

T. C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI AĞIZ GARGARALARINDA BEKLETİLMİŞ DİŞ
MİNELERİNİN VE FARKLI TİP KOMPOZİTLERİN
FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN İNVİTRO
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Uzmanlık Tezi
Hazal Deniz KÖSE

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Oya ŞEKER

Bu tez, Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından
20.U.006 proje numarası ile desteklenmiştir.

HATAY-2021

T. C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI AĞIZ GARGARALARINDA BEKLETİLMİŞ DİŞ
MİNELERİNİN VE FARKLI TİP KOMPOZİTLERİN
FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN İNVİTRO
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Uzmanlık Tezi
Hazal Deniz KÖSE

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından ../../20.. günü sözlü olarak yapılan tez savunma sınavında oy birliği ile kabul edilmiştir.

Tez Jürisi:

Jüri Başkanı: Dr. Öğr Üyesi Oya ŞEKER

Üye:

Üye:

Bu tez Dekanlığımız Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda hazırlanmıştır.

../../20..

Prof. Dr. Nizami Duran
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitim sürecimde bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren saygıdeğer hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Oya ŞEKER'e,

Fikirlerime her daim kulak veren, her konuda desteğini esirgemeyen Sayın Dr. Öğr. Üyesi Zuhâl YILDIRIM'a,

Bu projenin gerçekleştirilmesinde maddi desteğini esirgemeyen Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Birçok şey paylaştığım çok değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Sevgisini, desteğini her zaman hissettiğim canım arkadaşım Uzm. Dt. İpek İŞKEN'e,

Sonsuz sevgi ve emekle beni bugünlere getiren, her konuda desteğini daima arkamda hissettiğim canım annem Senay SARI ve babam Mehmet SARI'ya,

Bana sevgisini her zaman gösteren, her koşulda yanımda olan hayat arkadaşım Akif KÖSE'ye

Hiçbir şeyden haberi olmadan, beni her gün sevgiyle işe uğurlayan, bu zor günlerime gülcükleriyle ılık olan canım kızım İdil KÖSE'ye sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
TEŞEKKÜR	III
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	VI
ÇİZELGELER DİZİNİ	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VIII
ÖZET	XII
ABSTRACT	XII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 Diş Sert Dokuları	4
2.1.1 Mine	4
2.1.2 Dentin	8
2.1.3 Sement	9
2.2 Kompozit rezinler	9
2.2.1 Kompozit Resinlerin Bileşimi	10
2.2.1.1 Organik Faz	10
2.2.1.2 İnorganik Faz	12
2.2.1.3 Bağlayıcı Faz/Ajan	15
2.2.1.4 Başlatıcı Ajanlar	15
2.2.1.5 Stabilizatörler ve İnhibitörler	18
2.2.2 Kompozit Materyallerinin Sınıflandırılması	18
2.2.3 Kompozit Materyallerinde Yeni Gelişmeler	21
2.3 Ağız Gargaraları	23
2.4 Materyallerinin Fiziksel-Mekanik Özellikleri ve Ölçüm Yöntemleri	26
2.4.1 Sıvı Emilimi	27
2.4.2 Sertlik	28
2.4.3 Elastik Modülüs	30
2.4.4 Yüzey Pürüzlülüğü	31
2.4.5 Diş Dokuları ve Restoratif Materyallerin Mekanik Özelliklerinin Belirlemede Nanoindentasyon Yöntemi	32
2.4.6 Yüzey Görüntüsü ve Kimyasal Bileşenlerin Analizi (SEM-EDX)	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	34
3.1 Kullanılan Materyaller	34
3.2. Kullanılan Solüsyonlar	36

3.3 Örneklerin Hazırlanması	38
3.3.1 Kompozit Örneklerin Hazırlanması	38
3.3.2 Mine örneklerin hazırlanması	39
3.3.3 Grupların Oluşturulması	40
3.4. LED Işıklı Polimerizasyon Cihazı	41
3.4.1 Sıvı Emilimi Ölçümleri	42
3.4.2 Sertlik, Elastik Modülüs ve Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri	43
3.4.3 Yüzey Görüntüsü ve Elementel Analiz Ölçümleri	43
3.5 İstatistiksel İncelemeler	44
4. BULGULAR	45
4.1 Sıvı Emilimi Bulgularının Değerlendirilmesi	45
4.2 Nanosertlik Bulgularının Değerlendirilmesi	46
4.3 Elastik Modülüs Bulgularının Değerlendirilmesi	49
4.4 Yüzey Pürüzlülüğü Bulgularının Değerlendirilmesi	54
4.5 SEM-EDX Verilerinin Değerlendirilmesi	58
5. TARTIŞMA	67
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	81
7. KAYNAKLAR	83
ÖZGEÇMİŞ	93

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Bis-GMA ve UDMA'nın yapısı.....	11
Şekil 2.2 TMX-UDMA yapısı.....	11
Şekil 2.3 Kompozit materyallerinin sınıflandırılması.....	19
Şekil 2.4 Dental kompozitlerin kronolojik sıralamasına göre doldurucu partiküllerinin büyüklüğü....	20
Şekil 3.1 Çalışmamızda kullanılan kompozit materyaller.....	38
Şekil 3.2 Yapay tükürük hazırlanırken kullanılan bileşikler.....	38
Şekil 3.3 Çalışmamızda kullanılan gargara solüsyonları.....	39
Şekil 3.4 Hazırlanan kompozit örnekler.....	40
Şekil 3.5 Çalışmamızda kullanılan Sof-Lex polisaj disk seti.....	41
Şekil 3.6 Çalışmamızda kullanılan mine örnekleri.....	42
Şekil 3.7 Çalışmamızda kullanılan Valo LED ışıklı polimerizasyon cihazı.....	43
Şekil 3.8 Pioneer hassas elektronik terazi.....	45
Şekil 3.9 Sıvı emilim miktarının hesaplanmasında kullanılan formül.....	45
Şekil 3.10 HYSITRON TI950 TriboIndenter cihazı.....	46
Şekil 3.11 Quorum Q150R S mıknatıssal saçtırma kaplama cihazı ve Thermo Scientific Apreo S ve Ultradry Enerji Dağılımlı XIşını Spektroskopisi Dedektörü.....	47
Şekil 4.1 Sıvı emilim değerlerine ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) ait ortalama ve s. sapma grafiği.....	49
Şekil 4.2 Sertlik değerlerine (GPa) ait ortalama ve s. sapma grafiği.....	51
Şekil 4.3 Elastik modülüs değerlerine (GPa) ait ortalama ve s. sapma grafiği.....	53
Şekil 4.4 Mine yapısının uygulanan yük-yer değiştirme grafiği.....	53
Şekil 4.5 Admira Fusion kompozitin uygulanan yük-yer değiştirme grafiği.....	54
Şekil 4.6 Clearfil Majesty Esthetic kompozitin uygulanan yük-yer değiştirme grafiği.....	54
Şekil 4.7 Mosaic Universal kompozitin uygulanan yük-yer değiştirme grafiği.....	55
Şekil 4.8 Yüzey pürüzlülük değerlerine (nm) ait ortalama ve s. Sapma grafiği.....	57
Şekil 4.9 Materyallerin yüzeyinden alınan SPM yüzey görüntüleri.....	58
Şekil 4.10 Diş minesi grubunun örneklerinden alınan SEM görüntüleri.....	59
Şekil 4.11 Diş minesinde EDX analiziyle tespit edilen elementel değişiklikler.....	60
Şekil 4.12 Admira Fusion kompozit grubunun örneklerinden SEM görüntüleri	61
Şekil 4.13 Admira Fusion materyalinde EDX analiziyle tespit edilen elementel değişiklikler.....	62
Şekil 4.14 Clearfil Majesty Esthetic kompozit grubu örneklerinden alınan SEM görüntüleri.....	63
Şekil 4.15 Clearfil Majesty materyalinde EDX analiziyle tespit edilen elementel değişiklikler.....	64
Şekil 4.16 Mosaic Universal kompozit grubundan alınan SEM görüntüleri.....	65
Şekil 4.17 Mosaic Universal materyalinde EDX analiziyle tespit edilen elementel değişiklikler.....	66

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Bazı çalışmalardaki mine yüzeyi sertlik ve elastik modülüs değerleri	7
Çizelge 2.2 Kimyasal ve ışıkla polimerize olan kompozit rezinler	16
Çizelge 2.3 Kompozitlerin başlangıç ve aktivatörleri	16
Çizelge 2.4 Işıkla sertleşen kompozitlerin özellikleri	17
Çizelge 2.5 Piyasadaki çeşitli kompozitlerin doldurucu büyüklüklerine göre sınıflandırılması	21
Çizelge 2.6 Ağız gargaraları	24
Çizelge 3.1 Çalışmada kullanılan kompozit rezinler	35
Çizelge 3.2 Çalışmada kullanılan solüsyonlar	37
Çizelge 3.3 Çalışmada kullanılan kompozit materyallerin ve diş yüzeylerinin gruplandırılması.....	41
Çizelge 4.1 Materyal, solüsyon değişkenlerine göre sıvı emilimi değerlerinin karşılaştırılması.....	45
Çizelge 4.2 Materyal, solüsyon değişkenlerine göre sıvı emilimi değerlerine ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)..... ait tanımlayıcı istatistikler.....	46
Çizelge 4.3 Materyal, solüsyon değişkenlerine göre sertlik değerlerinin karşılaştırılması.....	47
Çizelge 4.4 Sertlik değerlerine (GPa) ait tanımlayıcı istatistikler.....	48
Çizelge 4.5 Materyal, Solüsyon değişkenlerine göre sertlik değişimlerinin karşılaştırılması	48
Çizelge 4.6 Sertlik değişimlerine (GPa) ait tanımlayıcı istatistikler.....	49
Çizelge 4.7 Materyal ve solüsyon değişkenlerine göre elastik modülüs değerlerinin karşılaştırılması	50
Çizelge 4.8 Materyal, solüsyon değişkenlerine göre Elastik modülüs değerlerine (GPa)..... ait tanımlayıcı istatistikler.....	50
Çizelge 4.9 Materyal, solüsyon değişkenlerine göre elastik modülüs değişimlerinin karşılaştırılması	51
Çizelge 4.10 Elastik modülüs değişimlerine (GPa) ait tanımlayıcı istatistikler.....	52
Çizelge 4.11 Materyal ve solüsyona göre yüzey pürüzlülüğü değerlerinin karşılaştırılması.....	55
Çizelge 4.12 Materyal, solüsyona göre yüzey pürüzlülüğü değerlerine (nm) ait..... tanımlayıcı istatistikler.....	55
Çizelge 4.13 Materyal, solüsyon değişkenlerine göre yüzey pürüzlülüğü..... değerlerinin karşılaştırılması.....	56
Çizelge 4.14 Yüzey pürüzlülüğü değişimlerine (GPa) ait tanımlayıcı istatistikler.....	57

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AFM	: Atomik kuvvet mikroskobu
AmF	: Amin Florid
Au	: Altın
Ba	: Baryum
BC	: Benzetonyum klorür
BHT	: Bütillenmiş Hidroksitoluen
BİS-GMA	: Bisfenol-A Glisildimetakrilat
BTMGe	: Benzoiltrimetilgerman
C	: Karbon
Ca	: Colgate Plax Alkolsüz Gargarada Bekletilen Admira Fusion Kompozit
CaCl ₂	: Kalsiyum Klorür
Cc	: Colgate Plax Alkolsüz Gargarada Bekletilen Clearfil Majesty Esthetic Kompozit
Cd	: Colgate Plax Alkolsüz Gargarada Bekletilen Diş Minesi
CH ₃ COOK	: Potasyum Asetat
CHX	: Klorheksidin
CİS	: Cam İyonmer Siman
Cm	: Colgate Plax Alkolsüz Gargarada Bekletilen Mosaic Universal Kompozit
CPC	: Setilpiridinyum klorür
CTE	: Termal Genleşme Kat sayısı
CQ	: Kamforokinon
DB	: Domifen bromür
DBDEGe	: Dibenzoildietilgerman
DEJ	: Mine dentin bileşimi
DHV	: Dinamik Sertlik Değeri
EBPDMA	: Etoksile Bisfenol A Dimetakrilat
EBSD	: Elektron Geri Saçılım Difraksiyonu
EDX	: Enerji Dağılım Spektrometresi
EGDMA	: Etilen Glikol Dimetakrilat
EM	: Elastisite Modülü
EMBO	: Etil4-(N, N-dimetilamino)benzoat

g/mol	:Gram/Mol
gf	: Grave-Force
GPa	: Giga Pascal
H	: Sertlik
Hc	: Minimum Batma Derinliği
HEMA	: 2-Hidroksietil Metakrilat
Hmax	: Maksimum Batma Derinliği
HPMA	: Hidroksipropil Metakrilat
H ₃ PO ₄	: Fosforik Asit
Hr	: Artık Batma Derinliği
Kc	: Kırılma Tokluğu
KCl	: Potasyum Klorür
kPa	: Kilo Pascal
K ₃ PO ₄ (3H ₂ O)	: Tripotasyum Fosfat Trihidrat
La	: Listerine Cool Mint Gargarada Bekletilen Admira Fusion Kompozit
Lc	: Listerine Cool Mint Gargarada Bekletilen Clearfil Majesty Esthetic Kompozit
Ld	: Listerine Cool Mint Gargarada Bekletilen Diş Minesi
Lm	: Listerine Cool Mint Gargarada Bekletilen Mosaic Universal Kompozit
m	: Kütle
MDPB	: Metakriloksi Dodesil Primidyum Bromit
MgCl ₂ (6H ₂ O)	: Magnezyum Klorit Hekzahidrat
µg/mm ³	: Mikrogram / Milimetre Küp
ml	: Mililitre
µm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
mN	: Mili Newton
µN;	: Mikro Newton
MPa	: Mega Pascal
MPTS	: Gama metakriloksipropiltrimetoksisilan
N	: Azot
N	: Newton
Na	: Sodyum
NaCl	: Sodyum Klorür

NaF	: Sodyum Florür
nm	: Nanometre
O	: Oksijen
OH ⁻	: Hidroksil İyonu
Pas	: Pascal
Pb	: Kurşun
Pd	: Paladyum
pH	: Bir Çözeltinin Asitlik-Bazlık Derecesini Bildiren Ölçü Birimi
P _{max}	: Maksimum Yük
PO ₄	: Fosfat İyonu
ppm	: Milyonda Bir (Parts Per Million)
PVP	: Povidon-iyot
r	: Korelasyon Katsayısı
R	: Çentikleyici Uzun Yarıçapı
R _a	: Uluslararası Pürüzlülük Parametresi
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
Si	: Silisyum
SiO ₂	: Koloidal Silika
sn	: Saniye
SnF ₂	: Kalay florür
SPSS	: Statistical Package for Social Science
Sr	: Stronsiyum
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
TiO ₂	: Titanyumdioksit
TMXDI	: $\alpha,\alpha',\alpha',\alpha'$ -Tetrametil-m-Ksililen Diizosiyanat
TMX-UDMA	: Parsiyel Aromatik Üretan Dimetakrilatlar
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
v	: Hacim
Yb	: İterbiyum
YbF ₃	: İterbiyum Florid
YTa	: Yapay Tükürükte Bekletilen Admira Fusion Kompozit
YTc	: Yapay Tükürükte Bekletilen Clearfil Majesty Esthetic Kompozit
YTd	: Yapay Tükürükte Bekletilen Diş Minesi
YTm	: Yapay Tükürükte Bekletilen Mosaic Universal Kompozit

Zn	: Çinko
Zr	: Zirkonyum
σ	: Gerilme
ε	: Gerinim
ν	: Poisson Oranı
σ_y	: Akma Dayanımı



ÖZET

FARKLI AĞIZ GARGARALARINDA BEKLETİLMİŞ DİŞ MİNELERİNİN VE FARKLI TİP KOMPOZİTLERİN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN İNVİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ

Giriş ve Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı ağız gargaralarında bekletilen diş minesi ve farklı tip kompozitlerin sıvı emilimi, sertlik, elastik modülüs, yüzeyin pürüzlülüğü, yüzey görüntüsünün incelenmesi ve elemental analizleri açısından değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda 3 farklı güncel kompozit materyalleri [Admira Fusion (Voco, Cuxhaven, Almanya), Clearfil Majesty Esthetic (Kuraray Med INC, Okayama, Japonya) ve Mosaic Universal (Ultradent Products, South Jordan, Utah, Amerika Birleşik Devletleri)] ve ağız ortamına sürmemiş insan molar dişlerinin bukkal mine yüzeyleri, farklı solüsyonlar [Yapay tükürük, Listerine Cool Mint (Johnson & Johnson, İstanbul Türkiye), Colgate Plax Alkolsüz (Colgate Palmolive, İstanbul, Türkiye)] içerisinde bekletilmiştir (n=5). Materyallerin sıvı emilimi ölçümü, kumpas ve hassas analitik terazi ile yapılarak kaydedilmiştir. Sertlik, elastik modülüs ve yüzey pürüzlülüğü için nanoindenter cihazı kullanılmıştır. Her gruptan 1'er örnek hazırlandıktan sonra, materyallerin yüzey görüntülerinin ve elemental analizleri için taramalı elektron mikroskobu ve enerji dağılım spektrometresi kullanılmıştır. Solüsyon ve materyallerin incelenmesinde iki yönlü varyans analizi kullanıldı. Verilerin istatistiksel analizi IBM SPSS V23 programında gerçekleştirilmiştir. Çoklu karşılaştırmalarda ise Benferroni ve Tukey HSD testlerinden yararlanıldı. Önem düzeyi $p<0,05$ alındı.

Bulgular: Materyaller sıvı emilimleri açısından değerlendirildiğinde en yüksek sıvı emilimini Clearfil Majesty Esthetic kompozitinde görülmüştür. Alkollü gargaralarda bekletilen kompozit gruplarında sıvı emiliminde artış gözlenmiştir. Mine yüzeyinin farklı solüsyonlardaki sıvı emilimleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık tespit edilmemiştir ($p<0.001$). Sertlik değerleri incelendiğinde materyallerin nanosertlik değerlerinde gargaralarda bekletilme sonrası meydana gelen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$). Kompozitler arasında en düşük sertliğe sahip materyal Admira Fusion'dur. Solüsyonlara daldırılan örneklerden elde edilen elastik

modülüs değerleri incelendiğinde hem alkollü hemde alkolsüz gargaraların etkisi tespit edilmiştir. Yüzey pürüzlüğü açısından materyaller değerlendirildiğinde, mine en düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olmasının da rağmen hem alkollü hemde alkolsüz gargaradan etkilendiği tespit edilmiştir.

Sonuç: Alkollü ve alkolsüz gargaraların, mine ve kompozit rezin üzerinde mekanik ve fiziksel özelliklerinde değişime sebep olduğu açıktır. Ağız gargaraları mine dokusu ve kompozit restorasyonların mekanik ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir. Bu sebeple diş hekimlerinin hastalara ağız gargarası tavsiye ederken, bu sonuçları dikkate almaları, hastaların gargara uygulama sürelerini buna göre belirlemeleri gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Ağız Gargarası, Kompozit, Mine.



ABSTRACT

THE EFFECT OF MOUTHRINSES ON THE PHYSICAL PROPERTIES DENTAL ENAMELS AND DIFFERENT COMPOSITES: IN VITRO STUDY

Introduction and Aim: The aim of our study is to evaluate the liquid absorption, nanohardness, elastic modulus, surface roughness, surface appearance and elemental analysis of tooth enamel and different types of composites kept in artificial saliva and two different mouthrinses.

Materials and Methods: In our study, 3 different current composite materials [Admira Fusion (Voco, Cuxhaven, Germany), Clearfil Majesty Esthetic (Kuraray Med INC, Okayama, Japan) and Mosaic Universal (Ultradent Products, South Jordan, Utah, USA)] and buccal enamel surfaces of molar teeth were kept in different solutions [Artificial saliva, Listerine Cool Mint (Johnson & Johnson, Istanbul Turkey), Colgate Plax Non-Alcoholic (Colgate Palmolive, Istanbul, Turkey)] (n=5). For liquid absorption measurements of materials; calipers and Pioneer precision analytical balance were used. Nanoindenter device was used to examine the hardness, elastic modulus and surface roughness. Scanning electron microscope and Energy Dispersive X-Ray device was used to examine the surface images and elemental analysis. Statistical analysis of the obtained data was performed by IBM SPSS V23 program. Two-way ANOVA, Benferroni and Tukey HSD tests were applied to show differences among groups at $p < 0.05$ to test the differences.

Results: Clearfil showed the higher values of sorption with statistical difference compared to the other materials for all solutions ($p < 0.001$). Alcoholic mouthrinses caused an increase of the sorption of the composite materials. There was statistically significant difference between the three immersion solutions regarding nanohardness ($p < 0.001$). Admira Fusion showed the lower values of sorption compared to other materials. When the elastic modulus values obtained from the samples immersed in the solutions were examined, the effect of both alcoholic and non-alcoholic mouthrinse was examined. When the materials were evaluated in terms of surface roughness, it was determined that although the enamel had

the lowest surface roughness, it was affected by both alcoholic and non-alcoholic mouthrinses.

Conclusions: It is clear that alcoholic and non-alcoholic mouthrinses cause changes of the mechanical and physical properties of enamel and composite resin. The long-term use of mouthrinse in patients who have excessive composite restorations should be evaluated by dentists. The type, use and duration of the product to be used should be under the control of the dentists and as recommended by them.

Keywords: Mouthrinse, Composite, Enamel.



