büzülmesi ve daha hızlı sertleşme gösterir. Bu avantajlarının yanı sıra sertliğinin ve viskozitesinin fazla olması ve renk stabilite problemleri dezavantajları vardır (28).



şekil 2.1. Bis-gma kimyasal yapısı (28, 29)

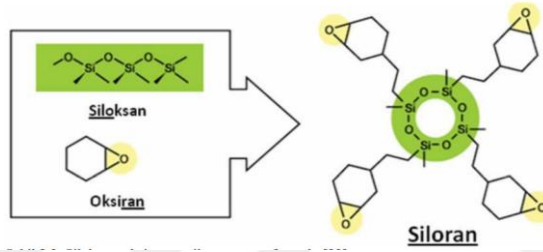
Bir diğer bifonksiyonel rezin olan üretan dimetakrilat UDMA Foster ve Walker tarafından 1974’de geliştirilmiştir (30). BisGMA ve UDMA günümüzde kullanılmakta olan kompozit rezinlerin birçoğunun rezin matrikslerini oluşturmaktadır. UDMA, doğada alifatik ve aromatik olarak bulunmaktadır (28). BisGMA’ya göre, renk değişimine daha dirençlidir ve viskozitesi daha düşüktür fakat UDMA’nın BisGMA’dan daha fazla polimerizasyon büzülmesine uğradığı belirtilmiştir (31, 32). Viskozitesinin düşük olması

nedeniyle düşük moleküler ağırlıkta monomerlerin ilavesine gerek olmadan doldurucu içeriğinde artışa izin vermektedir.



Şekil 2.2. UDMA'nın kimyasal yapısı (33)

Monomerlerin polimerlere dönüşümü sırasında oluşan polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı sorunları azaltmak amacı ile kimyasal yapısı farklı çift halka açılımlı polimerizasyon reaksiyonu gösteren oksiran fonksiyonlu silikon esaslı hidrofobik monomerler olan siloranlar geliştirilmiştir. Siloran ismi, materyalin kimyasal yapısını oluşturan siloksan ve oksiran (sikloalifatik epoksi rezin) yapıtaşlarından gelmektedir (33).



Şekil 2.3. Siloran kimyasal yapısı (33)

Sikloalifatik oksiran bileşeninin katyonik halka-açılımlı polimerizasyonu ile siloran molekülü oluşur. Bu reaksiyon sonrası oluşan polimerizasyon büzülmesi, çift bağlanma reaksiyonu ile polimerize olan metakrilat esaslı rezinlerle kıyaslandığında daha düşüktür.

Kompozit materyallerin özelliklerin geliştirilme çabaları sadece inorganik faz ile sınırlı değildir, siloran ve oksiranların kullanımı, organik yapıyı oluşturan polimerik yapılardaki değişiklikler, polimerizasyon büzülmesini (23) neredeyse %0.09'a düşürmüştür.

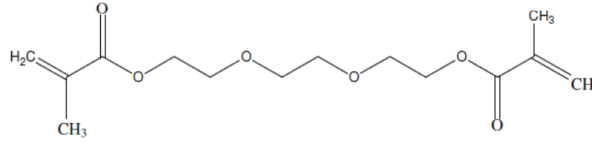
Metakrilatlardaki doğrusal reaktif gruplara karşılık, siloranlardaki açık halka kimyası halka sistemlerinin açılması ve bölünmesi ile reaksiyon başlar. Kimyasal bağlar meydana geldiği zaman, bir önceki adımdaki hacim kaybı önlenir (33). İnorganik doldurucu olarak yitrium florür partikülleri içeren siloranlar mikrohibrit kompozit rezin olarak da adlandırılırlar (34). Siloran esaslı kompozitlerin kendi adeziv sistemleri bulunur. Bu sistem diş dokusuna daha iyi bağlanmasını sağlayan iki ayrı bileşenden oluşur. Birinci

bileşen bir self-etch primerdir. Birinci bileşenin hidrofilik yapıda olması diş dokusuna olan adezyon açısından önemlidir. Siloran esaslı (hidrofobik) kompozitin diş dokusuna bağlanması için, hidrofilik olan primer tabakasının üzerine hidrofobik bir adeziv tabakası ile kaplanmasına gerek vardır. İkinci bileşen bu görevi üstlenir (12).

2.1.1.1.2. Diluent monomerler

Diluent monomerler klinikte uygun kıvamlı, doldurucu içeriği yüksek ve esnek kompozitler üretmek için kullanılan maddelerdir. Dilue edici monomerler, metakrilat monomerleri ve genellikle trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi monomerlerdir.

TEGDMA, BisGMA'ya di- ve tri-metakrilat eklenerek elde edilebilen bir alifatik monomerdir (30). TEGDMA, BisGMA'ya ilave edildiği zaman viskozitede belirgin bir azalma gözlenmektedir. Bununla birlikte TEGDMA veya diğer düşük moleküler ağırlıktaki dimetakrilatların ilavesi polimerizasyon büzülmesini artırmaktadır. Bu durum, kompozit rezinlerde kullanılabilecek düşük moleküler ağırlıktaki dimetakrilatların miktarını kısıtlamaktadır (27, 35).



Şekil 2.4. TEGDMA kimyasal yapısı (29)

2.1.1.2. İnorganik doldurucular

Kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik yapı, matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuvars (kristalin silika), birleşik silika, koloidal silika, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi doldurucu partiküllerden oluşmaktadır (30, 35). Silika partikülleri, yapının mekanik özelliklerini güçlendirir. Işığı geçirip yayarak kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır (36). Saf silika; kuvars/kristobalit gibi kristal formda veya cam gibi amorf formda bulunabilmektedir (31). İlk jenerasyon kompozit rezinlerde sık kullanılan kuvarsın, dayanıklılığı ve ısısal genleşme katsayısı yüksek olması gibi olumlu özelliklerine rağmen radyopak olmaması, sertliği dolayısıyla karşıt diş aşındırabilmesi ve düzgün bir yüzey elde edilememesi gibi olumsuz özellikleri de vardır (30). Günümüz kompozitlerinde kullanılan koloidal silika, amorf silika

partiküllerinin sıvı solusyonundan kimyasal presipitasyon ile oluşur ve çapı 0.1 µm'dan küçüktür (31).

Stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum kompozit rezindeki radyopasiteyi sağlar (24, 27). En çok kullanılan cam doldurucu baryum camdır (28). Florür salan kompozit rezinlere bu özelliğini sağlamak için yiterbiyum florür katılmıştır (36). Nanoteknolojinin, diş hekimliği alanında yaygınlaşmasıyla nano boyutta partiküller elde edilmeye başlamıştır. Zirkonyum silika veya silika partiküllerinden üretilen yaklaşık olarak 25 nm boyutunda nanopartiküller ve yaklaşık olarak 75 nm boyutundaki nanokümeleri içeren kompozit rezinler geliştirilmiştir. Bu teknoloji sayesinde yeni kompozit rezinlerin doldurucu içeriği %80'e kadar ulaşabilmektedir (26).

2.1.1.3. Ara faz

Doldurucu partiküllerin bir rezin matrikse katılması, doldurucuların matrikse bağlanması ne kadar iyi ise, matriks materyalin özellikleri de o kadar belirgin bir şekilde artmaktadır. Bu mümkün olmadığı takdirde doldurucu partiküller materyali zayıflatmaktadır. Resin ve doldurucu arasındaki bağlantı her iki bileşen arasında stresin dağılımını sağlar, resinin fiziksel ve mekaniksel özelliklerini geliştirir. Buna bağlı olarak da resinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (27, 30). Ara faz kompozit resinlerde, organik matriks fazı ile inorganik faz arasında gereken bağlanmayı gerçekleştirir ve bu yapı, silisyum hidrojenli bileşikler olup, bunlara silan veya organosilan adı verilmektedir (37). Gama metakril oksipropil trimetoksisilan en yaygın olarak kullanılan organosilandır. Bifonksiyonel yapıda olan molekülün içerdiği metoksi grupları inorganik partiküllerin yüzeyinde var olan hidroksil grupları ile reaksiyona girer. Moleküldeki diğer bağlayıcılar da organik matriksin doymamış çift bağları ile bağlantıyı sağlamaktadır (34, 35). Organosilan bileşiğinin metakrilat gruplarının resin ile kovalent bağ oluşturması ile bağlanma süreci tamamlanır (27).

2.1.1.4. İniyatör-aktivatör sistem

İniyatörler, polimerizasyon başlatıcıları olarak da adlandırılır, polimerizasyon reaksiyonu için gerekli serbest radikallerin oluşumuna yol açmaktadır (30). Kompozit resinlerde sertleşmenin klinik olarak kabul edilebilir bir zamanda gerçekleşebilmesini sağlayan, polimerizasyonu hızlandırıcı olarak görev yapan maddeler ise aktivatör olarak adlandırılmaktadır (26).

Kimyasal olarak aktive olan rezinler; bir tanesi benzoil peroksit inisiyatör, diğeri tersiyer amin aktivatör içeren iki pattan oluşur. Tersiyer amin olarak N, Ndimetil-ptoluidin ve N,N-dihidroksietil-p-toluidin kullanılmaktadır (26, 27). İki pat karıştırıldığı zaman, amin serbest radikal oluşturmak için benzoil peroksit ile reaksiyona girer ve ilave polimerizasyonu başlamış olur (27, 30).

Işık ile aktive olan rezinler; bir şırıngada tek pat şeklinde sunulmaktadır. Pat içinde fotoinisiyatör molekülü ve amin aktivatörden oluşan serbest radikal başlatıcı sistem bulunur. Yaklaşık olarak 468 nm dalga boyunda ışığa maruz kaldığı zaman fotoinisiyatör uyarılarak amin ile etkileşime girerek ilave polimerizasyonu başlatan serbest radikalleri oluşturur (27). Işıkla sertleşen kompozit rezinlerde kamforkinon ve alfa diketon fotoinisiyatörler, 4-N, Ndimetilamino- fenitil alkol gibi tersiyer alifatik aminlerle birlikte kullanılmaktadırlar (26). Bu amin, kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerdeki aromatik aminden renk açısından daha stabildir (30).

2.1.1.5. Polimerizasyon inhibitörleri

Polimerizasyon inhibitörleri,normal saklama koşullarında dimetakrilat monomerlerinin spontan polimerizasyonunu engellemek veya en aza indirmek, ürünün polimerizasyon öncesinde saklama zamanını korumak ve bundan sonra kimyasal dayanıklılığını en uzun sürede tutabilmek için rezin sistemlere eklenir . İnhibitör serbest radikal ile reaksiyona girer ve böylece polimerizasyon olayını başlatmak için gerekli olan serbest radikal aktivasyonunu inhibe ederek zincir reaksiyonunu engeller. Bu şekilde polimerizasyon reaksiyonunu önlemek amacıyla, inhibitör olarak hidrokinonun monometileleri kullanılmaktadır. Hidrokinonun kullanıldığı durumlarda renklenmeye sebep olduğu bildirilmiştir (26, 27).

2.1.1.6. Ultraviyole Stabilizatörleri

Elektromanyetik radyasyonu emerek renk stabilizasyonunu artıran ve ultraviyole dalga boylarını absorbe eden sistemler renklenmeye sebep olur. Ultraviyole radyasyon emiciler olarak da adlandırılan bu bileşenlerin, ultraviyole ışığın, uzun dönemde renklenmeye neden olabilecek amin bileşiklerine etkisini elimine edeceği bildirilmiştir.

2.1.1.7. Renk pigmentleri

Kompozit rezinler, diş görünümünü taklit edebilecek şekilde farklı renklerde ve translüsensilerde olmalıdırlar. Farklı renkleri oluşturabilmek için kompozit rezinlerin içine organik ve inorganik pigmentler ilave edilmektedir. Titanyum dioksit ve alüminyum oksit ise en etkili opaklaştırıcılarıdır (27).

2.1.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine, viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (9).

Kompozit rezinler şu şekilde sınıflandırılabilirler:

a) İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre:

- Megafil 50-100 μm
- Makrofil 10-100 μm
- Midifil 1-10 μm
- Minifil 0.1-1 μm
- Mikrofil 0.01-0.1 μm
- Hibrit 0.04-1 μm
- Nanofil 0.005-0.01 μm

b) Polimerizasyon yöntemlerine göre:

- 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:

- Kondanse olabilen kompozitler
- Akışkan kompozitler (9)

2.1.2.1. İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine göre kompozit resinler

Lutz ve Phillips' in inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğünü esas alarak yaptıkları sınıflandırmadır tabloda gösterilmiştir (38).

Tablo 2.1. Lutz ve Phillips'in inorganik doldurucu partikül boyutuna göre sınıflaması

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

1994 yılında Bayne ve diğerleri, bu sınıflamayı genişleterek, nanofil ve megafil kompozitleri de eklemiştir (39).

Tablo 2.2. Bayne ve ark. inorganik doldurucu partikül boyutuna göre sınıflaması

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

2.1.2.1.1. Megafil kompozit rezinler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozit rezinlerdir (26, 34). Posterior kompozit restorasyonlarda okluzal kontak noktalarına veya çok aşınan bölgelere yerleştirilen 0.5-2 mm büyüklüğünde mega doldurucular da bulunmaktadır (37).

2.1.2.1.2. Makrofil kompozit rezinler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 10-100 µm olan kompozit rezinlerdir. Doldurucu içeriği genellikle ağırlıkça % 70-80'dir (27, 37). Geleneksel veya konvansiyonel kompozit rezin olarak da adlandırılırlar (16, 36). En çok kullanılan doldurucu kuvarsdır. Partiküllerin boyutları ortalama olarak 8-12 µm olmasına rağmen, 50 µm gibi büyük boyutta partiküller de bulunabilmektedir (27).

2.1.2.1.3. Midifil kompozit rezinler

Partikül büyüklüğü 1-10 µm olan kompozit rezinlerdir. İnorganik doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça % 70-80'dir (36, 37). Doldurucu tipi makrofil kompozitlerde de kullanılan kuvarsdır.

2.1.2.1.4. Minifil kompozit rezinler

Partikül büyüklüğü 0.1-1 µm olan kompozit rezinlerdir. İnorganik doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça % 75-85'dir (36, 37). Küçük partikül kompozit rezinler olarak da

adlandırılırlar (25, 37). Minifil kompozit rezinler doldurucu olarak baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren cam patiküllerini içermektedir (27, 37). Bazı minifil kompozitler kuvars partiküllerini de kullanabilmektedir. Kompozitin viskozitesini ayarlamak için yaklaşık olarak ağırlıkça % 5 oranında koloidal silika eklenmektedir (27).

2.1.2.1.5. Mikrofil kompozit rezinler

Partikül büyüklüğü 0.01-0.1 μm olan kompozit rezinlerdir (36, 37). Mikrofil kompozit rezinlerin inorganik doldurucu oranları ağırlıkça %35-60 arasındadır. İnorganik doldurucu olarak 0.04 μm büyüklüğündeki koloidal silika partikülleri içermektedir (37).

Mikrofil kompozit rezinler homojen ve heterojen olarak ikiye ayrılmaktadırlar. Homojen rezinlerde, rezin içine mikrodoldurucu illave edilmektedir. Heterojen rezinlerde ise rezin içine, mikrodoldurucu ile beraber prepolimerize rezin doldurucular da ilave edilmektedir. Prepolimerize doldurucu üretiminde öncelikle mikro doldurucular kümeler şeklinde sıkıştırılıp, rezin içine eklenmekte ve sertleştirilmektedirler. Daha sonra bu kompozit rezin, geleneksel kompozit rezinlerde kullanılan partiküllerden daha büyük boyutlarda öğütülerek prepolimerize doldurucu haline getirilmektedir (27, 30). Prepolimerize partiküller organik doldurucu olarak adlandırılırlar, fakat bu terim teknik olarak doğru değildir çünkü yüksek oranda inorganik doldurucu içerirler (27).

2.1.2.2. Hibrit kompozit rezinler

Partikül büyüklüğü 0.04-1 μm (ortalama 0.6 μm) olan kompozit rezinlerdir (36). Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımından oluşmaktadır. Partikül büyüklüğü makrofil rezinden daha küçük, partikül miktarı mikrofil rezinden daha fazladır. İnorganik doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça %75-80'dir (37). Doldurucuların %85-90'u cam partiküllerden geriye kalan %10-15'i silika partiküllerinden oluşmaktadır (37). İçerdikleri koloidal silika 0.04 μm boyutundadır (26).

Hibrit kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özellikleri ile mikrofil kompozit rezinlerin cilalanabilir yüzey özelliklerinin birleştirilmesi hedeflenerek üretilmiştir (40).

Hibrit kompozit rezinler kendi arasında sınıflandırılmaktadırlar. Bu sınıflandırmada, hibrit kompozit rezinlerin türünün belirlenmesinde en büyük partikül boyutu kullanılmaktadır. Fakat bazı araştırmacılar tarafından hibrit kompozit rezini oluşturan

her iki partikül boyutunun da isimlendirmeye yansıtılmasının daha doğru olacağı belirtilmiştir (37).

Sınıflandırmada ilk olarak, mididoldurucular ve mikro doldurucuların oluşturduğu midihibrit rezinler yer almaktadır. Bu rezinler, midi-mikro hibrit veya midifil hibrit olarak da adlandırılmaktadırlar. İkinci sırayı, minidoldurucular ve mikro doldurucuların oluşturduğu minihibrit rezinler oluşturmaktadır. Mini-mikro hibrit veya minifil hibrit olarak da adlandırılmaktadırlar. Son olarak mididoldurucular ve nanodoldurucuların oluşturduğu nanohibrit rezinler yer almaktadır ve midi-nano hibrit olarak da adlandırılmaktadırlar (37).

Tablo 2.3. Hibrit kompozit rezinlerin adlandırılması

Doldurucu içeriği	Adlandırma
1. Midi doldurucular ve mikro doldurucular	Midifil hibrit/midimikrohibrit rezinler
2. Mini doldurucular ve mikro doldurucular	Minifilhibrit/minimikrohibrit rezinler
3. Midi doldurucular ve nano doldurucular	Nanohibrit/midinanohibrit rezinler

2.1.2.3. Nanokompozit rezinler

Nanokompozit rezinler, partikül büyüklüğü 0.005-0.01 μm olan kompozit rezinlerdir. Doldurucu içerikleri ağırlıkça %80-90 arasında değişebilmektedir. Nanomerler, yaklaşık olarak 25 nm boyutunda kümeleşmemiş nano partiküllerdir ve nanokompozitlerin içinde bulunmaktadır. Nano öbekler ise zayıf bağlarla birleşmiş yaklaşık olarak 75 nm boyutundaki nanopartiküllerdir. Bu partiküller zirkonyum/silika partikülleridir. Sadece nanomer ve nanoöbek doldurucu partikül içeren nanokompozitler nanofil kompozit rezinler olarak da adlandırılmaktadırlar. Filtek Supreme ve Aelite kompozitler bu sınıftandır (26, 41-43). Nano boyuttaki doldurucu partiküller ile beraber, mikrodoldurucu veya prepolimerize doldurucu partikül içeren kompozit rezinler ise nanohibrit kompozit rezinler olarak adlandırılmaktadır (8).

Nanopartikülleri elde etmede iki farklı teknik kullanılmaktadır. Bu tekniklerden birincisi olan yukarıdan aşağıya yöntemde, materyale dışarıdan mekaniksel ve/veya kimyasal işlemler ile enerji verilmesi sonucunda materyalin nano boyuta kadar inebilecek küçük parçalara ayrılmasıdır. Bu teknik ile çalışan yöntemlere verilebilecek en genel örnekler; mekanik öğütme ve aşındırma olarak gösterilebilmektedir. Tekniklerden ikincisini oluşturan aşağıdan yukarıya yöntemde; atomik veya moleküler boyuttaki yapıların kimyasal reaksiyonlar aracılığıyla düzenlenerek bir araya getirilmesi ve partikül oluşumu gerçekleştirilmektedir. Sonuç olarak bu partiküller ile nano boyutlarda bir

materyal elde edilmektedir (44). Sol jel tekniği aşağıdan yukarıya doğru yaklaşıma verilebilecek örneklerden biridir. Bu teknik nanokompozit rezinlerde nano doldurucuların elde edilme mekanizması olarak kullanılmakta ve atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi şeklinde partikül elde edilmektedir (44, 45, 46). Soljel prosesi, koloidal solüsyon ‘‘sol’’ oluşumu için ağların gelişimi ve solun jelleşerek devamlı sıvı faz ‘‘jel’’ içerisinde ağ oluşturmalarını kapsamaktadır Sol’un hazırlanmasında kullanılan başlangıç materyalleri genellikle metal alkoksit bileşikler gibi inorganik metal tuzları veya metal organik bileşiklerdir. İlk olarak öncül maddeler, koloidal bir süspansiyon veya sol oluşturmak için bir seri hidroliz ve polimerizasyon işlemlerine tabi tutulmaktadırlar. Sol, bir kalıba döküldüğü zaman jel formuna dönüşmektedir. Kurutma ve ısı işlemlerinden sonra jel, yoğun seramik veya cam partiküllerine dönüşmektedir (47). Soljel sistemi, istenilen ebatlarda ve küresel özellikte doldurucuların elde edilmesine olanak sağlamaktadır. Bu özellikte ve bu denli küçük partiküller, materyale daha şeffaf ve estetik yapı kazandırmaktadır (46). Sol-jel tekniği ile üretilen nano doldurucular, öğütülerek elde edilen cam partiküllere göre, nanokompozitlerde daha düşük viskozite, yüksek ışık geçirgenliği ve yüksek radyopasite sağlamaktadır (31).

Nanopartiküllerin çok küçük ve küresel şekle sahip olmasının avantajları bulunmaktadır. Küresel şekilli partiküllerin mekanik stresleri, keskin açıları bulunan düzensiz şekilli partiküllerden daha uniform dağıtma eğiliminde olduğu bildirilmiş (30, 48). Partiküllerin görünür ışık dalga boyundan (0.02-2 μm) daha küçük olduğunda, görünür ışık ile absorpsiyon ve saçılım gibi etkileşimlere girmeyeceği bildirilmiştir (37).

Nanokompozitlerde doldurucuların çok küçük olması organik-inorganik faz bağlantısına iki şekilde etki etmektedir. Küçük inorganik doldurucuların organik matriks ile temas eden yüzey alanı artar ve bu nedenle bağlanma kuvveti de artar (49). Ancak bağlantı yüzeyi arttığı için daha fazla miktarda da silan gerekir. Silanın fazla kullanımı ise dikkat gerektirir çünkü başarısız bir silanizasyon işlemi bağlanmayı olumsuz etkileyecektir (50).

Kompozit rezinlere fazla miktarda nano partikül eklemek viskoziteyi arttırır. Yüzey gerilimi yüksek bu küçük partiküller yüzey stabilizasyonlarını sağlamak için bir araya gelerek kümelenirler. Bu şekilde rezindeki monomerden kaynaklanan büzülme de karşı konmuş olur (50).

Nanohibrit kompozitlerde artan doldurucu içeriği partiküller arası mesafenin azalmasında, böylelikle rezin matrisin aşınmaya karşı korunmasında, polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasında, mekanik ve yüzey özelliklerin geliştirilmesinde etkilidir (31, 37, 51). Restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanometrik boyutta kopmalar meydana gelmektedir. Nanomer gruplarının bu özelliği nanokompozit rezinlerin bir taraftan aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasına neden olurken, diğer taraftan yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesini sağlamaktadır (41, 45, 49).

2.1.2.4. Universal kompozitler

Kompozit restorasyonların dişin kendi dokusu içinde ve komşu dişlerle yapısal ve optik uyumu, estetik restorasyonlarda hastanın kabulü ve memnuniyeti için kritik bir faktördür.

Farklı opaklık ve tonlardaki kompozitler kullanılarak uygulanan tabakalama tekniği^{52,53} dişin doğal görünümünü iyi şekilde taklit eder (53-57). Ancak bu teknik, hassas bir renk seçimi ve teknik hassasiyet ve beceri gerektirir. Bu da genellikle hastanın koltukta geçen süresini uzatarak ve maliyetini artırır (57).

Bu nedenle basitleştirilmiş klinik protokollerin kullanımına izin veren kompozit malzemeler ve restoratif teknikler, klinisyenler arasında, koltuk süresini azaltmak ve teknik duyarlılığı en aza indirmek için oldukça arzu edilir (58-60). Renk seçimi zorlayıcı olabileceğinden ve çevresel ve operatöre bağlı değişkenlere tabi olabileceğinden, 16 renk ton seçimini basitleştirme eğilimi, universal kompozitler denilen yeni kompozit rezinlerin geliştirilmesine yol açmıştır (58).

Universal kompozitler, diş dokularının estetik özelliklerini taklit eden tek bir renge sahiptir (53).

Bu materyallerin evrensel bir opaklığı vardır ve birkaç Vita rengi mevcuttur, geliştiriciler tarafından muhtemelen farklı diş renkleriyle eşleşebilecek tek bir tonda kullanılması tavsiye edilir (61).

Bu kompozitlerin tek bir rengi olmasına rağmen, dişin farklı tonlarıyla uyum sağladığı belirtilmiştir. Üreticiler, bu kompozitlerinin ayrıca, sırasıyla görsel olarak ve cihazlarla renk ölçümleriyle elde edilen harmanlamanın algısal ve fiziksel bileşenleri

arasındaki etkileşimi tanımlayan ve nicelleştiren bir terim olan gelişmiş renk ayarlama potansiyeline (CAP) sahip olduğunu iddia etmektedirler (53). En iyi uyum için bir eşik değeri belirlenmiştir ve daha yüksek değerler daha iyi renk uyumu yani CAP'yi gösterir (53).

2.1.2.5. Tek renk kompozit rezinler

Restoratif diş hekimliğinde 'bukalemun etkisi' (harmanlama etkisi) terimi, bir malzemenin çevredeki diş yapısına benzer bir renk elde etme yeteneğini tanımlar (59, 60, 62, 63). Bu özellik, renk seçimi ve reproduksiyonunu basitleştiren yeni dental kompozitlerin piyasaya sunulmasını sağlamıştır. İlk yaklaşım, her rengin önerilen bir VITA klasik ton grubunu kapsadığı çok dar bir renk aralığını içeren "universal" kompozitler (64) idi. Son zamanlarda, tüm tonları estetik olarak simüle etmek için tasarlanmış rezin bazlı kompozitleri tanımlamak için "tek renk" kompozit rezinler kavramı tanıtıldı (57). Bu geniş renk uyumu konseptine göre formüle edilen bu malzemeler, diş renginden bağımsız olarak çevredeki diş yapısına kusursuz bir şekilde uyum sağlar. Tüm tonlardaki dişlere uyum sağlayan tek bir renk üretilir.

Tokuyama tarafından üretilen Omnicroma, son zamanlarda çok popülerlik kazanan ilk renk uyumlu kompozittir. "Akıllı kromatik teknolojiye" dayanan benzersiz bir özellik sunar. Dolgu partiküllerinin boyutunu kontrol ederek elde edilen çevresinin yapısal rengini yakalayabilir (65). Eklenmiş boya veya pigment içermez ve dolgu maddelerinin kendileri, çevreleyen dişin rengini birleştiren kırmızıdan sarıya yapısal oluşturur. İki tür renk üreten fenomen vardır:

1. Kimyasal renk: Malzemenin molekülleri belirli dalga boylarını yansıtır. Gördüğümüz en yaygın renk şeklidir. Günümüzde tipik kompozitler, eklenen boyaların ve pigmentlerin kimyasal rengine dayanmaktadır.