1. GİRİŞ

Diş yapısı, üç sert mineralize dokudan, bir yumuşak dokudan meydana gelir. En dış tabaka olan mine dokusu, yapısal olarak yüksek oranda inorganiktir. Dişin ağız ortamındaki tüm yüzeylerini kaplar. Minenin altında yer alan orta tabaka ise, mineden daha az sert olan dentin dokusudur. Dentin, dişin ana kütlesini oluşturur ve mine ve kök yüzeyinde sement ile kaplanan dişin neredeyse tüm uzunluğunu boyunca mevcuttur. Dentin, dişin en iç kısmında bulunan yumuşak vital bir doku olan pulpa tarafından beslenir.¹

Gelişen teknolojiyle birlikte, uygulanan tedavi ve malzeme çeşitliliği açısından diş hekimliğinde birçok ilerleme gözlenmiştir. Günümüzde estetik restoratif tedaviler için kullanılan malzemeler simanlar, akrilik rezinler, kompozitler ve porselenlerdir.²

Rezin bazlı kompozitlerin geliştirilmesi ve uygulanmasında önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Kompozitler başlangıçta sadece anterior restorasyonlar için kullanılabilirken, güncel kompozitler hem anterior hem de posterior dişler için yaygın kullanılan restoratif materyallerden biri haline gelmiştir. Dental amalgamdan vazgeçilip, kompozitlerin tercih edilmesinin başlıca nedenleri arasında, diş dokusu üzerinde daha az preparasyon gerektirmesi ve bu sebeple preparasyon sonrası kalan diş yapısının daha güçlü olmasıdır. Günümüzde kompozit rezinler, diğer direkt ve indirek restoratif materyallere ekonomik ve estetik bir alternatif olarak kabul edilmektedir.³

Restoratif diş hekimliğinde yüksek estetik beklentilerin karşılanması, yapılan tedavilerin uzun süreli başarı göstermesi ile birleşen sürekli gelişimi, dental resin kompozitlerin giderek daha yaygın bir şekilde kullanılmasına neden olmuştur.⁴ Dental kompozitlerde organik ve inorganik yapılar gibi içeriğinde meydana gelen farklılıklar, materyallerin çeşitliliğinin artmasında rol oynamıştır.⁵

Restoratif amaçlı kullanılan materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin *İn vitro* çalışmalarda değerlendirilmesi materyallerin klinik kullanımları açısından önem taşımaktadır. Bununla birlikte, restoratif materyallerin değerlendirilen bu özellikleri, kullanılan farklı test yöntemleri ve bulundukları farklı ortam şartları nedeniyle değişiklik gösterebilmektedir.⁶⁻⁹

Günümüzde materyaller açısından gelişen nano teknolojiyle birlikte, dental materyaller için de nano parçacıklar ile birlikte içerikler üretilmeye başlanmıştır. Bu malzemelerin nano boyuttaki parçacıklarının özellikleri nanoindentasyon gibi testler

sayesinde daha iyi incelenebilmektedir. Diş hekimliğinde meydana gelen son gelişmeler sonucunda üretilen nano parçacıklı içerikleri tekrarlanabilir, objektif test yöntemleri kullanılarak gözlemleyebilmekteyiz.⁶

Öte yandan, ağız ortamı kompozitler kadar mine yapısını da etkilemektedir. Yapılan önceki çalışmalarda, asidik solüsyonların mine dokusunda ve kompozit materyallerde değişikliğe neden olduğu rapor edilmiştir.¹⁰⁻¹² Ayrıca ağız hijyenini arttırmak amaçlı kullanılan farklı gargaların, kompozit restorasyonların sertlik ve elastik modülüsünün azalmasına, sıvı emilimi ve yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olarak uzun vadede başarısız restorasyonlara neden olduğu bildirilmiştir.^{12, 13}

Ağız gargaları, ağız hijyenini arttırmak için yıllardır kullanılmaktadır. Ağız gargası ürünleri en yaygın olarak diş fırçası ve diş macunu ile diş temizliğine yardımcı olarak kullanılmaktadır. İçerikleri su, antimikrobialler, renklendirici maddeler ve tuzlardan oluşmakla birlikte, bazı gargalarda çözücü ve koruyucu olarak alkol kullanılmaktadır. Ayrıca dişlerde beyazlatma amacıyla piyasaya sürülen ağız gargalarının içeriğinde beyazlatma maddesi (örneğin; hidrojenperoksit gibi) %3-6 konsantrasyonlarda bulunabilmektedir.¹¹ Ancak ağız gargalarının kompozit yüzey özelliklerinde değişikliklere neden olup olmadığı sürekli araştırmalara konu olmaktadır.^{12, 14} Literatürde ağız gargalarının dental kompozitlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinde değişime neden olduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır.¹⁵⁻¹⁷ Ancak garganın içeriğinin ve pH'nın bu değişime neden olduğu bildirilmiştir.¹² Bununla birlikte yapılan başka çalışmalarda sıvılara daldırıldıktan sonra kompozitte meydana gelen değişimlerin, kompozit organik ve inorganik yapısının belirleyici olduğu belirtilmiştir.^{18, 19}

Literatürde, ağız gargalarının içeriğinde bulunan beyazlatma maddelerinin, minenin beyazlamasında etkinlik gösterdiği bildirilmiştir.²⁰ Yapılan başka bir çalışmada, bu tür ürünlerin profesyonel gözetim olmaksızın uzun süre günlük temasının, diş minesi yüzeyinde değişikliklere neden olabileceği belirtilmiştir.²¹

Ağız gargalarının sürekli veya uzun süreli kullanımının mine ve kompozit yüzeylerinde meydana getirdiği etkiler geçmişten günümüze hala tartışılmaktadır.^{12, 22, 23} Ayrıca bir çalışmada üreticiler tarafından belirtilen ve günlük klinik uygulamaya karşılık gelen daldırma sürelerinde gargalara maruz bırakılan mine yüzeyinde anlamlı değişiklikler meydana getirmediği belirtilmiştir.²⁴

Çalışmamızın amacı sağlıklı diş minesiyle beraber, 3 farklı kompozit materyalin yapay tükürükte ve 2 farklı gargara solüsyonunda bekletilmesi sonucu mekanik ve fiziksel özelliklerinde meydana gelen değişimlerinin incelenmesidir. Ayrıca kompozit

materyallerin ve mine dokusunun yüzey görüntüleri ve elementel değişimlerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Sert Dokuları

Diş sert dokuları mine, dentin ve sementten oluşmaktadır.¹

2.1.1 Mine

Mine dişin üst yüzeyini örter ve farklı bölgelerde farklı kalınlık gösterir. Dişin insizal ve oklüzal tepelerinde daha kalınken mine sement bileşiminde sona erene kadar kalınlığı azalarak devam eder. Ayrıca kalınlık bir diş sınıfından diğerine değişir, kesici dişlerin insizal kasp tepelerinde 2 mm iken, premolar kasp tepelerinde 2.3 ila 2.5 mm ve azı dişlerinin kasp tepelerinde 2.5 ila 3 mm arasında değişir. Posterior dişlerin kaspları osifikasyon merkezlerinden hücrelerin ayrılmasıyla oluşmaya başlar. Bu dişlerde gelişimsel kuspların birleştikleri yerlerde mine kalınlığı azalır veya sıfıra yakındır.¹

Kimyasal olarak mine oldukça mineralize ve kristalize bir yapıdır. Mine dokusunun organik bileşenleri su (%3.2), organik matris proteinlerinden (yaklaşık %1.8) oluşmaktadır. İnorganik yapıda çoğunlukla hidroksiapatit (en büyük mineral bileşeni, %96) olmakla birlikte, diğer mineraller ve eser elementler bulunmaktadır.²⁵

Hidroksiapatit yapısı ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), kristallerin %90'ını kristal kalsiyum fosfat ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) oluşturmaktadır. Yapıda CO_3^{2-} , F^- , Mg^{+2} gibi iyonlar da bulunmaktadır. Sürekli olarak iyon değişimi gösterdiğinden dinamik bir yapı olarak kabul edilir. Mine oluşumu sırasında Flor, iyot, stronsiyum ve molibden element içerikleri, hidroksiapatit kristallerine dahil edilir. Ayrıca, diş minesinde Na, Cl, Mg, K, S, Zn, Sr, F, Fe, Al, Pb, B, Ba, Cu, Rb, Br, Mo, Sd, I gibi çeşitli eser elementler bulunmaktadır. Elementlerin değişen oranlarıyla, asit ataklarına karşı minenin direnci etkilenmektedir.²⁵

Hidroksiapatit kristalleri değişik boyutlarda, farklı doğrultularda sıkıca paketlenerek mine prizmalarını oluştururlar. Mine prizmaları, prizma kınları ve interprizmatik matriks minenin yapısal bileşenleridir. Prizmaların baş kısmı, başka bir prizmanın kuyruk kısmına denk gelerek anizotropik şekilli anahtar kilit modelini oluştururlar. Bu anahtar kilit modeli içerisinde prizma kınları ve interprizmatik aralık kısmen organik maddelerden oluşur ve minenin diğer kısımlarına göre daha hipomineralizedir.²⁶ Mine prizmaları, dentin sınırından mine dış yüzüne doğru uzanmaktadır. Dentin sınırlarına yakın minede prizma

çapı yaklaşık 4 µm iken yüzeye yakın minede yaklaşık 8 µm'dir. Prizma çaplarındaki bu farklılığın, dişin dış yüzeyinde daha geniş bir mine yüzeyi olmasıyla uyum sağladığı görülmüştür.¹

Mine insan vücudunun en sert dokusur. Sertlik, mine dış yüzeyinden mine-dentin birleşimine doğru azalmaktadır. Minenin inorganik yoğunluğu da yüzeyden mine dentin birleşimine doğru azalmaktadır.^{27, 28} Mine, hem güçlü hem de kırılgan (yüksek elastik modülüs, yüksek basınç dayanımı ve düşük gerilme dayanımı) olan ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı bir destek gerektiren sert bir yapıdır. Dentin, güçlü ve esnek (düşük elastik modülüs, yüksek basınç dayanımı ve yüksek gerilme dayanımı) olan daha esnek bir dokudur. Bu nedenle dentin dokusu üzerinde bulunan mine dokusuna destek olarak kırılma dayanımını artırır.²⁹ Çürük veya yanlış preparasyon nedeniyle dentin desteğinden yoksun kalan mine dokusu kolayca kırılır. Dişin preparasyon sonrası dayanıklılığını arttırmak için, tüm mine dokusu dentin tarafından desteklenecek şekilde preparasyon planlanmalıdır.¹

Prizmasız mine yapısı, mine dokusunun dış yüzeyinde (genellikle servikal bölgede, seyrek olarak kasp tepelerinde) bulunur. Bu yapıda mikroskobik olarak, prizmaların ana hatları gözlenmemekle birlikte, tüm HA kristalleri birbirine paraleldir ve retzius çizgilerine dik uzanırlar. Prizmasız mine katmanı daha yoğun şekilde mineralizedir.¹

Mine sert, yoğun bir yapı olmasına rağmen belirli iyon ve moleküllere geçirgendir. Geçiş yolu, organik içerik bakımından zengin, hipomineralize mine rodları, mine çatlakları ve diğer kusurlu yapılar arasında olabilir. Su, küçük kristaller arası boşluklardan geçer ve bir taşıma ortamı olarak önemli bir rol oynar. Yaşla birlikte mine matriksindeki değişiklikler nedeniyle, mine geçirgenliği azalır, bu da mine olgunlaşması olarak adlandırılır.³⁰

Mine, asit ortamına maruz bırakıldığında çözünmeye başlar. Ancak meydana gelen bu çözünme homojen değildir. Minenin çözünürlüğü, mine dış yüzeyinden mine dentin birleşimine doğru giderek artmaktadır. Mine oluşumu sırasında florid iyonları ortamda bulunduğu veya mine yüzeyine topikal olarak uygulandığında, dış mine yüzeyinin çözünürlüğü azalır. Ancak, florür konsantrasyonu dış yüzeyden mine dentin birleşimine doğru giderek azalmaktadır. Florid, HA minerallerinin kimyasal ve fiziksel özelliklerini etkileyebilir, apatit yapılarını korurken aynı zamanda minenin sertliğini, kimyasal reaktivitesini ve stabilitesini de etkileyebilir. Eser miktarda florür, ağız ortamında bulunan asidik değişimlerin mine yüzeyinde meydana getirdiği çözünürlük miktarını düşürür. Mine

dokusunun demineralizasyon oranını azaltır ve remineralizasyon oranını artırarak minenin stabilizasyonunu sağlar.¹

İnsan dişleri üzerinde yapılan çalışmalarda genellikle minenin anizotropik yapısı, sertliği, elastik modülüsü ve diğer mekanik özellikleri araştırılma konusu olmuştur.^{8, 11, 31-36} Maksiller ikinci molar dişlerin kullanıldığı bir çalışmada, minenin eksenel kesitsel mekanik özellikleri incelenmiştir. Bu çalışmada, minenin mekanik özelliklerinin, mine prizmalarının yeri, kimyasal bileşenleri ve düzenleme modelleri gibi faktörlerle ilişkili olduğu tespit edilmiştir.³⁶ Roy ve ark. yaptıkları çalışmada, mine yüzeyinden elde edilen maksimum sertlik değerini 3,5 GPa olarak ölçmüşler ve sertlik değerlerinin mine yüzeyinden dentin sınırına doğru gidildikçe kademeli olarak azaldığını bildirmişlerdir.⁷ Mine dentin sınırına 100-600 µm mesafede 2-2,5 GPa'lık sertlik değerleri elde etmişlerdir.⁷

Nano sertlik ve elastik modülü, mine yüzeyinden mine dentin birleşimine doğru kademeli olarak azalır ve her ikisi de mineral içeriği ile pozitif olarak ilişkilidir.^{36, 37} Ayrıca, minenin sertliği ve elastik modülüsü, mine prizmalarının dizilim yönüyle ve aynı prizma üzerindeki farklı konumlara göre de değişmektedir.³⁸ Jeng ve ark. yaptıkları çalışmada, mine prizmalarının anizotropik nano-mekanik özelliklerini araştırmışlar ve mine prizmalarının baş kısımları kuyruk kısımlarına göre daha yüksek sertlik değerinde olduklarını belirtmişlerdir. Elde edilen sonuçlara göre, mine yapısının içeriğindeki organik ve kristal dizi yönlerindeki değişiklik nedeniyle; aynı mine prizması üzerinde baştan kuyruğa kadar sertlik ve elastik modülü değerlerinin azalabileceğini tespit etmişlerdir.³⁸

Shen ve ark. yaptıkları çalışmada mine yüzeyinde elde ettikleri sertlik değerlerini minenin iç yüzeyinden dış yüzeyine doğru sırasıyla $3,72 \pm 0,35$ GPa, $4,23 \pm 0,18$ GPa ve $5,00 \pm 0,22$ GPa olarak, elastik modülüslerini ise sırasıyla 76.83 ± 5.71 GPa, 87.62 ± 2.50 GPa ve 97.12 ± 2.95 GPa olarak elde etmişlerdir. Tespit edilen bu sonuçların minenin mineralizasyon miktarıyla doğrudan ilişkili olduğunu belirtmişlerdir.⁸ Bazı çalışmalardan elde edilen sertlik değerleri Çizelge 2.1'de gösterilmiştir.^{6-8, 31, 36-44}

Mine dokusu, bir canlının yaşamı boyunca çiğneme gibi ağız ortamında dikkate değer mekanik özellikler sergilemektedir. pH'ın 5.5'ten düşük olduğu ortamlarda mine dokusunda demineralizasyon başlar. Organik ve inorganik kısımlarda kayıplar meydana gelir. Kusma reflü gibi hastalıklar veya asidik yiyecek ve içeceklerin sıklıkla tüketilmesi mine yüzeyinin pürüzlenmesine ve zamanla aşınmasına neden olur.³⁵

Çizelge 2.1 Bazı çalışmalardaki mine yüzeyi sertlik ve elastik modülüs değerleri

Yazar adı ve Yıl	Metod ve indenter	Diş	Uygulanan yük	Sertlik/GPa	Elastik modülüs/GPa
E Mahoney (2000) ³⁹	UIMS, Berkovich indenter	1.süt molar	50 mN 150 mN	4.88±0.41 4.87±0.29	80.94±6.65 79.77±8.86
S Habelitz (2001) ⁴⁰	Nanoindentasyon, küp şekilli elmas uç	3.molar	1500 µN	Rodlara paralel 3.9±0.3 Rodlara dik 3.3±0.3 Baş 4.3±0.4 Orta 3.7±0.4 Kuyruk 3.9±0.4	Rodlara paralel 87.5±2.2; Rodlara dik 72.7±4.5; Baş 88.0±8.6 Orta 88.0±8.6 Kuyruk 86.4±11.7
JL Cuy (2002) ³⁶	Nanoindentasyon, Berkovich indenter	2 ve 3.molar	400-800 nm	Yüzeyde>6 DEJ'e yakın<3	Yüzeyde>115 DEJ'e yakın <70
ME Barbour (2003) ⁴¹	Nanoindentasyon, Berkovich indenter	3.molar	3 000 µN 5 000 µN 7000 µN	4.81±0.15 4.77±0.13 4.75±0.12	99.6±1.8 101.9±1.6 105.2±1.3
EK Mahoney (2004) ⁴²	UIMS, Berkovich indenter	1.molar	20 mN	3.66±0.75	75.57±9.98
A Braly (2007) ⁴³	Nanoindentasyon, Berkovich indenter	3.molar		6–7	120–130
S Roy (2008) ⁷	Konik uçlu Vickers testi	3.molar	160 g	Yüzeye yakın 3.5 DEJ' yakın 2–2.5	
S Park (2008) ³⁷	Nanoindentasyon, Berkovich indenter ve Vickers sertlik testi	3.molar		Genç: iç 3.1; orta 3.5; dış 4.1 Yaşlı: iç 3.0; orta 3.4; dış 4.0	75 82 87 79 90 100
SF Ang (2009) ⁴⁴	Nanoindentasyon, küresel indenter	3.molar	5–11mN 0.4 mN	5.7±0.3	123 86.4±11.7
B He (2010) ⁶	Knoop sertlik testi	3.molar	50 g;	Lingual 352.5±23.3 Bukkal 351.7±42.1	
Y-R Jeng (2011) ³⁸	Nanoindentasyon, Berkovich indenter	Premolar		Baş 5.01±0.27; Kuyruk 4.52±0.18; Cross-section 4.58±0.23	102.56±3.01; 97.30±3.96; 97.72±3.09
H Carreon (2019) ³¹	Nanoindentasyon, Berkovich indenter	Molar		Mine prizmalarına dik 7.88 ± 0.74 Mine prizmalarının transvers	

				kesitine dik alınan örnek 6.45 ± 1.00 Mine prizmalarının transvers kesitine paralel alınan örnek 6.00 ± 0.55	
Shen Lu (2020) ⁸	Nanoindentasyon, Berkovich indenter	3.molar		DEJ'e yakın 3.72 ± 0.35 DEJ ve mine dış yüzeyi arasında 4.23 ± 0.18 Mine dış yüzeyine yakın 5.00 ± 0.22	DEJ'e yakın 76.83 ± 5.71 DEJ ve mine dış yüzeyi arasında 87.62 ± 2.50 Mine dış yüzeyine yakın 97.12 ± 2.95

Zavala-Alonso ve ark. yaptıkları çalışmada insan dişlerinin mine yüzey pürüzlülüğünü atomik kuvvet mikroskopuyla değerlendirmişlerdir.⁴⁵ Kontrol grubundan elde edilen verilere göre mine yüzeylerinin pürüzlülük ortalaması 92,06nm olarka elde edilmiştir.⁴⁵ Li ve ark. atomik kuvvet mikroskopuyla yaptıkları çalışmada ise mine dokusunun yüzey pürüzlülüğü değeri 23nm olarak tespit edilmiştir.³⁵ Çalışmalar arasında meydana gelen değer farklılıkları tercih edilen diş yapılarının yüzey özelliklerine ve farklı mineralizasyon miktarlarına bağlı olarakta değişebilmektedir.⁴⁶

2.1.2 Dentin

Dentin, minenin altında bulunan ve pulpa odasını, kök kanallarını çevreleyen dişin sert dokularından biridir. Mine oluşumundan önce dentin oluşumu meydana gelir. Dentin oluşumu, tepe ucu veya insizal çıkıntının yanındaki alanlarda başlar ve yavaş yavaş derin yüzeylere yayılır. En son meydana gelen dentin tabakası pulpa yüzeyine komşudur.¹

Mine oluşumunun aksine, dentin oluşumu, diş sürdükten sonra, pulpa vital olduğu sürece devam eder.¹

İnsan dentini hacimce yaklaşık %50 inorganik materyalden ve %30 organik materyalden oluşur. Organik faz yaklaşık %90 tip I kollajen ve %10 kollajenöz olmayan proteindir. Dentin, mineye göre daha az mineralize bir yapıdır. Ancak sement veya kemiğe göre daha mineralize bir yapıdır. Dentinin mineral içeriği yaşla birlikte artar.¹

Dentin, düşük elastik modülüs, yüksek basınç dayanımı ve yüksek gerilme dayanımına sahip bir dokudur. Sahip olduğu esneklik sayesinde mine dokusuna destek olur.²⁹

2.1.3 Sement

Sement, kemik dokusuna benzer bir yapıya sahiptir, ancak dentinden daha düşük bir sertliğe sahiptir. Sementin ana inorganik bileşenleri, esas olarak kalsiyum iyonu içeren apatit formunda bulunur. Organik bileşenleri, kollajen ve kollajen dışı protein yapılarından oluşur. Sement; aselüler sement ve hücreli sement olarak ikiye ayrılabilir. Aselüler sement, kökün apikal üçte birlik kısmına yakın bölgeye serviksten ara sementumun yüzeyine sıkıca tutunan sementum laminası tarafından oluşturulurken, hücreli sement aselüler sementumun yüzeyinde yer alır ve kökün apikal üçte birlik kısmında aselüler sement ile dönüşümlü olarak bulunur.⁴⁷

2.2 Kompozit rezinler

Diş rengiyle uyumlu restoratif materyallerin modern tarihi, Fletcher tarafından İngiltere'de silikat siman ile 1878 yılında başlamış ve 1903'te Steenback ve Ashor tarafından geliştirilmiştir. Silikat simanların dayanıklılıklarının zayıf, kırılabilirliklerinin fazla olması ve pulpa iritasyonuna neden olmaları gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca silikat simanlar için diş preparasyonlarının geleneksel tipte olması gerekmektedir. Bu nedenle silikat simanların dolgu materyali olarak kullanılmasından zaman içerisinde vazgeçilmiştir.²