2. Yapısal renk: Malzemenin yapısı farklı dalga boylarını büyütür veya zayıflatır ve çok nadirdir. OMNICHROMA, ana renk mekanizması olarak kompozit diş hekimliğinde yapısal rengi kullanan ilk kompozittir. Texas Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından Houston'da yürütülen çalışmada, rezin kompozitlerin beş renk arasındaki Görsel Renk Ayarlama Potansiyeli (CAP-V) görsel değerlendirme yoluyla analiz edilmiştir (66). OMNICHROMA, diş yüzeyi ile OMNICHROMA arasında daha küçük renk farkı gösteren

en yüksek CAP-V'yi sergiledi, bu nedenle yapay protez dişler A1-D4 üzerinde daha iyi bir eşleşme oldu.

2.1.2.6. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler

2.1.2.6.1. Kimyasal yöntemle polimerize olan kompozitler (otopolimerizan)

Otopolimerizan kompozitler toz-likit, pat-likit veya pat-pat şeklindeki komponentlerin karıştırılması ile reaksiyona başlamaktadır. Polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit bir komponentte bulunurken aktive edici organik amin diğer komponentte bulunmaktadır. İçeriklerine bağlı olarak uygulamayı takip eden yıllarda renk değişimi görülmektedir (67).

2.1.2.6.2. Işıkla polimerize olan kompozitler

İlk olarak 1972'de piyasaya sürülen ışıkla polimerize olan kompozitler tek pat halinde üretilmiştir. Polimerizasyon reaksiyonunun başlaması için 420-450nm dalga boyunda ve 400 mW/cm² gücünde görünür mavi ışık kullanılmaktadır. Materyalin yapısında başlatıcı olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunmaktadır (67). Çalışma zamanının kontrol edilebilmesi, karıştırma işleminin elimine edilmesi, materyal içerisinde hava kabarcığı ve pörözite oluşma riskinin azalması gibi avantajları vardır. Otopolimerizan kompozitlere göre daha düzgün ve pürüzsüz yüzeyler elde edilmektedir. Materyalin renk stabilitesi oldukça yüksek bulunmaktadır. Polimerizasyon için gerekli güçteki ışık ancak 2 mm kalınlığında bir tabakayı polimerize edebilmektedir. Bu sebeple klinisyenlerin rezini 2 mm'den daha ince tabakalar halinde uygulaması önerilmektedir. Işıkla polimerize olan kompozitlerde, polimerizasyon nedeniyle meydana gelen büzülme ışık kaynağı yönünde meydana gelmektedir (24).

2.1.2.6.3. Kimyasal ve ışık aktivasyonu yolu ile polimerize olan kompozitler (dual-cured)

Işığın ulaşamadığı bölgelerde kullanılmak üzere, iki pat şeklinde üretilmektedir. Karıştırma işleminin ardından ışık uygulanarak polimerizasyon reaksiyonu başlatılmakta, ışığın ulaşamadığı alanlarda ise kimyasal olarak devam etmektedir. Polimerizasyon işlemi 8-24 saat içerisinde tamamlanmaktadır (68). Bu süre, sadece ışıkla polimerize edilen kompozitlere göre oldukça fazladır. Polimerizasyondan şüphe edilen vakalarda, örneğin çok derin kaviteelerde ve 2 mm'den kalın kompozit uygulamak zorunda kalındığında

interproksimal bölgelerde başarılı olmaktadır. Bu kompozitlerin viskoziteleri daha düşüktür ve yapıştırma materyali olarak da kullanılmaktadırlar (67).

2.1.2.7. Viskozitelerine göre kompozit rezinler

2.1.2.7.1. Kondanse olabilen (packable) kompozit rezinler

Yüksek oranda, farklı boyutta doldurucu partiküllerin karışımından oluşan, düzensiz ve pöröz doldurucu kullanımı ile elde edilen kompozit rezinlerdir. Rezin miktarının azaltılması ve inorganik doldurucu yüzdesinin artırılmasına bağlı olarak viskozitesi arttırılmıştır (24, 35). Doldurucu içeriği yaklaşık olarak ağırlıkça %70-80 arasında değişmektedir. Basınç uygulayarak kondanse edilebilmeleri, iyi bir kontak noktasının başarılabilmesi, daha iyi bir okluzal anatomi oluşturulabilmesi en önemli avantajlarıdır (26, 37). Özellikle Sınıf II restorasyonlarda daha iyi proksimal kontak kullanılabilir (37). Dezavantajları ise, bir kompozit rezin tabakası ile diğer tabaka arasında adaptasyonda zorluk yaşanabilmesi, zor işlenebilmesi, doldurucu partikülleri hibrit kompozit rezinlere oranla daha büyük olduğu için bitirme ve polisaj işlemleri sonrası pürüzlü yüzey oluşmasıdır (37). Bu kompozit rezinleri adlandırmak için ‘paketlenebilir’ terimi de kullanılmaktadır. Çünkü bazı araştırmacılar tarafından kondanse edilebilir teriminin doğru anlamı ifade etmediği ve kullanılmaması gerektiği savunulmaktadır. Kondansasyon, amalgamın kaviteye kondense edildiği zaman olduğu gibi, hacim azalması ile yoğunlukta bir artış anlamına geldiğinden dolayı kondanse edilebilir terimi bu materyal için uygun bulmazlar (69). Kompozitlerin vizkozitelerine göre sınıflandırılmasında farklı bir terminoloji de kullanılmaktadır.

Bu terminolojiye göre kompozitler aşağıdaki şekilde sınıflandırılmaktadırlar (13)

- Light-body rezin kompozitler: Bu kompozit rezinler akışkan materyallerdir.
- Medium-body rezin kompozitler: Mikrofil, hibrit, mikrohibridlerdir.
- Heavy-body rezin kompozitler: Paketlenebilir kompozitler bu gruba dahildirler

2.1.2.7.2. Akıcı Kompozitler

Akışkan kompozitler ilk kez 1996 yılında kullanılmıştır. Kavite şeklinin istenilen şekillerde sağlanamadığı adeziv uygulamalarda polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilen akışkan kompozit rezinler restoratif diş hekimliği uygulamalarında sık kullanılan materyallerden biridir (9, 10, 21).

İlk nesil akışkan kompozitler, elastisite modülünden dolayı sadece yüzey örtücü ve fissür örtücü olarak kullanılmaktadır (70). Akışkan kompozitlerin doldurucu partikül içeriği geleneksel hibrit kompozitlerden % 20-30 oranında daha az olmakla birlikte Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEDGMA) gibi monomerlerin miktarı arttırılmıştır (71). Akışkan kompozitlerin viskoziteleri ve elastik modülleri düşüktür. Viskozitelerinden dolayı kavite duvarlarına adaptasyonları çok iyidir. Bu nedenle akışkan kompozit rezinler fissür örtücü olarak veya kavite liner olarak kullanılırlar (10, 11). Düşük elastik modüllerinden dolayı servikal kama defektlerinde de kullanılabilir.

Doldurucu içeriğinin düşük, fiziksel özelliklerinin zayıf olması nedeni ile akışkan kompozitlerin düşük stres alanlarında veya küçük oklüzal restorasyonlarda kullanımı tavsiye edilir (72). Bu özellikleri ile dişi yüksek oranda ıslanabilir duruma getirilebilmekte ve minimum kalınlıkta tabakalar oluşturabilmektedir. Akışkan kompozit rezinlerin, undercutlara penetrasyon potansiyelinin ve kavite duvarlarına adaptasyonlarının iyi olduğu savunulmaktadır. (32-35) Akışkan kompozitlerin başlıca endikasyonları şu şekilde sıralanabilir; (55)

- Koruyucu rezin restorasyonlar
- Pit ve fissür örtücüler
- Kavite taban maddesi
- Minimal invaziv sınıf II restorasyonlarda
- Sınıf II restorasyonlarda gingival basamakta
- Sınıf V abfraksiyon lezyonlarında

Ayrıca ortodontik braketlerin yapıştırılmasında, travma sonrası kırık veya mobil dişleri splintlemede, opasitesi nedeni ile metal alt yapıları maskelemede, protez tamirinde, kompozit restorasyonların tamirinde, indirek kavitelerde undercutları örtmek için, minimal invaziv sınıf III restorasyonlarda, porselen ve kompozit veneerlerin simantasyonunda da kullanılırlar.

Bis GMA ya da UDMA gibi viskoz monomerlerin yerine TEDGMA gibi seyreltici monomerlerin kullanılması materyalin mekanik özelliklerini azaltıp, stres altında olan bölgelerde kullanılmasını engellemektedir. Bundan dolayı geleneksel kompozit rezinlerin altında kavite liner olarak kullanılması gerekmektedir. Geleneksel kompozit rezinlerin altında akışkan kompozit rezinlerin kullanılması polimerizasyon büzülmesi stresini, mikro

sızıntıyı ve tüberkül deformasyonlarını azaltmaktadır (6, 8, 9). Akışkan kompozit rezinler; restorasyonların başarısızlıklarına neden olan mikro sızıntının engellenmesi, geleneksel kompozit rezinlerin altında stres kırıcı olarak kullanılması, restorasyondaki veya kenarlarındaki mikro çatlakların kapatılması, uygulanmasının kolay olması, kavite duvarlarına adaptasyonunun mükemmel olması ve preperasyon tabanındaki veya duvarlarındaki defektlerin kapatılması gibi avantajlara sahiptir (13). Akıcılıklarının uygulama sırasında zor olması ve kontrol edilmemesi, materyallerin manipölasyonlarının zor olması ve kullanılan el aletlerine yapışması gibi de dezavantajları mevcuttur (14, 15, 16).

Son yıllarda yüksek doldurucu oranına sahip polimerizasyon büzülmesi/stresi azaltılmış ve iyileştirilmiş mekanik özelliklere sahip akışkan kompozitler piyasaya sürülmüştür (2, 17).

Böylece akışkan kompozitler her zamankinden çok daha geniş kullanım alanı sunan bir alternatif haline gelmiştir. Mevcut klinik raporda kullanılan “yüksek oranda doldurulmuş akışkan kompozit” veya “enjekte edilebilir kompozit” olarak adlandırılan, önceki akışkan malzemelerden daha iyi mekanik ve estetik özellikler sağlarken, hasta başında geçirilen süreyi kısaltarak uygulama prosedürünü basitleştirmeyi amaçlamıştır.^{18,19} Geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında viskozitesi düşük olmasına rağmen, yüksek oranda doldurucu içerir ve yük alacak alanlarda dahi akıcı kıvamdaki kompozitin kullanılmasına izin verir.

Doldurucu oranı arttırılan yeni nesil akışkan kompozit rezinlerin artan fiziksel ve mekanik özelliklerine bağlı olarak daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilir. Üretici firmalar yeni geliştirilmiş olan bu kompozitlerin geleneksel kompozitlere benzer şekilde kalın tabakalar halinde kullanılabileceğini belirtmiştir (73, 74).

Tabakalama teknikleri kullanılarak posterior dişlerde akışkan kompozit restorasyonların klinik çalışmaları, iki ila üç yıllık bir süre boyunca geleneksel kompozitlerin performanslarına benzer performanslar bildirmiştir (15, 58, 59).

Yapılan başka bir çalışmada yeni nesil akıcı kompozit diğerlerine kıyasla daha yüksek eğilme mukavemeti göstermiştir (75, 76).

Bir nanohibrit kompozit rezin akışkan bir kompozit ile karşılaştırıldığında, 24 aylık bir gözlem süresi boyunca çürük olmayan servikal lezyonları restore etmede klinik sonuçlarda herhangi bir fark olmadığı sonucuna varıldı (77).

Ayrıca, diş fırçası simülasyonundan sonra geleneksel nanohibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında yeni akışkan kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünü ve aşınmasını analiz ederken, iki tip kompozit reçine arasında benzer sonuçlar bulundu (78, 79). Bu güncel bulgulara dayanarak, son zamanlardaki akışkan kompozitler, estetik uygulamalar için umut verici sonuçlar anlamına gelmektedir.

Restoratif materyallerin başarısı ağız ortamındaki degradasyona karşı gösterdikleri dayanıklılığa bağlıdır. Abrasyon, atrisyon, korozyon, erozyon ve oral hijyen prosedürleri bu degradasyona neden olan faktörlerdendir (80).

Oral hijyen prosedürlerinin en önemli adımı olan diş fırçalama; fırçalama zamanı, fırçalama kuvveti ve diş macununun abrazivitesine bağlı olarak kompozit rezin bazlı materyallerin yüzeyinde aşınmaya yol açmakta ve yumuşak polimer matriksi aşındırarak daha sert olan doldurucu partiküllerin yüzeyde kalmasına neden olmaktadır (81, 82).

Rezin bazlı kompozitlerde diş fırçalamanın yüzeyi aşındırdığı bildirilmiştir. Fırçalama sırasında yumuşak polimer matriks aşınarak geriye inorganik yapıyı bırakmaktadır. Fırça kılları polisajda kullanılan lastik frezler ya da diskler gibi doldurucuları aşındırıp düzleştiremediğinden, yüzey pürüzlü kalmaktadır (83). Bolen ve ark. (80) 70 farklı kompozit materyalinin fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüklerindeki değişimlerini inceledikleri çalışmalarında; test ettikleri materyallerin %70'inden fazlasında yüzey pürüzlülüğü değerinin $0.2\mu\text{m}$ ' dan fazla ve %40'nın da $0.64\mu\text{m}$ ' dan fazla olduğunu yayınlamışlardır. Ancak çalışmalarında fırçalama öncesi pürüzlülük değerlerini ölçmedikleri için pürüzlülükte artış ya da azalış olup olmadığına dair bir değerlendirmeyi kapsamamaktadır.

2.2. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE ÖNEMİ

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin ağız ortamındaki kimyasal ve mekanik koşullara dayanıklı olması gerekmektedir (43). Oral kavitede, mekanik direnci iyi olmayan dental materyaller çözünmeye uğrayabilirler ve bu da materyalin yüzey pürüzlülüğünü arttırır (43).

İdeal bir restoratif dolgu maddesinde aranılan özelliklerin en önemlilerinden birisi yüzey pürüzlülüğü derecesidir. Düzgün ve parlak bir yüzey, dental materyallerin estetik bir görünüm sağlamaları için çok önemlidir. Ayrıca bu düzgün ve parlak görünümü ağız içinde de uzun bir süre boyunca devam ettirmeleri beklenir. Estetik bir görünüm sağlamanın yanı sıra düzgün bir yüzey, plak retansiyonunu ve renklenmiş yüzey oluşmasını da engeller. Bunların yanında, düzgün bir yüzey sayesinde sürtünme katsayısı düşer ve bu da aşınma oranını azaltabilir (84, 85 ,86), böylece dental materyalin klinik başarısı artabilir.

Ayrıca yüzey özellikleri kompozit rezinlerin kırılma dirençlerini de etkileyebilmektedir (85). Düzgün yüzeyli kompozit rezinlerde, rezin matriks ve inorganik doldurucular homojen aşınmayı engelleyecek sertliğe sahiptirler (87). Pürüzlü yüzeyler materyalin bükülme dayanıklılığını da azaltmaktadır (88).

Yüzey pürüzlülüğü klinikte hasta konforu ve takibinde de çok önemlidir. Restorasyonlardaki pürüzsüz yüzey düşük plak tutulumunun yanı sıra hastaya konfor ve estetik görünüm sağlamaktadır (89). Yüzey pürüzlülüğünün artması ise, plak tutulumuna bağlı gingival irritasyon ve tekrarlayan çürüklere, renklenmeye, aşınmanın hızlanmasına bunların yanı sıra pürüzlü yüzeyin dokusal olarak algılanabilmesine neden olmaktadır.

2.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçme ve Değerlendirme Yöntemleri

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Bunlar; yüzey profili analizi (profilometre) gibi kantitatif (sayısal) ve tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) gibi kalitatif (nitel) metotları kapsamaktadır. Ayrıca atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile de yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılmaktadır (85).

2.2.1.1. Profilometreler

Profilometreler mekanik ve optik olmak üzere iki farklı tipte üretilmiştir. Her iki metot da benzer pürüzlülük parametreleri kullanarak kantitatif ölçümler yapmaktadır (90).

2.2.1.1.1. Mekanik profilometreler

Mekanik profilometreler iki boyutlu ölçüm yapan ve örnek yüzeyi üzerinde sabit doğrusal bir mesafede, boyutları belirli elmas bir uç yardımıyla yüzeyin taranması prensibiyle çalışan cihazlardır. Ölçüm esnasında elmas uç yüzeye temas etmektedir. Sensor X eksenini boyunca hareket eder ve dikey eksenindeki yükseklik farklarını makinenin dönüştürüm sistemini referans alarak hesaplar. Bu nedenle çalışılan bölgedeki yüzeyin

paralelliği ve sensörün eksen dönüştürümü mutlaka dikkatli bir şekilde ayarlanmalıdır (90). Mekanik profilometrelerde değerler, hem dijital hem de analog donanım ve yazılım kullanılarak kaydedilebilmektedir (91). Mekanik profilometrelerin sensörleri, yüzeyi elmas uç yardımıyla yatay olarak 20-50 μm çözünürlük ile tararlar. Yüzeydeki olukların değerleri etkilememesi için çeşitli açılarla ölçümler yapılmalıdır (92).

2.2.1.1.2. Optik profilometreler

Optik profilometreler üç boyutlu ölçüm sağlayan cihazlardır. Yüzey ile mekanik bir temas yoktur ve optik ışınla tarama yapılmaktadır (90). Cihaz yüzey üzerinde belirlenen referans noktaları arasındaki mesafede ölçüm yapmaktadır. Cihazın optik parçaları 100 μm^2 'lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlayabilmektedir (90). Yüzey topografisi üç boyutludur dolayısıyla optik profilometreler ile yüzeyin doğal karakteri gösterilebilmektedir (85). Hızlı ölçüm, yüksek çözünürlük ve yüzeyde deformasyon oluşturmaması optik profilometrelerin avantajlarından (85, 93). Yüzey pürüzlülüğü çoğunlukla tüm uluslar tarafından kabul edilen (94) ortalama yüzey pürüzlülük değerini belirten R_a değeri ile ifade edilir (95). Ortalama pürüzlülük değeri (R_a); pürüzlülük profili boyunca profil ortalama çizgisinden sapmalara ilişkin tüm değerlerin aritmetik ortalamasıdır. Başka bir deyişle R_a değeri, örnekleme boyutu içerisinde, ortalama çizgiden artı ve eksi yöndeki yükselti ve çukur ölçülerinin mutlak değerlerinin ortalamasıdır. R_a değeri arttıkça, yüzey pürüzlülüğü artmaktadır (93, 94).

2.2.1.2. Taramalı elektron mikroskobu (SEM analizi)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), örnekleri üç boyutlu inceleme imkânı sağlayan bir elektron mikroskobudur. Ayırım gücü, odak derinliği, gerek görüntü ve analizi birleştirme özelliği taramalı elektron mikroskobunu araştırmalarda geniş ölçüde kullanılan bir cihaz haline getirmiştir. Ayrıca mikro işlemci ve bilgisayarların mikroskopla birlikte kullanılmaları cihaza kullanım kolaylığı sağlamıştır (96-99). SEM de görüntü alma işlemi yüksek hızdaki elektronların incelenen örnek üzerine gönderilmesi esasına dayanır ve yüzeyin ayrıntılı görüntüsü için taramalı elektron mikroskobu kullanılmaktadır. Elektron akışının sürekli olması için örnek yüzeyleri 20-1000 nm kalınlıkta Altın (Au) ve Palladyum (Pd) ile kaplanarak incelenen cismin iletken hale getirilmesi sağlanır (99).

2.3. YÜZEY SERTLİĞİ VE ÖNEMİ

Materyalin yüzey sertliği, materyalin penetrasyonlara karşı gösterdiği direnci şeklinde ifade edilmektedir (100). Dental materyallerde ise yüzey sertliği, aşınmalara ve çizilmelere karşı sergiledikleri direnci tanımlamaktadır. Materyallerin klinik başarısını değerlendirmede önemli bir ölçüttür. Restoratif materyaller ağız içerisinde yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalmakta ve bu kuvvetlere karşı koyabilmek için sertlik değerlerinin yüksek düzeyde olması oldukça önemlidir. Düşük yüzey sertliği özelliği olan materyalin aşınma miktarı artmaktadır (101, 102). Partikül boyutu, doldurucu içeriği, sertleşme şekli gibi birçok faktör dental materyallerin yüzey sertliğini etkileyebilmektedir (100, 101).

2.3.1. Yüzey sertliği ölçüm yöntemleri

Bir cismin, çizilme veya batma şeklindeki kuvvetlere karşı gösterdiği dirence ‘sertlik’ denir.¹⁰³ Bu terim, materyalin plastik deformasyona karşı gösterdiği direnci de belirtmektedir. Dayanıklılık, çekilebilirlik, dövülebilirlik, aşınma ve kesilmeye karşı olan direnç materyallerin sertliğini etkileyen özelliklerdendir. Materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde yaygın olarak sertlik ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır. Fissür örtücü olarak kullanılan materyaller çeşitli sertlik değerlerine sahiptirler. Sertliği ölçme yöntemlerinin çoğu, kontrollü ve tekrarlanabilir bir şekilde belirtilen bir kuvvetle malzemenin yüzeyinde bir çentik yapmak ve oluşan izin boyutunu ölçmekten oluşur. Mikrosertlik değeri oluşan izin büyüklüğüyle ters orantılıdır (27, 103). Restoratif materyallerin sertliğinin test edilmesinde en çok kullanılan yöntemler Vickers, Brinell, Knopp, Rockwell, Shore ve Barcol sertlik testleridir. Tüm yöntemlerde çentik açıcı bir uç bulunur ve test edilen materyalin üzerine belli bir kuvvet uygulanarak çentik oluşturulur. Rockwell ve Brinell testleri kırılğan materyaller için uygun olmayıp, elastik malzemeler için modifiye edilmiştir. Vickers ve Knoop mikrosertlik ölçüm testleri ise mikro yapıya sahip materyallerin değerlendirilmesi için kullanılmaktadır (101, 104). Yapılan çalışmalarda diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin sertliklerinin ölçümünde, Vickers mikrosertlik testinin daha sık kullanıldığı gözlenmektedir (105).

Restorasyonların klinik başarısında ve uzun ömürlü olmasında iyi bir oral hijyen oldukça önemlidir. Oral hijyen uygulamalarından çürük ve periodontal hastalıkların önlenmesinde başlıca etken olan bakteri plağının manuel diş fırçalarıyla uzaklaştırılması, oral hijyeni sağlamada toplumun büyük bir kısmı tarafından benimsenmiş primer metoddur

(106). Temizleme etkinliklerini arttırmak amacıyla sayısız yeni modifikasyonlu manuel diş fırçası tasarlanmıştır. Ancak, superior dizayna sahip bir fırça olmadığı, manuel fırça etkinliğinin hala kullanıcının el becerisi ve yeteneği ile sınırlı olduğu konusunda fikir birliği vardır (107). Yeterli sürede ve doğru şekilde kullanıldığında manuel fırçalar oldukça etkilidir. Ancak çoğu bireyin dişlerini ya doğru teknikle fırçalayamadığı ya da yeterli sürede fırçalamadığı fark edilmiştir (108). Pek çok kişinin dişlerini 60 s ya da 60 s'den daha az süre (109) fırçaladığı ve ortalama bir kişinin dişteki plağın yalnızca %50'sini uzaklaştırdığı (110) görülmüştür. Manuel fırçalardaki bu kısıtlılıklardan dolayı mekanik fırçalama cihazı geliştirilmiş, 1855'de Frederick Wilhelm Tornberg tarafından patenti alınmıştır (111). Ticari power (elektrikli) diş fırçaları ise ilk olarak 1960'ların başında tanıtılmıştır (112). Elektrikli fırçaların ilk fonksiyonu yalnızca ileri geri hareket etmektir. Ancak, daha sonraki gelişmelerle döner hareketli fırçaların ve yüksek titreşimli fırçalar geliştirilmiştir (113).

Ancak oral hijyen uygulamalarının başında gelen diş fırçalama ile kompozit rezinlerde aşınma oluşmakta ve kompozit rezinlerin mekanik ve optik özellikleri değişebilmektedir. Fırçalama sonrası polimer matriksin abrazyonu, doldurucuların açığa çıkması ve doldurucu partiküllerinin kaybedilmesiyle yüzey pürüzlülüğü artmaktadır (114).

2.4. POWER DİŞ FIRÇALARI

İlerleyen teknolojik gelişmeler sayesinde günümüzde bir güç kaynağı aracılığı ile fırçalama yapan çok sayıda fırça piyasaya sürülmüştür ve kullanılmaktadır. Önceleri “elektrik fırçası” ya da “elektrikli fırça” olarak tanımlanmış olan bu fırçalar, günümüzde kısaca “power fırçalar” olarak adlandırılmaktadırlar (115).

2.4.1. Power Fırçaların Sınıflandırılması

Günümüzde ticari olarak çok sayıda bulunan power fırçalar 4 değişkene göre kategorize edilebilirler:

2.4.1.1. Sahip oldukları güç kaynağına göre

2.4.1.1.1. Pili fırçalar

Ucuz, AA pilleri kullanan, pili bitince pili değiştirilebilen modellere sahip olan ya da tek kullanımlık olup pili bitince atılan modellere sahip olan fırçalardır. Bunlarda pil

ömrü azalınca fırça hızı da azalır (116). Bir kısmı da saat piline benzer pil ile çalışan, pil ömrü 1 yıldan uzun olan ve tek kullanımlık olan fırçalardır (www.ionicbrush.com).

2.4.1.1.2. Şarj edilebilen fırçalar

Şarj edilebilen pillere sahiptirler ya da bir elektrik prizine takılı olan bir şarj kaidesi üzerinde oturtularak şarj olan (endüktif şarj) fırçalardır. Bu tip fırçalarda fırça başlığı ideal olarak 3 ayda bir değiştirilir, fırça sapı ise sabit kalır. Üretici firmaya ve fırça tipine göre bu tip fırçaların hızları değişiktir (116).

2.4.1.1.3. Işık ile aktive olan fırçalar

Hem fırça sapında bulunan solar panel hem de fırça sapından fırça kıllarına kadar uzanan Ti (titanyum) çubuk ışık ya da gün ışığına maruz kaldığında (-) yüklü iyon (elektron) salan fırçalardır (www.soladey.com).

2.4.1.2. Temizleme teknolojisi tarzına/hareket şekline göre

Power fırçaların güç kaynaklarına ilaveten, temizleme teknolojisi mekanizmaları da farklıdır ve fırça başlığı hareketine göre 8 grupta kategorize edilebilirler (116, 117).

2.4.1.2.1. Sirküler (yuvarlak/dönen) hareket yapanlar

Tüm fırça başlığı sadece tek bir yönde hareket ederek bir tam siklus döner.

2.4.1.2.2. Counter-oskülasyon (zıt titreşim) hareket yapanlar

Genelde 6 ya da 10 tane olan kıl demetleri vardır, birbirine komşu/bitişik kıl demetleri birbirine zıt yönde döner.

2.4.1.2.3. Oskülasyon-rotasyon (titreşimli dönme) hareketi yapanlar

Fırça başlığı önce bir yönde sonra diğer yönde titreşimli döner, ancak tam bir daire dönmez.

2.4.1.2.4. Oskülasyon-rotasyon-pulsasyon (titreşimli dönme+salınım) hareketi yapanlar

Tüm fırça başlığı titreşimli dönmeye ilaveten salınım hareketi de yapar.

2.4.1.2.5. Side to side (yandan yana) hareket yapanlar (sonik)

Fırça başlığı lateral olarak bir yandan diğer yana/sağdan sola hareket eder. Dönen fırça başlığı ve kıllara sahiptirler ilave olarak ses dalgaları (sonik dalga) da yayarlar. Bu ses

dalgaları da insan kulağının duyabileceği hızda vibrasyonlar (yüksek hızlı temizleyici darbeler) oluşturur.

2.4.1.2.6. Ultrasonik hareket yapanlar

Fırça kılları insan kulağının duyamayacağı ultrasonik frekansta (>250 kHz) vibrasyon yaparlar.

2.4.1.2.7. İyonik hareket yapanlar

Bu fırçalar fırçalama esnasında diş yüzeyine elektriksel yük verirler (116, 117). Manuel fırçalar gibi kullanılırlar, bir güç kaynağı ile güçlendirilmiş mekanik harekete (titreşim, 16 dönme, vibrasyon) sahip değildirler. Işık ile aktive olan Ti çubuk ya da Li iyon pil ile aktive olarak iyon salarlar (www.ionicbrush.com)(117).

2.4.1.2.8. Multi-directional (çok yönlü) hareket yapanlar

Birden fazla harekete sahip fırçalardır, yukarıdaki hareketlerden 2 tanesini bir arada içerirler. Sabit ve dönen kıl demetleri ile kombine edilen hareket eden bir uç kısım kıl demetleri ile 3 yönlü temizleme sağlarlar (116). Literatürde bu sınıflandırmada farklılıklara rastlanmıştır.

Yukarıdakine benzer sınıflandırma olduğu gibi (115), yine benzer şekilde ancak iyonik hareketli fırçanın olmadığı (118), ya da sadece 3 grup şeklinde (mekanik hareket-dönen/titreşen, sonik fırça, iyonik) yapılmış sınıflandırma da bulunmaktadır (108).

2.4.1.3. Vibrasyon (dakikadaki hareket) hızına göre

2.4.1.3.1. Elektrikli fırçalar (standart power fırçalar)

Aşağı-yukarı yönde vibrasyon, dairesel vibrasyon ya da ikisinin kombinasyonu ile çalışırlar. Çoğu elektrikli fırça dakikada 2.500 ila 7.500 fırça darbesi oluştururlar.

Sonik fırçalar: İnsan kulağının konuşma esnasında insanlar tarafından duyabildiği (20-20.000 Hz) ve yüksek sesle kullanılan ortalama sınırlar (bir kadının sesli konuşması dakikada 85-180 Hz-10.200-12.000 hareket, erkeğin ise 165-255 Hz-19.800 to 30.600 hareket- frekanstadır) içerisindeki bir hızda akustik vibrasyon meydana getirirler. Günümüzde mevcut sonik fırçalar 250-260 Hz (dakikada 31.000 fırça darbesi) frekansta çalışırlar ve bu değer geleneksel elektrikli bir fırçanın yaklaşık 10 katı kadardır (119).

2.4.1.3.2. Ultrasonik fırçalar

Geleneksel dönen ya da sonik fırçalardan 100-1000 kez daha hızlı vibrasyonlar oluştururlar. Dakikada minimum 20.000-40.000 Hz frekansta (2.400.000 hareket) ultrasonik dalga yayarlar. Dakikada 1.6 MHz frekansta- 17 192.000.000 hareket-çalışan ultrasonik fırçalar FDA (Amerika Gıda ve İlaç Denetimi) tarafından onaylanmıştır.

2.4.1.4. Fırça başlığı seçeneğine göre

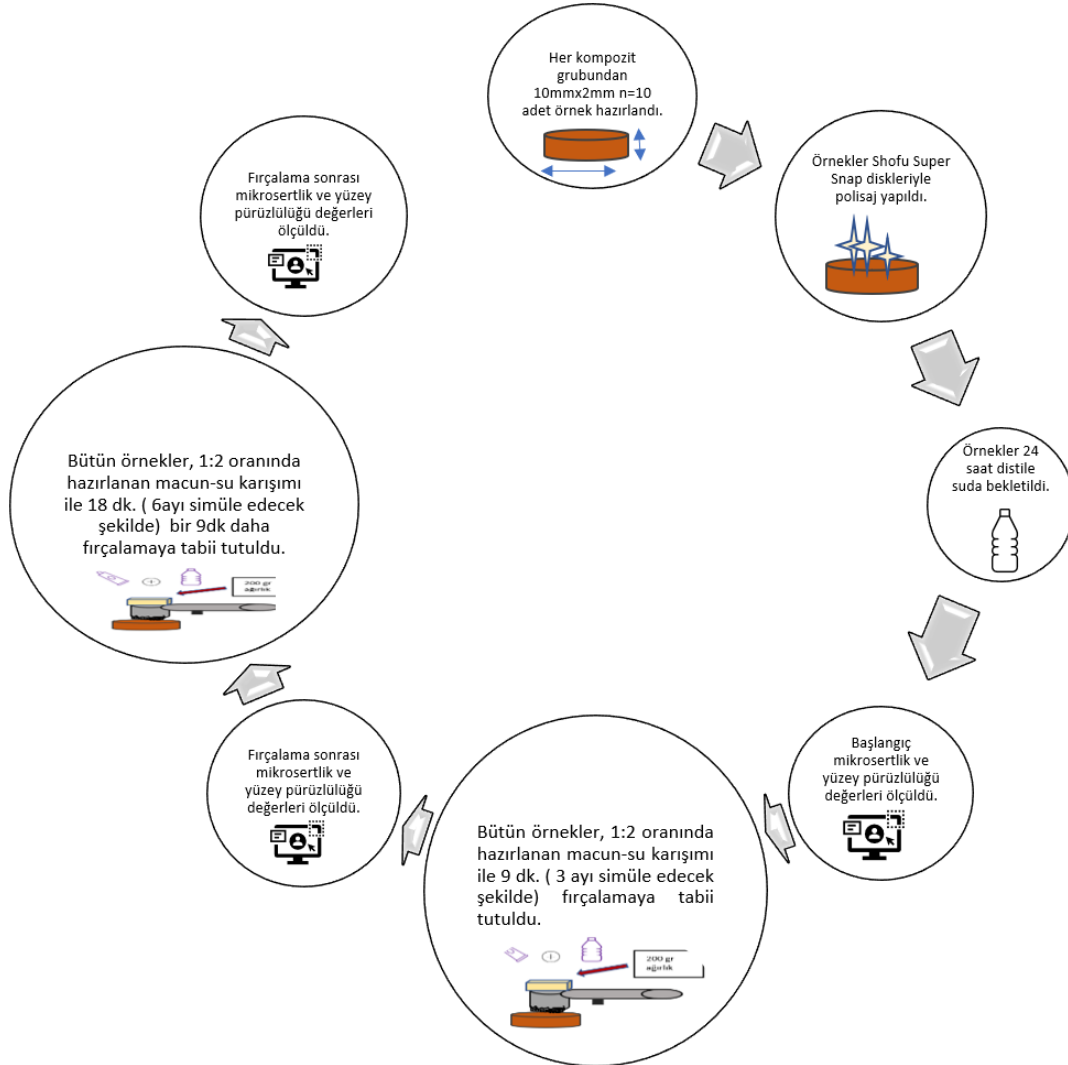
Hastalar bireysel olarak farklı oral hijyen ihtiyaçlarına karşılık, üreticiler çocuklar, yetişkinler, ortodontik hastalar için ve interdental bölgeler için çok sayıda farklı fırça başlığı seçeneği imkânı sunmuştur. Bunlar genellikle sirküler (dairesel) ya da geleneksel manuel fırçaya benzer şekildedirler. Sirküler başlıklarda her bir diş tek tek fırçalanır. Geleneksel manuel benzeri dikdörtgen başlıklarda ise fırça kılları aynı anda birkaç dişe birden temas eder. Fırça başlıkları da etkinliklerine göre beyazlatıcı başlık, hassasiyet başlığı, derin temizlik başlığı gibi isimler ile satılmaktadırlar (116). Power fırçaların avantajları; manuel fırçadan daha etkili plak uzaklaştırma sağlaması, manuel fırçalamaya kıyasla daha az el becerisi gerektirmesi (120), hastalarda diş fırçası kullanma motivasyonu artırması (106, 116) ve manuel fırçalara kıyasla daha az fırçalama kuvveti gerektirirken plak kontrolünü arttırması şeklinde sıralanabilir . Ayrıca power fırçaların kılları, manuel olarak yapılamayacak kadar hızlı şekilde hareket eder ve özellikle interproksimal alanlarda ve ulaşılması zor olan arka grup dişlerde (116) plak uzaklaştırmada üstündürler (108).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı tarafından, Ankara Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı ve Yıldırım Beyaz Üniversitesi Merkez Laboratuvarı'nda yürütüldü.

Çalışmamızda, laboratuvar ortamında simüle edilmiş diş fırçalamanın, dört farklı yeni nesil akışkan kompozit ile ve bir universal kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliğe etkisinin birbirlerine ve zamana göre değerlendirilmesi amaçlanmıştır.



Şekil 3.1. Çalışma akış şeması

3.1. ÇALIŞMADA KULLANILAN KOMPOZİT REZİNLER

Bu çalışmada, beş farklı rezin esaslı kompozit kullanıldı: Gaenial Injectable Flow, (GC, Tokyo, Japan), Estelite Universal Flow Super Low, A2 (Tokuyama Dental, Japan); Filtek Supreme Flowable, A2 (3M, USA), Omnichroma Flow, One Shade (Tokuyama Dental, Japan); Filtek Universal Restorative, A2 (3M, USA).

	Gaenial Universal Injectable	Nanohibrit	Resin matriks: UDMA, Bis-MEPP, TEGDMA, Nano-pigment, fotoiniyatör hibrit Doldurucu partikül : %69 ağırlığında, %50 hacimde. Silikon dioksit, akıcı stronsiyum cam.	GC Corp., Tokyo, Japan
	Filtek Supreme Flowable	Nanofill	Resin matriks: Bis-GMA, TEGDMA ve Bis-EMA Doldurucu partikül : 65% ağırlığında 55% hacimde. Zirkonya,silika,silikazirkonya	3M,St.Paul,MN,USA
	Estelite Universal Flow	Supra-nanofill	Resin matriks : Bis-GMA, Bis-MPEPP, TEGDMA, -UDMA Doldurucu partikül : 70% ağırlığında, 56% hacimde. Supranano sferikal silikazirkonya ve kompozit doldurucular.	Tokuyama Dental Co, Japan
	Omnichroma Flow	Supra-nanosferikal	Resin matriks: UDMA, 1,9-nonametenlik glikol dimetakrilat, Mequinol, Dibutil hidroksil toluen ve UV absorbe edici. Doldurucu partikül : 71% ağırlığında 57% hacimde. Sferikal silikazirkonya	Tokuyama Dental Co, Japan
	Filtek Universal Restorative	Nanofill	Resin matriks: AUDMA, AFM, diurethane-DMA, and 1,12-dodecane-DMA. Doldurucu partikül : 76.5% ağırlığında 58.4% hacimde Silika,zirkonya,silikazirkonya , iteryum triflorür	3M,St.Paul,MN,USA

Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler

3.2. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Bu in vitro çalışma için 2mm kalınlığında silikon kalıplar kullanılarak 10mm çapında toplam 50 adet silindirik yuva oluşturuldu. Her bir kompozit rezine ait 10 adet örnek bu yuvalara yerleştirildi. Kompozit rezinler yerleştirilmeden önce şeffaf bant (Universal Strips, Extra Dental, İstanbul, Türkiye) bu kalıpların altında konumlandırıldı. Kompozit rezinler kalıplardaki yuvalara yerleştirildi, üzerine şeffaf bant konularak ve 1 mm kalınlığında ince bir cam lamel ile parmak baskısı uygulanarak taşan kompozit materyal uzaklaştırıldı. Işık gücü 1200 mW/cm² olan ve dalga boyu 450-470 nm aralığında olan LED ışık cihazının (Woodpecker DTE Lux E) ucu her bir örneğe dik gelecek şekilde cam lamel üzerine yerleştirildi ve kompozit rezinler üretici firmanın talimatları doğrultusunda 20 sn polimerize edildi.

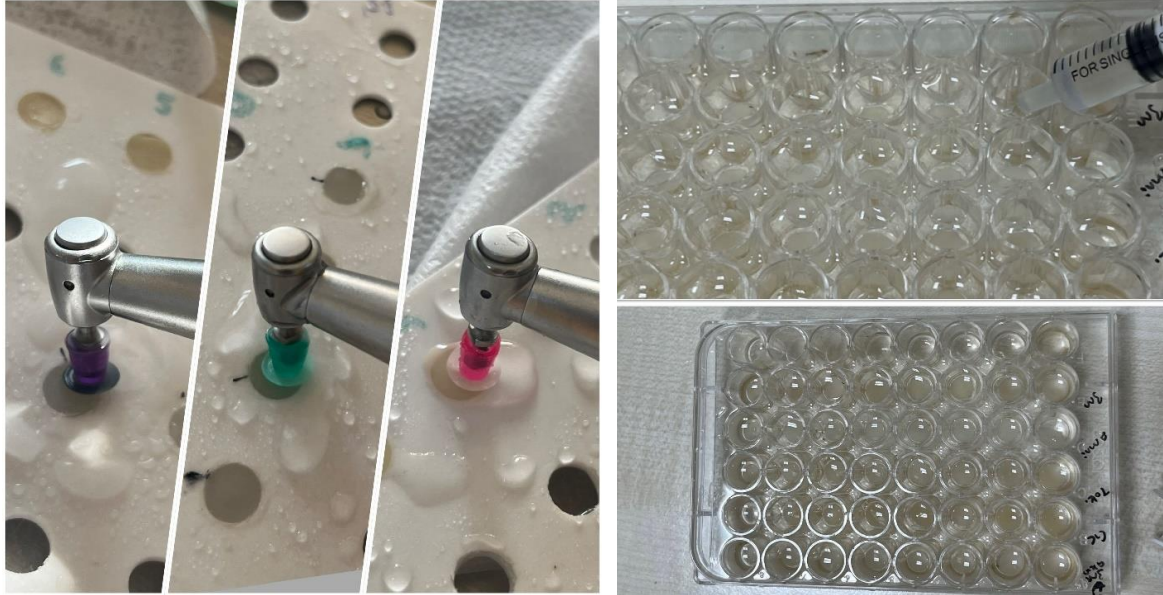
Daha sonra tüm örneklerin tek bir yüzeyi Shofu Super Snap Rainbow cila diskleri (SHOFU INC, JAPAN) ile polisajlandı. Sistemdeki 4 aşamalı disklerin her rengi sırasıyla ortalama basınçla kalından inceye doğru su soğutması altında 10’ar saniye uygulandı. Ortalama 20.000 rpm hızındaki döner alet kullanıldı. Hazırlanan tüm örnekler distile su içerisinde 37 C’de 24 saat bekletildi.



Şekil 3.3. Örneklerin hazırlanması



Şekil 3.4. Örneklerin polimerize edilmesi



Şekil 3.5. Örneklerin polisajı ve distile suda bekletilmesi

3.3. FIRÇALAMA PROSEDÜRÜ

Her bir örnek; şarj edilebilir diş fırçasının kullanıldığı, bu diş fırçasına adapte edilen fırça başlığının örnek yüzeyine paralel ve kılların tamamının örnek yüzeyine dik olarak temas ettiği, başlığın her bir örneğe 2N yük uyguladığı (121, 122) bu çalışma için tasarlanmış sabit bir düzeneğe yerleştirildi. Çalışmada şarj edilebilir diş fırçası olarak çok yönlü (multi-directional) fırçalama özelliği bulunan Oral-B Genius (Procter&Gamble Satış Dağıtım Ltd, İstanbul, Türkiye) kullanıldı.

Oral-B Genius dakikada 48.000 pulsasyon ve 10.500 oskültasyon hareketi yapmaktadır. Fırça başlığı olarak ise Oral-B Genius fırça başlığı (Procter & Gamble Satış Dağıtım Ltd., İstanbul, Türkiye) seçildi.

Her bir gruptaki örnekler diş macunuyla 1:2 oranında hazırlanmış (EN ISO 14569-2007 standart) diş macunu/su karışımının (123) bulunduğu bir kaba yerleştirildi (124), Çoğu elektronik diş fırçası önerisi, kadran başına 30 saniyelik bir temas süresi gerektirir (günde iki kez 3 yüzey). Çoğu elektronik diş fırçası aynı anda yaklaşık 2 diş temas eder. Bu varsayımlardan diş yüzeyi başına temas süresini hesaplamak mümkündür. Temas süresi = $(2x/d) \times (30s/dörtlölü) \times (2 \text{ diş/fırça kafası}) (3 \text{ yüzey/diş}) (7 \text{ diş/diş}) = 5,7$ saniye/yüzey/gün. 3 ay ve 6 aylık fırça maruziyetini simüle etmek için bütün örnekler 9 ve 18 dk. süreyle fırçalandı (125) Fırça başlıkları her 10 dk. sonunda değiştirildi. Her bir fırçalama periyodundan sonra tüm örnekler su ile yıkandı, üzerindeki macun artıklarından arındırmak amacıyla ultrasonik temizleyicide 5 dk. tutuldu. Her bir fırçalama periyodundan sonra yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik tekrar ölçüldü ve fırçalama sonrası değerleri kaydedildi.



Şekil 3.6. Fırçalama simülatörü düzeneği

3.4. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇÜMÜ YAPILMASI

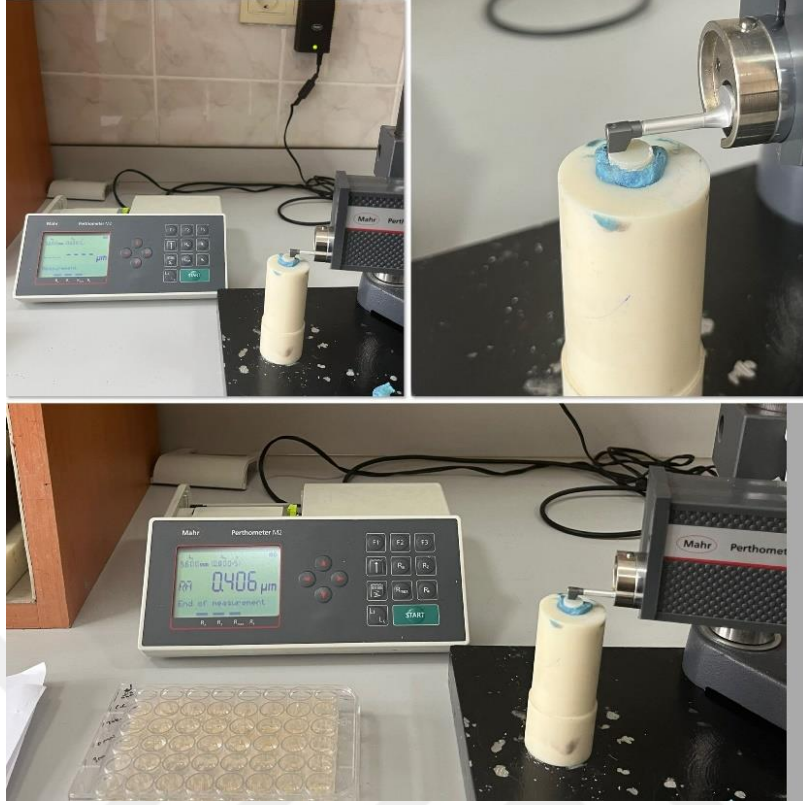
Araştırmamızda, yüzey pürüzlülüğü analizi, Ankara Üniversitesi Araştırma Laboratuvarında bulunan, hassas ölçüm yapabilen bir cihaz olan profilometre (Perthometer M2, Mahr, Almanya) profilometre cihazı kullanıldı. Cihazın kaydeden ucu, belirli bir hızda örneğin yüzeyini tararken, yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı olarak kayıt edici ucun yaptığı dikey hareketler, elektriksel akım farklılıkları oluşturarak yüzey profilini kaydeder ve yüzey topografisiyle ilgili değerler rakamsal ya da grafik olarak elde edilir.

Cihazın önemli teknik özellikleri aşağıda belirtildiği gibidir:

Ölçüm uzunluğu (tracing length) 1,75; 5,5 veya 17,5 mm olarak ayarlanabilir. Ölçüm alanını 1'den 5'e kadar ayırarak (örnekleme uzunluğu/sampling length = n) ölçebilir. Otomatik ölçüm uzunluğuna göre uygun diğer parametreleri ayarlayabilir. Hareketli olarak pick-up kalibrasyon yapılır. Ölçüm dışı olarak alınacak mesafe (cutoff aralığı) 0,25; 0,80 ya da 2,5 mm şeklinde ayarlanabilir. Ra, Rz, Rmax, Rp, Rpm, Rt gibi birçok parametreyi hesaplayabilir. Çalışmamızda ölçüm uzunluğu 1,75 mm olarak ayarlandı. Buna göre cut-off değeri ise 0,25 olarak ayarlandı. Her numune örneğinin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini ifade eden Ra değeri kaydedildi.

Her 10 ölçümde bir cihaz kalibre edildi. Cihazın kalibrasyonu 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. Ölçümler örneklerin merkezinde olmak üzere yapıldı. Her bir örnekten üçer ölçüm yapılarak, değerlerin ortalaması alındı.



Şekil 3.7. Profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Almanya).



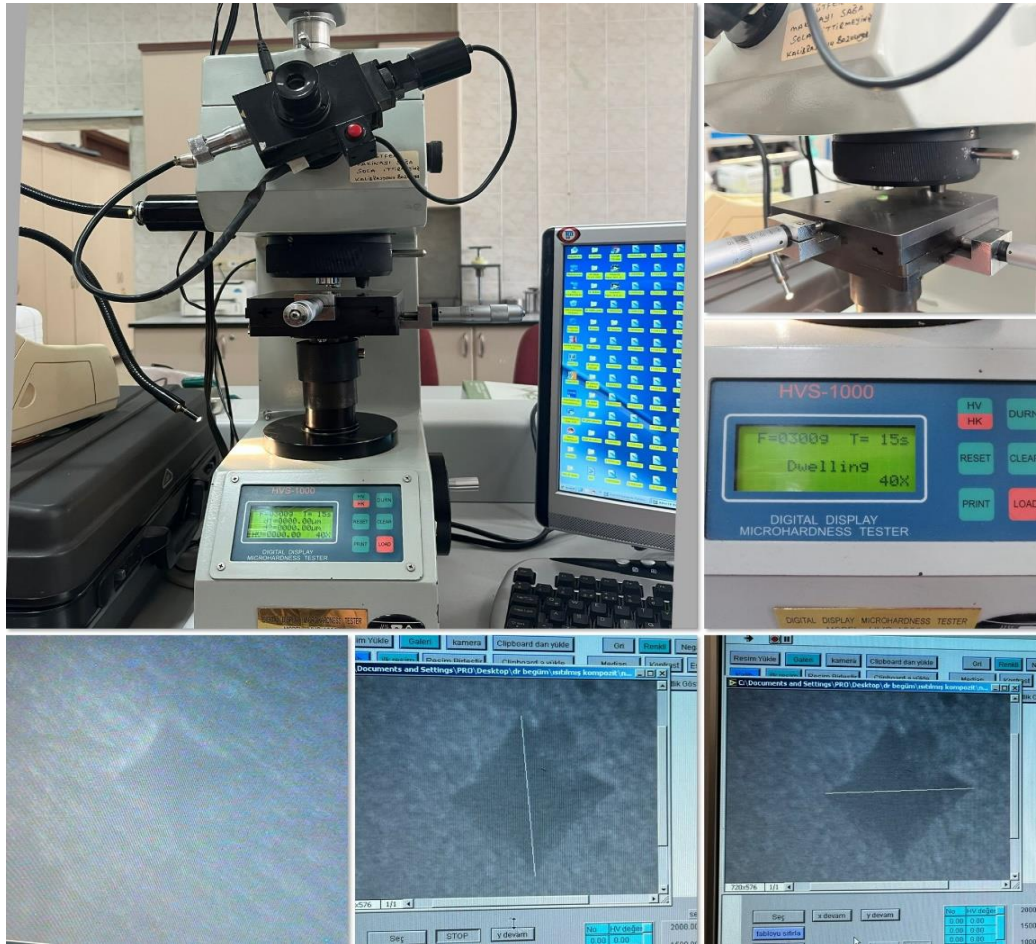
Şekil 3.8. Cihazın kalibrasyon plakası ile kalibre edilmesi

3.5. MİKROSERTLİK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI

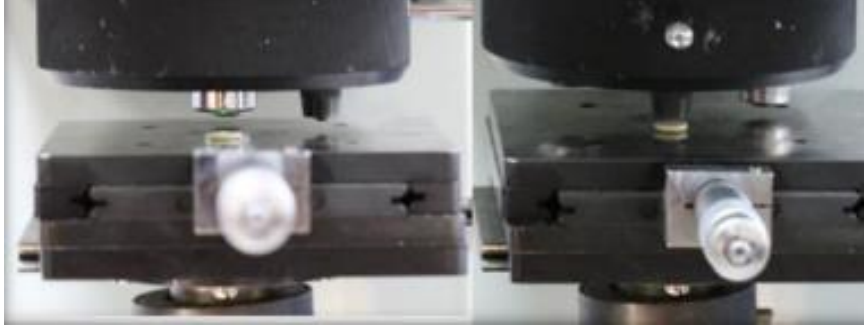
Araştırmamızda, materyallerin yüzey sertliği ölçümleri, Ankara Üniversitesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Vickers mikrosertlik cihazı (Digital Display Microhardness Tester HVS-1000, ABD) kullanılarak gerçekleştirildi. Sertliği ölçülecek her örnek ışık mikroskobunun tablası üzerine yerleştirildi. En düşük büyütme ile (x10) ölçüm

yapılacak yüzeyin lokalizasyonu belirlendi. Daha sonra x40 büyütme ile Vickers ucun uygulanacağı alan saptandı. Ölçümler Vickers elmas ucun, 300 g (1,961 N) yük ile ve 15 sn süre boyunca uygulanmasıyla gerçekleştirildi. Cihazda bulunan tepe açısı 136o olan kare tabanlı piramit şekilli uç ile bir iz oluşturulur. Oluşan kare şekilli iz cihaza eklenmiş bir mikroskop yardımıyla ölçme ekranına aktarılır ve ölçüm yapılır. Vickers ucla oluşturulan izin köşegenlerinin uzunluğuna x40 büyütme ile bakıldı ve ekrandaki yatay çizgiler köşegenlerin iki ucuna yerleştirilerek ölçümler yapıldı. Yüzey sertliği değerleri, köşegenin uzunluk verileri kullanılarak cihaz tarafından otomatik olarak hesaplandı.