Kendiliğinden sertleşen akrilik rezinler 1930'da Almanya'da geliştirilmiştir, ve 1940'ların sonlarında diş hekimliğinde popüler hale gelmiştir. Polimerizasyon büzülmesinin ve termal genleşme katsayısının (CTE) yüksek olması, aşınma direnci azlığı, marjinal uyumsuzluk, diş pulpasında iritasyona neden olması ve boyutsal kararsızlık gibi zayıf fiziksel özellikler göstermişlerdir.⁴⁸

R Bowen, 1962'de doldurucu maddesi olarak kullanılabilecek, silika parçacıkları ile güçlendirilmiş, polimerik yapıda "kompozit" adı verilen restoratif materyal geliştirmiştir.⁴⁸

Kompozitler, temelde farklı yapılar ve özellikler üretmek için farklı bileşenlerle birlikte oluşturulmuş metakrilatlar veya akrilatlardır. Metakrilat malzemelerin polimerizasyon sırasında büzülerek küçülmesinden dolayı, bu etkiye karşı koymak için,

benzer kırılma indisine sahip inorganik inert doldurucu parçacıkları dental kompozitlerin yapısına eklenmiştir.²

Başlıca dental kompozitlerin bileşimi; organik matris, inorganik doldurucu fazı, silan bağlayıcı fazı, aktivatör-başlatıcı sistem, inhibitörler, renklendirici ajanlar ve ultraviyole emicilerden oluşmaktadır.²

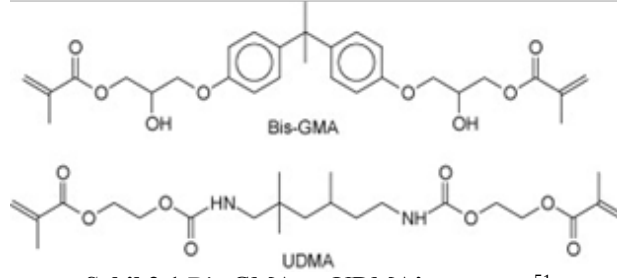
2.2.1 Kompozit Rezinlerin Bileşimi

2.2.1.1 Organik Faz

Rezin esaslı kompozitlerde, çapraz bağlantı yapan dimetakrilat karışımları, organik matrikste kullanılır. Organik matriks genel olarak, dimetakrilatlardan oluşur. Dimetakrilatların polimer ağı oluşturmalarıyla çeşitli olumlu özellikler sağlanmaktadır. Jel etkisinin bir sonucu olarak hızlı polimerizasyon meydana getirmeleri, düşük oranda meydana gelen büzülme oranı sayesinde mikrosızıntının az olması, yarattıkları polimer ağlarının mekanik özelliklerinin doğrusal polimerlere göre daha üstün olması, çapraz bağ yapan polimer matriksi sayesinde suda çözünmemeleri gibi avantajlara sahiplerdir.⁴⁹

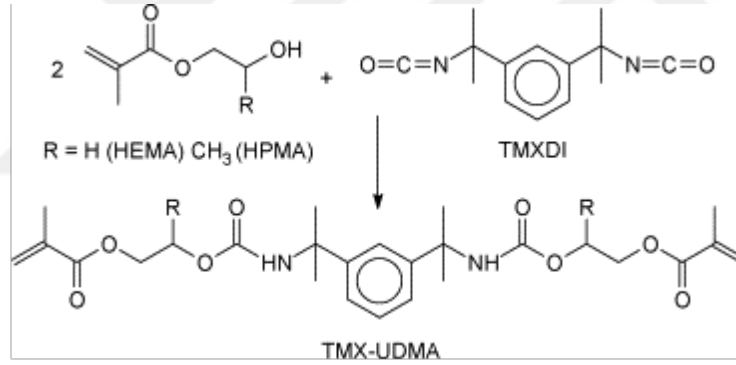
Son zamanlarda kompozitlerde bisfenol A gliserolat dimetakrilat (Bis-GMA), etoksile bisfenol A dimetakrilat (EBPDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) dahil olmak üzere yaygın olarak kullanılan dimetakrilat monomerlerdendir.⁵⁰ Şekil 2.1’de Bis-GMA ve UDMA’nın yapısı gösterilmiştir.

Dental kompozitlerde bulunan en popüler çapraz bağlanan dimetakrilat Bis-GMA’dır (2,2-bis-[4- (2-hidroksi-3-metakriloloksipropoksi) fenil] propan). R.L. Bowen tarafından geliştirilmiştir.⁵¹ Bis-GMA yüksek moleküler ağırlığa (512 g/mol) sahip olması, katı ve kısmen aromatik moleküler yapısı, düşük polimerizasyon büzülmesi (hacimce %6.1), hızlı sertleşmesi, düşük uçuculuk, yüksek kırılma indisi, iyi adeziv ve mekanik özellikleri nedeniyle diğer dimetakrilatlara daha üstündür. Ancak Bis-GMA nispeten sitotoksiktir. Bis-GMA’nın, yüksek viskozite (23 °C’de 1,0-1,2 kPa) göstermesi, kompozitlerin doldurucu içeriğinde sınırlamaya neden olması, oral sıvılar üzerinden düşük C=C bağı dönüşümü nedeniyle yüksek sayıda monomer salınımına meydana getirmesi dezavantajlarındanır.⁵²



Şekil 2.1 Bis-GMA ve UDMA'nın yapısı ⁵¹

Literatürlerde çeşitli Bis-GMA analogları tanımlanmıştır.^{50, 53, 54} Bu bağlamda; 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) veya hidroksipropil metakrilat (HPMA) gibi OH⁻ grubu içeren metakrilatların yapısına, $\alpha,\alpha,\alpha',\alpha'$ -tetrametil-m-ksililen diizosiyanat (TMXDI) eklenmesiyle sentezlenen yeni ve parsiyel aromatik üretan dimetakrilatlar (TMX – UDMA) (Şekil 2.2), kompozitlerde çapraz bağlayıcılar olarak kullanılabilir. TMXDI, alifatik (düşük renk değişikliği eğilimi) ve aromatik (sertlik) diizosiyanatların olumlu özelliklerini birleştirir.^{55, 56}



Şekil 2.2 TMX-UDMA yapısı ^{55, 56}

Üretandimetakrilatlar, diş hekimliğinde dental kompozitler için sıklıkla kullanılan monomerlerdendir. Bu tipin en yaygın kullanılan monomeri UDMA'dır (1,6-bis- (2-metakriloiloksietoksikarbonilamino)-2,2,4-trimetilheksan). UDMA, 1mol 2,2,4-trimetilheksametilendiizosiyanat (TMDI) ile 2mol HEMA ilavesiyle kolayca sentezlenebilir. UDMA (moleküler ağırlık = 470g/mol), ayrıca Bis-GMA'ya kıyasla nispeten düşük bir polimerizasyon büzülmesi (hacimce %6.5) ve daha düşük bir viskozite (23°C'de 8-10Pas) gösterir. Ayrıca, UDMA'nın kırılma indisi ($n_{25D} = 1.483$) nispeten düşüktür, bu da radyopak cam dolduruculu kompozitlerin sertleşme derinliğini önemli ölçüde azaltır. UDMA'nın tek başına polimerizasyonu daha esnek malzemelerle sonuçlanır. Bu nedenle, UDMA, Bis-GMA ile kombinasyon halinde kullanılır. Gliseril dimetakrilat ve TMDI ilavesinden hazırlanan üretan tetrametakrilat, Bis-GMA'nın yeni

ikame maddesi olarak tanımlanmasına rağmen, bu çapraz bağlayıcının kırılma indisi de sadece 1.489'dur.⁵³

Monomer Bis-GMA, alkil zincirlerindeki hidroksil gruplarının oluşturdukları hidrojen bağları nedeniyle viskozitesi yüksek bir materyaldir. Bu nedenle yapıyı seyreltme amacıyla TEG-DMA katılmaktadır. Ancak TEG-DMA'nın katılması, kompozitin su emiliminin artmasıyla birlikte, polimerizasyon büzülmesinde de artışa neden olmaktadır. Önceki çalışmalarla düşük viskoziteli Bis-GMA alternatifleri üretilmeye çalışılmış, buna rağmen düşük konsantrasyonda seyreltici ajan gereksinimi devam etmiştir.⁵⁷

2.2.1.2 İnorganik Faz

Dental kompozitlerin doldurucu içeriği, hacimce %30 ila %50 ve ağırlıkça %50 ila %85 arasında değişir. Doldurucu parçacıkları, hidrofilik doldurucu maddesinin hidrofobik rezin matrisine bağlanabilmesi için silanlanır. Restorasyonların aşınması doldurucu fazdaki doldurucu partikül boyutuna, partiküller arası aralığa ve doldurucu yüküne (filler loading) bağlıdır. Yaygın olarak kullanılan doldurucu maddeleri kuartz, zirkonyum, koloidal silika (SiO_2), bor silikatlar ve lityum alüminyum silikatlardır.⁵⁸ Bazı kompozitlerde kuvars kısmen çinko, alüminyum, baryum, stronsiyum veya zirkonyum gibi ağır metal partikülleri ile değiştirilir. Günümüzde kalsiyum metafosfat, camdan daha düşük sertlik değerine sahip olduğu için kullanılmaktadır, bu nedenle karşı dişin daha az aşınmasına neden olur.⁵⁹

Kuvars, dental kompozitlerin ilk versiyonlarında doldurucu olarak yaygın şekilde kullanılmıştır. Kimyasal olarak inert olma avantajına sahiptir. Karşıt dişlerin veya restorasyonların üzerinde aşındırıcı etkiye sahip olmakla birlikte, cilalamakta zordur. Amorf silika, kuvarsla aynı bileşime ve kırılma indisine sahiptir. Bununla birlikte kuvars kadar sert değildir, bu nedenle kompozit yüzey yapısının aşındırıcılığını büyük ölçüde azaltır ve cilalanabilirliğini artırır.⁵⁹

Kabul edilebilir estetik için, doldurucunun ışığı kırma indisi kompozit rezinle benzer olmalıdır. Bis-GMA ve TEGDMA için kırılma indisleri sırasıyla yaklaşık olarak 1.55 ve 1.46'dır ve ağırlıkça eşit oranlarda iki bileşenin bir karışımı yaklaşık 1.50'lik bir kırılma indisi verir. Doldurucu olarak kullanılan camların ve kuvarsın çoğu, yaklaşık 1.50'lik kırılma indisine sahiptir.⁵⁹

Doldurucu faz, ısısal genleşme kat sayısı düşer, polimerizasyon büzülmesi azalır, aşınma direnci artar, su emilimi azalır, çekme ve basınç dayanımı artar, kırılma tokluğu

artar, radyopasite sağlar, işleme özelliklerini iyileşir ve yarı saydamlığı artar. Doldurucunun hacim fraksiyonu yaklaşık %70'e yaklaştıkça, aşınma ve kırılma direnci diş dokusuna yakın seviyelere yükselir, böylece hem klinik performans hem de dayanıklılık artar.⁵⁹

Kompozitler, optimal tanısal kontrast için, restorasyonun, dentininkinin yaklaşık iki katı olan ve mineninkine yaklaşık olarak eşit bir radyopasiteye sahip yapıda olması gerekir. Minenin radyoopasitesini büyük ölçüde aşmak, dolgu diş arasındaki boşluk oluşumunun veya ikincil çürüklerin neden olduğu radyolusent alanların gizlenmesine neden olacaktır.⁵⁹ Dentin ve mineye göre restorasyonları uyumlamak için, rezin kompozitlerinin radyoopasitesini arttırmada baryum cam gibi radyoopak katkı maddeleri kullanılır. Bu amaçla Ba dışında; stronsiyum (Sr) veya çinko (Zn) gibi ağır metal atomları içeren belirli cam doldurucu partiküllerinin ve x-ışınlarını güçlü bir şekilde emen iterbiyum florid (YbF_3) gibi diğer ağır metal/ağır atom bileşiklerinin eklenmesiyle radyoopasite sağlanmış olur. Bu elementler daha yüksek atom numarasına sahip olduğundan, rezin kompozitlerin yarı saydamlığı sınırlıdır.⁶⁰

Materyallerin önemli özellikleri, artan doldurucu yüklemesi ile iyileştirilir. Yüğü (doldurucunun hacim oranı) maksimize etmek için partikül boyutlarının dağılımı kullanılır. Parçacık boyutu tekdüze ise, parçacıklar ne kadar sıkı paketlenmiş olursa olsun, aynı boyutta kürelerle dolu bir kutudaki boşluklar örneğinde gösterildiği gibi aralarında boşluklar olacaktır. Tek biçimli boyutta sıkışık küresel yapılar için maksimum teorik paketleme fraksiyonu, hacimce yaklaşık %74'tür. Bununla birlikte, daha büyük küreler arasına daha küçük parçacıklar yerleştirilirse, boşluk alanı azaltılabilir. Bu işlemi genişleterek, maksimum doldurucu yükü sağlanabilir.⁵⁹

Küçük partikül kullanmanın bir diğer avantajı da estetiği (görünümü) ve dilde pürüzsüzlüğü (cilalanabilirliği) geliştirmeleridir. Geleneksel inorganik doldurucu partiküllerinin ortalama çapları yaklaşık 8 ila $40\mu\text{m}$ 'dir. Şu anda, küçük parçacıklar 0.005 ila $2\mu\text{m}$ arasında değişmektedir. Görünür ışığın dalga boyundan daha büyük parçacıklar, ışık saçılmasına neden olur. Saçılma, opaklığı artırır ve parçacıklar yüzeyde açığa çıktığında gözle görülür bir pürüzlü doku oluşturur. Pürüzlü bir yüzey ayrıca lekeleri ve plakları biriktirme eğilimindedir. Polimerizasyon sonrası, başlangıçta pürüzsüz bir yüzey oluşturur, ancak bitirme işlemleri rezin matriksini doldurucu partiküllerinin çevresinden uzaklaştırarak yüzeyden çıkıntı yapan partikülleri ortaya çıkarır. Nihai pürüzsüzlük büyük ölçüde partikül boyutuna bağlıdır.⁵⁹

Bununla birlikte, doldurucu maddesi partikül boyutu ne kadar küçükse, akışkanlıklarını engellemek ve viskoziteyi artırmak için monomer molekülleri ile polar veya hidrojen bağları oluşturmak için mevcut olan yüzey-hacim oranı yükselir. Buna bağlı olarak daha az doldurucu katılması kabul edilir olabilir. Doldurucu maddesi oranı hacimce yaklaşık %80 ile sınırlıdır. Bu nedenle, işlenebilirlik, dayanıklılık ve estetik gereksinimleri arasında her zaman bir değiş tokuş vardır. Klinisyenin zorluğu, sunulan birçok ürüne ilişkin iddialarla ilgili bilgiye dayalı bir yargıya varmak ve belirli bir klinik uygulamaya çok uygun olanı seçmektir.⁵⁹

Yeni nesil nanofil doldurucular, son derece küçük doldurucu partikülleri olup, görünür ışığın dalga boyunun (0,4-0,8µm) altında boyutlara sahip olduklarından, görünür ışığı dağıtamaz veya absorbe edemezler. Bu nedenle, nano doldurucular genellikle görünmezdir ve optik özellikleri iyileştirme avantajı sunar. Ek olarak, nano doldurucular, küçük partikül boyutları nedeniyle genel doldurucu seviyesini arttırabilir. Parçacık paketlemesi için daha küçük parçacıklar kullanılırsa daha fazla doldurucu maddesi yerleştirilebilir. Teorik olarak, nanofiller kullanımıyla, doldurucu maddesi seviyeleri ağırlıkça %90-95 kadar yüksek olabilir. Bununla birlikte, nanofillerdeki artış, doldurucu partiküllerinin yüzey alanını da arttırır, bu da doldurucu maddelerinin ıslatılabilirliğinden dolayı doldurucu partiküllerinin toplam miktarını sınırlar. Polimerizasyon büzülmesi esas olarak rezin matrisinden kaynaklandığından, doldurucu seviyesindeki artış nanokompozitlerde daha düşük miktarda rezin ile sonuçlanır. Ayrıca polimerizasyon büzülmesini önemli ölçüde azaltır ve nanokompozitlerin fiziksel özelliklerini önemli ölçüde iyileştirir.⁶¹

Nanodoldurucu içeren kompozitlerin yapısını modifiye ederek daha güçlü mekanik özellikler elde edilmesini amaçlayan çeşitli çalışmalar mevcuttur. Tian ve ark. yaptıkları çalışmada; Bis-GMA / TEGDMA dental kompozitlerde elektrospun naylon 6 / fibriler silikat nanokompozit nanofiberlerin güçlendirilmesini incelemişlerdir.⁶² Nanofiber içeren küçük kütle fraksiyonlarının (%1 ve %2) mekanik özellikleri önemli ölçüde iyileştirdiğini, nanofiber içeren daha büyük kütle gruplarının (%4 ve %8) daha az istenen mekanik özelliklerle sonuçlandığını görülmüştür.⁶²

Xia ve ark. yaptıkları çalışmada TiO₂ nanopartikülünün yüzeyini organosilan alitrietoksisilan ile modifiye ettiklerinde kompozitlerin mekanik özelliklerinin değiştiğini gözlemlemişlerdir.⁶³ Modifiye TiO₂ nanopartiküllerinin bir rezin matrisi içinde dağılımını ve bağlanmasını etkilemesi kompozitlerin mikro sertliğini ve eğilme dayanımını iyileştirdi.⁶³

Nanodoldurucularla ilgili çürük önleme amaçlı yapılan çalışmalarda florid, kalsiyum (Ca) ve fosfat (PO₄) iyon moleküllerini salan doldurucular geliştirilmiştir.⁶⁴⁻⁶⁶

2.2.1.3 Bağlayıcı Faz/Ajan

Bağlayıcı ajan, doldurucu partiküllerini organik matrikse bağlar. Matriks fazı ile doldurucu fazı arasındaki ara yüzeysel bağlanma, doldurucu inorganik partiküllerin silan birleştirme ajanları ile kaplanmasıyla sağlanır. Titanatlar ve zirkonatlar birleştirme ajanları olarak kullanılabilmesine rağmen γ -metakriloksipropil trimetoksisilan gibi organosilanlar kullanılmaktadır. Gama metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS) gibi organo silanlar, bir uçta hidroksil grubuyla inorganik doldurucuya bağlanırken, diğer uçta metakrilat grubuyla organik matrikse bağlanır. Birleştirme ajanları en iyi silika parçacıklarıyla çalışır. Tüm modern kompozitler bu nedenle silika içeren doldurucu maddelerine dayanır.⁵⁸

Bağlayıcı ajanlar; Doldurucu partikülleri ile organik matriksi bağlanmasını sağlarken aynı zamanda, esnek rezin matriksinden daha sert doldurucu parçacıklarına güç aktarımını sağlar. Doldurucu rezin, ara yüzey maddesi boyunca suyun nüfuz etmesini önler, böylece hidrolitik stabilite sağlar.⁵⁹

2.2.1.4 Başlatıcı Ajanlar

Bu ajanlar, kompozitlerin polimerizasyonunu etkinleştirir. Başlatıcı, ışıkla veya kimyasal olarak kompozit türüne göre değişir. Kimyasal olarak aktive edilmiş kompozitler, biri başlatıcı olan benzoil peroksit ve diğeri aktivatör olan aromatik üçüncül bir amin (örn., N, N-dimetil-p-toluidin) içeren iki yapı birbiriyle karışır. Amin benzoil peroksit ile reaksiyon sonucunda serbest radikaller meydana gelir ve ilave polimerizasyon başlatılır.⁵⁹ Kimyasal ve ışıkla sertleşen kompozitler arasındaki farklılıklar Çizelge 2.2’de gösterilmiştir.

Kimyasal aktivasyon çeşitli problemlere neden olabilmektedir. Bunlardan biri, karıştırma sırasında karışıma hava katılmasından kaçınmanın neredeyse imkansız olmasıdır, böylece yapıyı zayıflatan ve kürleme sırasında polimerizasyonu engelleyen oksijeni hapseden gözenekler oluşturur. Diğer bir sorunda, iki bileşen karıştırıldıktan sonra operatörün çalışma süresi üzerinde hiçbir kontrolünün olmamasıdır. Bu nedenle, rezin bileşenleri karıştırıldıktan sonra hem yerleştirme hem de şekillendirme hızlı bir şekilde tamamlanmalıdır.⁵⁹

Çizelge 2.2 Kimyasal ve ışıkla polimerize olan kompozit rezinler ^{2, 59}

Kimyasal Polimerize Olan Kompozitler	İşıkla Polimerize Olan Kompozitler
Polimerizasyon merkeze doğru olmaktadır.	Polimerizasyon merkeze doğru olmaktadır.
İçeriğindeki hızlandırıcı aromatik aminlerin okside olmasıyla zamanla sararma meydana gelir. Daha az renk stabilitesi görülmektedir.	Kimyasala göre daha fazla renk stabilitesi görülmektedir.
Polimerizasyon tek aşamada yapılır.	Polimerizasyon için tabakalama tekniği gerekir.
Çalışma süresi kontrol edilemez.	Çalışma süresi yeterlidir.
İşıkla polimerize olana göre daha az estetik kabul edilir.	Estetik açıdan iyidir.
Ekonomiktir.	Pahalıdır.
Polimerizasyon büzülmesi çoktur.	Polimerizasyon büzülmesi azdır.
Aşınma direnci azdır.	Aşınma direnci çoktur.
Depolama süreleri daha uzundur.	Kimyasala göre depolama süresi kısadır.
Restorasyonda lekelenmeye sebep olan daha fazla gözenek meydana gelir	Restorasyonda lekelenmeye sebep olan daha az gözenek meydana gelir
Düzgün karıştırılması zordur mekanik özelliklerin zayıflamasına neden olur.	Karıştırılması gerekmez.

Bir başka problem ise, oksijen inhibisyon tabakasının oluşmasıdır. Bir polimerizasyon işleminin ilk aşaması sırasında, serbest radikale oksijenin reaktivitesi bir monomerinkinden çok daha yüksek olduğu için, polimerizasyon oksijen tarafından engellenir. İnhibisyon süresi boyunca bu oksijen sıvı rezine yayılır ve oluşan radikaller tarafından tüketilir. Bu reaksiyon, polimerize olmayan bir yüzey tabakası oluşturur. Yüzeydeki polimerize olmayan filmin kalınlığı rezinin viskozitesine, monomerdeki oksijenin çözünürlüğüne ve kullanılan başlatma sistemine bağlıdır. Bu gibi dezavantajlar nedeniyle, günümüzde esas olarak bir ışık kaynağıyla kolayca polimerize edilemeyen restorasyonlar için kullanılmaktadırlar.⁵⁹

Kimyasal ve ışıkla polimerize olan kompozit sistemleri için kullanılan farklı başlatıcı-etkinleştirici sistemleri Çizelge 2.3'te gösterilmiştir.