Hazırlanan disk şeklindeki örneklerin fırçalama öncesi, 3 ay ve 6 aylık fırçalama döngüleri sonrasında yüzey mikrosertlik ölçümleri yapıldı.



Şekil 3.9. Vickers mikrosertlik cihazı (Digital Display Microhardness Tester HVS-1000, ABD)



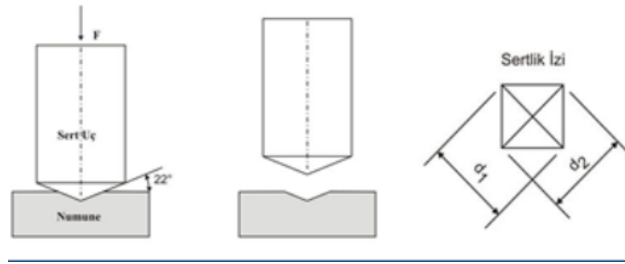
Şekil 3.10. Cihazın optik ve çizici ucu

Ölçüm sırasında oluşan çentiklerin çaprazlama uzunlukları ölçülerek o örneğe ait Vickers sertlik (VHN) ölçüm değeri 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 3.11. Vickers mikrosertlik ölçüm yönteminin şematik görünümü

Ölçüm işlemi 3 ay ve 6 ay fırçalama döngüleri sonrasında tekrar edilerek kaydedildi.

3.6. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) ANALİZİ

Her bir kompozit grubundan 3 ay ve 6 aylık fırçalama döngüsüne katılacak örneklerden rastgele biri seçilerek başlangıç, 3 ay ve 6 aylık fırçalama döngüleri sonunda SU5000 scanning electron microscope (SEM, Hitachi, Tokyo, Japan) ile görüntüleri alındı. Bu işlem, akrilik blok üzerindeki belirlenen örneklerden karbon kaplama yöntemiyle 20 kV'lık düşük vakum altında farklı büyütme oranlarında (x2500, x5000, x10000) yapıldı. Disk şeklindeki örneklerde 3 ay ve 6 aylık fırçalama sonunda mikrosertlik testi, yüzey pürüzlülüğü ölçümü analizi ile elde edilen veriler başlangıç verileri ile karşılaştırıldı.

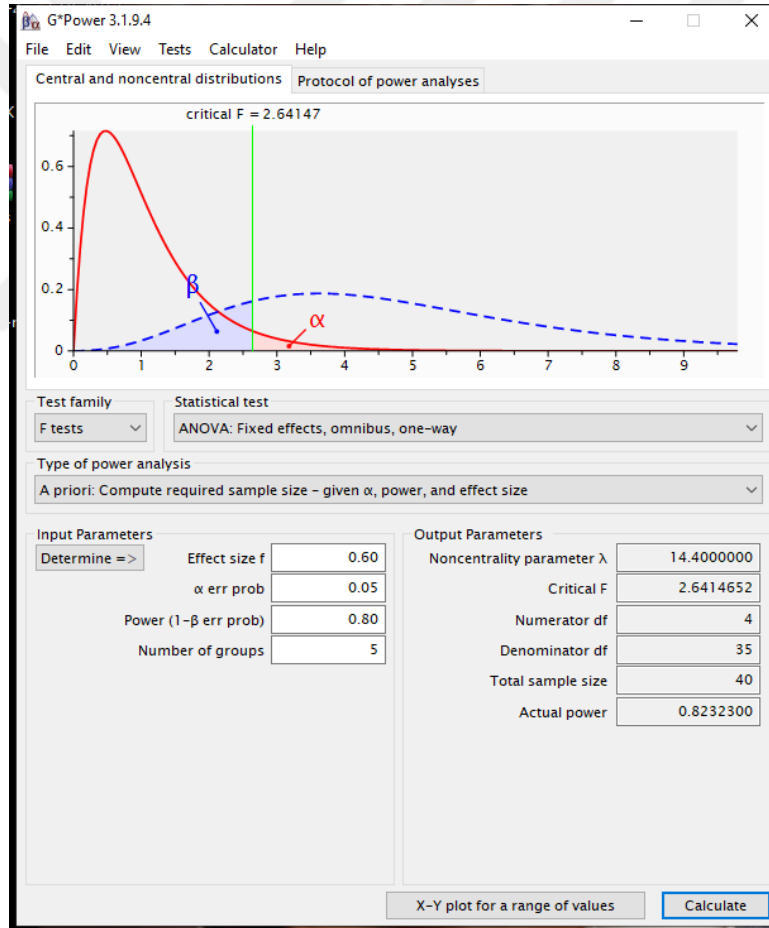
Bu çalışmada SEM görüntülerinde herhangi bir ölçüm yapılması planlanmadı. SEM analizleri yapılan ölçümlerin pekiştirilmesi, kompozit örneklerin bitirme ve cila işlemleri

sonrasında oluşan mikromorfolojik ve yüzey özelliklerinin 2 boyutlu değerlendirilmesi açısından bize bilgi sunmaktadır.

3.7. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS v25 (Statistical Package for Social Sciences) programı ile analiz edilmiştir.

Çalışma için gerekli olan örneklem büyüklüğü G*Power 3.1 programı ile $\beta=0,80$, $\alpha=0,05$ ve yapılan literatür araştırması sonucunda (tez önerisi, makale, kaynakça) etki büyüklüğü=0,60 alınarak F testi için yapılmış olup her grupta minimum $n=8$ alınması planlanmıştır. Parametrik olmayan testler için %10'luk ve çalışma dışı kalabilecek durumlar içinde ilave %10'luk örneklem alınması planlanmıştır.



Şekil 3.12. Parametrik olmayan testler için %10'luk ve çalışma dışı kalabilecek durumlar içinde ilave %10'luk örneklem alınması

3.8. POWER ANALİZİ

Çalışma verileri değerlendirilirken sayısal verilerin gruplar arasındaki anlamını karşılaştırmada, verilerin normal dağılıp dağılmadığı Kolmogorov Smirnov testi ve Varyans Homojenliğine Levene Testi ile yapılmıştır.

Mauchly's testi ile küresellik varsayımı test edilmiş ($p>0.05$) elde edilmiş olup küresellik varsayımı da sağlanmıştır. Aşağıdaki tabloya göre ($p=0.147$) kullanmış olduğumuz veride küresellik varsayımı sağlanmıştır.

Normal dağılım gösteren ($p>0.05$) ve varyans homojenliği varsayımları ($p>0.05$) sağlanmış olup Mikrosertlik ortalama değerlerinin materyal ve zamana göre değişimleri genelleştirilmiş lineer modeller ile incelenmiştir. Çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni düzeltmesi kullanılmıştır. Analiz sonuçları ortalama $\pm$ standart sapma olarak sunuldu. Önem düzeyi $p<0.05$ olarak alındı.

Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 alınmış $p<0.05$ olması durumunda farklılık olduğu; $p>0.05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilecektir.



4. BULGULAR

4.1. MİKROSERTLİK TEST BULGULARI

Yeni nesil akıcı dört adet akıcı kompozit ve bir adet nanohibrit kompozitden oluşan disk şeklinde örneklerin başlangıç, 3 ay (9 dk. fırçalama) ve 6 ay (18 dk. fırçalama)yı simüle eden fırçalama döngüleri sonunda ölçülen ortalama Vickers mikrosertlik (VHN) değerleri ve bu değerlerin döngüler arası değişim oranları aşağıdaki tablolarda gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Vickers mikrosertlik (VHN) ortalama değerleri

Zaman	Grup (Materyal)	n	Mean (VHN)	St. Dev.
Başlangıç	Filtek Supreme Flowable	8	80,3124	3,67090
	Geanial Universal Injectable	8	53,4700	2,84086
	Estelite Universal Flow	8	83,0695	4,49341
	Omnichroma Flow	8	80,8565	2,78710
	Filtek Universal Restorative	8	102,7694	1,62398
3 Ay	Filtek Supreme Flowable	8	69,3850	5,66197
	Geanial Universal Injectable	8	47,0136	1,75417
	Estelite Universal Flow	8	73,0109	3,75538
	Omnichroma Flow	8	62,8577	3,14616
	Filtek Universal Restorative	8	84,1179	1,94960
6 Ay	Filtek Supreme Flowable	8	62,9875	4,87873
	Geanial Universal Injectable	8	42,4759	5,40372
	Estelite Universal Flow	8	63,6329	4,42661
	Omnichroma Flow	8	53,3566	5,10606
	Filtek Universal Restorative	8	74,4667	4,28764

Filtek Supreme Flowable kompozit grubu için başlangıç mikrosertlik ortalama değeri 80,31 VHN iken, 3 ay sonraki ortalama değer 69,38 VHN, 6 ay sonraki ortalama değer ise 62,98 VHN elde edilmiştir. Mikrosertlik değerleri zamana bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı azalma göstermektedir.

Geanial Universal Injectable kompozit grubu için başlangıç mikrosertlik ortalama değeri 53,47 VHN iken, 3 ay sonraki ortalama değer 47,01 VHN, 6 ay sonraki ortalama değer ise 42,47 VHN elde edilmiştir. Mikrosertlik değerleri zamana bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı azalma göstermektedir.

Estelite Universal Flow kompozit grubu için başlangıç mikrosertlik ortalama değeri 83,06 VHN iken, 3 ay sonraki ortalama değer 73,01 VHN, 6 ay sonraki ortalama değer ise

63,63 VHN elde edilmiştir. Mikrosertlik değerleri zamana bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı azalma göstermektedir.

Omnichroma Flow kompozit grubu için başlangıç mikrosertlik ortalama değeri 80,85 VHN iken, 3 ay sonraki ortalama değer 62,85 VHN, 6 ay sonraki ortalama değer ise 53,35 VHN elde edilmiştir. Mikrosertlik değerleri zamana bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı azalma göstermektedir.

Filtek Universal Restorative kompozit grubu için başlangıç mikrosertlik ortalama değeri 102,76 VHN iken, 3 ay sonraki ortalama değer 84,11 VHN, 6 ay sonraki ortalama değer ise 74,46 VHN elde edilmiştir. Mikrosertlik değerleri zamana bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı azalma göstermektedir.

Tüm zamanlarda mikrosertlik ölçüm değerleri ortalamaları en yüksek ortalama değer Filtek Universal Restorative kompozit grubunda elde edilmiştir. En düşük ortalama değer ise Geanial Universal Injectable kompozit grubunda elde edilmiştir. Filtek Universal Restorative kompozit grubunun ortalama değeri diğer tüm materyallerden farklı elde edilmiştir.

Tüm grup (materyal) mikrosertlik ölçüm değerleri ortalamaları için en yüksek ortalama değer başlangıçta, en düşük ortalama değer ise 6 ay sonraki ölçümde elde edilmiştir.

Tablo 4.2. Tüm grup (materyal) mikrosertlik ölçüm değerleri ortalamaları

Grup (Materyal)	Zaman	n	Mean (VHN)	St. Dev.
Filtek Supreme Flowable	Başlangıç	8	80,3124	3,6709
	3 ay	8	69,3850	5,6619
	6 ay	8	62,9875	4,8787
Geanial Universal Injectable	Başlangıç	8	53,4700	2,8408
	3 ay	8	47,0136	1,7541
	6 ay	8	42,4759	5,4037
Estelite Universal Flow	Başlangıç	8	83,0695	4,4934
	3 ay	8	73,0109	3,7553
	6 ay	8	63,6329	4,4266
Omnichroma Flow	Başlangıç	8	80,8565	2,7871
	3 ay	8	62,8577	3,1461
	6 ay	8	53,3566	5,1060
Filtek Universal Restorative	Başlangıç	8	102,7694	1,6239
	3 ay	8	84,1179	1,9496
	6 ay	8	74,4668	4,2876

Tüm gruplar için başlangıç - 3 aylık fırçalama , başlangıç – 6 aylık fırçalama, 3 ay – 6 ay arası fırçalama arasında, mikrosertlik değerleri arasındaki azalma istatistiksel olarak anlamlıdır.

Mikrosertlik ortalama değerleri üzerine materyallerin ($p<0,001$) ve zamanın ($p<0,001$) ana etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Ayrıca materyal ve zaman etkileşimi ($p<0,001$) de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Yani farklı zamanlarda ve gruplardan alınan mikrosertlik değerleri arasında ve anlamlı bir fark bulunmaktadır.

Ayrıca çalışmada kullanmış olduğumuz farklı grup (materyal) türlerine ile ölçüm zamanları arasındaki etkileşim istatistiksel olarak anlamlıdır.

Yine bu test farkın hangi gruplar arasında olduğunu açıklamamaktadır. Bunun için post hoc testi yapmamız gerekmektedir.

Filtek Supreme Flowable - Geanial Universal Injectable

Filtek Supreme Flowable - Omnicroma Flow

Geanial Universal Injectable - Estelite Universal Flow

Estelite Universal Flow - Omnicroma Flow

Filtek Supreme Flowable - Filtek Universal Restorative

Geanial Universal Injectable - Omnicroma Flow

Estelite Universal Flow - Filtek Universal Restorative

Omnichroma Flow - Filtek Universal Restorative

Geanial Universal Injectable - Filtek Universal Restorative

Kompozit gruplarının ortalama değerleri bakımından aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. ($p<0,001$).

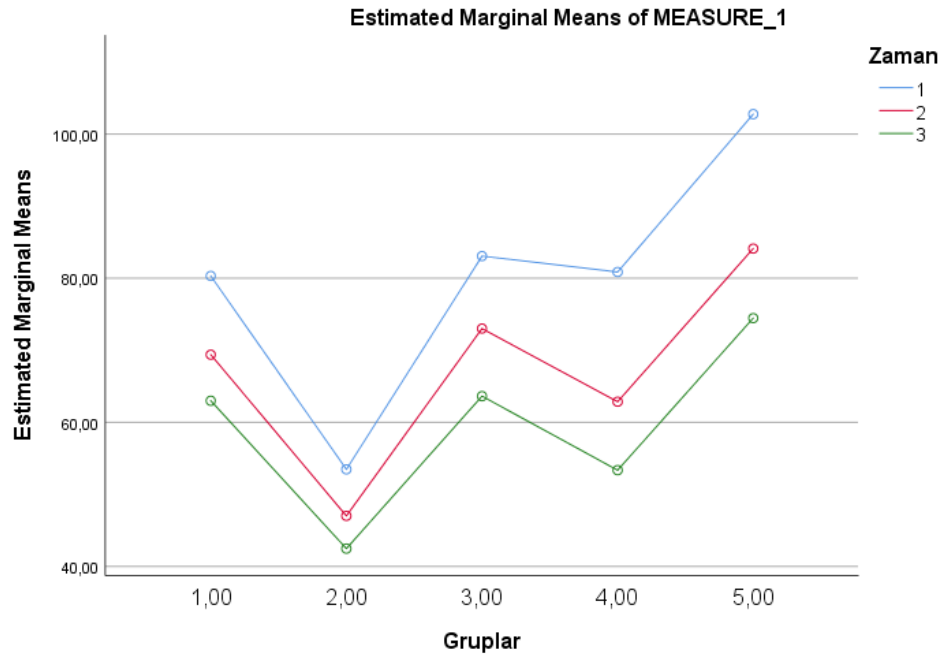
Tablo 4.3. Vickers mikrosertlik (VHN) değerleri döngüler arası değişim oranı

Grup	Zaman	Mean Difference	P
Filtek Supreme Flowable	Başlangıç – 3 ay	10,927	p<0,001
	Başlangıç - 6 ay	17,325	
	3 ay – 6 ay	6,398	
Geanial Universal Injectable	Başlangıç – 3 ay	6,456	
	Başlangıç - 6 ay	10,994	
	3 ay – 6 ay	4,538	
Estelite Universal Flow	Başlangıç – 3 ay	10,059	
	Başlangıç - 6 ay	19,437	
	3 ay – 6 ay	9,378	
Omnichroma Flow	Başlangıç – 3 ay	17,999	
	Başlangıç - 6 ay	27,500	
	3 ay – 6 ay	9,501	
Filtek Universal Restorative	Başlangıç – 3 ay	18,651	
	Başlangıç - 6 ay	28,303	
	3 ay – 6 ay	9,651	

Tüm gruplarda (materyalde); zamana bağlı olarak mikrosertlik ölçüm değerleri başlangıç ile 3 ay sonraki ölçüm değerleri (Mean Dif: 10,927, p<0,001), başlangıç ile 6 ay sonraki ölçüm değerleri (Mean Dif: 17,325, p<0,001) ve 3 ay sonraki ile 6 ay sonraki ölçüm değerleri (Mean Dif: 6,398, p<0,001) ortalamaları arasındaki azalma istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmaktadır.

Materyal ve zamana göre etkileşim istatistiksel olarak anlamlı olarak elde edilmiştir. Ayrıca anlamlılığın neyden kaynaklandığına baktığımızda ise tüm zaman ve materyal açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmaktadır (p<0,001).

Mikrosertlik dereceleri tüm materyallerde zamanla fırçalama neticesinde azalma göstermektedir. Mikro sertlik bakımından başlangıç zamanında Filtek Supreme Flowable , Estelite Universal Flow ve Omnicroma Flow kompozit grupları aynı değerlere sahipken zamanla bu materyallerde en çok azalma Omnicroma Flow grubunda meydana gelmiştir. Genel olarak baktığımızda ise en çok azalma Filtek Universal Restorative grubunda meydana gelmiştir.

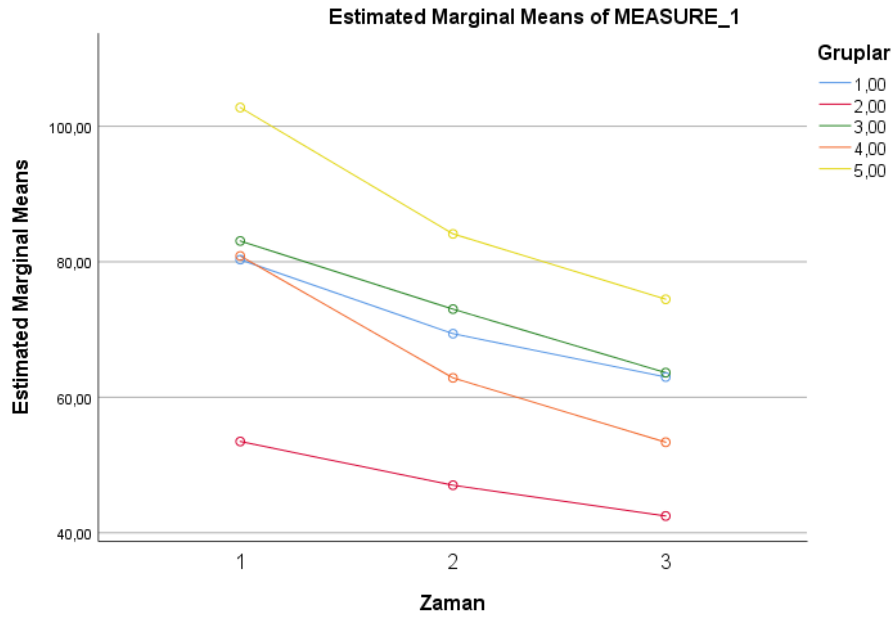


Şekil 4.1. Mikrosertlik değeri ortalamalarının zamana göre değişim grafiği

1: Başlangıç

2: 3 ay

3: 6 ay



Şekil 4.2. Mikrosertlik değeri ortalamalarının grup(materyale) göre değişim grafiği

- 1: Filtek Supreme Flowable
- 2: Geanial Universal Injectable
- 3: Estelite Universal Flow
- 4: Omnicroma Flow
- 5: Filtek Universal Restorative

4.2. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ TEST BULGULARI

Yeni nesil akıcı dört adet akıcı kompozit ve bir adet nanohibrit kompozitten oluşan disk şeklinde örneklerin başlangıç, 3 ay (9 dk fırçalama) ve 6 ay (18 dk fırçalama)’yı simüle eden fırçalama döngüleri sonunda ölçülen ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri ve bu değerlerin döngüler arası değişim oranları aşağıdaki tablolarda gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Yüzey pürüzlülüğü (Ra) ortalama değerleri

Zaman	Grup (Materyal)	n	Mean (Ra : μm)	St. Dev.
Başlangıç	Filtek Supreme Flowable	8	,3034	,08303
	Geanial Universal Injectable	8	,2301	,08645
	Estelite Universal Flow	8	,2626	,06367
	Omnichroma Flow	8	,2819	,09831
	Filtek Universal Restorative	8	,2560	,01903
3 Ay	Filtek Supreme Flowable	8	,2668	,07570
	Geanial Universal Injectable	8	,3228	,10148
	Estelite Universal Flow	8	,2644	,08693
	Omnichroma Flow	8	,2820	,05949
	Filtek Universal Restorative	8	,3018	,09981
6 Ay	Filtek Supreme Flowable	8	,2845	,02334
	Geanial Universal Injectable	8	,2911	,07827
	Estelite Universal Flow	8	,4070	,11454
	Omnichroma Flow	8	,3226	,07029
	Filtek Universal Restorative	8	,3699	,06206

Tablo 4.5. Yüzey pürüzlülüğü (Ra) döngüler arası değişim oranı

Grup (Materyal)	Zaman	n	Mean (VHN)	St. Dev.
Filtek Supreme Flowable	Başlangıç	8	0,3034	0,8303
	3 ay	8	0,3228	0,1014
	6 ay	8	0,4070	0,1064
Geanial Universal Injectable	Başlangıç	8	0,2301	0,0864
	3 ay	8	0,2644	0,0869
	6 ay	8	0,3226	0,0871
Estelite Universal Flow	Başlangıç	8	0,2626	0,0636
	3 ay	8	0,2820	0,0594
	6 ay	8	0,3699	0,0758
Omnichroma Flow	Başlangıç	8	0,2819	0,0983
	3 ay	8	0,3017	0,0998
	6 ay	8	0,3984	0,0939
Filtek Universal Restorative	Başlangıç	8	0,2560	0,0190
	3 ay	8	0,2845	0,0233
	6 ay	8	0,2870	0,0349

Filtek Supreme Flowable kompozit grubu için başlangıç yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri 0,30µm iken, 3 ay sonraki ortalama değer 0,32 µm, 6 ay sonraki ortalama değer ise 0,40 µm elde edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü değerleri zamana bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı artış göstermektedir.

Geanial Universal Injectable kompozit grubu için başlangıç yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri 0,23 µm iken, 3 ay sonraki ortalama değer 0,26 µm, 6 ay sonraki ortalama değer ise 0,32 µm elde edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü değerleri zamana bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı artış göstermektedir.

Estelite Universal Flow kompozit grubu için başlangıç yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri 0,26 µm iken, 3 ay sonraki ortalama değer 0,28 µm, 6 ay sonraki ortalama değer ise 0,36 µm elde edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü değerleri zamana bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı artış göstermektedir.

Omnichroma Flow kompozit grubu için başlangıç yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri 0,28 µm iken, 3 ay sonraki ortalama değer 0,30 µm, 6 ay sonraki ortalama değer ise 0,39 µm elde edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü değerleri zamana bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı artış göstermektedir.

Filtek Universal Restorative kompozit grubu için başlangıç yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri 0,25 μm iken, 3 ay sonraki ortalama değeri 0,28 μm , 6 ay sonraki ortalama değeri ise 0,28 μm elde edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü değerleri zamana bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı artış göstermektedir.

Yüzey pürüzlülüğü ortalama değerleri üzerine materyallerin ($p>0,05$) ana etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamakta ve zamanın ($p<0,001$) ana etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

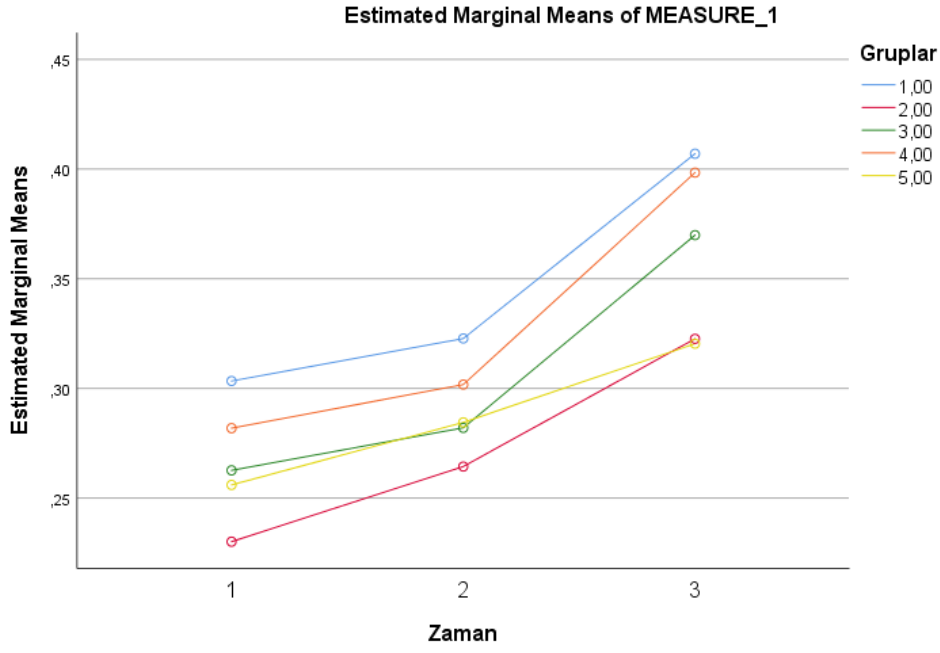
Ayrıca materyal ve zaman etkileşimi ($p>0,05$) de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Yani farklı zamanlarda alınan yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmaktadır.

Yine bu test farkın hangi gruplar arasında olduğunu açıklamamaktadır. Bunun için post hoc testi yapmamız gerekmektedir.

Tüm zaman gruplarında ortalama değerleri bakımından aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. ($p<0,001$).

Tüm grup (materyal) yüzey pürüzlülüğü değerleri ortalamaları için en düşük ortalama değeri başlangıçta, en yüksek ortalama değeri ise 6 ay sonraki ölçümde elde edilmiştir.