Çizelge 2.3 Kompozitlerin başlangıç ve aktivatörleri ⁵⁹

Kompozit tipleri	Başlatıcılar	Aktivatör
Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler	Benzoil peroksit	NN Dimetil p-toluidin
İşıkla polimerize olan kompozitler • UV ışıkla • Görünür ışıkla	%0.1 Benzoin metil eter %0.06 Komforkinon	Tersiyer amin Dimetilaminoetilmetakrilat

Kompozitlerin görünür ışık veya ultraviyole ışıkla polimerizasyonları arasındaki farklılıklar Çizelge 2.4'te gösterilmektedir. Şu anda en yeni kompozitler, 410 ila 500 nm aralığında görünür ışığa maruz bırakılarak polimerize edilmektedir.²

Işıkla polimerize olan kompozitlerde kullanılan en yaygın fotobaşlatıcı; kamforokinondur. Kamforokinon, görünür spektrumun mavi bölgesindeki enerjiyi emer (yaklaşık 465 nm'de pik yapar). Kompozitlerde bu bileşen tek başına mevcut olmasıyla, malzemenin polimerize olması çok uzun zaman alabileceğinden, genellikle karışıma bir amin eklenir. Işık cihazından saçılan fotonların kompozite çarpması ve absorbe olması, polimerizasyon reaksiyonunun başlamasını belirler. Polimerizasyonun kalitesi, ışık radyasyonunun yoğunluğuyla ilgilidir. Işık enerjisi ne kadar yoğunsa, o kadar çok foton vardır. Kompozitlere çarpan fotonların sayısı ne kadar fazla olursa, uyarılmış duruma yükseltilecek ve serbest radikaller oluşturacak kamforokinon moleküllerinin sayısı o kadar fazla olacaktır. Bu nedenle, çıkan ışık yoğunluğu, polimerizasyon işleminin hızı ve oranını etkilemektedir.⁶⁷

Işık radyasyonunun yoğunluğu, polimerizasyon cihazının gücü, cihazın çalıştığı süre ve üzerine ışığın uygulandığı yüzey alanı gibi faktörlerle ilişkilidir. Fotopolimerizasyon ile ilişkili yaygın bir problem, ışık Emilimi ve saçılmasının bir sonucu olarak, mevcut ışık miktarının üst yüzeyden içe doğru önemli ölçüde azalmasıdır.⁶⁸

Çizelge 2.4 Işıkla sertleşen kompozitlerin özellikleri ^{2, 59}

Özellikler	Görünür Işıkla Polimerize	UV ışıkla Polimerize
Dalga boyu	400-500nm arasında	360-400nm arasında
Işık derinliği	Yüksek polimerizasyon derinliği (yaklaşık 3mm)	Sınırlı polimerizasyon derinliği (yaklaşık 1-2mm)
Yoğunluk	Yoğunluğu kullanıldıkça sabittir.	Yoğunluğu kullanıldıkça azalır.
Zararlı etkileri	Hekim ve hastanın gözleri açısından daha az yan etkisi vardır.	Hekim ve hastanın gözleri açısından daha çok yan etkisi vardır.
Renk stabilitesi	Daha çoktur.	Daha azdır.
Isınma süresi	Isınma süresine ihtiyaç yoktur.	Yaklaşık 5 dakika ısınma süresine ihtiyaç vardır.

Kamforokinon/amin sistemlerinde radikal oluşumunu etkileyen faktörlerden biri, foto başlatıcıların konsantrasyonudur. Daha yüksek foto başlatıcı konsantrasyonlarının, oluşan polimerin dönüşüm derecesini ve mekanik özelliklerini iyileştirdiğine dair çalışmalar vardır.^{69, 70} Ancak, belirli bir eşiğin üzerinde hiçbir fayda gözlenmez ve CQ'nun (kamforokinon) sarı rengi estetiği etkileyebilir. Fotoaktivasyon işlemi sırasında sararma azaltılabilsede, yetersiz ışıklama gibi diğer fiziksel etkiler nedeniyle fotobaşlatıcının bir kısmı reaksiyona girmeden kalabilir. Bu nedenle, restorasyon hala sarımsı olabilir ve estetik olarak kabul edilemez.^{71, 72}

Yapılan bazı çalışmalarda, kompozitlerdeki "sararma etkisini" azaltmak için tek başına veya CQ ile kombinasyon halinde kullanılabilen alternatif foto başlatıcılar (örneğin,

fenilpropanedion) sunulmuştur. Bu moleküllerin absorpsiyon tepe noktası CQ'dan daha kısa dalga boyundadır ve daha az sarı olma eğilimindedir.^{73, 74} Fenilpropanedion, CQ içeren materyallerle karşılaştırıldığında final dönüşüm derecesini değiştirmemiş ancak polimerizasyon oranını düşürmüştür.⁷⁵ Polimerizasyon oranında ki bu düşüşün polimerizasyon stresini arttırabileceğini düşünen çalışmalar mevcuttur.⁷⁶

Moszner ve ark yaptığı çalışmada; foto başlatıcı olarak kullanılan benzoiltrimetilgerman (BTMGe) veya dibenzoildietilgerman (DBDEGe), görünür ışıkla sertleşen restoratif kompozitlerde ikili foto başlatıcı CQ / EMBO'nun yerini almak için kullanılabileceği görülmüştür. Özellikle DBDEGe, CQ / etil4-(N, N-dimetilamino)benzoat 'a (EMBO) kıyasla ağırlıkça yaklaşık% 60 doldurucu yükü içeren kompozitlerde önemli ölçüde daha yüksek 'ışıkla sertleştirme aktivitesi' göstermiştir. Ek olarak, BTMGe veya DBDEGe bazlı kompozitler, gelişmiş bir UV stabilitesi ve CQ / EMBO bazlı kompozitlerle karşılaştırılabilir bir depolama stabilitesi göstermiştir.⁷⁷

2.2.1.5 Stabilizatörler ve İnhibitörler

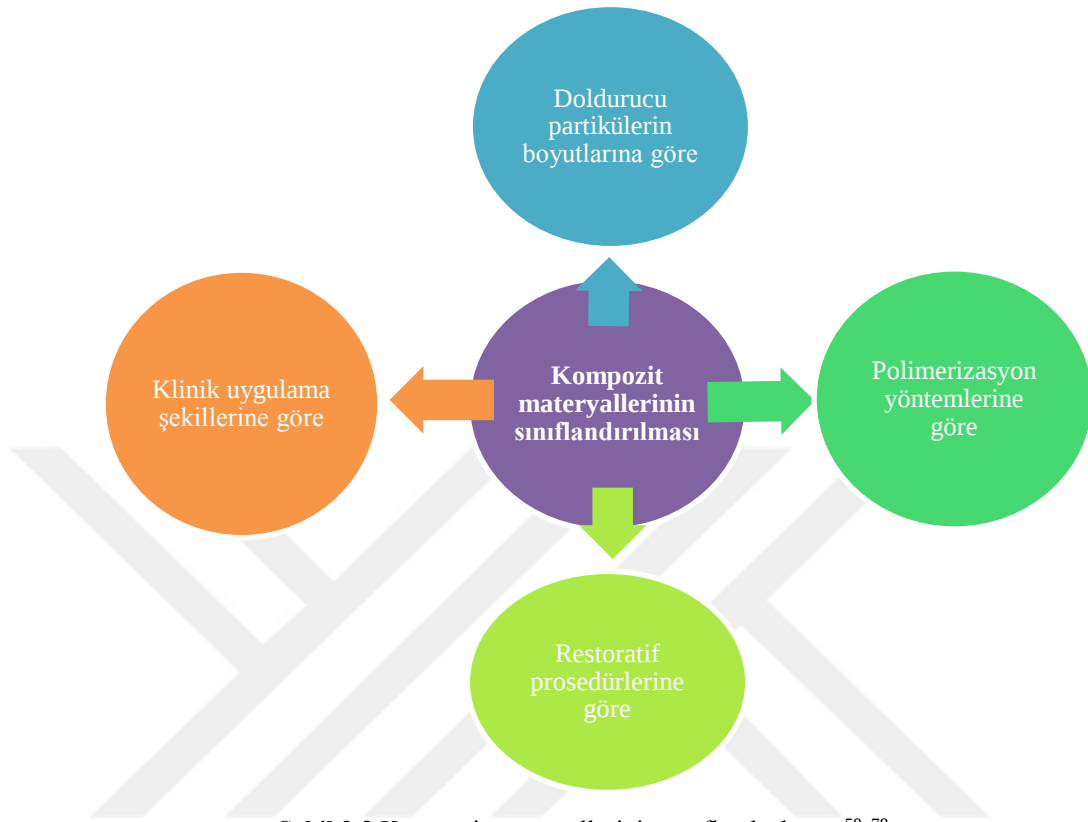
İnhibitörler, monomerlerin kendiliğinden polimerizasyonunu önlemek için kompozit sistemlerine eklenir. İnhibitörlerle serbest radikaller birlikte güçlü bir reaktivite potansiyeline sahiptir. Tipik bir inhibitör, ağırlıkça %0.01 düzeyinde konsantrasyonlarda kullanılan bütillenmiş hidroksitoluendir (BHT). BHT ve benzeri serbest radikal temizleyiciler de oksidasyonu ve ekşimeyi önlemek için gıda koruyucu olarak kullanılır. Bu nedenle, inhibitörlerin materyalin ömrünü ve çalışma süresini uzatma olmak üzere iki işlevi vardır.⁵⁹

2.2.2 Kompozit Materyallerinin Sınıflandırılması

Dental kompozitin sınıflandırılması yıllar içinde değişmiş ve gelişmiştir. Doldurucu partiküllerin boyutlarına göre, polimerizasyon yöntemlerine göre, klinik uygulama şekillerine göre ve restoratif prosedürlerine göre sınıflandırılabilir (Şekil 2.3). Ancak çoğunlukla doldurucu boyutu, içeriği veya bileşimi üzerine odaklanmıştır.^{59, 78}

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitleri sınıflandırıldığında 3 ana başlık altında kimyasal yolla polimerize olanlar, ışıkla polimerize olanlar ve dual cure olarak polimerize olarak incelenmektedir. Klinik uygulama şekillerine göre sınıflandırıldıklarında; tepilebilir, akışkan, poliasitle modifiye edilmiş ve bulkfill grupları

oluşturulmuştur. Restoratif prosedürlerine göre, direk ve indirek sistemler olarak kompozitler sınıflandırılmıştır.⁵⁹



Şekil 2.3 Kompozit materyallerinin sınıflandırılması^{59, 78}

Kompozitler doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre makrofil, midifil, minifil, mikrofil, hibrit ve nanofil olarak sınıflandırılmaktadır (Şekil 2.4). Günümüz piyasasında genellikle nanohibritler pazarlanmaktadır (Çizelge 2.5).⁷⁹

Mega dolduruculu kompozit rezinler, 50–100 µm boyutunda doldurucu partikül içermektedir. Polisajlama sırasında meydana gelen problemler, pürüzlülük, renk değişikliği dezavantajlarındandır.⁸⁰

Makrofil kompozit rezinler, 10–100 µm boyutunda doldurucu partikül içermektedir. Restorasyon yüzeylerinin fazla pürüzlü olması nedeniyle güncel kompozitlere göre daha hızlı plak birikimi, renkleşme görülmektedir.⁸⁰

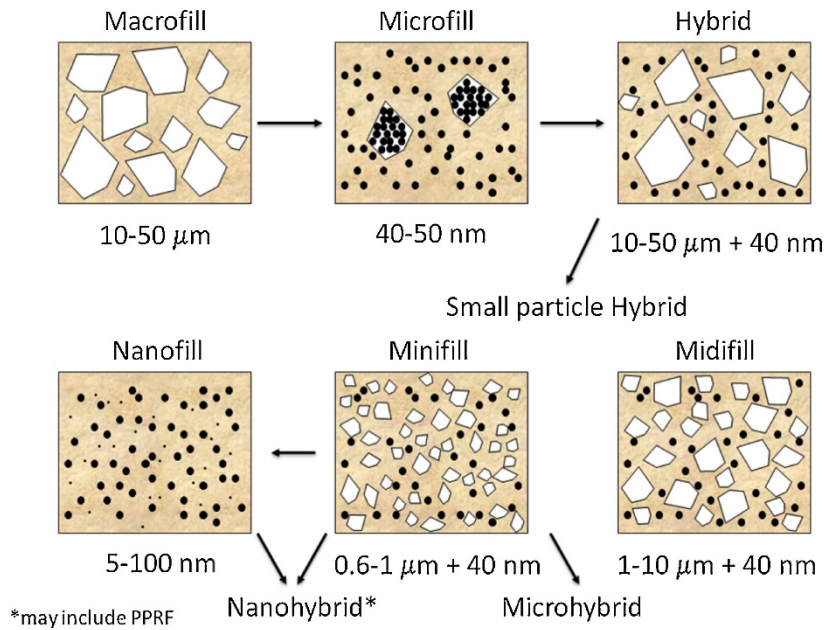
Midifil kompozitler, doldurucu partiküllerin boyutları 1–10 µm arasında olan kompozitlerdir. Diğer büyük parçacıklı kompozitler gibi benzer sebeplerden dolayı günümüzde tercih edilmemektedir.⁸⁰

Minifil kompozitler, 0,1–1 µm boyutunda doldurucu partikül içermektedir. Diğer büyük parçacıklı doldurucu içeren kompozitlere göre daha cilalanabilir yüzey sağlar.⁸⁰

Mikrofil Kompozitler, doldurucu büyüklüğü 0,01-0,1 μm arasındadır. Büyük boyutlu dolduruculu kompozitlere göre daha az pürüzlü yüzey elde edilir ve polisaj işlemleri istenilen düzeyde tamamlanabilir.⁸⁰

Nanofil Kompozitler, 0,005-0,01 μm arasında inorganik doldurucu partiküllü kompozitlerdir. İçerisindeki nano boyutlu partiküller görünür ışık dalga boyundan (0,02-2 μm) daha küçük olduğundan, görünür ışık ile absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler. Bu doldurucular çok küçük oldukları için çeşitli polimer zincirleri arasına iyi bir uyum göstererek yerleşebilirler. Böylece doldurucu seviyesinin artmasını sağlarlar. Bu sayede polimerizasyon büzülmesini azalmasına ve fiziksel özellikleri gelişmesine katkı sağlarlar.⁸⁰

Nanohibrit kompozit materyaller, nanopartiküllerin (<100nm) ve mikron altı partiküllerin ($\leq 1\mu$, tipik olarak ortalama 0.5-1.0 μ) bir kısmını içeren materyalleri ifade eder.⁷⁹ Mikrohibritler ile karşılaştırıldığında, nanohibritlerin daha fazla nanopartikül fraksiyonu içermesi beklenir. Bununla birlikte, doldurucu boyutu dağılımına dayalı bir sınıflandırma, doldurucu bileşimini, morfolojiyi veya doldurucunun özelliklerini yansıtmaz. Bu nedenle, örneğin, tüm nanohibritlerin aynı özellikleri göstereceği şüphelidir. Çünkü farklı ticari nanohibrit kompozitlerin farklı oranda büyük boyutlu (>1 μ) doldurucu maddesine sahip olabilmektedir.⁸¹



Şekil 2.4 Dental kompozitlerin kronolojik sıralamasına göre doldurucu partiküllerinin büyüklüğü⁷⁹

Çizelge 2.5 Piyasadaki çeşitli kompozitlerin doldurucu büyüklüklerine göre sınıflandırılması ^{80, 82, 83}

Doldurucu büyüklüğü	Ürün	Üretici
Hibrit	Charisma	Hereaus Kulzer, Wehrheim, Almanya
	Filtek Z250	3M, St. Paul, MN, ABD
	Herculative XRV	Kerr, Romulus, MI, ABD
	Tetric Ceram	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Mikrohibrit	Point 4	Kerr, Romulus, MI, ABD
	Filtek P60	3M, St. Paul, MN, ABD
Nanohibrit	Clearfil Majesty Esthetic	Kuraray, Okayama, Japonya
	Mosaic	Ultradent, South Jordan, Utah, ABD
	Esthelite Sigma	Tokuyama, Tokyo, Japonya
	Tetric Evo Ceram	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	Grandio	Voco, Cuxhaven, Almanya
Mikrofil	Filtek A110	3M, St. Paul, MN, ABD
	Renamel Microfill	Cosmodent, Chicago, IL, ABD
Nanofil	Aelite Aesthetic Enamel	Bisco, Schaumburg, IL, ABD
	Filtek Supreme XT	3M, St. Paul, MN, ABD

2.2.3 Kompozit Materyallerinde Yeni Gelişmeler

Gelişen teknolojiyle birlikte kompozitler üzerinde çeşitli çalışmalar devam etmektedir. Bu çalışmalar sonunda ormoserler, giomerler, self adeziv kompozitler, antibakteriyel özellikli kompozitler, fiberle güçlendirilmiş kompozitler, siloran esaslı kompozitler, bulkfil kompozitler, nanodolduruculu kompozitler gibi geleneksel kompozitlerden farklı materyaller elde edilmiştir.⁵

Ormoser, organik olarak modifiye edilmiş seramiğin kısaltmasıdır. İnorganik silanlı dolgu partikülleri ile inorganik-organik kopolimerlerden oluşmaktadır. Uzun bir inorganik silika zinciri omurgasına ve organik yan zincirlere sahip bir molekül oluşturmak için hidroliz ve polikondensasyon reaksiyonları (sol-jel işleme) ile üretilirler. 3 boyutlu polimerize edilebilen organik yan zincirlere sahip uzun inorganik silika zincir omurgalarından oluşan bir matris, foto başlatıcılar kullanılarak polimerize edilir.⁸⁴ Bis-GMA ile karşılaştırıldığında ormocer molekülünde bağ kurmak için daha fazla metakrilat grubu bulunur.⁸⁵

Ormoser içeren kompozitlerin, daha yüksek oranda çapraz bağlanmış polimer ağının oluşumuna bağlı olarak daha yüksek derecede dönüşüm ve artan aşınma direnci ve tokluk göstermesi beklenmektedir. Ormoser'in bir başka avantajı, daha yüksek biyouyumluluktur, çünkü metakrilat grupları arasındaki kimyasal bağların artan sayısı, polimer ağdaki tepkimeye girmemiş serbest monomerlerin miktarını azaltacaktır. Geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldıklarında; fiziksel ve mekanik özelliklerle ilgili olarak, ormoser içeren kompozitler genellikle azaltılmış hacimsel büzülme ve büzülme gerilimi, daha düşük veya

benzer aşınma direnci ve orta derecede dayanıklılık, kırılma tokluğu veya elastik modülüsü gösterir.⁸⁶

Giomerler, kompozit rezinlerin estetik, kullanım ve fiziksel özelliklerini yüksek radyopasite, plak önleyici etki, florür salınımı ve yeniden şarj edilebilmesi gibi avantajlarla birlikte sergileyen restorasyon malzemesidir. Bu hibrit estetik restoratif materyal, ön reaksiyonlu cam iyonomer (pre-reacted glass-ionomer) teknolojisine dayalı olarak üretilir ve restoratif materyalde cam iyonomerin stabil fazını oluşturur. Giomerler, geleneksel cam iyonomerlere ve reçineyle modifiye edilmiş simanlara göre daha iyi yüzey kalitesi sergiler ve cilaları kompozit rezinler ve kompomerlerinkiyle karşılaştırılabilir.⁸⁷

Self adeziv kompozit materyaller, ortofosforik asit ve karmaşık bağlama prosedürlerinin kaldırılmasının tüm prosedürün kısaltılması ve basitleştirilmesinin yanı sıra postoperatif aşırı duyarlılığın olmaması gibi somut faydalar sağlanmasını amaçlayarak geliştirilmiş materyallerdir. Diş dokularına kimyasal ve mikromekanik olarak bağlanma yetenekleri, kompozitte bulunan asidik monomerlerle ilişkilendirilmektedir. Ancak bu gruptaki materyallerin dayanıklılığı, adezyon kalitesi, mikrosızıntı, marjinal adaptasyon, renk uyumu açısından yeterli veri bulunmamaktadır.⁸⁸

Kompozit rezinler, geleneksel amalgamlarla karşılaştırıldığında plak birikimine ve biyofilm oluşumuna daha yatkın kabul edilir. Bu da sekonder çürük oluşum riskinde artışa neden olur. Antibakteriyel özellikli kompozitler; kompozitlerin içerisine çeşitli materyallerin veya bileşenlerin katılmasıyla elde edilmiştir. Kalsiyum, florür ve hidroksil iyonları gibi bileşenler katılarak sekonder çürüğün önlenmesi, klorheksidin katılarak plak birikiminin engellenmesi amaçlanmıştır. Ayrıca amonyum bileşikler, biyoaktif cam partikülleri, gümüş partikülleri katılarak antimikrobiyal etki sağlanmaya çalışılmıştır. Ancak kompozitlerin antibakteriyelliğini arttırmayı amaçlayan çalışmalar hala devam etmektedir.⁸⁹

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler; geleneksel kompozit dolguların gelen kuvvetlere karşı dayanıklılığını arttırmak amacıyla matriks yapıya çeşitli yapılarda fiber eklenmesiyle elde edilmiştir. Geniş kavitelere, kanal tedavisi uygulanmış ve büyük madde kaybı olan dişlerde ve splint uygulamalarında tercih edilmektedir.⁹⁰ Cam fiber, poliester fiber, karbon fiber, aramid fiber ve ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberler yapıya katılabilmektedir.⁹¹

Siloran esaslı kompozitler; polimerizasyon büzülmesini indirgeyebilmek için üretilmişlerdir. Kimyasal olarak hidrofobik olan siloksana bir veya daha fazla fonksiyonel oksiran grubunun bağlanmasıyla siloran yapısı meydana gelir. Düşük su emilimi, daha uzun

zamanlı renk stabilitesi, düşük mutajenite, düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek dayanıklılık gibi özelliklerinden dolayı metakrilat bazlı kompozitlere üstünlük gösterdiğini belirten çalışmalar mevcuttur.⁹²⁻⁹⁶