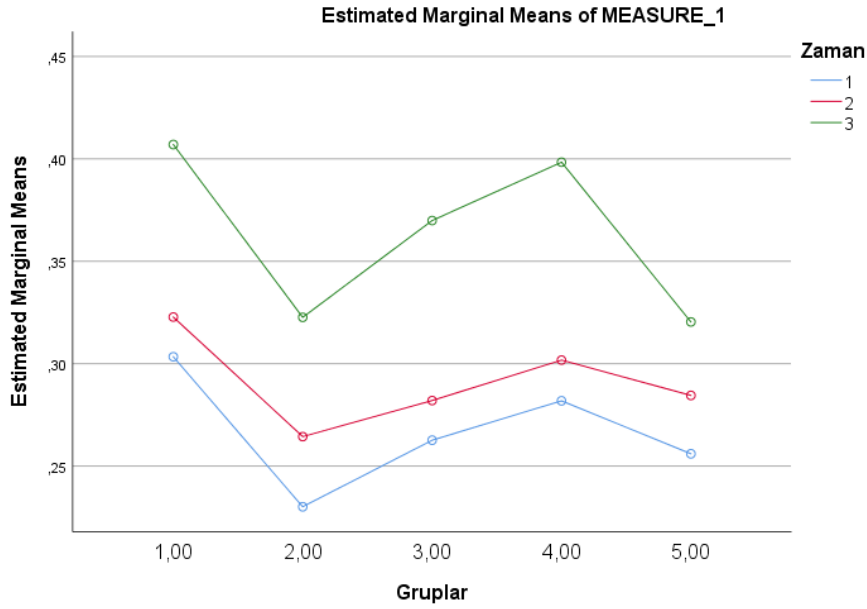


Şekil 4.3. Pürüzlülük değeri ortalamalarının zamana göre değişim grafiği

1: Başlangıç

2: 3 ay

3: 6 ay



Şekil 4.4. Pürüzlülük değeri ortalamalarının grup(materyale) göre değişim grafiği

1: Filtek Supreme Flowable

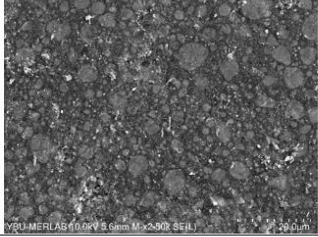
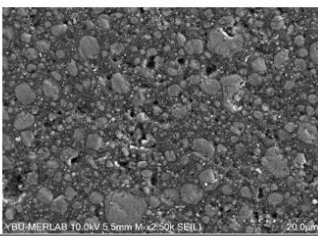
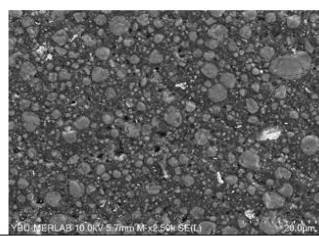
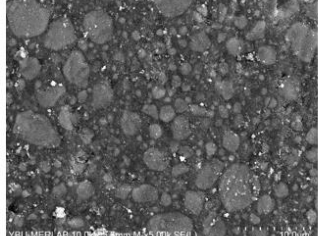
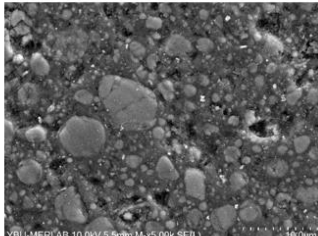
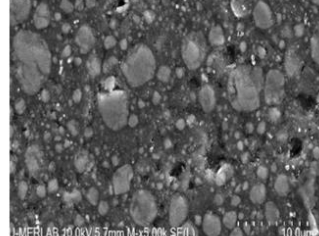
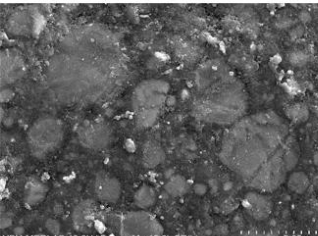
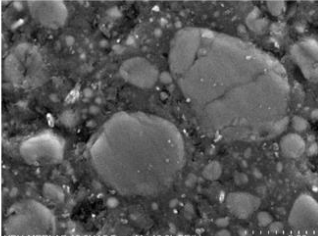
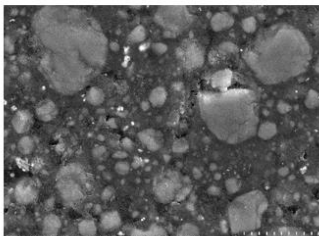
2: Geanial Universal Injectable

3: Estelite Universal Flow

4: Omnicroma Flow

5: Filtek Universal Restorative

4.3. ÖRNEKLERİN BAŞLANGIÇ VE FIRÇALAMA SONRASI SEM GÖRÜNTÜLERİ

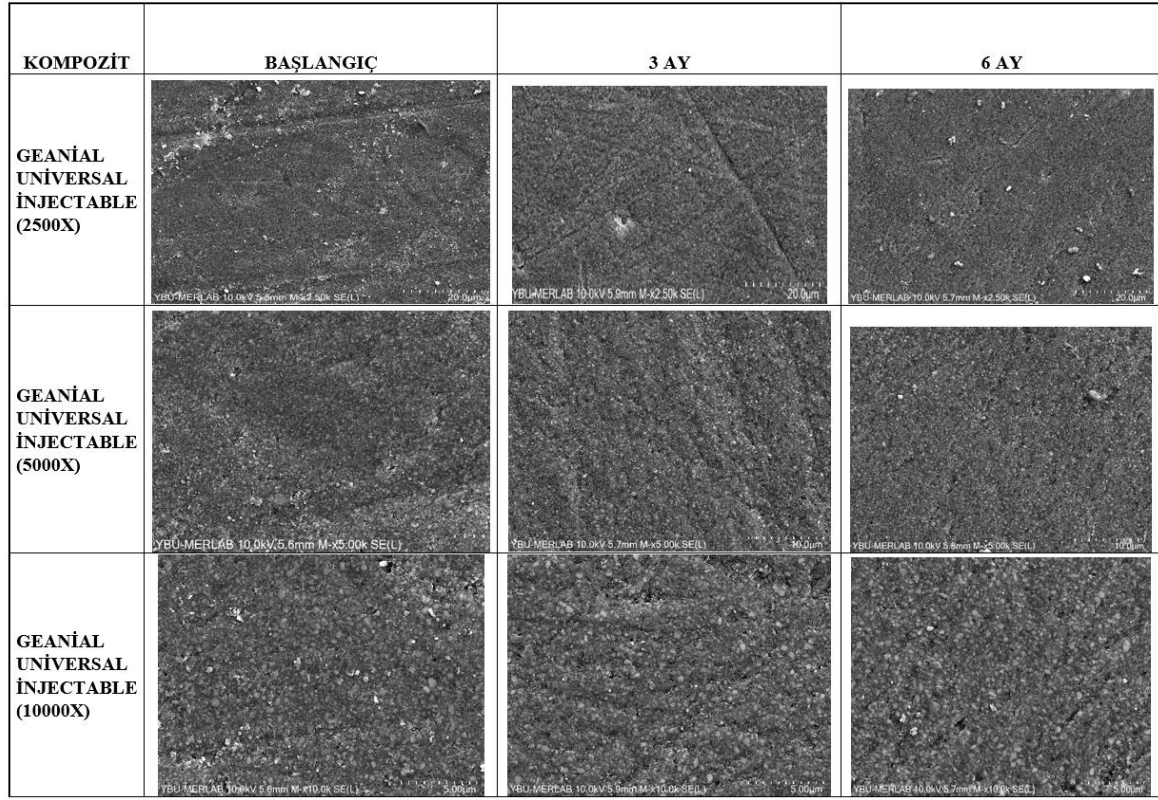
KOMPOZİT	BAŞLANGIÇ	3 AY	6 AY
FİLTEK SUPREME FLOWABLE (2500X)			
FİLTEK SUPREME FLOWABLE (5000X)			
FİLTEK SUPREME FLOWABLE (10000X)			

Şekil 4.5. Filtek Supreme Flowable Sem görüntüleri

Başlangıç, 3 ay ve 6 ay fırçalama döngüleri sonunda Filtek Supreme Flowable grubuna ait bir örneğin x2500, x5000, x10000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi

Filtek Supreme Flowable: Resin matriks Bis-GMA, TEGDMA ve Bis-EMA

Doldurucu partikül: 65% ağırlığında 55% hacimde. Zirkonya,silika,silikazirkonya

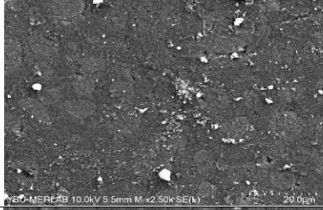
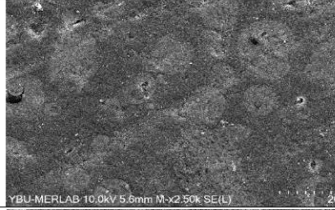
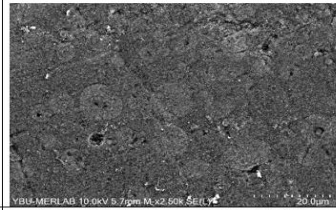
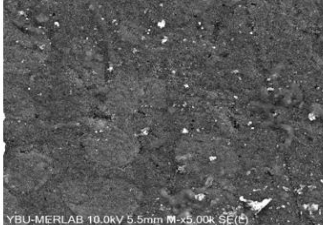
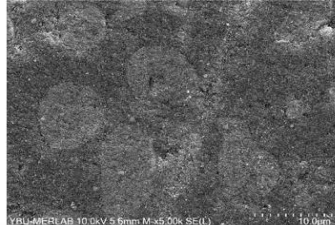
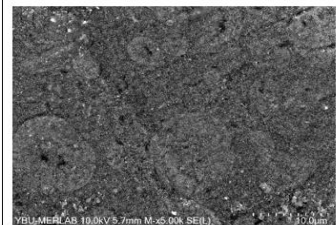
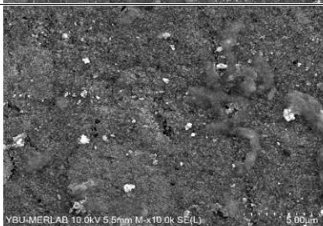
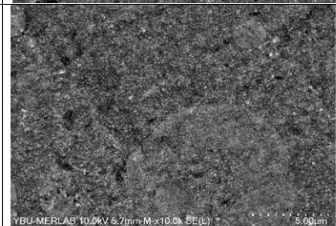


Şekil 4.6. Geanial universal injectable sem görüntüleri

Başlangıç, 3 ay ve 6 ay fırçalama döngüleri sonunda Geanial Universal Injectable grubuna ait bir örneğin x2500, x5000, x10000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi

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

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

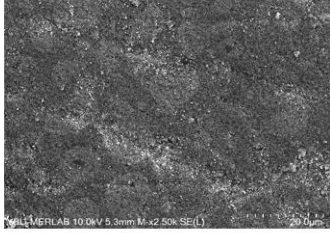
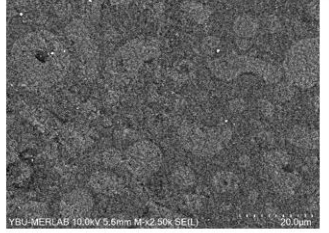
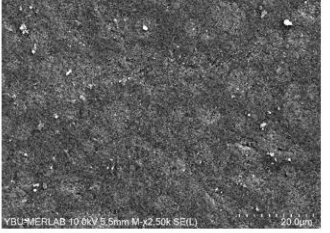
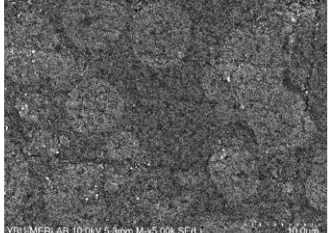
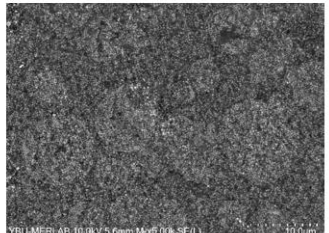
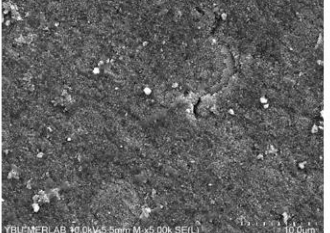
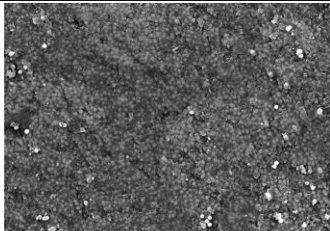
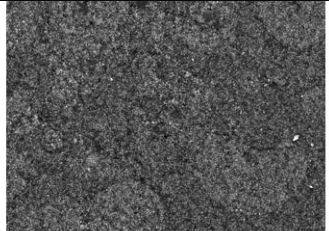
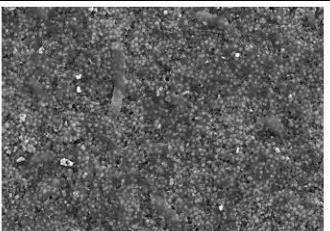
KOMPOZİT	BAŞLANGIÇ	3 AY	6 AY
ESTELİTE UNİVERSAL FLOW (2500X)			
ESTELİTE UNİVERSAL FLOW (5000X)			
ESTELİTE UNİVERSAL FLOW (10000X)			

Şekil 4.7. Estelite Universal Flow Sem görüntüleri

Başlangıç, 3 ay ve 6 ay fırçalama döngüleri sonunda Estelite Universal Flow grubuna ait bir örneğin x2500, x5000, x10000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi

Estelite Universal Flow: Resin matriks Bis-GMA, Bis-MPEPP, TEGDMA, -UDMA

Doldurucu partikül: 70% ağırlığında, 56% hacimde. Suprananosferikal doldurucu 200nm silikon ve zirkonyum.

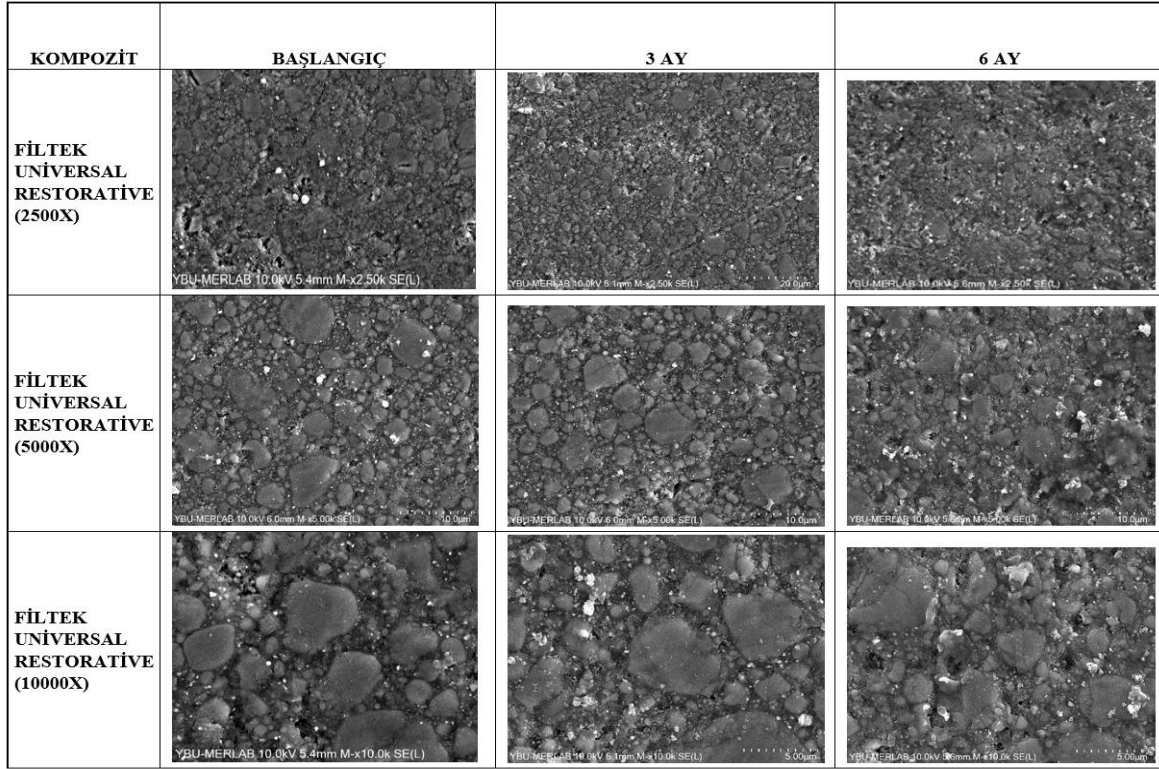
KOMPOZİT	BAŞLANGIÇ	3 AY	6 AY
OMNİFLOW (2500X)			
OMNİFLOW (5000X)			
OMNİFLOW (10000X)			

Şekil 4.8. OmniFlow Sem görüntüleri

Başlangıç, 3 ay ve 6 ay fırçalama döngüleri sonunda Omniflow grubuna ait bir örneğin x2500, x5000, x10000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi

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

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



Şekil 4.9. Filtek Universal Restorative Sem görüntüleri

Başlangıç, 3 ay ve 6 ay fırçalama döngüleri sonunda Filtek Universal Restorative grubuna ait bir örneğin x2500, x5000, x10000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi

Filtek Universal Restorative: Resin matriks: AUDMA, AFM, diurethane-DMA, and 1,12-dodecane-DMA.

Doldurucu partikül: 76.5% ağırlığında 58.4% hacimde Silika, zirkonya, silikazirkonya, iterbiyüm triflorür.

SEM görüntüleri incelendiğinde, kompozit gruplarında başlangıç, 3 ay ve 6 aylık fırçalama sonrası önemli bir fark gözlenmedi.

5. TARTIŞMA

Bu in vitro çalışma; diş fırçalamanın yeni nesil yüksek doldurucu içeren akışkan kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği üzerine etkisini birbirlerine ve zamana göre değerlendirmek amacıyla yapıldı.

Restoratif materyallerin klinik başarısında birçok faktör rol oynamakla birlikte yüzey pürüzlülüğünün, materyallerin dayanıklılık ve uzun dönem performanslarını doğrudan etkilediği bildirilmiştir (126) Yüzey pürüzlülüğünü artıran faktörler arasında oklüzal kuvvetler (127), travma (128), restorasyonların polisajlarının yetersiz yapılmış olması, yiyecek ve içeceklere bağlı asidik erozyon (129) gibi etkenlerin rol oynadığı bildirilmiş, bu etkenlere ek olarak diş fırçalama işleminin de yüzey pürüzlülüğünü artıran önemli bir faktör olduğu vurgulanmıştır (128, 130).

Literatürde diş fırçalama sonucu restoratif materyallerin yüzey özelliklerindeki değişimin incelendiği birbirinden farklı in vivo veya in vitro çalışmalar vardır. Diş fırçalama süresinin ve fırçalama sırasında uygulanan kuvvetin kompozit rezinlerin yüzeyine etkisini gösteren çalışmalar mevcut olmakla birlikte, yeni nesil, yüksek doldurucu içeren akışkan kompozitlerin yüzeyi üzerindeki etkisini gösteren sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu nedenle diş fırçalamanın yüzey özelliklerinde oluşturabileceği potansiyel değişim göz önünde bulundurularak, yeni nesil yüksek dolduruculu akışkan kompozitlere olan etkisi incelenmiştir.

Dental materyallerin performansının değerlendirilmesinde in vitro ve in vivo çalışmalar önemli bir yer tutmaktadır. Klinik çalışmalar, materyallerin ağız içi koşullardaki performansının direk değerlendirilmesi açısından önemlidir. Ancak klinik çalışmaların uzun süre gerektirmesi, maliyetli olması ve standardizasyon sağlanmasının zor olması gibi bazı dezavantajları vardır (131).

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne diş fırçalamanın etkisini klinik olarak değerlendiren çalışmalarda, hasta kooperasyonunda azalma, hastanın kontrol randevularına düzenli gelmemesi ve hedeflenen takip sürecine ulaşamaması gibi olumsuz durumlar ortaya çıkabilmektedir (132).

Gelişen teknoloji, in vitro çalışmaların yeni üretilen dental materyalleri kolay, hızlı ve gerçekçi bir şekilde değerlendirebilmesine olanak sağlamıştır. Ayrıca in vitro çalışmaların, diğer tüm değişkenlerin sabit tutularak, tek bir değişkenin deney sonucuna etkisi kısa zaman aralığında incelenebilmesine imkân vermektedir (133). Araştırmamızda çevresel faktörler elimine edilerek sadece diş fırçasına bağlı oluşan yüzey pürüzlülüğündeki değişimin değerlendirilmesi planlandığı için bahsedilen avantajları göz önünde bulundurularak çalışmamızın in vitro koşullarda gerçekleştirilmesi tercih edilmiştir.

İn vitro koşullarda, restoratif materyallerin mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin yapılabilmesi için materyallerin standart boyutlarda diskler şeklinde hazırlanması gerekmekte, bu amaçla genellikle standart kalıplar kullanılmaktadır (134, 135).

Dental materyallerin yüzey özelliklerinin incelendiği in vitro çalışmalarda örneklerin hazırlanması amacıyla plastik, metal ve teflon gibi çeşitli materyallerden üretilen farklı boyutlarda standart kalıplar kullanılmış olup silikon kalıplar da sıklıkla tercih edilmiştir. Silikon kalıplar hazırlanmasının kolay olması, yüzey detaylarını iyi vermesi, aynı kalıptan birden fazla örnek elde edilebilmesi, elastisitesinin ve boyutsal stabilitesinin iyi olması gibi birçok avantaja sahiptir (35). Bizim çalışmamızda da örnek hazırlanmasında standart silikon kalıplar tercih edilmiştir.

Çalışmalarda kalıplardaki materyallerin fazlalıklarının giderilmesi için siman camı yardımıyla hafif kuvvet uygulanması sıkça kullanılan yöntemlerdendir. Bununla birlikte siman camının materyalle temasını önlemek için araya şeffaf bant yerleştirilmesi önerilmektedir (136, 137). Çalışmamızda disk şeklinde örnekler hazırlarken siman camı ile materyal arasına şeffaf bant yerleştirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda kompozit rezin materyallerinin polimerize edilmeleri sonrasında en düşük pürüzlülük değerine şeffaf strip bant kullanılarak ulaşıldığı bildirilmiştir (138, 139). Fakat şeffaf bant kullanılarak bitimi yapılan restorasyonların en üst tabakasında oksijen inhibisyon tabakası varlığından dolayı, oluşan bu tabakanın materyalin yüzey sertliğini düşürdüğü (140), mekanik özelliklerini deforme ettiği ve restorasyonlarda renkleşmeye neden olduğu; (141) bu sebepten dolayı ortamdan uzaklaştırılması gerektiği vurgulanmıştır. Bu tabakayı ortamdan uzaklaştırmak için ise bitirme ve cila işlemleri gerekmektedir.

Bizim çalışmamızda da örneklerin polisajı için Shofu Super Snap Rainbow cila diskleri (SHOFU INC, JAPAN) ile kullanıldı. Sistemdeki 4 aşamalı disklerin her rengi sırasıyla ortalama basınçla kalından inceye doğru su soğutması altında 10'ar saniye uygulandı. Ortalama 20.000 rpm hızındaki döner alet kullanıldı.

Kompozit rezin yüzeyinden reaksiyona girmemiş komponentlerin uzaklaşması ve fotopolimerizasyon sonrası polimerizasyonun tamamlanması için örneklerin 24 saat bekletilmesi önerilmiştir (142). Çalışmamızda da bu amaçla örnekler benzer çalışmalarda da (122, 143, 144) olduğu gibi 24 saat distile suda bekletildi ve daha sonra bu örneklerle fırçalama prosedürü uygulandı.

Yapılan bir çalışmada fırçalama prosedürünü standardize etmek amacıyla; şarj edilebilir aynı marka ve modelde 5 adet diş fırçası bu çalışma için tasarlanmış özel bir düzenek üzerine yerleştirilmiştir ve benzer fırçalama prosedürü içeren çalışmalarda da olduğu gibi fırça başlığına 200 gr ağırlık bağlanarak fırça başlığının örneklerle 2N yük uygulaması sağlanmıştır (122, 145). Çalışmamızda da beş adet diş fırçasının yerleştirildiği, fırça başlarına sabit 200 gr yük uygulanan özel bir düzenek kullanılmıştır.

Farklı şarj edilebilir fırça aktivasyon modlarının (sonik, iyonik, sirküler, zıt-rotasyon, ultrasonik ve oskülasyon-rotasyon) kıyaslandığı 42 klinik çalışmayı inceleyen bir meta-analiz sonucunda; oskülasyon-rotasyon aktivasyon moduyla çalışan şarj edilebilir fırçanın kısa ve uzun dönemde gingivitisi en çok azaltan fırça modu olduğu görülmüştür (146). Bu nedenle çalışmamızda oskülasyon-rotasyon yapan ve cross-action fırça başlığıyla kullanılan şarj edilebilir diş fırçası Oral-B Genius seçilmiştir. Örnekler, ağız ortamındaki fırçalamayı taklit etmesi amacıyla, 1:2 oranında hazırlanmış (EN ISO 14569-2007 standart) diş macunu/su karışımının bulunduğu kaplar içinde fırçalanmıştır (124, 144). Günlük ideal diş fırçalama süresinin 120 sn olduğu kabul edildiğinde, bir dişin fırçayla temas etme süresi 6 sn olmaktadır; çalışmamızda 9 dk ve 18 dk boyunca yapılan laboratuvar ortamında simule edilmiş fırçalama klinik olarak yaklaşık 3 ay ve 6 aylık fırçalama süresini değerlendirmektedir (121).

Yüzey pürüzlülüğü, materyal yüzeyinin 2 boyutlu parametresi olarak kabul edilmektedir ve atomik kuvvet mikroskobu ya da profilometre cihazı ile ölçülmektedir. Atomik kuvvet mikroskobu; x, y, z eksenlerinde ölçüm yapabilmesi ile konvansiyonel mikroskopik tekniklere göre daha farklı bir yöntemdir. Bu mikroskopta ölçümler örnek

yüzeyine temas ederek (kontak mod) gerçekleştirilmektedir ve bu nedenle polimer ve biyolojik örnekler gibi yumuşak yüzeylerin yanı sıra, sert ve camsı yüzeylere de zarar verebildiği bildirilmektedir (147). Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini (Ra) rakamsal olarak vermesi, kompozit disklerle çalışma uygunluğu, etkili ve doğru bir şekilde yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapabilmesi, istatistiksel analize elverişliliği, kullanım kolaylığı, ölçüm ekipmanlarının ucuz oluşu ve sık kullanılan, geleneksel yöntemlerden biri olması nedenleriyle (148-150) çalışmamızda, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla profilometre cihazı kullanılmıştır. Kompozit rezin yüzey yapısının ve yüzey pürüzlülüğünün her bölgede eşit ve homojen olmayacağı düşünüldüğünden, her bir kompozit rezin örneğinin yüzeyinden 3 farklı bölgeden yüzey pürüzlülük ölçümü yapılarak bu üç ölçümün ortalaması hesaplanmış; o örnek için tek bir pürüzlülük değeri elde edilmiştir (68, 151).

Bolay ve arkadaşlarının (152) farklı diş macunlarının diş minesinin yüzey pürüzlülüğü ve sertliği üzerinde etkilerini inceledikleri çalışmada, fırçalama işleminin yüzey pürüzlülüğünü anlamlı oranda arttırdığı, yüzey sertliğini ise anlamlı oranda düşürdüğü sonucunda varmışlardır.

Bizim çalışmamızda da yüzey pürüzlülüğü tüm kompozit gruplarında istatistiksel olarak anlamlı şekilde artmış, mikrosertlik ise istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalmıştır.

Restorasyon yüzeyinde bakteriyel tutunmanın gerçekleşmemesi için gerekli yüzey pürüzlülük değeri uzun yıllar araştırılmıştır. Weitman ve Eames (20), yüzey pürüzlülüğü 0,7 ila 1,44 μm olan kompozit numuneler üzerinde plak birikimini rapor etmişlerdir.

Bollen ve ark. (80) ise restoratif materyallerin eşik yüzey pürüzlülük değerinin 0,2 μm olduğunu ve bu değer üstündeki pürüzlülük değerlerinde bakteriyel tutunmanın gerçekleştiğini bildirmişlerdir (92).

Çalışmamızda başlangıç ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) 3m Filtek Supreme Flowable için 0,3 μm , Gaeanial Injectable Flow için 0,23 μm , Estelite Universal Flow için 0,26 μm , OmniFlow için 0,28 μm ve 3M Filtek Universal Restorative için 0,25 μm bulunmuştur.

Çalışmamızda kullanılan tüm kompozitlere ait Ra değerlerinin, 0,2 µm'den daha yüksek olduğu ve değerlendirilen materyal yüzeylerinin, klinik açıdan pürüzlü bir yüzey gösterdikleri ve plak birikimi açısından risk oluşturabilecekleri belirlenmiştir.

3 ay ve 6 aylık fırçalama döngüleri sonunda ise tüm kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünde artış olmuştur.

Filtek Supreme Flowable 3 ay sonunda Ra: 0,32 µm, 6 ay sonunda Ra:0,40 µm,

Geanial Universal Injectable 3 ay sonunda Ra: 0,26 µm, 6 ay sonunda,

Estelite Universal Flow 3 ay sonunda Ra: 0,28 µm, 6 ay sonunda Ra: 0,36 µm,

OmniFlow 3 ay sonunda Ra: 0,30 µm, 6 ay sonunda Ra:0,39 µm,

Filtek Universal Restorative 3 ay sonunda Ra: 0,28 µm, 6 ay sonunda Ra: 0,28 µm değere ulaşarak, hepsi eşik değerin üstünde yüzey pürüzlülüğü göstermiştir.

Yapılan birçok çalışmada diş macunu ile fırçalama işlemi sonrasında restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün arttığı bildirilmiştir (153, 154). Çalışmamızda da literatürle uyumlu olarak fırçalama sonrasında tüm grupların yüzey pürüzlülüğünde artış gözlenmiştir.

Fırçalama süresinin artışıyla kompozit rezinlerin polimer matriksinin selektif aşınmasının daha fazla oluşu, doldurucu partiküllerin yüzeyde kalarak yüzey özelliklerini değiştirmesi ve buna ek olarak diş macunu- distile su solüsyonlarının içerisinde bekleme süresinin artışıyla su emilimi ve çözünürlük mekanizmaları sonucunda kompozit rezinlerin polimer matriksi üzerinde meydana gelen olumsuz değişimler zamana bağlı olarak pürüzlülük artışının nedenleri olarak düşünülebilir (83, 155).

Bizim çalışmamızda fırçalamanın her bir kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi zamana bağlı olarak değerlendirildiğinde; fırçaya maruz kalmanın zamanla doğru orantılı olarak kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı görüldü ($p<0.05$). 3 ay ve 6 aylık fırçalamaya eşdeğer olan 9 dk. ve 18 dk. fırçalama sürelerinin değerlendirildiği çalışmamızda, en yüksek yüzey pürüzlülük ortalaması tüm gruplarda 6 aylık 18 dk. fırçalama sonrası elde edilmiştir.

Mikrohibrit ile mikrofill kompozit ve nanohibrit ile nanofill kompozit gruplarıyla yapılan, fırçalama süresinin artmasıyla yüzey pürüzlülüğünün arttığı gözlemlenen, benzer çalışmalar ile uyumludur (156-159). Bu çalışmalarda fırçalama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında, tüm kompozit grupları için Ra değerlerinin istatistiksel açıdan anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Restoratif materyallerin yüzey özellikleri, diş fırçalamanın neden olduğu aşınma ve hidrolitik degradasyon ile zamanla değişebilmektedir (160, 161). Araştırmacılar diş fırçası ile fırçalamanın tek başına yüzey pürüzlülüğünde önemli bir artışa sebep olmadığını, diş macunu içeriğindeki aşındırıcıların yüzey yapısını değiştirmede daha etkili olduğunu bildirmişlerdir (160, 162). Çalışmamızda sadece fırçalamanın etkisine bakılmış, tüm gruplarda artışa neden olmuş fakat macunun pürüzlülük üzerindeki etkisine bakılmamıştır.

Fırçalama sonrası materyallerdeki aşınma oranı, diş macunu tipi, su / diş macunu oranı, fırça tipi ve fırçalama sırasında kullanılan hız ve basınç gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (163). Bununla birlikte, çalışmamızda bu parametreler tüm gruplar için standartlaştırıldığından, fırçalama sonrası aşınma oranının ve yüzey özelliklerinin materyallerin yapısal özelliklerine bağlı olarak değişeceği düşünülmüştür.

Teixera ve ark. diş fırçası ve diş macununun iki farklı kompozit rezin üzerinde abrazyon etkisini değerlendirdikleri in vitro çalışmada diş fırçalamanın mikrohibrit ve nanofil kompozit rezinleri pürüzlendirdiğini bildirmişlerdir. Diş fırçalamanın neden olduğu aşınmanın, başlangıçta rezin matrisi kaybına ve doldurucu partiküllerin yüzeye çıkmasına neden olduğundan doldurucu partiküllerinin yüzeye çıkması aşınma miktarını arttırdığını belirtmişlerdir (159).

Chimello ve ark. (164), akıcı kompozitlerin fırçalamaya bağlı yüzey pürüzlülüğünde gözlenen artışı mikrofill ve hibrit kompozitle kıyasladıkları çalışmada, diş fırçalamanın akıcı, mikrofill ve hibrit kompozitlerin hepsini pürüzlendirdiğini ve aşındırdığını bildirmişlerdir. Bunu rezin matris kaybına ve doldurucu partikül aşınmasına bağlamışlardır (164).

Bizim çalışmamızda da Teixeira ve Chimello'nun yaptıkları çalışmaların sonuçlarıyla paralel olarak, nanohibrit, nanofill, suprananofill, suprananosferika olmak üzere tüm kompozit gruplarında fırçalamaya bağlı yüzey pürüzlülüğü istatistiksel olarak anlamlı şekilde artmıştır. Yüzey pürüzlülüğündeki değişimde gruplar arasında ise istatistiksel

olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Fırçalamaya bağlı tüm kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünün artmasının, rezin matris kaybı ve doldurucu partikül aşınması ile ilgili olduğunu düşünmekteyiz.

Bilimsel çalışmalarda, fırçalama sonrası rezin içerikli restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün, ilk olarak rezin matrisin aşınmasına bağlı olarak doldurucu partiküllerin çıkıntı şeklinde yüzeyde kalmasına (165), sonrasında ise doldurucu partiküllerin kopmasıyla yüzeyde oluşan boşluklara bağlı olarak arttığı bildirilmiştir (153, 160). Araştırmacılar bu bilgilerle uyumlu olarak partikül boyutları küçük olan materyallerden diş fırçalama sırasında partikül koparılmasıyla, partikül boyutları büyük olanlara kıyasla daha pürüzsüz bir yüzey oluştuğunu rapor etmişlerdir (92, 166). Sonuç olarak, Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü materyalin içeriği ve partikül büyüklüğü ile ilişkilidir. Partikül boyutu büyüdükçe yüzey pürüzlülüğü de artmaktadır (167-169).

Bizim çalışmamızda 6 aylık fırçalama sonrası, partikül boyutu daha küçük olan 3m filtek universal restorative diğer kompozitlerden daha düşük yüzey pürüzlülüğüne sahiptir, fakat fırçalamaya bağlı yüzey pürüzlülüğündeki artışta diğer kompozitlerle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Silva ve ark Filtek Z350 (nanofill- 5-20 nm) , Durafill (mikrofill- (0.05-0.07 lm) ve Empress Direct (mikrohibrit- (0.4-0.7 lm) kompozitleri kullanarak yaptıkları çalışmada diş fırçalamadan sonra yüzey pürüzlülüğünde gözlenen artışla doldurucu partikül boyutu arasında herhangi bir ilişki gösterememiştir (170).

Silva ve ark. çalışmasına benzer olarak bizim çalışmamızda kullanılan farklı türde ve farklı doldurucu boyutlarına sahip olan, Gaenial Injectable Flow (Başlangıç Ra: 0,23 µm, 6. ay sonu Ra: 0,32 µm), (nanohibrit), Estelite Universal Flow Super Low (suprananofill) (Başlangıç Ra: 0,26 µm, 6. ay sonu Ra: 0,36 µm); Filtek Supreme Flowable(nanofill) (Başlangıç Ra: 0,30 µm, 6. ay sonu Ra: 0,40 µm), Omnicroma Flow, One Shade (suprananospherical) (Başlangıç Ra: 0,28 µm, 6.ay sonu Ra: 0,39 µm); Filtek Universal Restorative (nanofill) (Başlangıç Ra: 0,25 µm, 6. ay sonu Ra: 0,28 µm) kompozit rezinlerin başlangıç ve fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur, yüzey pürüzlülüğü ve partikül büyüklüğü ile arasında ilişki gösterilmemiştir.

Shinkai ve ark. aşınma simülatörünü kullanan çalışmalarında, büyük boyutlu dolgu maddeleri içeren akışkan kompozitin aşınma değerinin, daha küçük boyutlu dolgu maddeleri içerenlerden önemli ölçüde daha yüksek olduğunu göstermiştir (171). Fırçalamayla beraber rezin matrisin kaybolduğunu ve yüzeye çıkan büyük partiküllerin daha pürüzlü bir yüzey oluşturduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca, Shinkai ve ark. dört farklı akışkan kompozitle yaptıkları çalışmada kompozitleri mekanik bir yükleme testine tabii tutmuşlar ve büyük doldurucu içeren kompozitlerin küçük doldurucular içeren kompozitlere göre yüzeyde daha derin kusurlar içerdiğini göstermişlerdir (172).

Shinkai ve ark. aksine, bizim çalışmamızda, tabloda gösterildiği üzere

Filtek Supreme Flowable 6 aylık fırçalama sonrası Ra değeri 0,40 μm

Geanial Universal Injectable 6 aylık fırçalama sonrası Ra değeri 0,32 μm

Estelite Universal Flow 6 aylık fırçalama sonrası Ra değeri 0,36 μm

OmniFlow 6 aylık fırçalama sonrası Ra değeri 0,39 μm

Filtek universal 6 aylık fırçalama sonrası Ra değeri 0,28 olarak bulunmuştur. Partikül büyüklüğü ile fırçalamaya bağlı yüzey pürüzlülüğündeki artış arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

Tablo 5.1. Kompozitler doldurucu içeriği ve yüzey pürüzlülüğü

Grup (Materyal)	İçerik	Zaman-Ra Değeri
Filtek Supreme Flowable	0,1-5 mikron aglomeratlanmamış/agregatlanmış yüzeyi modifiye edilmiş 20 nm silika doldurucu, mikron aglomeratlanmamış/agregatlanmış yüzeyi modifiye edilmiş 75 nm silika doldurucu, yüzeyi modifiye edilip agregatlanmış zirkonya/silika öbekler 20nmsilika 4-11nm zirkonya partikül kombinasyonu	Başlangıç 0,30
		1 ay 0,32
		6 ay 0,40
Geanial Universal Injectable	150 nm ultrafine baryum partikül	Başlangıç 0,23
		3 ay 0,26
		6 ay 0,32
Estelite Universal Flow	Ortalama 200 nm silika-zirkonya	Başlangıç 0,26
		3 ay 0,28
		6 ay 0,36
Omnichroma Flow	260 nm spherical siliko-zirkonya	Başlangıç 0,28
		3 ay 0,30
		6 ay 0,39
Filtek Universal Restorative	0,1-5 mikron aglomeratlanmamış/agregatlanmış yüzeyi modifiye edilmiş 20 nm silika doldurucu, mikron aglomeratlanmamış/agregatlanmış yüzeyi modifiye edilmiş 75 nm silika doldurucu, yüzeyi modifiye edilip agregatlanmış zirkonya/silika öbekler 20nmsilika 4-11nm zirkonya partikül kombinasyonu ve agregatlanmış 100nm iterbiyum triflorid	Başlangıç 0,25
		3 ay 0,28
		6 ay 0,28

Literatürde rezin içerikli restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün, partikül boyutunun yanı sıra doldurucu içeriğine, partiküllerin karakteristik özelliklerine, partiküller arası boşluklara, monomer tipine, polimerizasyon derecesine ve doldurucu partiküller ile rezin matriks arasındaki bağın etkinliğine bağlı olduğu bildirilmiştir (173, 174).

Yüzey pürüzlülüğü ve kompozitlerin yapısı arasındaki ilişkiyi değerlendiren diğer çalışmalarda , kompozitlerin doldurucu oranı arttıkça yüzey pürüzlülüğü azalmıştır (175, 176)

Buna benzer olarak çalışmamızda da ağırlıkça en az doldurucu içeren (%65) Filtek Supreme Flowable, başlangıçta (Ra: 0.30 μm) ve 6 aylık fırçalama sonrası (Ra : 0.40 μm) istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahiptir.

Ağırlık ve hacimce en yüksek doldurucu partikül içeren filtek universal restorative (Ağırlık: % 76.5 , Hacim : % 58.4) ise , 6 aylık fırçalama sonrası en düşük pürüzlülük (Ra: 0.28 μm) değerine sahiptir.

Senawongse ve Pongprueksa(177) yaptıkları çalışmada;

Nanofill (Filtek Supreme XT (Başlangıç Ra: 0.038 μm Fırçalama sonrası Ra: 0.052 μm), Filtek Z350 (Başlangıç Ra: 0.020 μm Fırçalama sonrası Ra: 0.051 μm), Estelite Sigma (Başlangıç Ra : 0.049 μm Fırçalama sonrası Ra: 0.369 μm),

Nanohibrit (Tetric EvoCeram (Başlangıç Ra : 0.085 μm Fırçalama sonrası Ra:0.428 μm), Ceram X (Başlangıç Ra: 0.088 μm Fırçalama sonrası Ra: 0.411 μm), and Premise (Başlangıç Ra: 0.035 μm Fırçalama sonrası Ra: 0.207 μm),

Mikrohibrit (Filtek Z250 (Başlangıç Ra: 0.040 μm Fırçalama sonrası Ra: 0.148 μm), Tetric Ceram (Başlangıç Ra: 0.054 μm Fırçalama sonrası Ra: 0.235 μm), and Clearfil AP-X (Başlangıç Ra: 0.10 3 μm Fırçalama sonrası Ra: 0.299 μm) .

Kompozit rezinleri polisaj ve fırçalamaya bağlı yüzey pürüzlülüklerini kıyaslamıştır. Fırçalama işlemi tüm yüzeylerde yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olmuştur. Filtek Z350 ve Filtek Supreme XT (D) gibi yüksek doldurucu içeren nanofill kompozit rezinler daha az düzensizlik göstermesine rağmen diğer kompozit rezinlerle istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemiştir.

Bizim çalışmamızda da, nanofill bir kompozit rezin olan ve en yüksek doldurucu içeriğine sahip, Filtek universal restorative (% w/v 76.5/58.4), 6 aylık fırçalama sonrası istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en düşük pürüzlülük değeri (Ra : 0.28 μm) ve en düzenli yüzeyi göstermiştir.

Oliveira ve ark. (132) Filtek z250 (mikrohibrit- % w/v 84.5/60), Admira (mikrohibrit - % w/v 78/56), TPH3 (nanohibrit- % w/v 75/*), Estelite Sigma Quick (nanomikrohibrit- % w/v 82/71), Estet-x (mikrohibrit- % w/v 77/60) , Concept Advanced (nanofill- % w/v 77.5/*) ,Grandio (nanohibrit- % w/v 87/71.4) , Filtek z350 (nanofill - % w/v 78.5/59.5) fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğündeki değişimi incelemişlerdir.

Ra değerlerindeki değişim : Filtek z250 (Başlangıç Ra: 0.08 μm Fırçalama sonrası Ra:0.19 μm), Admira (Başlangıç Ra: 0.05 μm Fırçalama sonrası Ra:0.06 μm), TPH3 (Başlangıç Ra: 0.08 μm Fırçalama sonrası Ra: 0.18 μm), Estelite Sigma Quick (Başlangıç

Ra: 0.05 µm Fırçalama sonrası Ra: 0.30 µm), Estet-x (Başlangıç Ra: 0.06 µm Fırçalama sonrası Ra: 0.47 µm), Concept Advanced (Başlangıç Ra: 0.05 µm Fırçalama sonrası Ra: 0.51 µm), Grandio (Başlangıç Ra: 0.08 µm Fırçalama sonrası Ra: 0.07 µm), Filtek z350 x (Başlangıç Ra: 0.04 µm Fırçalama sonrası Ra: 0.13 µm).

Çalışma sonunda nanohibrit kompozit materyali olan Grandio dışındaki bütün kompozit gruplarında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüzey pürüzlülüğü artışı görüldüğü bildirilmiştir. Araştırmacılar Grandio'nun doldurucu boyutunun küçük ve ağırlıkça en çok doldurucuya sahip olduğu için doldurucu dağılımının fazla olmasından dolayı diğer materyal gruplarına göre daha yüksek aşınma direnci gösterdiğini belirtmiştir.

Bizim çalışmamızda kullandığımız kompozitlerde , Filtek Supreme Flowable (% w/v 65/55) , Geanial Universal Injectable (% w/v 69/50), Estelite Universal Flow (% w/v 70/56) Omniflow (% w/v 71/57) , Filtek universal restorative (% w/v 76.5/58.4) fırçalama sonrası istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüzey pürüzlülüğü artışı görülmüştür. Bunun sebebinin kullandığımız kompozitlerde doldurucu partikül miktarının Grandio, Grandio (% w/v 87/71.4) kadar yükek olmaması olabilir.

Niyomsujarit ve ark. yaptıkları çalışmada(178) Filtek™ Z350XT Universal Restorative, Filtek™ Z350XT akıcı restoratif, Beautifil Injectable X ve G-ænial® Universal Injectable akıcı kompozitlerin sitrik asitte bekletilme sonrası yüzey pürüzlülüğündeki artışı incelemişlerdir.

Geanial Universal Injectable (Başlangıç Ra: 0.035 µm Sitrik asit sonrası Ra: 0.043 µm), Filtek™ Z350XT Universal Restorative (Başlangıç Ra: 0.028 µm Sitrik asit sonrası Ra : 0.031 µm), Filtek™ Z350XT akıcı restoratif (Başlangıç Ra: 0.032 µm Sitrik asit sonrası Ra: 0.035 µm) ile benzer sonuçlar göstermesine rağmen, konvansiyonel kompozit rezin olan Filtek™ Z350XT Universal Restorative ile karşılaştırıldığında istatistiksel fark olmaksızın daha yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Bunun sebebi Filtek™ Z350XT Universal Restorative doldurucu oranının ağırlıkça 78.5 wt% iken, Geanial Universal Injectable'ın %69 olması olarak gösterilmiştir.

Bununla paralel olarak bizim çalışmamızda da kullandığımız konvansiyonel kompozit rezin Filtek universal restorative (% w/v 76.5/ 58.4 – Ra: 0.28 µm), diğer akıcı kompozit rezinler Filtek Supreme Flowable (% w/v 65/55- Ra :0.40 µm), Geanial Universal Injectable (% w/v 69/50- Ra : 0.32 µm), Estelite Universal Flow (% w/v 70/56

- Ra : 0.39 μm) Omniflow (% w/v 71/ 57 – Ra : 0.39 μm) den istatikselsel olarak anlamlı olmasa da 6 aylık fırçalama döngüsü sonrası en düşük pürüzlülük değerini göstermiştir. Bunun yüksek doldurucu oranıyla ilgili olduğunu düşünüyoruz.

Moraes ve arkadaşları yaptığı çalışmada nanohibrit (TPH3, Grandio, Premise, Concept Advanced) nanofill, (Supreme XT) ve mikrohibrit (Z250) kompozitleri ,diş fırçalama simülatöründe fırçalama sonrası kıyaslamıştır. Fırçalamaya bağlı aşınma öncesi yüzey düzgünlüğünü değerlendirirken, her iki nanohibrit Premise ve Concept diğer tüm kompozitlerden daha düşük yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Nanohibrit kompozitler, nanofill kompozitlere göre daha düşük yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Bu çalışmaya göre olabildiğince küçük ve düzgün şekilli doldurucuların varlığı yüzey pürüzlülüğünü azalttığı ve muhtemelen aşınmadan sonra pürüzsüzlüğün korunmasını artırdığı görülmektedir (179).

Benzer olarak çalışmamızda da nanohibrit, suprananofill ve nanofill akıcı kompozitler arasında, fırçalamaya bağlı aşınma öncesi, nanohibrit bir kompozit olan Geanial universal Injectable (Ra: 0.23) en düşük pürüzlülüğü göstermiştir.

Altı ay fırçalama sonrasında istatikselsel olarak anlamlı olmasa da, nanohibrit kompozit olan Geanial Universal Injectable (Ra: 0.32 μm) en düşük yüzey pürüzlülüğü değerini göstermiştir. Fırçalamaya bağlı pürüzlülükteki artış ve yüzey düzgünlüğünü koruma arasında kompozitler arasında istatikselsel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

Kamonkhantikul ve ark. (81) tarafından yapılan bir çalışmada, Durafill (mikrofill), Filtek 250 (mikrohibrit), Filtek Z350 (nanofill) ve Kalore,Venus Diamond ve Venus Pearl (nanohibrit) yapıda 6 farklı kompozit rezin materyalin diş fırçası simülatörü ile 10.000,20.000 ve 40.000 siklus fırçalama işleminin ardından yüzey pürüzlüklerindeki değişimlerini inceledikleri çalışmada; fırçalama işleminin ardından, Z250 (mikrohibrit), Z350 (nanofill) ve VEP (nanohibrit) numuneleri yüzey pürüzlülüklerini korurken; Durafill (mikrofill), Kalore (nanohibrit) ve Venus Diamond (nanohibrit) numuneleri yüzey pürüzlülüğünde artış gösterdi.

Atalı ve ark. (180) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada ise farklı yapıdaki, AeliteTM All Purpose Body (hibrit), Filtek TM Silorane (mikrohibrit), Grandio (nanohibrit) ve Clearfill Majesty Posterior (nanofill) kompozit rezinlerin fırçalanması sonucu yüzey pürüzlülüğü değişimleri incelenmiştir. Elde edilen veriler değerlendirildiğinde, hibrit ve nanofil kompozit gruplarında istatistiksel olarak anlamlı

düzeyde yüzey pürüzlülüğü artışı görülürken, nanohibrit ve mikrohibrit yapıdaki kompozit gruplarının fırçalamadan daha az etkilendiği tespit edilmiştir.

Kamonkhantiku ve Atalı'nın çalışmasından farklı olarak bizim çalışmamızda kullandığımız farklı kompozit rezinler; Filtek Supreme Flowable (nanofill), Geanial Universal Injectable (nanohibrit), Estelite Universal Flow (suprananospherical) Omniflow (suprananospherical), Filtek universal restorative (nanofill) hepsi fırçalamaya bağlı istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüzey pürüzlülüğünde artış göstermiştir, fakat gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.

Say ve ark. (181) tarafından yapılan bir in vitro çalışmada, suprananofill [Estelite Omega (EO), Estelite Σ Quick (EQ)], mikrohibrit [Esthet.X HD (EHD), G-aenial (GAE)] and nanohibrit [Clearfil Majesty Posterior (CMP), Charisma Diamond (CD), Beautifil II (BII)] kompozitlerin iki parlatma sistemi ile cilalanma işleminin ardından yüzey değişimleri değerlendirilmiştir. Cilalama işleminin ardından en düşük yüzey pürüzlülük değerleri suprananofil kompozit gruplarında gözlenirken, en pürüzlü yüzeylerin nanohibrit kompozit gruplarında olduğu bildirilmiştir. Suprananofil kompozit grupları ve mikrohibrit yapıda kompozit materyali olan G-aenial dışındaki tüm kompozit gruplarında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüzey pürüzlülüğü artışı gözlemlendiği saptanmıştır. Araştırmacılar, suprananofil kompozitlerin diğer kompozit gruplarından farklı olarak eşit büyüklükte küresel doldurucu partiküller içermesinden dolayı daha az yüzey pürüzlülüğü değerleri gösterdiğini belirtmiştir.

Bunun aksine çalışmamızda suprananofill yapıda olan Tokuyama Estelite Flow ve Omniflow diğer kompozitlerle benzer sonuçlar sergilemiştir. Bunun, çalışmamızda kullanılan akıcı suprananofill kompozitlerin doldurucu oranının düşük olmasıyla ilgili olduğunu düşünmekteyiz.

Lai ve ark. (124) simüle edilmiş diş fırçalama sonrası dört geleneksel akışkan kompozit (GrandioSO Flow, Arabesk Flow, Kerr Revolution Formula 2 ve Gradia Direct), bir universal injectable (Geanial Universal Flo), bir kendinden adezivli akışkan kompozit (Kerr Vertise Flow) toplamda altı akışkan kompozitin yüzey parlaklığını, pürüzlülüğünü ve renk değişimini değerlendirdi. Değerlendirilen iki nanohibrit kompozitten biri olan Geanial Universal Flo, hem simüle edilmiş diş fırçalama sonrasında en yüksek parlaklık değerleri ve en düşük pürüzlülük değerleri ile mükemmel aşınma direnci göstermiştir. Bunun

Geanial Universal Flo'nun yeni bir silan işleme yönteminin; Full Silan Kaplama teknolojisi kullanması olabileceğini söylemiştir. ¹⁸² Tam Kapsamlı Silan Kaplama (FSC) teknolojisi; rezin matrisine güçlü bir şekilde bağlanan ultra ince baryum parçacıklarına (150nm) dayanmaktadır. Bu teknoloji sayesinde, dolgu maddelerinin yüzeyi silan bağlama maddesi ile neredeyse tamamen kaplanmıştır, dolgu maddelerinin ıslanabilirliği ve monomerlere bağlantı iyileştirilmiştir, dolgu maddeleri çok verimli bir şekilde dağılır ve materyalin dayanıklılığı ve aşınma direnci artmıştır (182). Bu teknolojiye sahip olan Geanial Universal Flo'nun bu çalışmada daha düşük pürüzlülük göstermesi bununla ilişkilendirilmiştir.

Bizim çalışmamızda baryum cam doldurucu ve tam kaplamalı silan teknolojisini içeren Geanial universal injectable kompozit rezin, hem başlangıçta ve hem de fırçalama sonrası, diğer akıcı kompozitlere göre istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en düşük pürüzlülük değerini (Başlangıç Ra: 0.23 μ m, 6 aylık fırçalama sonrası Ra: 0.32 μ m) göstermiştir. Bu Tam Kapsamlı Silan Kaplama teknolojisi ile ilişkili olabilir.

Çalışmalarda yüzey pürüzlülüğündeki 0,3 μ m'lik artışın dil ucuyla algılanabildiği tespit edilmiştir (183). Bu nedenle restorasyon yüzeyinin pürüzsüzlüğünün ağız ortamında uzun süre korunması hastanın konforuna katkıda bulunur. Çalışmamızda, 12 aylık fırçalamanın sonunda kullandığımız materyallerin hiç birinde 0,3 μ m'yi aşan pürüzlülük değişimi gözlenmemiştir.

Kompozit rezinlerin başarısını etkileyen faktörlerden biri deformasyona karşı gösterilen direnç anlamına gelen materyalin sertliğidir. Sertlik ölçümleri, kırılma direnci, elastiklik modülü ve akma dayanımı gibi diğer mekanik özelliklerle ilişkilendirilmektedir (184).