Bulkfil kompozitler; kompozitlerde polimerizasyon derinliğini arttırabilmek amacıyla, yarı saydamlığını veya opaklığını değiştirerek, inorganik parçacıkların sayısını azaltarak, yapıya ışık absorpsiyonlu fotobaşlatıcılar ekleyerek elde edilmişlerdir. Yüksek veya düşük viskoziteli olabilirler.⁹⁷ Geleneksel kompozitlere nazaran uygulanan tabakalama tekniğini yerine tek tabaka halinde 4-6mm kalınlıkta uygulanabilmesi ve polimerizasyon büzülmesinin az olması avantajlarındanır.⁹⁸

Nanodolduruculu kompozitler; hem anterior hemde posterior dişlerde kullanılabilen, estetik ve dayanıklı kompozitlerdir. Katıdan çok sıvıya benzer yapıları vardır. Bu nedenle kompozit yapısına %50'den fazla oranda katılsa bile viskoziteyi değiştirmez. Nanodolduruculu kompozit materyallerin üretimi, nanomerlerin ve nanoclusterların kullanılmasıyla materyallerin üretilmesi veya geleneksel cam doldurucuların arasına nanopartiküllerin yerleştirilmesi şeklinde iki farklı yolla gerçekleşmektedir. Geleneksel cam doldurucular nanopartiküller için ağa benzer bir yapı oluşturur ve nanopartiküller bu yapıya yerleşir. Bu sayede daha yoğun yapıda, daha az rezin içeriğine sahip kompozit yapısı elde edilmiş olur.⁸⁰

Nanohibrit kompozitlerin mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla yapıya önceden polimerize edilmiş rezin doldurucular eklenmiştir. Bu malzemeler, kompozitlerdeki monomer miktarını azaltarak polimerizasyon büzülmesinin azaltma amacıyla yapıya eklenmiştir. Yüksek konsantrasyonda düzensiz şekilli doldurucu içeren hibrit rezinlere göre daha iyi cilalanabilir bir yüzey oluşmasını sağlar.⁹⁹

Ayrıca güncel kompozit sistemlerinde kullanılan seramik nano lifler ve HA çubukları, kompozitlerin kırılma dayanımını arttırmada önemli rol oynamaktadır. Bu parçacıklar, kompozit üzerinde meydana gelen çatlaklar boyunca enerjinin dağılmasını ve yapının korunmasını sağlamaktadır.⁹⁹

2.3 Ağız Gargaraları

Ağız gargaraları, çürükleri ve periodontal hastalıkları önlemek ve kontrol altına almak için yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle ortodonti hastalarında gıda, plak birikimini ve ağız kokusunu önleyebilmek adına hekimler tarafından tavsiye edilmektedir. Ağız gargaraları su, antimikrobiyal maddeler, tuzlar, koruyucular ve bazı ürünlerde ise

alkol içermektedir. İçeriğindeki bileşenlerin konsantrasyondaki değişiklikleri pH'ı farklılaştırmaktadır.¹⁰⁰

Antiseptik ağız gargaraları için; fenoller, kuaterner amonyum bileşikleri (QAC), oksijenleştirici maddeler, bitkisel özler, bis-biguanidler, bis-piridinler, pirimidinler, halojenler ve ağır metal tuzları dahil olmak üzere çeşitli antiseptik maddeler araştırılmıştır (Çizelge 2.6). Bakterileri temas halinde kolayca öldürebilme yetenekleri vardır. Ancak, tüm bu ajanlar, yalnızca geçici olarak bakteri miktarını azaltma etkisine sahiptir.¹⁰¹

Çizelge 2.6 Ağız gargaraları ¹⁰¹⁻¹⁰⁴

Aktif içerik	Örnekler	Ticari isimleri
Fenolik bileşikler	Timol, ökaliptol, mentol	Listerine®, (Johnson & Johnson, İstanbul Türkiye)
Bis-biguanidler	Klorheksidin	Klorhex® (%0.2) (Drogsan, Ankara, Türkiye), Kloroben® (Drogsan, Ankara, Türkiye), Andorex® (Kim Pa, İstanbul, Türkiye)
Kuaterner amonyum bileşikleri	Setilpiridinyum klorür (CPC) Domifen bromür (DB) Benzetonyum klorür (BC)	Colgate Plax® (0.05% CPC) (Colgate Palmolive, İstanbul, Türkiye) Crest Pro-Health® (0.07% CPC) (Procter & Gamble Company, Cincinnati, OH, ABD)
Bitkisel içerikler	Sanguinarin	Hiora®* (Himalaya Drug Company, Bangalore, India)
Germisitler	Triklosanlar	
Halojenler, florürler	Floritler İyodiner	Batticon® (%7.5 PVP) (Adeka, Samsun, Türkiye)
Oksijenlendirilmiş ajanlar	Peroksitler	Crest 3d White® (Procter & Gamble Company, Cincinnati, OH, ABD)

*Türkiye’de bulunmamaktadır.

Fenoller, minimal yan etkilere sahip, dünya çapında yaygın ve uzun zamandır kullanılan, bakterilerin hücre duvarı üzerinde etki gösteren antiseptik ajanlardır. Timol, ökaliptol ve mentol fenolik bileşiklere örneklerdendir. Piyasada bulunan fenolik bileşikli gargara, Listerine® ağız gargaralarıdır.¹⁰¹

Bis-biguanidler, hem gram negatif hemde gram pozitif bakteriler üzerinde etkili geniş spektrumlu antimikrobiyallerdir. Klorheksidin glukonat (CHX) katyonik bir bisbiguaniddir. Etki mekanizması, bakteriyel hücre zarlarına güçlü bir şekilde bağlanmak, hücre geçirgenliğini arttırmak, hücre duvar yapısını bozmak, böylece sızıntıyı başlatmak ve / veya hücre içi bileşenleri çöktürmektir. Ayrıca, tükrük musinlerine bağlanarak, pelikül oluşumunu azaltır, böylece bakteriyel kolonizasyonu inhibe eder. Aynı zamanda bakterilerin diş yapısına tutunmasını da engeller. CHX, yalnızca anında antibakteriyel etkiye sahip olmakla kalmaz, aynı zamanda ağız florasında çeşitli yapılara bağlanarak 7-12 saat arasında salınımı gerçekleştiğinden uzun süreli bir ağız içi etkinliğe sahiptir.

Ancak dil, diş ve özellikle kompozit gibi restorasyonların üzerinde kahverengi lekelerle sebep olduğu tespit edilmiştir.¹⁰⁵

Kuaterner amonyum bileşikleri, genellikle katyonik ajanlardır. Bakterilerin hücre membranı ile etkileşime girerek, hücre geçirgenliklerini etkileyip içeriklerinin kaybına neden olur. Hem gram pozitif hem de gram negatif bakteriler için bakterisidaldir. Oral dokulardan hızlı desorpsiyona uğraması nedeniyle orta derecede bir etkinliğe sahip ve potansiyeli sınırlıdır. CHX ile karşılaştırıldıklarında, daha hızlı salınırlar ancak etki süreleri daha azdır. Ayrıca, plak birikiminde ve diş eti iltihabında etkinlikleri CHX'e göre daha azdır. CPC, DB ve BC; QAC bileşiklerine örnektir.¹⁰¹

Bitkisel özlü sanguinarin şu anda ağız çalkalama sularında ve diş macunlarında bir anti-plak ve anti-gingivitis maddesi olarak kullanılmaktadır. Kan kökü bitkisi Sanguinaria canadensis'ten elde edilen bir alkaloit özütüdür ve %0,03 konsantrasyonlarda kullanılır. Etkinliği konusunda çelişkili raporlar mevcuttur.¹⁰⁶⁻¹⁰⁸

Bir bis-fenil olan triklosan, olumlu bir güvenlik profiline sahip geniş spektrumlu bir antibakteriyel ajandır. Triklosan çoğunlukla diş macunlarında kullanılırken, kısa süreli triklosanlar, kopolimerle kombine edilerek kullanıldığında plak birikiminde önemli etkinlik göstermiştir¹⁰⁹, ancak bu formülasyonlar CHX'ten önemli ölçüde daha az etkili bulunmuştur.¹¹⁰ Triklosan'ın oral yoldan bağlanma konusundaki sınırlı kabiliyetinden dolayı CHX kadar etkili olmadığını gösteren çalışmalar mevcuttur.^{101, 109}

Halojenler veya florürler, çürümeyi önleyici bir ajan olarak kullanımı iyi belgelenmiştir, ancak plak ve periodontal hastalıkların önlenmesi ve kontrolünde kullanımı daha az bilinmektedir. Kalay florürün (SnF_2) etkili olduğu gösterilmiş olsa da, stabilite sorunları nedeniyle yaygın kullanımını engellemiştir. Ancak etkinliği ile ilgili yapılan bir sistematik derlemede SnF_2 yeterli araştırma olmadığı sonucuna varmıştır.¹¹¹ SnF_2 'i bir aminle stabilize ederek piyasaya Meridol ve Oraflur adlı ürünler sürülmüştür. $\text{AmF} / \text{SnF}_2$ bileşiğindeki stanik iyonlar, bakteri yüzeyinde emilerek metabolik etkinliği ve böylece plak birikimlerinin birikimini azaltır. Meridol'un hiçbir yan etkisi rapor edilmemesine rağmen CHX' le karşılaştırıldığında şüpheli sonuçlar tespit edilmiştir.¹¹²

Oksijenleyici ajanlar, uzun yıllardır oral dokuları "dezenfekte etmek" veya temizlemek için kullanılmaktadır, ancak hidrojen peroksit gibi bu oksitleyici ajanların plak ve diş eti iltihabına karşı kullanımına olan uygulamalar sınırlıdır. %3'ten az konsantrasyonlardaki hidrojen peroksit insan kullanımı için kabul edilebilir olsada, stabil değildir ve depolanması zordur. Ancak sodyum peroksiborat veya sodyum peroksikarbonat içeren bazı ticari ürünler mevcuttur.¹¹³

Ağız gargaralarının, kompozit rezin malzemelerinin mekanik ve kimyasal özellikleri üzerindeki etkisini değerlendirmek için tasarlanmış çalışmalar literatürde bulunmakla birlikte, kompozit rezinlerin renk değişikliği, mekanik ve fiziksel özellikleri üzerindeki etkileri konusunda hala endişeler bulunmaktadır.¹³ Ağız gargaralarının içeriğinde bulunan su, antimikrobiyal ajanlar, tuzlar, koruyucular ve farklı konsantrasyonlardaki alkolün; kompozitlerin polimer matriksindeki etkileri hala çok tartışılan bir konudur.^{13, 22}

Alkolsüz gargaralar, genellikle klorheksidin glukonat, setilpiridinyum klorür ve uçucu yağlar gibi aktif bileşenler içeren gargaralardır.¹¹⁴ Alkollü gargaralardaki alkol genelde etanoldür ve plağı çözmekle birlikte antiseptik bir ajan olarak yapıya eklenir.¹¹⁵ Ancak alkol yüzdesi %12'ye kadar antiseptik ve aktif bileşen olarak işlev görürken, % 25'ten çok gargaraların kullanımı oral karsinoma neden olabilir.¹⁹ Alkol içeren gargaralar üzerinde yapılan araştırmaya göre alkole bağlı ağızda ağrı, yanma hissi, oral mukozal aşırı duyarlılık ve epitelyal deskuamasyon, ülserasyon ve peteşi dahil olmak üzere orta ile şiddetli yan etkileri gösteren kanıtlar vardır.¹¹⁶ Kompozitin polimer yapısının monomerlerini, oligomerlerini ve doğrusal polimerlerini kaldırarak yüzeyin yumuşamasına neden olur veya polimer yapının açılmasına neden olarak sertliğin azalmasına ve dolayısıyla malzemenin aşınmasının artmasına neden olur. Ayrıca sıvı emiliminin artışına ve çözünürlüğe neden olmaktadır.¹³ Bu etkilerin doğrudan alkol yüzdesi ile ilişkili olduğu bulunmuştur. Piyasada en yüksek alkol konsantrasyonunu (yaklaşık% 30) içeren “alkollü Listerine Cool Mint” ağız çalkalama suyunda etanol; kompozitlerin, polimer ağına nüfuz ederek polimer yapısının genişlemesine neden olur, artık monomerlerin salınmasına izin verir ve doğrusal polimer zincirinin çözünmesiyle, daha yüksek emilim ve çözünürlüğe neden olur.^{100, 117}

2.4 Materyallerinin Fiziksel-Mekanik Özellikleri ve Ölçüm Yöntemleri

Materyallerin özellikleri fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikler olmak üzere üç kategoriye ayrılmaktadır. Fiziksel özellikler, materyallerin çevresindeki herhangi bir etkiye karşı verdiği cevaplar olarak kabul edilir.⁵⁹

Kimyasal özellikler, materyallerin dış yörüngelerindeki elektronların materyallerin etkileşim, birleşme ve değişim üzerine etkisi olarak yorumlanır. Dış elektronlar, moleküllerdeki atomları birbirine bağlar ve materyallerin elektriksel, termal, optik ve manyetik özelliklerinden sorumludur.⁵⁹

Fiziksel özellikler mekanik, akustik, optik, termodinamik, elektrik, manyetizma, radyasyon, atomik yapı ve nükleer etkenlerin yasalarına dayanır. Örneğin; ton, doygunluk ve parlaklık renk ve algı ile ilgilidir ve optik yasalarını temel alan fiziksel özelliklerdendir. Cisimlere etki eden kuvvetlerin sonucunda ortaya çıkan hareket, deformasyon veya meydana gelen stres mekanik yasalar ile ilgilidir. Bu yasalarla ilgilenen fizik bilimi tarafından tanımlanan özelliklere mekanik özellikler denilmektedir.⁵⁹

Diş hekimliği için önemli olan mekanik özellikler arasında kırılma dayanımı, basınç dayanımı, sünme, elastik modülü, yorulma limiti, fleksural modülü, eğilme dayanımı, kırılma tokluğu, sertlik, darbe dayanımı, dövülebilirlik, uzama yüzdesi, Poisson oranı, orantılı limit, kesme modülü, kesme dayanımı, çekme mukavemeti, burulma mukavemeti, akma mukavemeti ve Young modülü yer alır.⁵⁹

2.4.1 Sıvı Emilimi

Diş hekimliğinde kullanılan dental materyallerin özellikleri sıvı emiliminden etkilenir. Su, bir plastikleştirici ve gerilme korozyon ajanı gibi davranarak kompozitin doldurucu partikülleriyle matris arasındaki bağı zayıflatır ve aralarındaki bağda debonding meydana gelir.¹¹⁸ Malzemelerin sıvı emilimi ve çözünürlük miktarının; malzemelerin bileşiminden, matrisin hidrofilik karakterinden, malzemenin dönüşüm derecesinden, çözücünün pH'ından ve malzemenin çözücüye maruz kalma süresinden etkilenebildiği bildirilmiştir.^{13, 119, 120} ISO 4049/2009 standardına uygun olarak, bir kompozitin restoratif materyal olarak gösterilmesi için, 7 günlük depolamada 40 mg/mm³'ten daha düşük su emilimine ve 7,5 mg/mm³'ten daha düşük çözünürlüğe sahip olması gerekir. Bu nedenle, sudan ayrı olarak, diğer çözücüler matris kompozitler üzerinde aralıklı veya sürekli bir kimyasal bozunmayla zararlı etkilere neden olabilir.¹³

Kompozitlerin Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve Bis-EMA'dan içeriklerinin fiziksel özellikleri üzerine yapılan bir çalışmada, en fazla sıvı emilimine neden olan matris içeriği TEGDMA bulunmakla birlikte, Bis-GMA'nın, UDMA ve Bis-EMA'ya göre daha yüksek su emilimine sahip olduğu belirtilmiştir.^{121, 122} Kompozitlerin matris yapılarını sıvı emilimi açısından inceleyen başka bir çalışmada Bis-GMA ve TEGDMA'nın yüksek sıvı emiliminin, bu monomerlerdeki sırasıyla hidroksil grupları ve eter bağlarının varlığıyla açıklanmış ve üretan gruplarının varlığından dolayı UDMA yapısında, daha az solvent absorpsiyonu meydana geldiği tespit edilmiştir.¹²³

Diş minesinde sıvıların taşınması, mine yüzeyinin mineral yoğunluğu ve gözenekli yapısı ile ilgilidir. Bu yapının yaşa, yapısal heterojenitelere, diş tipine göre değişiklik gösterdiği görülmektedir. Minedeki HA yapısının yoğunluğu sıvı emilimini etkilemektedir. HA yapısının yoğunluğunun artışıyla sıvı emilim miktarı azalmaktadır. Yüksek mineralizasyon ve gözeneksiz yapı, çürük olmayan mine yüzeyinin sıvı emilim oranlarını azaltmaktadır. Demineralizasyon veya çürük varlığında minenin geçirgenliği artarak, sıvı emiliminde artışa neden olur.³³

2.4.2 Sertlik

Sertlik; uygulanan kuvvet sonucu oluşacak kalıcı penetrasyona karşı meydana gelen direnç veya izin ölçülmesidir.¹²⁴ Sertlik mine yüzeyinde yüzeyin özelliklerine göre farklılık göstermektedir. Rezin kompozitlerin sertliği, ağız ortamındaki aşınma direnci ve uzun süreli stabilitesi ile yakından ilgili bir özelliktir. Mine dış yüzeyinden mine-dentin birleşimine doğru sertlik değerlerinde azalma gözlenmiştir. Bu durumun minenin inorganik yoğunluğuyla ilişkili olduğu düşünülmektedir.^{27, 28} Mine, hem güçlü hem de kırılgan (yüksek elastik modülüs, yüksek basınç dayanımı ve düşük gerilme dayanımı) olan ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı bir destek gerektiren sert bir yapıdır.²⁹ Çürük veya yanlış preparasyon nedeniyle dentin desteğinden yoksun mine prizmaları, kolaylıkla kırılabilir.¹

Kompozitlerin sertliği doldurucu hacmi yüzdesi ve doldurucu ağırlığının yüzdesi ile pozitif yönde korelasyon göstermiştir. Yüzey sertliği, sertlik oranı kullanılarak monomer dönüşüm derecesinin bir göstergesi olarak da kullanılmıştır.¹⁴

Materyal üzerine çeşitli şekillerde uygulanan kuvvet ve materyaldeki meydana gelen yüzey değişimlerinin değerlendirilmesiyle makro, mikro ve nano dereceli olarak sertlik ölçüm yöntemleri sınıflandırılmaktadır.⁹ Mikrosertlik yöntemlerinde, makrosertlik testlerinden farklı olarak uygulanan kuvvet miktarı daha az ve kuvvetin uygulandığı yüzey alanı daha küçüktür. Bu nedenle materyalin yüzeyinde meydana gelen izde daha küçük olmaktadır. Nanosertlik testinde ise, mikrosertlik testlerine göre ölçümler makine tarafından anında ölçülmektedir. Nanosertlik testleri kolay kullanımlı olması, sonuçlarının güvenilir ve tekrarlanabilir olması sebebiyle diğer testlere göre daha avantajlıdır.¹²⁵

Nanosertlik testleri için nanoindentasyon yöntemi kullanılırken, makrosertlik ölçüm yöntemleri için brinell ve rockwell testleri, mikrosertlik ölçümleri için vickers ve knoop testleri uygulanabilir. Diş hekimliğinde kullanılan sertlik testleri Mohs, Shore, Barcol,

Brinell, Rockwell, Knoop, Vickers ve Nanoindentasyon testleridir.⁹ Ancak dental materyaller ve diş yapılarının sertliğinin incelendiği son güncel çalışmalarda vickers, knoop ve nanoindentasyon yöntemleri tercih edilmiştir.^{8, 34, 92, 124, 126, 127}

Mohs sertlik testi, bir materyalin kazınmaya gösterdiği direncin 1-10 değerler aralık mohs skalasına yerleştirilip ölçülmesi yöntemidir. Shore testi ise durometer denilen cihazla ölçülür. Sivri çelik bir uçla yapılan barcol sertlik ölçüm testinde ise derinlik ölçüldükten sonra barcol sayılarına çevrilerek sertlik hesaplanmaktadır. En eski yöntemlerden biri olan brinell sertlik testi, çelik veya tungstenden yapılmış 1.6mm çaplı ucun 30sn boyunca 123N'luk kuvvet uygulaması sonucu malzeme üzerinde bıraktığı izin mikroskopla incelendiği yöntemdir. Bir başka sertlik ölçüm yöntemi ise rockwell testidir. Bu test yöntemi viskoelastik malzemelerin sertliğinin ölçülmesinde kullanılır.⁵⁹

Knoop sertlik testi, eşkenar dörtgen şekilli elmas uç materyalin yüzeyine en fazla 10 sn olacak şekilde uygulanır. Bu methodda hesaplama yapılırken yalnızca şeklin uzun eksenini kullanılır. Uygulanan kuvvetin, materyalin üzerinde meydana gelen şekil alanına bölünmesiyle elde edilen sonuç knoop sertlik değeriyle orantılıdır. Yapılan ölçüm bir çizelge üstünde knoop sertlik numarasına dönüştürülür. Bu yöntemle mine, dentin, metal ve alaşımların sertlik ölçümleri yapılabilir. Ancak testin uzun sürmesi ve pürüzsüz düz yüzeyler gerektirmesi testin dezavantajlarındanıdır.^{9, 128}

Vickers test yönteminde, elmas 136 derecelik tepe açılı piramidal uç 10-15sn boyunca, 1gf ve 100gf arasında bir kuvvet uygular ve materyalin yüzeyi üzerinde kare şekilli alan meydana getirir. Yükün girintinin kare alanına bölünmesiyle elde edilen orandır. Vickers sertlik numarası, uygulanan kuvvet ve süre ile birlikte bildirilmelidir.⁹

Vickers test yöntemi, her materyal için uygulanabilir olması ve kullanılan ucun elmas olması sebebiyle uzun ömürlü olması avantajlarından kabul edilmektedir. Ancak ölçüm çözünürlüğünü maksimize etmek için girintiler mümkün olduğunca büyük olmalıdır. Ayrıca köşegenlerin boyutları hesaplanırken operatöre bağlı kalınması vickers test yönteminin dezavantajı olarak kabul edilir.^{9, 59}

Nanoindentasyon testi, temas alanını ve dolayısıyla test örneğinin sertliğini ve elastik modulusunu belirlemek için ölçülen uygulanan yük ile birlikte numuneye bir girintinin kaydedilen penetrasyon derinliğini kullanan oldukça gelişmiş bir tekniktir. Yöntem, girintinin numune yüzeyi ile ilk temasının doğru bir şekilde belirlenmesine, bu ilk temas sırasında ortaya çıkan herhangi bir izin ölçülmesi, yükleme kolonunun uygunluğuna yönelik meydana gelen ölçümlere, girintinin ideal şeklinin ayrılması için düzeltmelere dayanmaktadır.¹²⁹

2.4.3 Elastik Modülüs

Elastik modülüs, bir nesnenin veya maddenin kendisine bir kuvvet uygulandığında elastik olarak, kalıcı olmayan bir şekilde, deforme olmaya karşı direnci olarak tanımlanır. Esneklik modülüs, elastik deformasyon bölgesindeki gerilme-gerinim eğrisinin eğimi olarak hesaplanır.^{9, 60}

Mine yapısının elastik modülüsü çeşitli etkenlere bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Öncelikle mine yapısının içeriğiyle alakalı olarak değişmektedir. Ayrıca, kullanılan test cihazı ve yöntemleriyle de farklılık göstermektedir. Yapılan bir çalışmada mine yüzeyinde elastik modülüs değeri 115 GPa'dan büyük, dentin sınırında ise 70GPa'dan küçük tespit edilmiştir.³⁶ Başka bir çalışmada ise mine dış yüzeyinde 97.12GPa ve dentin sınırında 76.83 ölçülmüştür.⁸ Bu gibi farklılıklar kullanılan test metodu ve uygulanan güce bağlı olmakla birlikte, dişlerin yapısal farklılığı ve kendi yapısal heterojenitelerinde de kaynaklandığı açıktır.³⁶

Elastik modülüs, partikül takviyeli dental kompozitlerin değerlendirilmesi ve derecelendirilmesi için çok hassas bir parametredir. Dental kompozit materyaller, kullanımlarına uygun bir elastik modüle sahip olmalıdır. Kompozit materyaller, ön dişlerde kullanılırken ayrıca arka diş yapısının yük taşıyan alanlarında da kullanılmaktadır ve bu nedenle, kaçınılmaz olarak çiğneme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Bu kuvvetler malzemeyi elastik sınırının altında zorladığında, plastik veya kalıcı deformasyon meydana gelmez. Ancak elastik sınır aşıldığında kalıcı hasar başlar. Tipik olarak, düşük elastik modüllü dental kompozitler, fonksiyonel gerilimler altında daha kolay elastik olarak deforme olacaktır. Fonksiyonel gerilimler altında dental restoratif materyalin aşırı elastik deformasyonu, çevreleyen kırılğan diş yapılarının feci kırılmasına neden olabilir veya alternatif olarak artan mikro sızıntı ile sonuçlanabilir. Bu gibi durumlarda, mine ve dentin başlangıçta amaçlanandan daha fazla kuvvet taşımaya zorlanacak ve bu da tüberkül kırılma riskini artıracaktır. Ek olarak, ağızda çiğneme kuvvetleri sonrasında oluşan okluzal gerilmeler, ister aralıklı ister sürekli olsun, deforme olmuş kompozitler ve restore edilmiş dişler arasındaki ara yüzey bağını bozma eğilimindedir. Bunun sonucunda dolgu-diş arası boşluk meydana gelebilmekte, mikro sızıntıya, ikincil çürüklere ve postoperatif duyarlılığa neden olabilmektedir.¹³⁰

Ayrıca kompozitler için, sertlik ve elastik modülüs arasında iyi bir korelasyon tespit edilmiştir, her iki özellikte malzemenin toplam inorganik doldurucu yükü ile değişkenlik göstermektedir.¹³¹

2.4.4 Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, yüksekliği, genişliği ve yönü baskın yüzey modelini oluşturan nispeten ince aralıklı yüzey kusurları olarak tanımlanır.⁵⁹

Mine yapısı ağız ortamında birçok faktöre maruz kalmaktadır. Minenin mekanik özelliklerini ortamın pH'ı, içeriğini ve sıcaklığı etkiler. Ayrıca diş minesi için kritik olan pH değeri 5.5'tir.¹⁰ Ağız ortamının pH'ı 5.5'in altına düştüğünde minede demineralizasyon süreci başlar. 2 haftalık günlük ağız gargarası kullanımını taklit eden *in vitro* bir çalışmada, mine yüzeyleri farklı ağız gargaralarına daldırıldıktan sonra yüzey özellikleri araştırılmıştır. Pürüzlülüğü belirlemek için dijital profilometre tercih edilmiştir. Sonuç olarak ağız gargaralarına daldırılan tüm mine yüzeylerinde pürüzlülüğün arttığı bildirilmiştir.¹¹

Dental kompozit materyaller için yüzey pürüzlülüğü klinik uygunluk parametrelerinden biri olarak kabul edilir. Bir rezin kompozitin yüzey pürüzlülüğü; malzemenin bileşimi ve gözenekliliği ile cilalama teknikleri ilgilidir. Kompozit malzemeler heterojen yapıda olup, çeşitli kompozisyonlarda üretilebilmeleri nedeniyle farklı yüzey özelliklerine sahip olabilmektedir.¹³²

Materyallerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için çeşitli yöntemler mevcuttur. Bunlar taramalı elektron mikroskobu (SEM) elektron mikroskobu gibi nitel değerlendirmeler olabilirken, profilometre, atomik kuvvet mikroskobu ve nanoindenter cihazlarıyla yapılan nicel değerlendirmelerde olabilmektedir.^{46, 132, 133}

SEM, diş hekimliğinde yüzey taramasında kullanılan etkili bir yöntemdir. Yüzeyi iki boyutlu olarak taramaktadır. Ancak vakum gerektirmesi ve çalışılacak malzemelerin yüzeyinin kaplanması gerektirmesi dezavantajlarından kabul edilmektedir.¹³⁴

Profilometreyle yapılan yüzey analizinde, elmas uç materyalin yüzeyinde gezinirken dijital ortamda sonuçlar kaydedilir ve çeşitli parametrelere göre bu sonuçlar değerlendirilir. Optik ve mekanik olmak üzere iki tipte profilometre üretilmiştir.¹³⁵ Mekanik profilometrelerle iki boyutlu ölçüm yapılırken, optik profilometrelerle üç boyutlu ölçüm yapılabilir. Mekanik profilometrelerde tarama ucu yüzeye temas ederek ölçüm yaparken, optik profilometrede, yüzeye temas olmadan optik ışınla tarama yapılmaktadır.¹³⁶

Atomik kuvvet mikroskobu (AFM), yaklaşık olarak 100nm²'lik alanı üç boyutlu olarak taramaktadır. Temaslı, temassız ve titreşimli çalışma modları bulunmaktadır. Yüzey taramasında undercutların tespit edilememesi ve tarama hızının düşük olması atomik

kuvvet mikroskobunun dezavantajlarından kabul edilmektedir.¹³⁷ Profilometreyle karşılaştırıldığında, AFM’de tarama yapılan alan daha küçük olmasına rağmen, daha detaylı bilgi vermektedir.¹³⁸

Nanoindenter cihazı ile yapılan taramalı uç mikroskobisi, materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde objektif sonuçlar verebilmesi açısından ve materyal üzerinden yüzey görüntüsü 2 boyutlu veya 3 boyutlu olarak elde edebilmesi nedeniyle güncel çalışmalarda tercih edilmektedir.⁸

2.4.5 Diş Dokuları ve Restoratif Materyallerin Mekanik Özelliklerinin Belirlemede Nanoindentasyon Yöntemi

Ağız içerisindeki yapıların maruz kaldıkları kuvvetlere karşı dirençli olmaları gerekmektedir. Materyallerin sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve elastisite modülüsü mekanik özelliklerdendir. Dental tedavide kullanılan materyallerin ve diş dokularının mekanik özelliklerinin geliştirilebilmesi ve sınıflandırılabilmesi açısından mekanik testler önem taşımaktadır.¹³⁹ Nanoindentasyon yöntemi; 10^{-9} N’luk yük altında silikon veya silisyum kaplı ucun materyal üzerinde meydana getirdiği kalıcı (plastik) ve kalıcı olmayan (elastik) deformasyona karşı oluşan $1\mu\text{m}$ ’den küçük alanda direnci ölçmektedir. Bu teknikte numunenin yüzeyi pürüzsüz ve düz olmalıdır.^{39, 128, 129}

Nanohardness testi, sert malzemeleri test etmek için ultra mikro girinti sistemidir. 5.000 nm nominal yarıçaplı Berkovich elmas uçlu nano indenter kullanımı yaygın olarak kullanılmaktadır. Nano indenter, 50 nm’lik son derece küçük bir yüzey ölçeğinde bir malzemenin sertliğini ve elastik modülünü ölçer. Nanoindenter tekniği de esasen tahribatsızdır çünkü yapılan girintiler, yüksek güçlü bir optik veya atomik kuvvet mikroskobu dışında görülemeyecek kadar küçüktür. Nanoindenter sistemi, genel olarak bir malzemenin girintilerini veya yüzeyini görüntülemeye yararlı olan bir atomik kuvvet mikroskobu ile donatılmıştır.¹⁰

2.4.6 Yüzey Görüntüsü ve Kimyasal Bileşenlerin Analizi (SEM-EDX)

Taramalı elektron mikroskobu, yüzey topografisinin yüksek kaliteli görüntüsünü üretmek için numunenin yüzeyinde taranan odaklanmış bir elektron ışını kullanır. Taramalı elektron mikroskobu, esasen, çok yüksek çözünürlük yetenekleri ve geniş bir odak derinliği ile çok yüksek bir büyütme sunar. Bu özellik, onu geniş bir iletken, yarı iletken ve yalıtım malzemesi sınıfının analizi için önemlidir.¹³⁵

Materyalin ana kimyasal bileşenlerini tespit etmek için EDX analizi kullanılmaktadır. Kimyasal elementlerin (organik ve inorganik), içeriklerindeki meydana gelen değişiklikleri inceler. EDX spektrometresi, numuneyi X ışınları ile ışınlayarak ve ardından yeniden yayılan floresan X ışınlarını analiz ederek bir numune içindeki öğeleri nicel olarak belirleyen bir araçtır. EDX analizi, farklı inorganik doldurucuları içeren yapılarda kullanılabilir. ⁶⁰

Taramalı Elektron Mikroskopisi'nde, elektron kaynağından koparılan elektronlar vakum altında bulunan bir kolonda toplayıcı mercekler yardımıyla numune üzerine düşürülmekte, numune yüzeyinde bulunan atomlarla elektron demetinin etkileşmesi sonucunda ortaya çıkan parçacıklar ve x-ışınları detekte edilerek, incelenmekte olan örneğin topoğrafyası ve kimyasal kompozisyonu hakkında bilgi edinilmektedir. Yüzey atomlarından saçılan ikincil elektronlar örnek yüzeyi hakkında bilgi verirken, geri saçılan elektronlar farklı kimyasal kompozisyonlara sahip bölgeler arasındaki kontrast farkı vasıtasıyla örnek yüzeyindeki elementel farklılıkları tespit etmede kullanılırlar. Geri saçılan elektronlar ayrıca elektron geri saçılım difraksiyonu (EBSD) görüntüsü sağlayarak, örneğin kristalografik yapısını belirlemede yardımcı olurlar. Örnekle elektron demetinin etkileşmesi sonucu ortaya çıkan x-ışınları ise bir EDS dedektörü tarafından toplanarak, Enerji-Dağılımlı X-Işınları Spektroskopisi'nde kullanılmaktadır. ⁶⁰

Mine yüzeylerinin ve dental kompozitlerin element analizi, bir enerji dağıtıcı X-ışını floresans (EDX) spektrometresi kullanılarak incelenebilmektedir. ^{60, 140} Mine yüzeyinden elde edilen incelemelerde Al, C, Ca, H, Mg, Na, P gibi çeşitli elementler gözlenmiştir. ^{32, 140} Kompozitlerin EDX spektroskopisi analizinden elde edilen sonuçlar, farklı tipteki doldurucuların bileşiminde büyük bir çeşitlilik olduğunu ortaya çıkarmıştır. Örneğin dentin ve mineden farklı radyopasitelik elde edilebilmesi için Ba (Baryum) cam, Sr, Zr, Yb ve La gibi elementler kullanılmıştır ⁶⁰.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada ağız gargaralarında bekletilen, üç farklı kompozit materyali ile insan diş mine yüzeylerinin sıvı emilimi, nanosertlik, elastik modülüs ve yüzey pürüzlülüğü değişimleri ile birlikte yüzey görüntüleri ve elementel analizleri de incelenmiştir. Çalışmada çekilmiş molar dişlerin bukkal mine yüzeyleri ve Admira Fusion (Voco, Cuxhaven, Almanya), Clearfil Majesty Esthetic (Kuraray Med INC, Okayama, Japonya) ve Mosaic Universal (Ultradent Products, South Jordan, Utah, Amerika birleşik devletleri) birbirlerinden farklı oran ve yapıdaki nano dolduruculu güncel tepilebilir kompozit rezinler (Çizelge 3.1) kullanılmıştır. Bu materyaller, yapay tükürük, alkol içeren Listerine Cool Mint (Johnson & Johnson, İstanbul Türkiye) ve alkol içermeyen Colgate Plax Alkolsüz (Colgate Palmolive, İstanbul, Türkiye) gargara solüsyonlarında bekletilmiştir (Çizelge 3.2).

Bu çalışma Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan ‘31.10.2019/12’ nolu belgeyle onay alınmıştır. Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 20.U.006 kodlu proje ile desteklenmiştir. Çalışmada sıvı emilimi, yüzey sertliği, elastik modülüs ve yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Teknoloji ve Araştırma Geliştirme Uygulama ve Araştırma Merkezi Laboratuvarı’nda, yüzey görüntüsünün alınması ve materyal bileşiminin değerlendirilmesi ise İskenderun Teknik Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi Laboratuvarı’nda gerçekleştirilmiştir.

3.1 Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda ağız ortamına sürmemiş (gömülü) insan molar dişlerinin bukkal mine yüzeyleri ve 3 farklı kompozit materyali kullanılmıştır. Kompozitler (Admira Fusion, Clearfil Majesty Esthetic, Mosaic Universal) Çizelge 3.1 ve Şekil 3.1’de gösterilmiştir.

Çalışmamızda, köklerin oluşumu tamamlanmış, ağız ortamına sürmemiş, herhangi bir çürüğü veya restorasyonu olmayan, fakültemizin diğer bölümlerinde çekim endikasyonu konulup çekilmiş, molar dişlerin bukkal mine yüzeyleri kullanılmıştır.¹⁰

Admira Fusion nanohibrit kompozit rezin organik rezin matriks içeriği ormoser, aromatik ve alifatik dimetakrilatlar, metakrilat ile işlevselleştirilmiş polisiloksandan meydana gelmektedir. İnorganik doldurucu içeriği baryum-alüminyum-cam, pirojenik

silikondioksitten oluşur. Doldurucu oranı hacimce %69, ağırlıkça %84'tür. Anterior ve posterior restorasyonlar için kullanılabilen, görünür ışıkla sertleşen, radyoopak ve iyi cilalanabilme özelliğinde bir restoratif materyaldir.

Çizelge 3.1 Çalışmada kullanılan kompozit rezinler

Materyal	Renk	Üretici Firma	LOT Numarası	Organik Rezin Matriks İçeriği	İnorganik Doldurucu İçeriği ve Doldurucu Boyutu	Doldurucu Oranı
Admira Fusion	A2	Voco, Almanya	1933644	Ormocer, aromatik ve alifatik dimetakrilatlar, metakrilat ile işlevselleştirilmiş polisiloksan	Baryum-alüminyum-cam, pirojenik silikondioksit	Ağırlıkça %84 Hacimce % 69
Clearfil Majesty Esthetic	A2	Kuraray, Japonya	6M0177	Bis-GMA, hidrofobik alifatik dimetakrilat	Sılanlanmış baryum camı ve nano doldurucular	Hacimce %66 Ağırlıkça %78
Mosaic Universal Composite	A2	Ultradent, Amerika Birleşik Devletleri	BHRRV	Bis-GMA	Zirkonya-silika cam seramik, 20 nanometre silika	Hacimce %68

Clearfil Majesty Esthetic nanohibrit kompozit rezin organik rezin matriks içeriği Bis-GMA, hidrofobik alifatik dimetakrilattan meydana gelmektedir. İnorganik doldurucu içeriği silanlanmış baryum camı ve nano dolduruculardan oluşur. Doldurucu oranı hacimce %66, ağırlıkça %78'dir. Radyoopak, görünür ışıkla sertleşen iyi cilalanabilme özelliğine sahip, hem anteriorda hem de posteriorda kullanılabilen nanohibrit kompozittir.

Mosaic nanohibrit kompozit rezin organik rezin matriks içeriği Bis-GMA bazlıdır. İnorganik doldurucu içeriği zirkonya-silika cam seramik, 20 nanometre silikalardan oluşur. Doldurucu oranı hacimce %68' dir.



Şekil 3.1 Çalışmamızda kullanılan kompozit materyaller

3.2. Kullanılan Solüsyonlar

Çalışmamızda yapay tükürük, alkollü gargara ve alkolsüz gargara solüsyonları kullanılmıştır. Kullanılan solüsyonlar Çizelge 3.2’de gösterilmiştir. Yapay tükürük solüsyonunu hazırlarken kullandığımız bileşikler Şekil 3.2, gargara solüsyonları ise Şekil 3.3’te gösterilmiştir.

Yapay tükürük Çizelge 3.2’de belirtilen ve Şekil 3.2’de gösterilen bileşikler kullanılarak hazırlanmıştır. NaCl 1.2800 gr, $MgCl_2(6H_2O)$ 0.125 gr, KCl 0.095 gr, CH_3COOK 1.508 gr, $CaCl_2$ 0.167 gr $K_3PO_4 (3H_2O)$ 0.386 gr, H_3PO_4 0.05 ml, NaF 0.42 gr miktarlarda karıştırılarak yapay tükürük elde edilmiştir.¹⁴¹

Şekil 3.2 Yapay tükürük hazırlanırken kullanılan bileşikler

Çizelge 3.2 Çalışmada kullanılan solüsyonlar

Materyal	Üretici	pH	Alkol oranı (hacimce)	Bileşim
Yapay tükürük	-	6.75	-	NaCl, MgCl ₂ (6H ₂ O), KCl, CH ₃ COOK, CaCl ₂ , K ₃ PO ₄ (3H ₂ O), H ₃ PO ₄ , NaF
Listerine Cool Mint	Johnson & Johnson, İstanbul, Türkiye	4.0	%29.2	Timol, okaliptol, metil salisilat, mentol, su, sorbitol solüsyonu, alkol, poloksamer 407, benzoik asit, sodyum sakarin, sodyum benzoat, yeşil boya, nane özü
Colgate Plax	Colgate Palmolive, İstanbul, Türkiye	5.5	-	0.05% W/W Setil Pridinyum Klorit (CPC) Su, Gliserin, Propilen Glikol, Sorbitol, Poloxamer 407, Aroma, Potasyum Sorbat, Sodyum Florid, Sodyum Sakkarin, Mentol, CI 42051

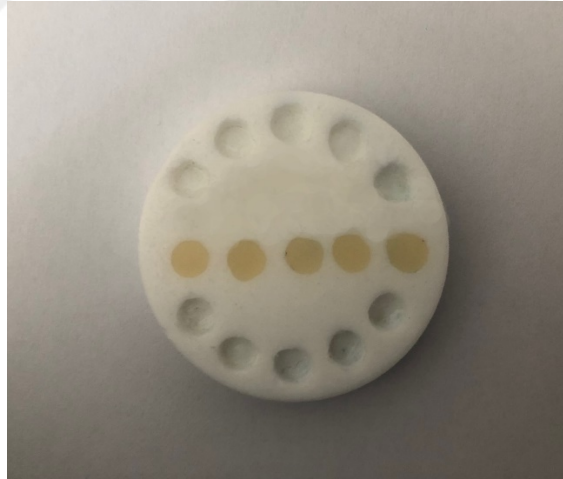


Şekil 3.3 Çalışmamızda kullanılan gargara solüsyonları

3.3 Örneklerin Hazırlanması

3.3.1 Kompozit Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda üç farklı kompozit materyal, diş mineleri, yapay tükürük solüsyonu ve iki farklı ağız gargarası kullanıldı. Test edilecek örneklerin yerleştirilmesi için çapı 5 mm, derinliği 2mm olan polietilen kalıplar (Şekil 3.4) kullanıldı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda Admira Fusion, Clearfil Majesty Esthetic ve Mosaic Universal kompozit rezin materyalleri ağız spatülü kullanılarak kalıp içerisine taşındıktan sonra hava kabarcığı oluşmayacak şekilde fulvar ile tepilerek taşan fazlalıklar alındı. Kompozit örnekler yerleştirildikten sonra üzerlerine şeffaf bant ve siman camı konularak ışık cihazıyla polimerize edildi. Polimerizasyon için, Valo Led ışık cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) üretici firmanın önerdiği sürede kullanıldı. Hazırlanan kompozit örnekleri Sof-Lex polisaj diski (LOT:NA85681, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ile her diski her kompozit örneğe eşit sürede uygulayarak polisajlandı. Koyu ve orta turuncu renk diskler 10.000 rpm hızda kullanılırken, açık turuncu ve sarı renk diskler 30.000 rpm’de kullanıldı (şekil 3.6). Her gruptan 5’er örnek olmak üzere 54 örnek hazırlandı.