Mikrosertlik testleri materyalin katılığı, dönüşüm derecesini ve mekanik dayanıklılığını belirlemek amacıyla kullanılmaktadır. Bu testlerin çoğu, kontrollü ve tekrarlanabilir bir şekilde belirtilen bir kuvvette materyalin yüzeyinde bir çentik oluşturmak ve oluşan izin boyutunu ölçmekten oluşur. Mikrosertlik değeri oluşan izin büyüklüğüyle ters orantılıdır (27, 185). Diş hekimliğinde bu amaçla en sık kullanılan cihazlardan biri Vickers sertlik ölçüm cihazıdır (105, 184). Bu cihaz sertlik ölçümünde kullanılan diğer cihazların sahip olduğu uçlara göre 1/3 oranında daha kısa olan köşegen elmas uçlardan oluşur. Vickers sertlik ölçüm cihazının bu uç yapısı, sertlik ölçümü

sırasında materyalin yüzey özelliklerinden daha az etkilenmesine ve daha hassas ölçümlerin yapılabilmesine olanak sağlamaktadır (184). Bu nedenle çalışmamızda örneklerin mikrosertlik ölçümleri için Vickers sertlik ölçüm cihazı kullanılmıştır. Vickers mikrosertlik cihazı ile ölçüm yapılırken elmas uç heterojen yapıya sahip materyallerde yumuşak veya sert bölgeye rastlayabilir. Bu nedenle yüzey sertliği ölçümlerinde, materyalin yüzeyinden, birden çok ölçüm yapılmakta ve ortalama sertlik değeri belirlenmektedir.

Literatürde, mikrosertlik testlerinde uygulanan yükler farklılık göstermektedir (138, 186-188). Ryge ve ark. (189) yaptıkları çalışmada dental birçok materyal için 25 gram ve altı kuvvetlerin sertlik testleri için tercih edilmemesi gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda, mikrosertlik ölçümü yapılacak örneklerle 300 gr kuvvet 15 sn süre ile uygulanmıştır.

Rezin esaslı materyallerin yüzey sertliğinin, klinik uygulama sonrasında meydana gelen, olumsuz koşullardan etkilendiği gibi ağız ortamına alınan bazı kimyasal maddelerden de etkilendiği bilinmektedir. Alkol içeren ağız gargaraları, asitli bazı yiyecek ve içecekler ve diş fırçalamanın da yüzey sertliğinde azalmaya neden olduğu belirtilmektedir (190, 191). Kompozit rezinin yüzey sertliğinin azalabilmesi için, ortamdaki sıvının reçine matriksine penetre olması ve doldurucu silan bağını zayıflatarak, doldurucu salımına neden olması gereklidir (192, 193).

Bolay ve arkadaşlarının (152) farklı diş macunlarının diş minesinin yüzey pürüzlülüğü ve sertliği üzerinde etkilerini inceledikleri çalışmada, fırçalama işleminin yüzey pürüzlülüğünü anlamlı oranda arttırdığı, yüzey sertliğini ise anlamlı oranda düşürdüğü sonucunda varmışlardır. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde yüzey sertliği tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermektedir.

Kompozit rezinler için ideal sertlik derecesinin 50 VHN ve üzeri olduğu bildirilmiştir (194).

Bizim çalışmamızda da tüm kompozitler başlangıçta 50 VHN üzerinde sertlik derecesi göstermiştir. 3. ay sonunda sadece Geanial Universal Injectable, 50 VHN değerinin altında bir değer göstererek 47 VHN'e düşmüştür. 6. ayın sonunda yine sadece Geanial Injectable Flow 42 VHN ile 50 VHN altında bir değere düşmüştür. Diğer kompozit rezinler 3. ve 6. ayın sonunda azalmaya rağmen kabul edilebilir sertlik değeri göstermiştir.

Literatürde mikrosertlik değerinin materyalin içerdiği partiküllerin hacmi ve büyüklüğü ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (195).

Chung ve ark. (196) geleneksel kompozit rezinlerle yaptıkları araştırma sonucu doldurucu miktarı azaldıkça kompozit rezin materyalin yüzey sertliğinin de azaldığını saptamışlardır. Braem ve ark. (197) da yüksek doldurucu içeriği olan materyallerde yüksek yüzey sertlik değerlerinin ölçüldüğünü gözlemlemişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan en yüksek doldurucu oranına sahip 3M Filtek Universal Restorative nanohibrit universal kompozit rezinin, başlangıç (102,7 VHN) iken, 3 ay (84,1 VHN), 6 ay (74,4 VHN) tüm gruplar arasında en yüksek mikrosertlik değerine sahip olması bununla açıklanabilir. Aynı şekilde hacimce en düşük doldurucu oranına sahip Geanial Universal Injectable, başlangıç ve tüm zaman dilimlerinde en düşük sertlik değerine sahiptir.

Jager ve ark. (198) üç farklı akışkan kompozit (Grandioso Heavy Flow [GHF], Grandio Flow [GRF], Filtek Supreme XTE Flow [XTE]) ve bir rezin içerikli fissür örtücünün (Clin-Pro) ve üç farklı deneysel olarak üretilmiş akıcı kompozitin mikrosertliklerini karşılaştırmıştır. Bu çalışma sonucunda literatürle uyumlu olarak doldurucu miktarı en yüksek olan akışkan kompozitin en fazla yüzey mikrosertliğine sahip olduğunu gözlemlemiştir.

Bu çalışmayla uyumlu olarak bizim çalışmamızda da hacimce en düşük doldurucu oranına sahip olan Geanial Universal Injectable (% w/v 69/50) akıcı kompozit, başlangıç (53,4 VHN) 3 ay (47 VHN) 6 ay 42,4 VHN) da en düşük mikrosertlik değerini göstermiştir.

Doldurucu içeriği mikrosertliği her zaman ana etkileyen parametre değildir.¹⁹⁹ Dental kompozitlerinin polimerizasyon derecesi, bileşimlerindeki bireysel monomerlerin doğası ve miktarından temel olarak etkilenir (200). Ticari dental kompozitlerde kullanılan birincil monomer, MIF, EFQ ve CMF dışında bu bisfenol A-glisidil metakrilattır (Bis-GMA) dır. Bis-GMA, daha hızlı sertleşme ve daha güçlü ve daha sert reçinelerin üretilmesini sağlayabilen yüksek bir viskoziteye sahiptir (200).

Bis-GMA içermeyen Geanial Universal Injectable kompozitin, tüm zaman dilimlerinde en düşük sertliği göstermesi bununla ilişkili olabilir.

UDMA, TEGDMA, BISGMA monomerleri içeren kompozit rezinler absorpsiyona ve solubiliteye daha yatkın bir yapı sergilemektedir. Bu da mikrosertliğin daha fazla azalması demektir (196).

Bunun aksine, benzer sertlik değerleri gösteren 3M filtek universal flowable, Tokuyama superlow ve Omniflow arasında fırçalama sonrası mikrosertlik değerinde en çok azalmayı Bis-GMA ve TEGDMA içermeyen Omniflow olmuştur.

Malkondu ve ark. (201) yaptıkları çalışmada UDMA ve Bis-EMA rezinlerin daha yüksek moleküler ağırlığa ve bu nedenle ağırlık birimi başına daha az çift bağa sahip olduğunu söylemişlerdir. Resinin daha yüksek moleküler ağırlığının daha az büzülme, daha az yaşlanma ve biraz daha az yumuşak resin matriksi ile sonuçlandığını belirtmişlerdir.

Bununla paralel olarak bizim çalışmamızda Bis-EMA ve UDMA içermeyen Filtek Universal, fırçalamaya ve zamana bağlı olarak mikrosertliği en çok azalan kompozit resin olmuştur. Buna rağmen, tüm zaman dilimlerinde yine de mikrosertliği akışkan kompozit resinlere göre yüksektir. (Başlangıç (102,7 VHN), 3 ay (84,1 VHN), 6 ay (74,4 VHN) Bunun da yüksek doldurucu içeriği ile ilgili olduğunu düşünmekteyiz.

Yalnızca UDMA içeren, Bis-EMA içermeyen Omniflow ise, diğer akıcı kompozitlere göre en fazla azalma gösteren kompozit resin olmuştur.

E. K. Hansen (202) dental kompozitlerin yüzey sertliğinin hem su absorpsiyonundan hem de sulu ortam ile temas süresinden önemli ölçüde etkilenebileceğini belirtti.

Sadashiv G. Daokar, Chaitali R. Mahakale (203) yaptıkları çalışmada çinko ve baryum camları içeren kompozitlerin elektropozitif olduklarından su ile reaksiyona girme eğiliminde oldukları ve sulu ortamlara karşı daha fazla hassasiyet gösterdiklerini söylemişlerdir.

Bizim çalışmamızda da baryum cam doldurucu içeren Geanial Universal İnejectable başlangıç (53,4 VHN) 3 ay (47 VHN) 6 ay (42,4 VHN) da en düşük mikrosertlik değerini göstermiştir.

Hatanaka ve ark. (204) hibrit, nanofill, iki adet mikrohibrit olacak şekilde 4 farklı kompozitte %16'lık KP beyazlatma (Whiteness Perfect/FGM) uygulamışlar, mikrosertliğe etkisini araştırmışlardır. Bu çalışmada nano dolgulu (Filtek Z350) kompozitin daha yüksek sertlik değeri göstermiş, nedenini kümeleşmiş zirkonya/silika doldurucunun bulunması Vickers sertlik cihazının iğnesine karşı daha yüksek direnç gösterdiğine bağlamışlardır.

Elif ve ark. (205) yaptığı çalışmada buna benzer olarak silika-zirkonya doldurucu içeren Tokuyama Estelite Asteria ve nanofil içerikli Filtek Universal Restorative kompozit rezinin mikrosertliğini en yüksek bulmuştur.

Bizim çalışmamızda bununla uyumlu olarak silika zirkonya doldurucu partikül içeren akıcı kompozitler; 3M Filtek Supreme Flowable, Tokuyama Estelite Universal Flow, OmniFlow birbirine benzer sertlik değeri göstermiştir. Silika zirkonya partikül içermeyen Geanial Universal Injectable kompozit rezin ise onlardan daha düşük sertlik değerine sahiptir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda kullandığımız farklı özelliklerdeki (Nanohibrit, Nanofill, Suprananofill, Supra-nanosferikal) yeni nesil yüksek dolduruculu akıcı kompozitlerin 3 ay ve 6 ayı stimüle eden diş fırçalama maruziyeti sonrası yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değerindeki değişimi incelediğimiz in vitro deneyimizin sonuçlarına göre;

1. Tüm kompozit gruplarının fırçalamaya bağlı yüzey pürüzlülüğü değeri, zamana bağlı istatistiksel olarak anlamlı şekilde artmıştır.
2. Fırçalamaya bağlı yüzey pürüzlülüğü artışında kompozit grupları arasında 3 ve 6.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemesine rağmen, 6 aylık fırçalama sonrası Filtek Supreme Flowable kompozit grubu en yüksek yüzey pürüzlülüğünü, Filtek Universal Restorative kompozit grubu ise en düşük yüzey pürüzlülüğünü oluşturmuştur.
3. Çalışmamızda kullanılan tüm kompozitlerin diş fırçalama sonrası eşik değerin ($R_a: > 0,2 \mu m$) üzerinde ve klinik açıdan pürüzlü bir yüzey gösterdikleri ve plak birikimi açısından risk oluşturabilecekleri belirlenmiştir.
4. Tüm kompozit gruplarının fırçalamaya bağlı mikrosertlik değeri, zamana bağlı istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalmıştır.
5. Tüm zamanlarda mikrosertlik ölçüm değerleri ortalamaları en yüksek ortalama değer Filtek Universal Restorative kompozit grubunda elde edilmiştir. En düşük ortalama değer ise Geanial Universal Injectable kompozit grubunda elde edilmiştir.
6. Mikrosertlik değerleri başlangıç zamanında Filtek Supreme Flowable , Estelite Universal Flow ve Omnicroma Flow kompozit grupları aynı değerlere sahipken zamanla en çok azalma Omnicroma Flow grubunda gelmiştir. Genel olarak baktığımızda ise en çok azalma Filtek Universal Restorative grubunda meydana gelmiştir.

Bu bilgiler doğrultusunda; in vitro çalışmaların ağız ortamını tam olarak yansıtmaması çok güç olduğundan kompozitlerin fırçalamaya bağlı yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliğini

araştırmak için laboratuvar çalışmalarına ilave olarak klinik çalışmaların yapılması önerilebilir. Çalışmamızda kullanılan fırçalama simülasyonundaki macun eşitleri arttırılarak diş macunlarının yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliğe etkisi araştırılabilir.



7. KAYNAKLAR

1. Sonugelen M, Artunç C GM. Farklı Yöntemlerle Polimerize Edilen Estetik Restoratif Materyallerde Aşınma ve Sertliğin İncelenmesi. *E Ü Diş Hek Fak Derg.* 2000; 20: 1-10.
2. Shimatani Y, Tsujimoto A, Barkmeier WW, et al. Simulated Cuspal Deflection and Flexural Properties of Bulk-Fill and Conventional Flowable Resin Composites. *Oper Dent.* 2020; 45(5): 537-546. doi:10.2341/18-160-L.
3. Ujiie M, Tsujimoto A, Barkmeier WW, et al. Comparison of occlusal wear between bulk-fill and conventional flowable resin composites. *Am J Dent.* 2020; 33(2): 74-78. Accessed December 28, 2021. <https://europepmc.org/article/med/32259411>.
4. Kitasako Y, Sadr A, Burrow MF, Tagami J. Thirty-six month clinical evaluation of a highly filled flowable composite for direct posterior restorations. *Aust Dent J.* 2016; 61(3): 366-373. doi:10.1111/ADJ.12387.
5. Tyas MJ. Colour stability of composite resins: a clinical comparison. *Aust Dent J.* 1992; 37(2): 88-90. doi:10.1111/J.1834-7819.1992.TB03042.X.
6. Yap AUJ. Occlusal contact area (OCA) wear of two new composite restoratives. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(2): 194-200. doi:10.1046/J.1365-2842.2002.00814.X.
7. Setcos J, Tarim B SS. Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. *Quintessence Int.* 1999; 30: 169-173.
8. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface Roughness of Nanofill and Nanohybrid Resin Composites after Polishing and Brushing. *J Esthet Restor Dent.* 2007; 19(5): 265-273. doi:10.1111/J.1708-8240.2007.00116.X.
9. B D. No Title. In: *Kompozit Rezin Restorasyonlar.* 2000: 1-84.
10. Cadenaro M, Marchesi G, Antonioli F, Davidson C, De Stefano Dorigo E, Breschi L. Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. *Dent Mater.* 2009; 25(5): 649-654. doi:10.1016/J.DENTAL.2008.11.010.
11. Lee IB, Min SH, Kim SY, Ferracane J. Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. *Dent Mater.* 2010; 26(5): 443-448. doi:10.1016/J.DENTAL.2010.01.003.
12. Van Dijken JWV, Pallesen U. Clinical performance of a hybrid resin composite with and without an intermediate layer of flowable resin composite: A 7-year evaluation. *Dent Mater.* 2011; 27(2): 150-156. doi:10.1016/J.DENTAL.2010.09.010.
13. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc.* 1998; 129(5): 567-577. doi:10.14219/JADA.ARCHIVE.1998.0274.
14. Jackson RD, Morgan M. THE NEW POSTERIOR RESINS AND: A SIMPLIFIED PLACEMENT TECHNIQUE. *J Am Dent Assoc.* 2000; 131(3): 375-383. doi:10.14219/JADA.ARCHIVE.2000.0182
15. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 1999; 15(2): 128-137. doi:10.1016/S0109-5641(99)00022-6.
16. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as 'filled adhesives': literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 1999; 30(4): 249-57. Accessed January 10, 2022. <http://www.sciencedirect.com/reference/225050>.
17. Ujiie M, Tsujimoto A, Barkmeier WW, et al. Comparison of occlusal wear between bulk-fill and conventional flowable resin composites. *Am J Dent.* 2020; 33(2): 74-78. Accessed January 10, 2022. <https://europepmc.org/article/med/32259411>.
18. Kitasako Y, Sadr A, Burrow MF, Tagami J. Thirty-six month clinical evaluation of a highly filled flowable composite for direct posterior restorations. *Aust Dent J.* 2016; 61(3): 366-373. doi:10.1111/ADJ.12387.

19. Sabbagh J, Ryelandt L, Bachérius L, et al. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil.* 2004; 31(11): 1090-1101. doi:10.1111/j.1365-2842.2004.01352.x.
20. Weitman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc.* 1975; 91(1): 101-106. doi:10.14219/JADA.ARCHIVE.1975.0294.
21. Hachiya Y, Iwaku M, Hosoda H, Fusayama T. Relation of finish to discoloration of composite resins. *J Prosthet Dent.* 1984; 52(6): 811-814. doi:10.1016/S0022-3913(84)80010-4.
22. Dietschi D, Spreafico R. Adhesive metal-free restorations : current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. Published online 1997: 215.
23. Summitt JB. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. Published online 2006: 599.
24. Roberson TM, Heymann HO. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* Vol 148. 5th ed. Elsevier Mosby; 2006.
25. ALTUN C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg.* 2005; 47(1): 77-82. Accessed December 22, 2021. <https://app.trdizin.gov.tr/makale/TkRZM05qRXg/kompozit-dolgu-materyallerinde-son-gelistmeler>.
26. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *undefined.* Published online 2006.
27. Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips' Science of Dental Materials.* 10. ed. Saunders; 1996.
28. Scheuer C, Boot E, Carse N, et al. Low-shrink monomers for dental restorations. G. Balint, Antala B, Carty C, Mabieme J-MA, Amar IB, Kaplanova A, eds. *Dent Update.* 2003; 30(3): 118-122. doi:10.2/JQUERY.MIN.JS.
29. Gajewski VES, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NRG, Boaro LCC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J.* 2012; 23(5): 508-514. doi:10.1590/S0103-64402012000500007.
30. Trushkowsky RD. Composite resin: Fundamentals and direct technique restorations. *Esthet Dent A Clin Approach to Tech Mater Third Ed.* Published online January 1, 2014: 83-108. doi:10.1016/B978-0-323-09176-3.00014-0.
31. Bayne SC. Dental Biomaterials: Where Are We and Where Are We Going? *J Dent Educ.* 2005; 69(5): 571-585. doi:10.1002/J.0022-0337.2005.69.5.TB03943.X.
32. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. Published online 2001: 576.
33. Technical Product Profile Filtek™ LS Low Shrink Posterior Restorative LS System Adhesive.
34. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *undefined.* Published online 2010.
35. McCabe JF (John F., Walls A. Applied dental materials. Published online 2008:303. Accessed December 22, 2021. <https://www.wiley.com/en-us/Applied+Dental+Materials%2C+9th+Edition-p-9781405139618>
36. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: New techniques and materials. *J Am Dent Assoc.* 2000; 131(6 SUPPL.): 26S-30S. doi:10.14219/JADA.ARCHIVE.2000.0399
37. Bayne SC, Thompson JY TD. Dental Materials. Published online 2002: 190-207.
38. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(4): 480-488. doi:10.1016/0022-3913(83)90566-8
39. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *undefined.* 1994; 125(6): 687-701. doi:10.14219/JADA.ARCHIVE.1994.0113
40. Roberson TM, Heymann HO RA. *Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry.* Published online 2002: 473-499.

41. N D. A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent. Sep;24(9)*. Published online 2003: 662, 665-667, 669-70.
42. Bagheri R, Tyas MJ, Burrow MF. Subsurface degradation of resin-based composites. *Dent Mater.* 2007; 23(8): 944-951. doi:10.1016/J.DENTAL.2006.06.035
43. Yanikoğlu N, Duymuş ZY, Yılmaz B. Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dent Mater J.* 2009; 28(3): 344-351. doi:10.4012/DMJ.28.344
44. Gürmen , S., Ebin B. Nanopatiküller ve üretim yöntemleri-1. Published online 2008: 150: 31-38.
45. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *undefined.* 2003; 134(10): 1382-1390. doi:10.14219/JADA.ARCHIVE.2003.0054
46. Nalçacı A, Bağış B. Nano-hibrit bir kompozit rezinin yüzey sertliğinin in vitro olarak incelenmesi. *Eur Ann Dent Sci.* 2005; 32(2): 91-98. Accessed December 23, 2021. <https://dergipark.org.tr/tr/pub/eads/964695>
47. Sun Z. Novel Sol-Gel Nanoporous Materials, Nanocomposites and Their Applications in Bioscience. *Doktora Tezi, Drexel Univ.* Published online 2005.
48. Rodrigues SA, Zanchi CH, de Carvalho RV, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Braz Oral Res.* 2007; 21(1): 16-21. doi:10.1590/S1806-83242007000100003.
49. Ure, D., Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice, Dental update, 30 (1):10-15. *Dent Update.* 2003; 30(1): 10-15.
50. Kim JW, Kim LU, Kim CK. Size control of silica nanoparticles and their surface treatment for fabrication of dental nanocomposites. *Biomacromolecules.* 2007; 8(1): 215-222. doi:10.1021/BM060560B,
51. Jung M, Bruegger H, Klimek J. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after polishing. *Oper Dent.* 2003; 28(6): 816-824. Accessed December 23, 2021. <https://europepmc.org/article/med/14653299>.
52. Dietschi D. Free-hand composite resin restorations: a key to anterior aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1995; 7(7): 15-25; quiz 27. Accessed May 10, 2022. <https://europepmc.org/article/med/9002903>.
53. Dietschi D, Fahl N. Shading concepts and layering techniques to master direct anterior composite restorations: An update. *Br Dent J.* 2016; 221(12): 765-771. doi:10.1038/SJ.BDJ.2016.944.
54. Biomimetic direct composite stratification technique for the restoration of anterior teeth | Quintessenz Verlags-GmbH. Accessed May 10, 2022. <https://www.quintessence-publishing.com/deu/en/ article/ 839647>.
55. Dietschia D. *Layering Concepts in Anterior Composite Restorations.*
56. Vanini L. Light and color in anterior composite restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1996; 8(7): 673-682; quiz 684. Accessed May 10, 2022. <https://europepmc.org/article/med/9242140>.
57. Sundar Iyer BDS R, Rajendra Babani BDS V, Yaman DDS P, Dennison DDS J, Joseph Dennison C. Color match using instrumental and visual methods for single, group, and multi-shade composite resins. Published online 2020. doi:10.1111/jerd.12621.
58. Pereira Sanchez N, Powers JM, Paravina RD. Instrumental and visual evaluation of the color adjustment potential of resin composites. *J Esthet Restor Dent.* 2019; 31(5): 465-470. doi:10.1111/JERD.12488.
59. Trifkovic B, Powers JM, Paravina RD. Color adjustment potential of resin composites. *Clin Oral Investig.* 2018; 22(3): 1601-1607. doi:10.1007/s00784-017-2260-6.
60. Paravina RD, Westland S, Imai FH, Kimura M, Powers JM. Evaluation of blending effect of composites related to restoration size *. *Dent Mater.* 2006; 22: 299-307. doi:10.1016/j.dental.2005.04.022.
61. Suh YR, Ahn JS, Ju SW, Kim KM. Influences of filler content and size on the color adjustment potential of non-layered resin composites. *Dent Mater J.* 2017; 36(1): 35-40. doi:10.4012/DMJ.2016-083.

62. Hall NR KM. Composite colour matching: the development and evaluation of a restorative colour matching system. *Aust Prosthodont J.* 1991; 5: 47–52. *Aust Prosthodont J.* 1991; 5: 47–52.
63. Paravina RD, Westland S, Kimura M, Powers JM, Imai FH. Color interaction of dental materials: Blending effect of layered composites. *Dent Mater.* 2006; 22(10): 903-908. doi:10.1016/J. DENTAL. 2005.11.018.
64. Della Bona A. Color and appearance in dentistry. *Color Appear Dent.* Published online April 3, 2020: 1-142. doi:10.1007/978-3-030-42626-2
65. OMNICHROMA: One Composite That Covers All Shades for an Anterior Tooth | July/August 2019 | My Finest Case. Accessed May 10, 2022. <https://www.aegisdentalnetwork.com/cced/special-issues/2019/07/omnichroma-one-composite-that-covers-all-shades-for-an-anterior-tooth>
66. The New Universal Composite: One Shade for Every Patient. Accessed May 13, 2022. <https://www.dentalproductsreport.com/view/new-universal-composite-one-shade-every-patient>
67. B D. *Kompozit Rezin Restorasyonlar.* Güneş Kitabevi; 2011.
68. Attar N, Yalçın Çakır F GS. Kompozit Rezinler. *Diş Hekim Derg.* 2010; 92: 48-57.
69. Hilton TJ. In: . Summitt JB, Robbins JW SR. 261-271. In: . Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, (2001). *Direct Posterior Esthetic Restorations.*, (Ed.), Quintessence Publishing, Singapore. 261-271. In: *Direct Posterior Esthetic Restorations.* Quintessence Publishing, Singapore; 261-271.
70. Bayne SC, Swift EJ, Thompson JY. Review of dental materials citations: Part A, January to June 1995. *Dent Mater.* 1995; 11(4): 281-293. doi:10.1016/0109-5641(95)80064-6.
71. Ferracane JL. Resin composite - State of the art. *Dent Mater.* 2011; 27(1): 29-38. doi:10.1016/J. DENTAL.2010.10.020.
72. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. *J Clin Diagnostic Res.* 2015; 9(6): ZE18-ZE24. doi:10.7860/JCDR/2015/12294.6129.
73. Cengiz E. Üç farklı adeziv sistemiyle uygulanan kompozit rezinlerin farklı uygulama basamaklarında meydana gelen tükürük kontaminasyonu etkisinin mikro-makaslama kuvvetleri açısından incelenmesi. *Lefkoşa Yakın Doğu Üniversitesi Doktora tezi.* Published online 2012.
74. Ikeda I, Otsuki M, Sadr A, Nomura T, Kishikawa R, Tagami J. Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. *Dent Mater J.* 2009; 28(6): 679-685. doi:10.4012/DMJ.28.679.
75. Imai A, Takamizawa T, Sugimura R, et al. Interrelation among the handling, mechanical, and wear properties of the newly developed flowable resin composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019; 89: 72-80. doi:10.1016/J.JMBBM.2018.09.019.
76. Price A, Chatterjee P, Biswas R. Comparative effectiveness research collaboration and precision medicine. *Ann Neurosci.* 2015; 22(3): 127-129. doi:10.5214/ANS.0972.7531.220301.
77. Karaman E, Rüya Yazıcı A, Ozgunaltay G, Dayangac B. Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. *J Adhes Dent.* 2012; 14(5): 485-492. doi:10.3290/J.JAD.A27794.
78. Zhang H, Wang L, Hua L, Guan R, Hou B. Randomized controlled clinical trial of a highly filled flowable composite in non-carious cervical lesions: 3-year results. *Clin Oral Investig.* 2021; 25(10): 5955-5965. doi:10.1007/s00784-021-03901-z.
79. Kunzelmann K-H. Surface properties of universal and flowable nanohybrid composites after simulated tooth brushing. *Am J Dent.* Published online January 1, 2014. Accessed December 28, 2021. https://www.academia.edu/24280650/Surface_properties_of_universal_and_flowable_nanohybrid_composites_after_simulated_tooth_brushing.
80. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater.* 1997; 13(4): 258-269. doi:10.1016/S0109-5641(97)80038-3.

81. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Takahashi H, Kanehira M, Finger WJ. Polishing and toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resins. *Dent Mater J*. 2014; 33(5): 599-606. doi:10.4012/DMJ.2014-111.
82. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. Accessed January 18, 2022. https://www.researchgate.net/publication/297847360_Effect_of_prophylactic_polishing_protocols_on_the_surface_roughness_of_esthetic_restorative_materials.
83. Neme AL, Frazier KB, Roeder LB DT. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent*. 2002; Jan-Feb; 27:50-8.
84. Atabek D, Sillelioglu H, Ölmez A. The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *undefined*. 2010; 35(3): 362-369. doi:10.2341/09-196-T.
85. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *undefined*. 2007; 18(1): 155-163. doi:10.1007/S10856-006-0675-8.
86. Yılmaz K, Ozkan P. Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *undefined*. Published online. 2010.
87. Kerem; ÖZKAN Y. Farklı içecekler ve parlatma yöntemlerinin, iki farklı estetik restoratif materyalin yüzey pürüzlüğüne etkisi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2008; 35(1): 27-34. doi:10.1501/DISHEK_0000000059.
88. Bessing C WA. Comparison of two different methods of polishing porcelain. *Scand J Dent Res*. 1983; 91(6): 482-7.
89. Arslanoğlu Z, Altan H, Kale E, Bilgiç F, Şahin O. Nanomechanical Behaviour and Surface Roughness of New Generation Dental Fissure Sealants. 2016; 130. doi:10.12693/APhysPolA.130.388.
90. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*. 2006; 31(1): 39-46. doi:10.2341/04-166.
91. SR J. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 1998; 42(4): 613-27.
92. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater*. 2006; 22(2): 146-165. doi:10.1016/J.DENTAL.2005.04.013.
93. Whitefield RJ. Noncontact optical profilometer. *Appl Opt Vol 14, Issue 10, pp 2480-2485*. 1975; 14(10): 2480-2485. doi:10.1364/AO.14.002480.
94. Zhang XZ, Anderson P, Dowker SEP, Elliott JC. Optical Profilometric Study of Changes in Surface Roughness of Enamel during in vitro Demineralization. *Caries Res*. 2000; 34(2): 164-174. doi:10.1159/000016585.
95. İNAN H, TAMAM E, BAĞIŞ B. Tam Protezlerde Kullanılan Farklı Kaide Materyallerinin İslanabilirlik Yönünden İn Vitro İncelenmesi. *Türkiye Klin J Dent Sci*. 2010;16(1):35-43. Accessed January 27, 2022. <https://www.turkiyeklinikleri.com/article/en-tam-protezlerde-kullanilan-farkli-kaide-materyallerinin-islabilirlik-yonunden-in-vitro-incelenmesi-57369.html>.
96. Al-Nazhan S. SEM observations of the attachment of human periodontal ligament fibroblasts to non-demineralized dentin surface in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2004; 97(3): 393-397. doi:10.1016/J.TRIPLEO.2003.08.004.
97. Babay N. SEM study on the effect of two different demineralization methods with saturated tetracycline hydrochloride on diseased root surfaces. *J Contemp Dent Pract*. 2001; 2(2): 16-22. doi:10.5005/JCDP-2-2-1.
98. Breschi L, Gobbi P, Falconi M, et al. Effect of dentinal pretreatments on coronal dentin primary carious lesions: a field emission SEM study. *Clin Oral Investig*. 2003; 7(3): 140-147. doi:10.1007/S00784-003-0221-8.

99. YENİSEY M, ERGÜN G. Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniv Diş Hekim Derg.* 2006; 7(2): 73-81. Accessed October 13, 2022. <http://search/yayin/detay/59772>.
100. Deliktaş D. Farklı Işık C Hazırlarıyla Pol Mer Ze Ed Len K Kompoz T Rez N N Yüzey Sertli Ğ Üzer Ne. Published online 2006.
101. Uzer Çelik Y, Ermiş D. Koruyucu rezin uygulamasının yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Cumhur Dent J.* 2011; 11(2): 91-95. Accessed January 18, 2022. <http://cdj.cumhuriyet.edu.tr/tr/pub/cumudj/issue/4244/56777>.
102. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A., & Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi.* AÜ Diş Hek Fak. Yayınları, Ankara, 1993.
103. O'brien WJ. Dental Materials and Their Selection-3rd Ed. (2002). Accessed January 18, 2022. www.quintpub.com.
104. Şakar-Deliormanlı A, Güden M. Microhardness and fracture toughness of dental materials by indentation method. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2006; 76B(2): 257-264. doi:10.1002/JBM.B.30371.
105. Kakaboura A, Rahiotis C, Zinelis S, Al-Dhamadi YA, Silikas N, Watts DC. In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dent Mater.* 2003; 19(5): 393-398. doi:10.1016/S0109-5641(02)00082-9.
106. VAN DER WEIJDEN GA, TIMMERMAN MF, DANSER MM V VAN. The role of electric toothbrushes: Advantages and limitations. *Quintessence, London.* Published online 1998: 138-155.
107. E.B. H. Consensus report: Prevention. *Ann Periodontol.* 1996; 1(1): 223-249.
108. Penick C. Power toothbrushes: a critical review. *Int J Dent Hyg.* 2004;2(1):40-44. doi:10.1111/J.1601-5037.2004.00048.X.
109. Hawkins BF, Kohout FJ, Lainson PA HA. Duration of toothbrushing for effective plaque control. *Quintessence Int.* 1986 Jun;17(6): 361-5. PMID: 3460112. *Quintessence Int.* Jun; 17(6): 361-5.
110. Jain Y. A comparison of the efficacy of powered and manual toothbrushes in controlling plaque and gingivitis: a clinical study. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2013;5:3. doi:10.2147/CCIDE.S40656.
111. Scutt JS, Swann CJ. The first mechanical toothbrush? *Br Dent J* 1975 1394. 1975;139(4):152-152. doi:10.1038/sj.bdj.4803538.
112. CHILTON NW, DIDIO A, ROTHNER JT. Comparison of the clinical effectiveness of an electric and a standard toothbrush in normal individuals. *J Am Dent Assoc.* 1962;64(6):777-782. doi:10.14219/JADA.ARCHIVE.1962.0155.
113. Whitmyer CC, Terezhalmay GT, Miller DL, Hujer ME. Clinical evaluation of the efficacy and safety of an ultrasonic toothbrush system in an elderly patient population. *Geriatr Nurs (Minneapolis).* 1998; 19(1): 29-33. doi:10.1016/S0197-4572(98)90024-6.
114. Ratto De Moraes R, Ribeiro S, Klumb MM, et al. Dental Materials In vitro toothbrushing abrasion of dental resin composites: packable, microhybrid, nanohybrid and microfilled materials Undergraduate Students; (d Dental Materials. *Braz Oral Res.* 2008; 22(2): 112-120.
115. Van der Weijden FA, Campbell SL, Dörfer CE, González-Cabezas C, Slot DE. Safety of Oscillating-Rotating Powered Brushes Compared to Manual Toothbrushes: A Systematic Review. *J Periodontol.* 2011; 82(1): 5-24. doi:10.1902/JOP.2010.100393.
116. Mann GB, Wick-urban B. Power Toothbrushes: Everything You Need to Know to Make Informed Recommendations for Your Patients. Published online 2013.
117. Deacon SA, Glenny AM, Deery C, et al. Different powered toothbrushes for plaque control and gingival health. *Cochrane Database Syst Rev.* 2010; 2010 (12). doi:10.1002/14651858.CD004971.PUB2.
118. Niederman R. Manual versus powered toothbrushes: The Cochrane review. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134(9): 1240-1244. doi:10.14219/JADA.ARCHIVE. 2003.0359.

119. Singh G, Mehta DS, Chopra S, Khatri M. Comparison of sonic and ionic toothbrush in reduction in plaque and gingivitis. *J Indian Soc Periodontol*. 2011; 15(3): 210-214. doi:10.4103/0972-124X.85662.
120. Van der Weijden GA, Timmerman MF, Nijboer A, Lie MA, Van der Velden U. A comparative study of electric toothbrushes for the effectiveness of plaque removal in relation to toothbrushing duration. *J Clin Periodontol*. 1993; 20(7): 476-481. doi:10.1111/J.1600-051X.1993.TB00394.X.
121. Jassé FF, De Campos EA, Lefever D, et al. Influence of filler charge on gloss of composite materials before and after in vitro toothbrushing. *J Dent*. 2013; 41(SUPPL.5). doi:10.1016/J.JDENT.2013.04.011.
122. Lefever D, Krejci I, Ardu S. Laboratory evaluation of the effect of toothbrushing on surface gloss of resin composites. *undefined*. Published online 2014.
123. Kreplak L, Rueggeberg DDS FA, Labrie D, Alberto Kenji Shimokawa DDS C, Bengt Price BDS R. Effect of tooth brushing on gloss retention and surface roughness of five bulk-fill resin composites. doi:10.1111/jerd.12350.
124. Lai G, Zhao L, Wang J, Kunzelmann KH. Surface properties and color stability of dental flowable composites influenced by simulated toothbrushing. *Dent Mater J*. 2018; 37(5): 717-724. doi:10.4012/DMJ.2017-233.
125. Lefever D, Perakis N, Roig M, Krejci I, Ardu S. The effect of toothbrushing on surface gloss of resin composites.
126. Arisu HD, Üçtaşlı MB, Eligüzeloğlu E, Özcan S, Ömürlü H. The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. *Oper Dent*. 2008; 33(2): 135-141. doi:10.2341/07-49.
127. Lappalainen R, Yli-Urpo A, Seppä L. Wear of dental restorative and prosthetic materials in vitro. *Dent Mater*. 1989; 5(1): 35-37. doi:10.1016/0109-5641(89)90090-0.
128. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(1): 93-97. doi:10.1067/MPR.2000.107560.
129. Lee YK, Lu H, Oguri M, Powers JM. Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *J Prosthet Dent*. 2005; 94(4): 370-376. doi:10.1016/J.PROSDENT.2005.08.006.
130. Goldstein GR, Lerner T. The effect of toothbrushing on a hybrid composite resin. *J Prosthet Dent*. 1991; 66(4): 498-500. doi:10.1016/0022-3913(91)90511-T.
131. Lang T, Staufer S, Jennes B, Gaengler P. Clinical validation of robot simulation of toothbrushing - comparative plaque removal efficacy. *BMC Oral Health*. 2014; 14(1): 1-9. doi:10.1186/1472-6831-14-82/TABLES/2.
132. de Oliveira GU, Mondelli RFL, Charantola Rodrigues M, Franco EB, Ishikiriama SK, Wang L. Impact of filler size and distribution on roughness and wear of composites after simulated toothbrushing. *J Appl Oral Sci*. 2012; 20(5): 510. doi:10.1590/S1678-77572012000500003.
133. Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect of Surface Roughness on Stain Resistance of Dental Resin Composites. *J Esthet Restor Dent*. 2005; 17(2): 102-108. doi:10.1111/J.1708-8240.2005.TB00094.X.
134. Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ, Van Der Mei HC. Effect of biofilm on the repair bond strengths of composites. *J Dent Res*. 2010; 89(12): 1476-1481. doi:10.1177/0022034510381395.
135. Guler S, Unal M. The Evaluation of Color and Surface Roughness Changes in Resin based Restorative Materials with Different Contents After Waiting in Various Liquids: An SEM and AFM study. *Microsc Res Tech*. 2018; 81(12): 1422-1433. doi:10.1002/JEMT.23104.
136. Rezin esaslı fissür örtücülerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının, yüzey sertliğinin ve bağlanma dayanımının araştırılması. Accessed May 5, 2022. <http://acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080/xmlui/handle/123456789/10098?show=full>.
137. Dalı PA, Üniversitesi G, Hekimliği D. Mehmet Bani,* Nurhan Öztaş. *Acta Odontol Turc*. 2013; 30(1): 13-20.
138. Ereifej NS, Oweis YG, Eliades G. The Effect of Polishing Technique on 3-D Surface Roughness and Gloss of Dental Restorative Resin Composites. *Oper Dent*. 2013;38(1):E9-E20. doi:10.2341/12-122-L.

139. Roeder LB PJ. Surface roughness of resin composite prepared by single-use and multi-use diamonds. *Am J Dent*. 2004; Apr; 17(2):
140. Anfe TE de A, Caneppele TMF, Agra CM, Vieira GF. Microhardness assessment of different commercial brands of resin composites with different degrees of translucence. *Braz Oral Res*. 2008; 22(4): 358-363. doi:10.1590/ S1806-83242008000400013.
141. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing | Request PDF. Accessed May 5, 2022. https://www.researchgate.net/publication/11543454_Microhardness_of_resin_composites_polymerized_by_plasma_arc_or_conventional_visible_light_curing.
142. Ferracane JL, Condon JR. Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater*. 1990; 6(4): 282-287. doi:10.1016/S0109-5641(05)80012-0.
143. Monteiro B, Spohr AM. *Effect of Dentifrices on Roughness of Composites ... Monteiro B et Al Original Research Conflicts of Interest: None Source of Support: Nil Surface Roughness of Composite Resins after Simulated Toothbrushing with Different Dentifrices*. 2015; 7.
144. O'Neill C, Kreplak L, Rueggeberg FA, Labrie D, Shimokawa CAK, Price RB. Effect of tooth brushing on gloss retention and surface roughness of five bulk-fill resin composites. *J Esthet Restor Dent*. 2018; 30(1): 59-69. doi:10.1111/ JERD.12350.
145. Amaral CM, Rodrigues JA, Erhardt MCG, et al. Effect of Whitening Dentifrices on the Superficial Roughness of Esthetic Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent*. 2006; 18(2): 102-108. doi:10.2310/6130.2006.00017_1.X.
146. Robinson P, Deacon SA, Deery C, et al. Manual versus powered toothbrushing for oral health. *Cochrane Database Syst Rev*. 2005; (2). doi:10.1002/14651 858.CD002281. PUB2/ INFORMATION/EN.
147. BLANCHARD CR. Atomic Force Microscopy. *Chem Educ* 1996 15. 1996; 1(5): 1-8. doi:10.1007/ S00897960059A.
148. Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Evaluation of the Surface Roughness of Compomer by Laser Scanning Microscopy. *Dent Mater J*. 2001; 20(2): 172-180. doi:10.4012/DMJ.20.172.
149. Marigo L, Rizzi M, La Torre G, Rumi G. 3-D surface profile analysis: different finishing methods for resin composites. *Oper Dent*. 2001; 26(6): 562-568. Accessed May 5, 2022. <https://europepmc.org/article/med/11699179>.
150. Bakar WZW, McIntyre J. Susceptibility of selected tooth-coloured dental materials to damage by common erosive acids. *Aust Dent J*. 2008; 53(3): 226-234. doi:10.1111/J.1834-7819.2008.00053.X.
151. Grdal P, Gniz Akdeniz B, Hakan Sen B. The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil*. 2002; 29(9): 895-901. doi:10.1046/J.1365-2842.2002.00924.X.
152. Bolay S, Cakir FY, Gurgan S. 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. *J Contemp Dent Pract*. 2012; 13(5): 584-589. doi:10.5005/JP-JOURNALS-10024-1191.
153. Takahashi R, Jin J, Nikaido T, Tagami J, Hickel R, Kunzelmann KH. Surface characterization of current composites after toothbrush abrasion. *Dent Mater J*. 2013; 32(1): 75-82. doi:10.4012/DMJ.2012-160.
154. Ruivo MA, Pacheco RR, Sebold M, Giannini M. Surface roughness and filler particles characterization of resin-based composites. *Microsc Res Tech*. 2019; 82(10): 1756-1767. doi:10.1002/JEMT.23342.
155. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*. 2006; 22(3): 211-222. doi:10.1016/J.DENTAL.2005.05.005.
156. Barbieri GMH, Mota EG, Rodrigues-Junior SA, Burnett LH. Effect of Whitening Dentifrices on the Surface Roughness of Commercial Composites. *J Esthet Restor Dent*. 2011; 23(5): 338-345. doi:10.1111/J.1708-8240.2011. 00426.X.

157. Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, Rousson V. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater.* 2010; 26(4): 306-319. doi:10.1016/J.DENTAL.2009.11.152.
158. Suzuki T, Kyoizumi H, Finger WJ, et al. Resistance of nanofill and nanohybrid resin composites to toothbrush abrasion with calcium carbonate slurry. *Dent Mater J.* 2009; 28(6): 708-716. doi:10.4012/DMJ.28.708.
159. Teixeira ECN, Thompson JL, Piascik JR, Thompson JY. In Vitro Toothbrush-Dentifrice Abrasion of Two Restorative Composites. *J Esthet Restor Dent.* 2005; 17(3): 172-181. doi:10.1111/J.1708-8240.2005.TB00109.X.
160. Trauth KGS, de Godoi APT, Colucci V, Corona SAM, Catirse ABCEB. The influence of mouthrinses and simulated toothbrushing on the surface roughness of a nanofilled composite resin. *Braz Oral Res.* 2012; 26(3): 209-214. doi:10.1590/S1806-83242012000300005.
161. Salgado VE, Cavalcante LM, Moraes RR, Davis HB, Ferracane JL, Schneider LF. Degradation of optical and surface properties of resin-based composites with distinct nanoparticle sizes but equivalent surface area. *J Dent.* 2017; 59: 48-53. doi:10.1016/J.JDENT.2017.02.008.
162. Tellefsen G, Liljeborg A, Johannsen A, Johannsen G. The role of the toothbrush in the abrasion process. *Int J Dent Hyg.* 2011; 9(4): 284-290. doi:10.1111/J.1601-5037.2011.00505.X.
163. Rios D, Honório HM, de Araújo PA, Machado MA de AM. Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated toothbrushing. *Pesqui Odontol Bras.* 2002; 16(4): 343-348. doi:10.1590/S1517-74912002000400011
164. Chimello DT, Dibb RGP, Corona SAM, Lara EHG. Assessing wear and surface roughness of different composite resins after toothbrushing. *Mater Res.* 2001; 4(4): 285-289. doi:10.1590/S1516-14392001000400011.
165. Malavasi CV, Macedo EM, da Costa Souza K, Rego GF, Schneider LFJ, Cavalcante LM. Surface Texture and Optical Properties of Self-Adhering Composite Materials after Toothbrush Abrasion. *J Contemp Dent Pract.* 2015; 16(10): 775-782. doi:10.5005/JP-JOURNALS-10024-1756.
166. Salgado VE, Cavalcante LM, Silikas N, Schneider LFJ. The influence of nanoscale inorganic content over optical and surface properties of model composites. *J Dent.* 2013; 41(SUPPL.5): e45-e53. doi:10.1016/J.JDENT.2013.05.011.
167. Ryba TM, Dunn WJ, Murchison DF. Surface roughness of various packable composites. *Oper Dent.* 2002; 27(3): 243-247. Accessed May 5, 2022. <https://europepmc.org/article/med/12022454>.
168. Yap AUJ, Mok BYY. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Oper Dent.* 2002; 27(2): 161-166. Accessed May 5, 2022. <https://europepmc.org/article/med/11933907>.
169. Moda MD, Godas AG de L, Fernandes JC, et al. Comparison of different polishing methods on the surface roughness of microhybrid, microfill, and nanofill composite resins. *J Investig Clin Dent.* 2018; 9(1). doi:10.1111/ JICD.12287.
170. Da Silva EM, Dória J, Da Silva JDJR, Santos GV, Guimarães JGA, Poskus LT. Longitudinal evaluation of simulated toothbrushing on the roughness and optical stability of microfilled, microhybrid and nanofilled resin-based composites. *J Dent.* 2013; 41(11): 1081-1090. doi:10.1016/J.JDENT.2013.08.013.
171. Shinkai K, Taira Y, Suzuki S, Suzuki M. In vitro wear of flowable resin composite for posterior restorations. *Dent Mater J.* 2016; 35(1): 37-44. doi:10.4012/DMJ.2015-080.
172. Shinkai K, Suzuki S. Effect of cyclic impact loading on the surface properties of flowable resin composites. *Dent Mater J.* 2014; 33(6): 874-879. doi:10.4012/DMJ.2014-010.
173. Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *J Oral Sci.* 2005; 47(1): 21-25. doi:10.2334/JOSNUSD.47.21.

174. Navimipour EJ, Ajami AA, Oskoe SS, et al. Surface Roughness of Different Composite Resins after Application of 15% Carbamide Peroxide and Brushing with Toothpaste: An In-Vitro Study. *Front Dent*. 2019; 16(1): 55. doi:10.18502/FID.V16I1.1109.
175. Göztaş Z, Tosun G, Yıldız E, Kahraman K. Nanodoldurucu içeren beş farklı kompozitin yüzey sertliği ve pürüzlülüğü açısından değerlendirilmesi. *Selcuk Dent J*. 2014; 2: 43-48.
176. Farklı bitirme ve cila yöntemleri uygulanmış bir kompozit rezinin çeşitli likitler karşısında gösterdiği yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırılması | Makale | Türkiye Klinikleri. Accessed May 9, 2022. <https://www.turkiyeklinikleri.com/article/tr-farkli-bitirme-ve-cila-yontemleri-uygulanmisbir-kompozit-rezinin-cesitli-likitler-karsisindagosterdigi-yuzey-sertlik-degerlerinin-karsilastirilmesi-30997.html>.
177. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface Roughness of Nanofill and Nanohybrid Resin Composites after Polishing and Brushing. *J Esthet Restor Dent*. 2007; 19(5): 265-273. doi:10.1111/J.1708-8240.2007.00116.X.
178. Niyomsujarit N, Worahan A, Chaichalothorn M. Effects of Cyclic Acid Challenge on The Surface Roughness of Various Flowable Resin Composites. *Mahidol Dent J*. 2021; 41(3): 187-188.
179. Moraes RR, Gonçalves LS, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Nanohybrid resin composites: Nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent*. 2009; 34(5): 551-557. doi:10.2341/08-043-L.
180. Atalı PY, Öksüz M, Topbaşı FB. FIRÇALAMANIN VE BEYAZLATICILI DİŞ MACUNLARIN KOMPOZİTLERİN YÜZEY ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2015; 24(1): 22-32. doi:10.17567/DFD.27222.
181. Can Say E, Yurdağülen H, Malkondu Ö, Ünlü N, Soyman M, Kazazoğlu E. The effect of prophylactic polishing pastes on surface roughness of indirect restorative materials. *Sci World J*. 2014; 2014. doi:10.1155/2014/962764
182. G-aenial ® Universal Flo from GC High-strength injectable restorative composite T E C H N I C A L M A N U A L.
183. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J* 2004 196(1): 42-45. doi:10.1038/sj.bdj.4810881.
184. Fuentes V, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res Part A*. 2003; 66A(4): 850-853. doi:10.1002/JBM.A.10064.
185. JR. M. Physical Properties and Biocompatibility. 4 edn Quintessence Publ Co., Published online 2002.
186. Bertrand MF, Leforestier E, Muller M, Lupi-Pégurier L BM. Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *J Biomed Mater Res*. 2000; 53(6): 658-63.
187. Beun S, Bailly C, Devaux J, Leloup G. Physical, mechanical and rheological characterization of resin-based pit and fissure sealants compared to flowable resin composites. *Dent Mater*. 2012; 28(4): 349-359. doi:10.1016/J.DENTAL.2011.11.001.
188. Buldur M, Sirin Karaarslan E. Microhardness of glass carbomer and high-viscous glass Ionomer cement in different thickness and thermo-light curing durations after thermocycling aging. *BMC Oral Health*. 2019; 19(1): 1-13. doi: 10.1186/S12903-019-0973-4/FIGURES/12.
189. Ryge G, Foley DE, Fairhurst CW. Micro-indentation Hardness: <http://dx.doi.org/101177/00220345610400060401>. 2016; 40(6): 1116-1126. doi:10.1177/00220345610400060401.
190. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry » Makale » Sorbitolün Kompozit Reçinenin Yüzey Sertliğine Etkisi-Effect of Sorbitol on Surface Hardness of Composite Resin. Accessed May 9, 2022. <https://dergipark.org.tr/tr/pub/jiufd/issue/8866/110650>.
191. Gökay O, Özyurt P, Farklı Bitirme ve Cila Yöntemleri Uygulanmış Bir Kompozit Rezinin Çeşitli Likitler Karşısında Gösterdiği Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması Comparison of the Surface Hardness Values Of A Composite. Published online 1998: 55-60.
192. Sarne S, Mante MO MF. Marginal leakage of combinations of glass-ionomer and composite resin restorations. *J Clin Dent*. 1996; 7(1): 13-6.

193. Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic Degradation of Dental Composites. *J Dent Res*. 1984; 63(10): 1248-1254. doi:10.1177/00220345840630101701.
194. Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada H HA. Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int*. 2001 May;32(5):401-5. *Quintessence Int*. 2001; 32(5): 401-5.
195. Spajic J, Par M, Milat O, Demoli N, Bjelovucic R, Prskalo K. (No Title). *Acta Stomatol Croat*. 2019; 53(1): 37-46. doi:10.15644/asc53/1/4.
196. Yap AU, Wattanapayungkul P CS. Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Oper Dent*. 2003; 28: 723-727.
197. Braem M, Finger W, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater*. 1989; 5(5): 346-349. doi:10.1016/0109-5641(89)90128-0.
198. Jager S, Balthazard R, Dahoun A, et al. Filler Content, Surface Microhardness, and Rheological Properties of Various Flowable Resin Composites. *Oper Dent*. 2016; 41(6): 655-665. doi:10.2341/16-031-L.
199. Sunbul H Al, Silikas N, Watts DC. Surface and bulk properties of dental resin- composites after solvent storage. *Dent Mater*. 2016; 32(8): 987-997. doi:10.1016/J.DENTAL.2016.05.007.
200. Santos C, Clarke RL, Braden M, Guitian F, Davy KWM. Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. *Biomaterials*. 2002; 23(8): 1897-1904. doi:10.1016/S0142-9612(01)00331-3.
201. Malkondu Ö, Yurdagüven H, Say EC, Kazazoğlu E, Soyman M. Effect of Bleaching on Microhardness of Esthetic Restorative Materials. *Oper Dent*. 2011; 36(2): 177-186. doi:10.2341/10-078-L.
202. HANSEN EK. After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. *Eur J Oral Sci*. 1983; 91(5): 406-410. doi:10.1111/J.1600-0722.1983.TB00837.X.
203. Øysæd H, Ruyter IE. Water Sorption and Filler Characteristics of Composites for Use in Posterior Teeth. *J Dent Res*. 1986; 65(11): 1315-1318. doi:10.1177/00220345860650110601.
204. Hatanaka GR, Abi-Rached F de O, de Almeida-Júnior AA, Cruz CA dos S. Effect of carbamide peroxide bleaching gel on composite resin flexural strength and microhardness. *Braz Dent J*. 2013; 24(3): 263-266. doi:10.1590/0103-6440201302155.
205. Cumhuriyet VAS, Tez U, Haz O. Yüksek estetiğe sahip kompozitlere uygulanan ev tipi ve tezgah üstü beyazlatma ajanlarının yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik üzerine etkisi. Published online 2022.