Şekil 3.4 Hazırlanan kompozit örnekler



Şekil 3.5 Çalışmamızda kullanılan Sof-Lex polisaj disk seti

3.3.2 Mine örneklerin hazırlanması

Çeşitli sebeplerle çekilmiş olan ağız ortamına sürmemiş, çürüksüz yirmi yaş dişleri mesiodistal olarak kesildi ve bukkal yüzleri kullanılmak üzere polietilen kalıplar içerisine yerleştirildi ve kompozit rezinle sabitlendi. Dişlerin bukkal yüzeyleri kullanıldı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6 Çalışmamızda kullanılan mine örnekleri

3.3.3 Grupların Oluşturulması

Bu tez çalışmasında yapay tükürük, Listerine Cool Mint (Johnson & Johnson, İstanbul Türkiye), Colgate Plax Alkolsüz (Colgate Palmolive, İstanbul, Türkiye) solüsyonları kullanılmıştır. Kontrol grupları ve deney grupları (Çizelge 3.3) karşılaştırılmal olarak incelenmiştir.

Çalışmanın Kontrol ve Deney Grupları

Grup 1

YTd: Diş minesi örneklerinin yapay tükürükte bekletilmesi

YTa: Admira Fusion kompozit örneklerinin yapay tükürükte bekletilmesi

YTC: Clearfil Majesty Esthetic kompozit örneklerinin yapay tükürükte bekletilmesi

YTm: Mosaic Universal kompozit örneklerinin yapay tükürükte bekletilmesi

Grup 2

Ld: Diş minesi örneklerinin Listerine Cool Mint gargara solüsyonunda bekletilmesi

La: Admira Fusion kompozit örneklerinin Listerine Cool Mint gargara solüsyonunda bekletilmesi

Lc: Clearfil Majesty Esthetic kompozit örneklerinin Listerine Cool Mint gargara solüsyonunda bekletilmesi

Lm: Mosaic Universal kompozit örneklerinin Listerine Cool Mint gargara solüsyonunda bekletilmesi

Grup 3

Cd: Diş minesi örneklerinin Colgate Plax gargara solüsyonunda bekletilmesi

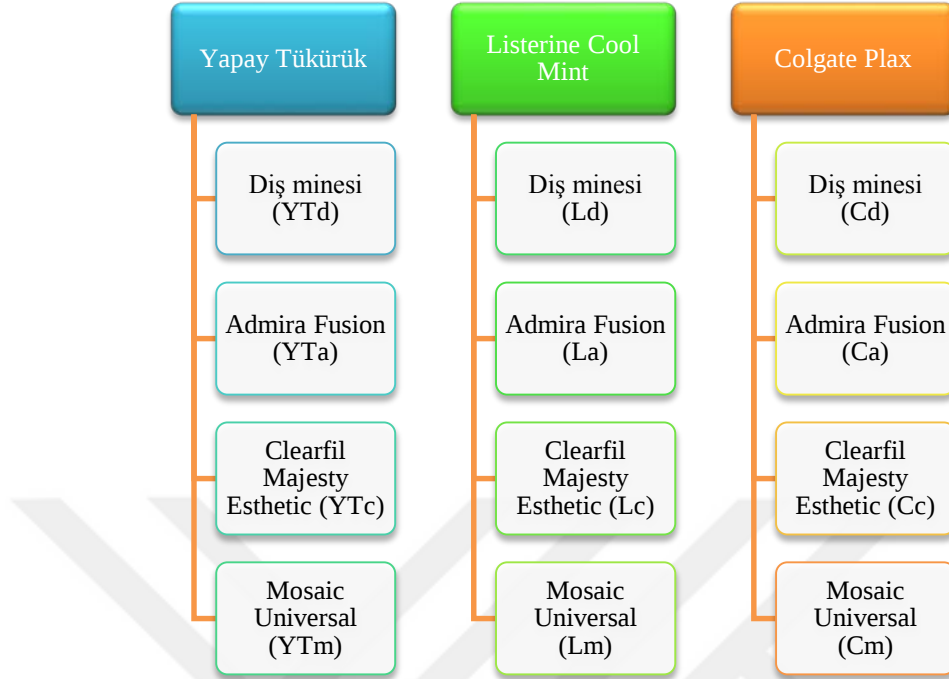
Ca: Admira Fusion kompozit örneklerinin Colgate Plax gargara solüsyonunda bekletilmesi

Cc: Clearfil Majesty Esthetic kompozit örneklerinin Colgate Plax gargara solüsyonunda bekletilmesi

Cm: Mosaic Universal kompozit örneklerinin Colgate Plax gargara solüsyonunda bekletilmesi

Hazırlanan örnekler gruplarına ayrılmadan önce kompozitlerin polimerizasyon sürelerinin tamamlanması için yapay tükürük içerisinde ağız kapalı plastik tüplerde 24 saat 37°C etüv içerisinde bekletildi. Sonrasında örnekler, randomize seçilerek yapay tükürük, Listerine Cool Mint gargara ve Colgate Plax Alkolsüz gargara solüsyonunda 12 saat boyunca bekletilmiştir. Solüsyonların pH değerleri, pH metre cihazı (Seven MultiMetter Toledo GmbH 8603) ile ölçüldü. Çalışma boyunca, tüplerin hava ile teması kesilecek şekilde ağızları kapalı tutuldu.

Çizelge 3.3 Çalışmada kullanılan kompozit materyallerin ve diş yüzeylerinin gruplandırılması



Sıvı emilimi, nanosertlik, elastik modülüs ve yüzey pürüzlülüğünün ölçümünde her gruptan 5'er örnek hazırlanmıştır. SEM ve EDX analizleri için her gruptan 1'er örnek hazırlanmıştır.

3.4. LED Işıklı Polimerizasyon Cihazı

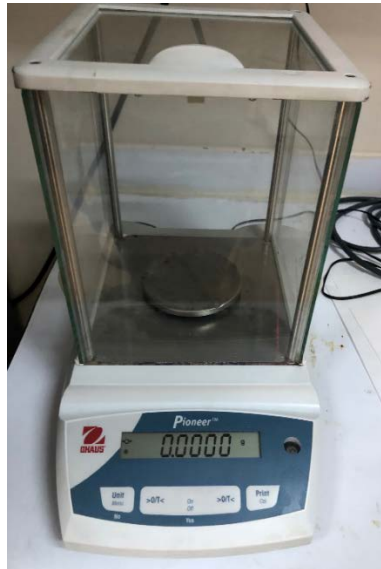
Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin polimerizasyonlarını sağlamak için light emitting diode (LED) ışık cihazı olan 3. jenerasyon LED Valo (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ışık cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.7). Cihaz, kablosuz bir el ünitesinden ve bir adet şarj ünitesinden oluşmaktadır. 10 mm çapında optik bir uca sahiptir. Konvansiyonel ışık kaynaklarıyla karşılaştırıldığında Valo LED, polimerize edilen restorasyona daha fazla ışık enerjisi yönlendirerek daha derin ve etkili bir polimerizasyon elde edilmesini sağlamaktadır. Materyaller üzerinde homojen bir polimerizasyon sağlamaktadır. Standart, yüksek güç ve ekstra güç olmak üzere üç modu bulunmaktadır. Bu cihaz yüksek performanslı, ışık yayan bir diyottur (LED) ve 385 ile 515 nm dalgaboyu arasında ışık yaymaktadır. Cihaz standart bir dental ünite kullanılmak üzere tasarlanmıştır.



Şekil 3.7 Çalışmamızda kullanılan Valo® LED ışıklı polimerizasyon cihazı

3.4.2 Sıvı Emilimi Ölçümleri

Örneklerin kalınlıkları ve çapları kumpas kullanılarak ölçülmüştür. Elde edilen değerlerle örneğin hacmi milimetreküp (mm^3) cinsinden hesaplanmıştır. Kontrol ve deney gruplarının örnekleri hazırlandıktan sonra ağırlık hesaplamaları, 0,0001 gr hassasiyetle ölçüm yapabilen Pioneer (Ohaus, Pine Brook, AMERİKA BİRLEŞİK DEVLETLERİ) hassas analitik terazi kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3.8). Elektronik terazi her ölçüm öncesi kalibre edilmiştir. Elde edilen veriler gram biriminden mikrograma dönüştürmek amacıyla 10^6 ile çarpılmıştır. Solüsyonlarda 12 saat boyunca bekletilen örnekler distile suyla yıkandıktan sonra kurutma kağıdıyla kurutulup 2.ölçümleri için tartılmıştır. Son ağırlıklarından ilk ağırlıkları çıkartılarak, aralarındaki fark materyallerin hacimlerine bölünüp sıvı emilim miktarları $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ cinsinden hesaplanmıştır (Şekil 3.9).



Şekil 3.8 Pioneer hassas elektronik terazi

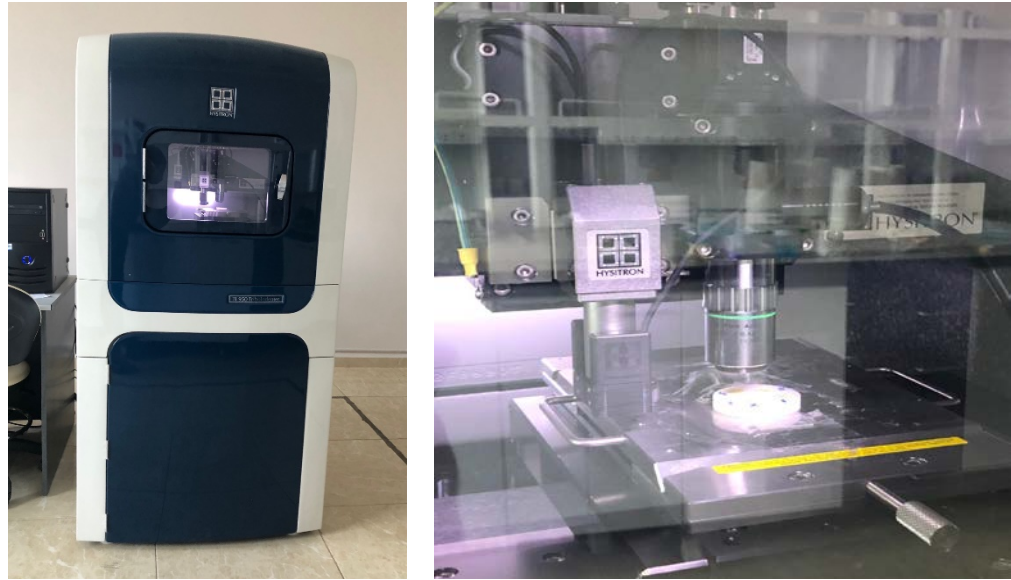
Sıvı emilimi: $m_2 - m_1 / V$

Şekil 3.9 Sıvı emilim miktarının hesaplanmasında kullanılan formül

3.4.3 Sertlik, Elastik Modülüs ve Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri

Çalışmadaki sertlik, elastik modülüs ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinden önce örnekler distile su ile yıkandı ve kurutma kağıdı ile kurutuldu. Diş mineleri ve kompozit yüzeyleri üzerinde ölçümler yapıldı. Sertlik, elastik modülüs ve yüzey pürüzlülüğü parametreleri için her örnekten 5'er ölçüm yapıldı.

Hazırlanan örneklerin nanosertlik, elastik modülüs ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Teknoloji ve Ar-Ge Uygulama ve Araştırma Merkezi Laboratuvarı'nda bulunan HYSITRON TI 950 TriboIndenter cihazı (Hysitron Inc., Eden Prairie, MN, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.10). Çalışmamızda çapı 100nm Berkovich ucuyla, X ekseninde sabit 1000µN kuvvetiyle indent atılmıştır.¹⁴² İndentler arası mesafe 5µm'ken, cihazın örnek yüzeyine yaklaşması 5sn, örnek yüzeyinden ölçüm yapması 2sn sürmektedir. Elde edilen görüntüler 30x30µm² büyüklüğündedir. Cihazda örnekler üzerinde ölçüm yapılmadan önce hava kalibrasyonu yapılmıştır.



Şekil 3.10 HYSITRON TI 950 TriboIndenter cihazı

3.4.4 Yüzey Görüntüsü ve Elementel Analiz Ölçümleri

Yüzey görüntüsü ve materyalin ana bileşenlerinin tespiti amacıyla hazırlanan örnekler, Quorum Q150R ES miknatıssal saçtırma kaplama cihazı ile altın-palladyum (Au-

Pd) kaplandıktan sonra Thermo Scientific Apreo S ve Ultradry Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi Dedektöründe (Waltham, MA, AMERİKA BİRLEŞİK DEVLETLERİ) incelendi (Şekil 3.11). Cihaza alınmadan önce, örnekler distile su ile yıkandı ve kurutma kağıdı ile kurutuldu. SEM ve EDX parametreleri için cihazın sahnesine örnekler yerleştirildi. Örneklerden, 10kV çalışma voltajında, spot=10.0, WD=11.1, magnifikasyonlar ise 5.000x ve 20.000x olmak üzere 2'şer adet SEM görüntüsü alındı. EDX incelemeleri 10kv çalışma voltajında, spot 10.0, WD 11.1, 5.000x büyütmede yapılmıştır.



Şekil 3.11 Quorum Q150R S mıknatıssal saçırma kaplama cihazı ve Thermo Scientific Apreo S ve Ultradry Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi Dedektörü

3.5 İstatistiksel İncelemeler

Veriler IBM SPSS V23 ile analizi edildi.¹⁴³ Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk ile incelendi. Materyal ve sıvıya göre sıvı Emilimi, sertlik, elastik modulus ve yüzey pürüzlülüğü karşılaştırılmasında İki yönlü ANOVA kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD testi kullanıldı. Materyal ve sıvıya göre sıvı Emilimi, sertlik, elastik modulus ve yüzey pürüzlülüğü değişim miktarlarının incelenmesinde Bonferroni ve Tukey HSD testlerinden yararlanıldı. Analiz sonuçları nicel veriler için ortalama $\pm$ s. Sapma olarak sunuldu. Önem düzeyi $p < 0,050$ olarak alındı.

4. BULGULAR

Çalışmamızda yapay tükürük, alkollü gargara ve alkolsüz gargaralarda bekletilen, mine ve kompozit örneklerin sıvı emilimi, nanosertlik, elastik modülüs, yüzey pürüzlülüğü, yüzey görüntüsü ve materyallerin içeriği incelenmiştir.

4.1 Sıvı Emilimi Bulgularının Değerlendirilmesi

Çalışmanın kontrol grubu örnekleri ve deney grubu örnekleri sıvı emilimleri açısından incelenmiştir. Sıvı emilim değerlerinin kareler toplamı ve Kısmi Eta Kare değerleri Çizelge 4.1’de gösterilmiştir. Materyallerin sıvılara göre sıvı emilim değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.2’de ve Şekil 4.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1 Materyal, solüsyon değişkenlerine göre sıvı emilimi değerlerinin karşılaştırılması

	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p	Kısmi Eta Kare
Materyal	600,715	3	200,238	5700,328	<0,001	0,997
Solüsyon	62,606	2	31,303	891,127	<0,001	0,974
Materyal * Solüsyon	25,197	6	4,200	119,551	<0,001	0,937

Sd: Serbestlik derecesi, F: Varyans analizi test istatistiği, $R^2=0,998$, Düzeltilmiş $R^2=0,997$

Materyal etkisinin sıvı emilimi üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p<0,001$). Mine materyalinin ortalaması $0,059 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, Admira Fusion materyalinin sıvı emilimi ortalaması $4,886 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, Mosaic Universal kompoziti materyalinin ortalaması $5,955 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, Clearfil Majesty Esthetic materyalinin ortalaması $8,838 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ olarak elde edilmiştir. Kompozit ve diş mineleri arasında sıvı emilimi ortalamaları farklılık göstermektedir. En yüksek ortalama Clearfil Majesty Esthetic materyalinden elde edilmişken en düşük ortalama değerse mine materyalinden elde edilmiştir (Clearfil Majesty Esthetic> Mosaic Universal> Admira Fusion> Mine yüzeyi).

Yapay tükürük ve gargara solüsyonları arasında sıvı emilimi üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p<0,001$). Kontrol grubunun sıvı emilim ortalaması $3,600 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, alkollü gargara solüsyonunun ortalaması $6,080 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ve alkolsüz gargara solüsyonunun ortalaması $5,124 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ olarak elde edilmiştir (Listerine Cool Mint> Colgate Plax Alkolsüz> Yapay tükürük). Sıvı gruplarına göre sıvı emilimi ortalamaları farklılık göstermektedir. En yüksek ortalama değer alkollü gargara

solüsyonundan elde edilmişken en düşük ortalama değerse kontrol grubundan elde edilmiştir.

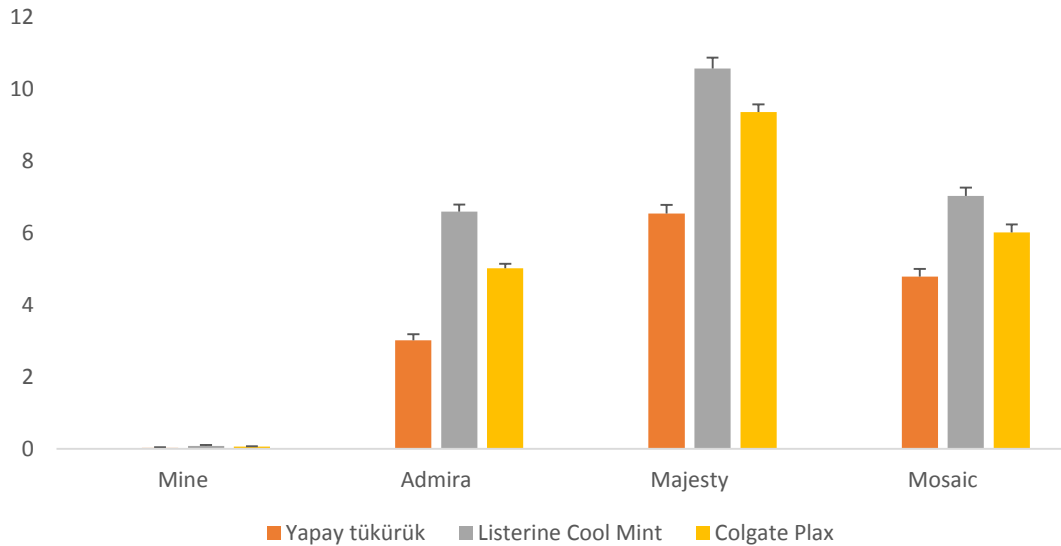
Grup ve sıvı etkileşiminin sıvı emilimi üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p < 0,001$). En yüksek ortalama değer $10,586 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ olarak Clearfil Majesty Esthetic materyalinde alkollü gargara solüsyonundan elde edilmişken en düşük ortalama değerse $0,028 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ olarak mine materyalinden kontrol grubunda elde edilmiştir.

Materyallerin solüsyonlara göre sıvı emilim değerleri $L_c > C_c > L_m > L_a = Y_{Tc} > C_m > C_a = Y_{Tm} > Y_{Ta} > C_d = L_d = Y_{Td}$ olarak sıralanmıştır (Sıralamada büyük harfler solüsyonları temsil ederken, küçük harfler materyalleri temsil etmektedir.).

Çizelge 4.2 Materyal, solüsyon değişkenlerine göre sıvı emilimi değerlerine ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) ait tanımlayıcı istatistikler

	Mine	Admira Fusion	Clearfil Majesty Esthetic	Mosaic Universal
Yapay tükürük	$0,028 \pm 0,018^A$	$3,022 \pm 0,172^B$	$6,550 \pm 0,241^{DE}$	$4,798 \pm 0,208^C$
Listerine Cool Mint	$0,088 \pm 0,019^A$	$6,608 \pm 0,193^{DE}$	$10,586 \pm 0,302^G$	$7,038 \pm 0,235^E$
Colgate Plax	$0,062 \pm 0,011^A$	$5,028 \pm 0,125^C$	$9,378 \pm 0,211^F$	$6,028 \pm 0,216^D$

A-G: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında fark yoktur



Şekil 4.1 Sıvı emilimi değerlerine ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) ait ortalama ve s. Sapma grafiği

4.2 Nanosertlik Bulgularının Değerlendirilmesi

Çalışmanın kontrol grubu örnekleri ve deney grubu örnekleri nanosertlik değerleri açısından incelenmiştir. Nanosertlik değerlerinin kareler toplamı ve kısmi eta kare

değerleri Çizelge 4.3'te gösterilmiştir. Kısmi eta kare değerleri incelendiğinde ise sertlik üzerinde en yüksek etkiye materyal sahiptir. Materyallerin sıvılara göre nanosertlik değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.4'te ve Şekil 4.2'de gösterilmiştir. Her grupta 5 örnek olmak üzere toplam 60 örnekle çalışılmıştır. Her örnekten 5' er ölçüm olmak üzere; toplam 300 adet nanosertlik ölçümü elde edilmiştir. Uygulanan kuvvetten bağımsız olarak elde edilen indentasyon sertlik değerleri tespit edilmiştir.

Çizelge 4.3 Materyal, solüsyon değişkenlerine göre sertlik değerlerinin karşılaştırılması

	Kareler Toplamı	p	Kısmi Eta Kare
Materyal	3215,284	<0,001	0,962
Solüsyon	377,021	<0,001	0,747
Materyal * Solüsyon	31,392	<0,001	0,424

*İki yönlü varyans analizi F değeri

Materyallerin birbirleri arasındaki nanosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir etki bulunmuştur ($p<0,001$). Diş minelerinin ortalaması 4,29GPa, Admira Fusion materyalinin ortalaması 1,77GPa, Clearfil Majesty Esthetic kompozit materyalinin ortalaması 2,38GPa ve Mosaic Universal kompozit materyalinin ortalaması 2,40GPa olarak elde edilmiştir. Materyallere göre sertlik değerlerinin ortalamaları farklılık göstermektedir. En yüksek ortalama değer diş minesinden elde edilmişken, en düşük ortalama değer ise Admira Fusion materyalinden elde edilmiştir (Mine> Clearfil Majesty Esthetic = Mosaic Universal> Admira Fusion).

Solüsyonlar arasındaki nanosertlik değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p<0,001$). Başlangıç ortalaması 3,08GPa, yapay tükürük grubunun ortalaması 2,95GPa, Listerine Cool Mint sıvısının ortalaması 2,26GPa ve Colgate Plax Alkolsüz sıvısının ortalaması 2,56GPa olarak elde edilmiştir. Sıvılara göre sertlik değerlerinin ortalamaları farklılık göstermektedir. En yüksek ortalama değer başlangıç grubunda elde edilmişken en düşük ortalama değer Listerine Cool Mint grubunda elde edilmiştir (Başlangıç>Yapay tükürük> Colgate Plax Alkolsüz> Listerine Cool Mint).

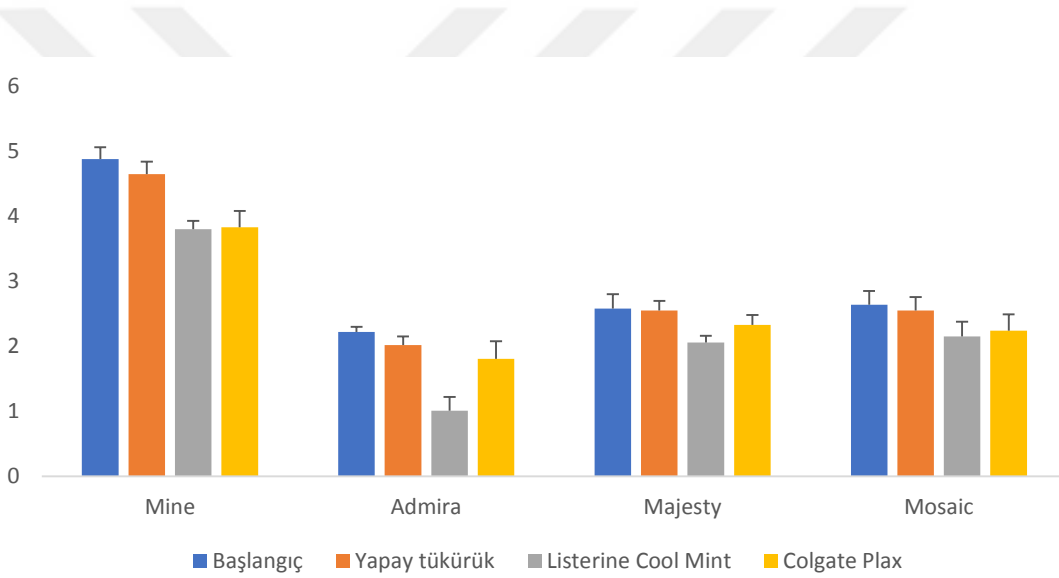
Materyal ve sıvı etkileşiminin sertlik değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p<0,001$). En yüksek ortalama değer 4,88GPa olarak diş minesinin başlangıç grubunda elde edilmişken, en düşük ortalama değer ise 1,01GPa olarak Admira Fusion materyalinin Listerine Cool Mint sıvısında bekletilmesiyle elde edilmiştir.

Materyallerin solüsyonlarda bekletildikten sonra elde edilen sertlik değerleri YTd> Ld= Cd> YTm= YTc> Cc= Cm> Lm= Lc= YTa> Ca> La olarak sıralanmıştır.

Çizelge 4.4 Sertlik değerlerine (GPa) ait tanımlayıcı istatistikler

	Mine	Admira	Clearfil Majesty	Mosaic	Toplam
Başlangıç	4,88 ± 0,18 ^A	2,23± 0,09 ^{EF}	2,58 ± 0,22 ^D	2,64 ± 0,21 ^D	3,08 ± 1,07 ^a
Yapay Tükürük	4,65 ± 0,19 ^B	2,02 ± 0,13 ^G	2,55 ± 0,15 ^D	2,55 ± 0,21 ^D	2,94 ± 1,03 ^b
Listerine Cool Mint	3,80 ± 0,13 ^C	1,01 ± 0,21 ^I	2,06 ± 0,10 ^{FG}	2,15 ± 0,23 ^{EF}	2,26 ± 1,02 ^c
Colgate Plax	3,83± 0,25 ^C	1,81 ± 0,27 ^H	2,33 ± 0,15 ^E	2,24 ± 0,25 ^E	2,55 ± 0,80 ^d
Toplam	4,29 ± 0,52 ^c	2,38 ± 0,26 ^b	1,77 ± 0,50 ^a	2,40 ± 0,30 ^b	2,71 ± 1,03

A-H: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur



Şekil 4.2 Sertlik değerlerine (GPa) ait ortalama ve s. Sapma grafiği

Sertlik değişimleri incelendiğinde, materyallerde meydana gelen değişim değerlerinin test istatistiği ve kısmi eta kare değerleri Çizelge 4.5’te gösterilmiştir. Materyal ve solüsyonların sertlik değişimleri üzerindeki etkilerine bakıldığında sertlik değişiminde solüsyonun etkisinin daha yüksek olduğu (kısmi eta kare= 0,618) tespit edilmiştir.

Çizelge 4.5 Materyal, Solüsyon değişkenlerine göre sertlik değişimlerinin karşılaştırılması

	Test İstatistiği	p	Kısmi Eta Kare
Materyal	88,881	<0,001	0,481
Solüsyon	233,425	<0,001	0,618
Materyal * Solüsyon	23,125	<0,001	0,325

*İki yönlü varyans analizi F değeri

Sertlik değişimleri materyallere göre incelendiğinde ortalama değerler arasında fark olduğu tespit edilmiştir (p<0,001). Mine grubunda ortalama değer -0,783 iken, Admira grubunda -0,615, Clearfil grubunda -0,267 ve Mosaic grubunda -0,315 olarak elde edilmiştir.

Çizelge 4.6 Sertlik değişimlerine (GPa) ait tanımlayıcı istatistikler

	Mine	Admira Fusion	Clearfil Majesty	Mosaic	Toplam
YT farkı	-0,228 ± 0,249 ^{ABC}	-0,212 ± 0,144 ^{ABC}	-0,028 ± 0,267 ^A	-0,072 ± 0,176 ^{AB}	-0,135 ± 0,229 ^a
LCM farkı	-1,076 ± 0,193 ^E	-1,214 ± 0,235 ^E	-0,522 ± 0,232 ^D	-0,482 ± 0,146 ^D	-0,824 ± 0,384 ^b
Colgate Plax farkı	-1,046 ± 0,172 ^E	-0,419 ± 0,314 ^{CD}	-0,252 ± 0,270 ^{BC}	-0,391 ± 0,245 ^{CD}	-0,527 ± 0,397 ^c
Toplam	-0,783 ± 0,445 ^a	-0,267 ± 0,325 ^b	-0,615 ± 0,496 ^c	-0,315 ± 0,260 ^b	-0,495 ± 0,445

A-E: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur; a-c:Aynı harfe sahip materyaller/solüsyonlar arasında fark yoktur.

Tüm solüsyonlar arasında ortalama değişim açısından fark vardır (p<0,001). Listerine solüsyonundaki değişim diğerlerinden daha fazladır. En az değişim ise yapay tükürük solüsyonunda elde edilmiştir. Materyal ve solüsyon etkileşimlerine göre de ortalama sertlik değişimleri farklılık göstermektedir (p<0,001).

Tüm materyallerin Artificial saliva solüsyonlarında elde edilen ortalama değişimleri farklılık göstermemektedir ve en düşük değişim bu etkileşimlerde elde edilmiştir. En yüksek değişim ise Enamel-Colgate, Enamel-Listerine ve Admira-Listerine etkileşimlerinde elde edilmiştir. Diğer tüm çoklu karşılaştırma sonuçları Çizelge 4.6’da sunulmuştur.

4.3 Elastik Modülüs Bulgularının Değerlendirilmesi

Çalışmanın kontrol grubu örnekleri ve deney grubu örnekleri elastik modülüs değerleri açısından incelenmiştir. Elastik modülüs değerlerinin kareler toplamı ve Kısmi Eta Kare değerleri Çizelge 4.7’de gösterilmiştir. Materyallerin sıvılara göre elastik modülüs değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.8’de ve Şekil 4.3’te gösterilmiştir. Materyallerin solüsyonlar içerisinde uygulanan yüke karşı meydana getirdikleri yer değiştirme miktarları şekil 4.4, 4.5, 4.6, 4.7’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.7 Materyal ve solüsyon değişkenlerine göre elastik modülüs değerlerinin karşılaştırılması

	Test İstatistiği*	p	Kısmi Eta Kare
Materyal	17917,440	<0,001	0,993
Solüsyon	867,297	<0,001	0,871
Materyal * Solüsyon	244,737	<0,001	0,852

*İki yönlü varyans analizi F değeri

Materyaller arası elastik modülüs değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Diş minesinin ortalaması 83,0GPa, Admira Fusion materyalinin ortalaması 19,6GPa, Clearfil Majesty Esthetic kompozit materyalinin ortalaması 24,5GPa ve Mosaic Universal kompozit materyalinin ortalaması 24,4GPa olarak elde edilmiştir. Materyallere göre elastik modülüs değerlerinin ortalamaları farklılık göstermektedir. En yüksek ortalama değer mineden elde edilmişken en düşük ortalama değer Admira Fusion materyalinden elde edilmiştir.

Solüsyonların elastik modülüs değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p<0,001$). Başlangıç grubunun ortalaması 44,0GPa, yapay tükürük grubunun ortalaması 42,2GPa, Listerine Cool Mint gargara sıvısının ortalaması 29,4GPa ve Colgate Plax Alkolsüz gargara sıvısının ortalaması 35,9GPa olarak elde edilmiştir. Sıvılara göre elastik modülüs değerlerinin ortalamaları farklılık göstermektedir. En yüksek ortalama değer başlangıç grubunda elde edilmişken en düşük ortalama değer alkollü gargara grubunda elde edilmiştir.

Çizelge 4.8 Materyal, solüsyon değişkenlerine göre Elastik modülüs değerlerine (GPa) ait tanımlayıcı istatistikler

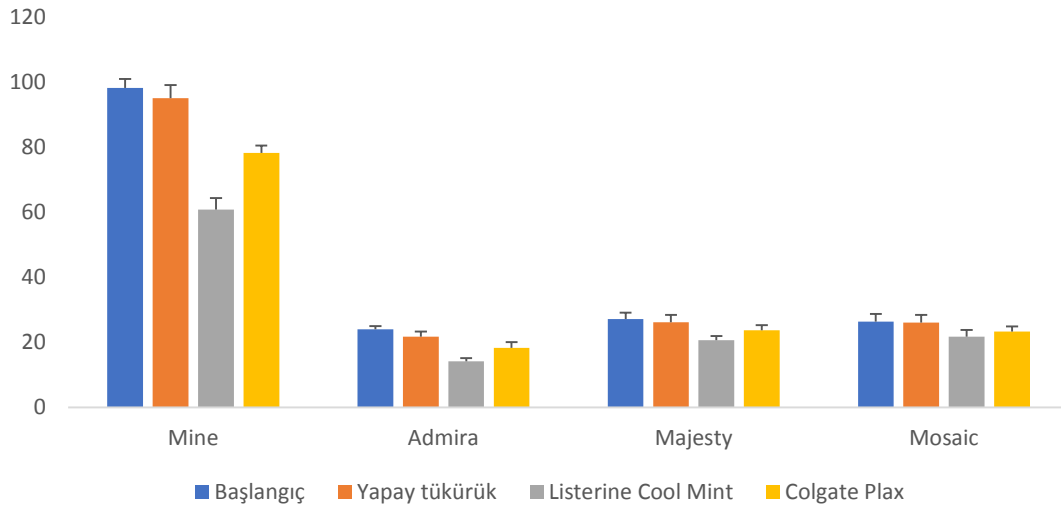
	Enamel	Admira	Clearfil	Mosaic	Toplam
Başlangıç	98,3 ± 2,8 ^A	24,1 ± 1,0 ^{FG}	27,2 ± 2,0 ^E	26,5 ± 2,3 ^E	44,0 ± 31,6 ^a
Yapay Tükürük	94,6 ± 4,1 ^B	21,8 ± 1,5 ^{HI}	26,2 ± 2,3 ^{EF}	26,1 ± 2,4 ^{EF}	42,2 ± 30,6 ^b
Listerine Cool Mint	60,8 ± 3,6 ^D	14,2 ± 0,9 ^K	20,7 ± 1,3 ^I	21,8 ± 2,1 ^{HI}	29,4 ± 18,6 ^c
Colgate Plax	78,3 ± 2,3 ^C	18,3 ± 1,8 ^J	23,7 ± 1,6 ^{GH}	23,3 ± 1,6 ^{GH}	35,9 ± 24,7 ^d
Toplam	83,0 ± 15,2 ^c	19,6 ± 4,0 ^a	24,5 ± 3,1 ^b	24,4 ± 2,9 ^b	37,9 ± 27,4

a-d: Aynı harfe sahip materyaller/solüsyonlar arasında fark yoktur; A-K: Aynı harfe sahip materyal ve solüsyon etkileşimleri arasında fark yoktur.

Materyal ve sıvı etkileşiminin elastik modülüs değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p<0,001$). En yüksek ortalama değer 98,3GPa olarak mine

başlangıç grubunda elde edilmişken en düşük ortalama değer ise 14,2GPa olarak Admira Fusion materyalinin Listerine Cool Mint gargara sıvısında bekletilmesiyle elde edilmiştir.

Materyallerin solüsyonlara göre elastik modülüs değerleri $YT_d > L_d > C_d > YT_c = YT_m > C_c = C_m > YT_a = L_m > C_c > C_a > L_a$ olarak sıralanmıştır.



Şekil 4.3 Elastik modülüs değerlerine (GPa) ait ortalama ve s. Sapma grafiği

Elastik modülüs değişimleri incelendiğinde, materyallerde meydana gelen değişim değerlerinin test istatistiği ve kısmi eta kare değerleri Çizelge 4.9’da gösterilmiştir. Materyal ve solüsyonların elastik modülüs değişimleri üzerindeki etkilerine bakıldığında elastik modülüs değişiminde materyalin etkisinin daha yüksek olduğu (kısmi eta kare= 0,894) tespit edilmiştir.

Çizelge 4.9 Materyal, solüsyon değişkenlerine göre elastik modülüs değişimlerinin karşılaştırılması

	Test İstatistiği	p	Kısmi Eta Kare
Materyal	818,397	<0,001	0,894
Solüsyon	659,266	<0,001	0,821
Materyal * Sıvı	197,416	<0,001	0,804

*İki yönlü varyans analizi F değeri

Elastik modülüs değişimleri materyallere göre incelendiğinde ortalama değerler arasında fark olduğu tespit edilmiştir ($p < 0,001$). Mine grubunda ortalama değer -20,367 iken, Admira grubunda -5,945, Clearfil grubunda -3,669 ve Mosaic grubunda da -2,720 olarak elde edilmiştir. Clearfil ile Mosaic ortalama değerleri arasında fark yok iken, enamel grubunda elde edilen değer diğer tüm gruplardan farklılık göstermektedir. Benzer şekilde

Admira grubunda da elde edilen ortalama değişim diğerlerinden farklılık göstermektedir (Çizelge 4.10).

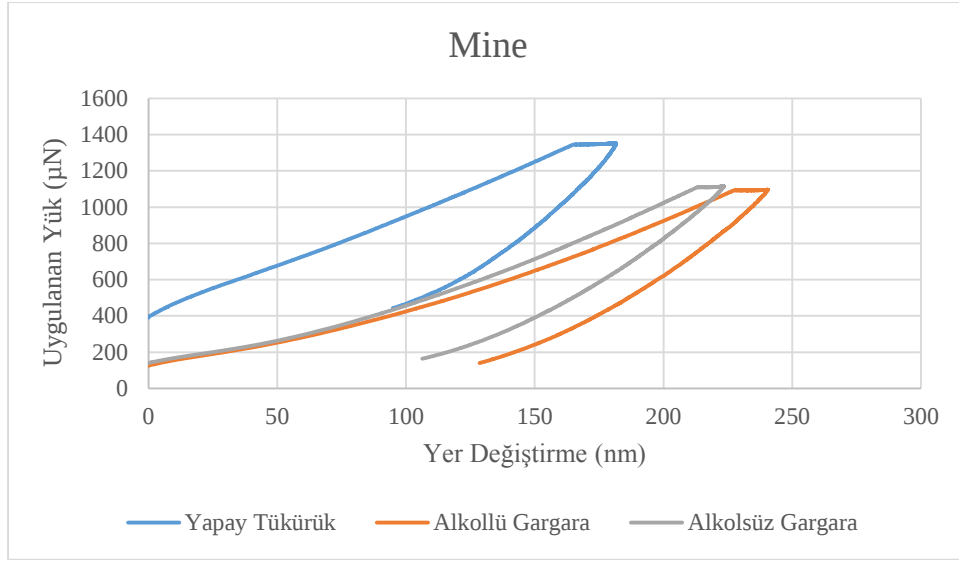
Solüsyonlara göre de ortalama değişimler farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Yapay tükürük solüsyonunda ortalama değer -1,820 iken, Listerine solüsyonunda -14,628 ve Colgate solüsyonunda -8,079 olarak elde edilmiştir. Tüm solüsyonlar arasında ortalama değişim açısından fark vardır. Listerine solüsyonundaki değişim diğerlerinden daha fazladır. En az değişim ise yapay tükürük solüsyonunda elde edilmiştir (Çizelge 4.10).

Materyal ve solüsyon etkileşimlerine göre de ortalama elastik modülüs değişimleri farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Mosaic-yapay tükürük, Clearfil-yapay tükürük, Admira-yapay tükürük etkileşimlerinden elde edilen ortalama değerler arasında fark yoktur ve en az değişim bu etkileşimlerde elde edilmiştir. En yüksek değişim Enamel-Listerine etkileşiminde elde edilmiştir. Diğer tüm çoklu karşılaştırma sonuçları Çizelge 4.10'da sunulmuştur.

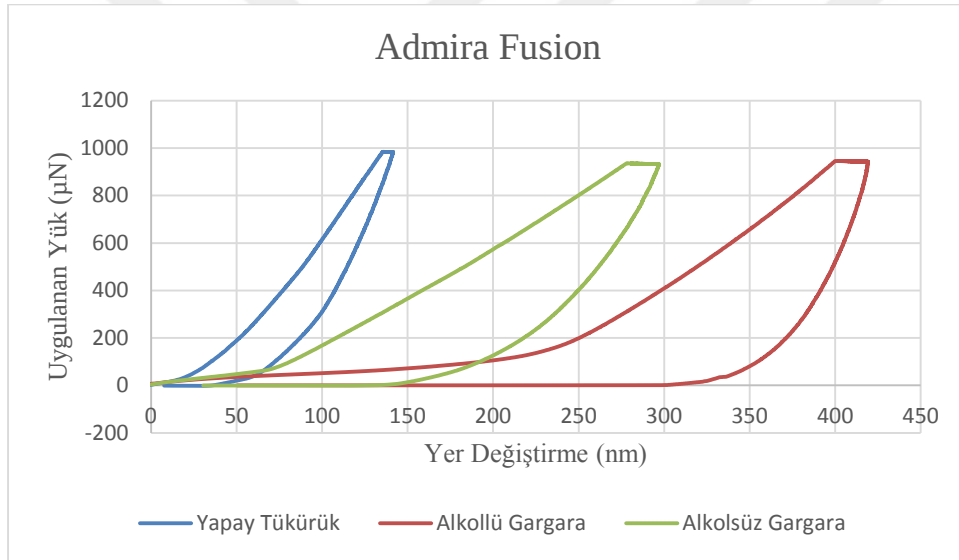
Çizelge 4.10 Elastik modülüs değişimlerine (GPa) ait tanımlayıcı istatistikler

	Mine	Admira Fusion	Clearfil Majesty	Mosaic	Toplam
YT farkı	-3,705 ± 4,028 ^{CDE}	-2,230 ± 1,806 ^{ABC}	-0,996 ± 2,391 ^{AB}	-0,350 ± 1,271 ^A	-1,820 ± 2,856 ^a
LCM farkı	-37,423 ± 3,979 ^I	-9,850 ± 1,205 ^G	-6,548 ± 1,439 ^F	-4,691 ± 1,788 ^{DEF}	-14,628 ± 13,56 ^b
Colgate Plax farkı	-19,974 ± 3,687 ^H	-5,756 ± 2,257 ^{EF}	-3,465 ± 2,087 ^{CDE}	-3,120 ± 1,500 ^{BCD}	-8,079 ± 7,403 ^c
Toplam	-20,367 ± 14,385 ^a	-5,945 ± 3,606 ^c	-3,669 ± 3,028 ^b	-2,720 ± 2,357 ^b	-8,176 ± 10,448

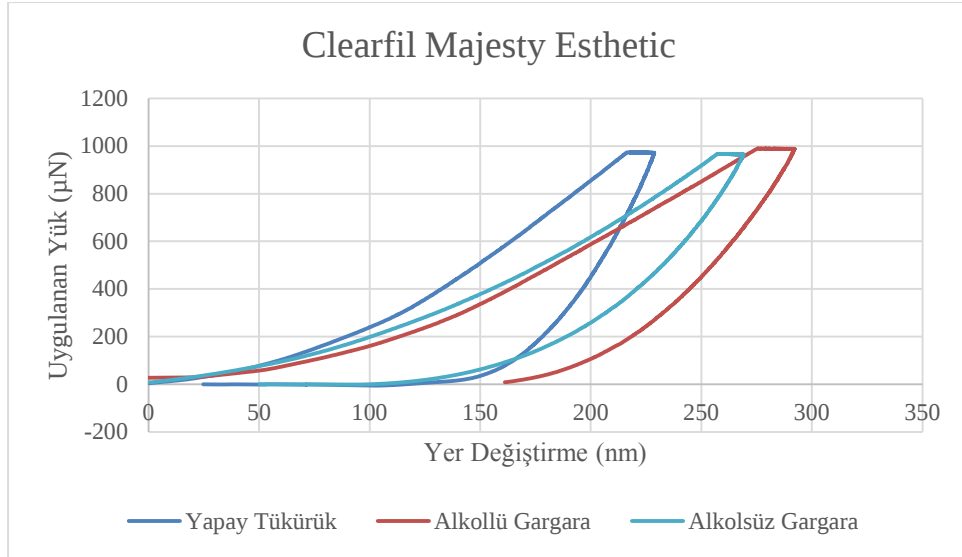
a-c:Aynı harfe sahip materyaller/solüsyonlar arasında fark yoktur; A-I:Aynı harfe sahip materyal ve solüsyon etkileşimleri arasında fark yoktur.



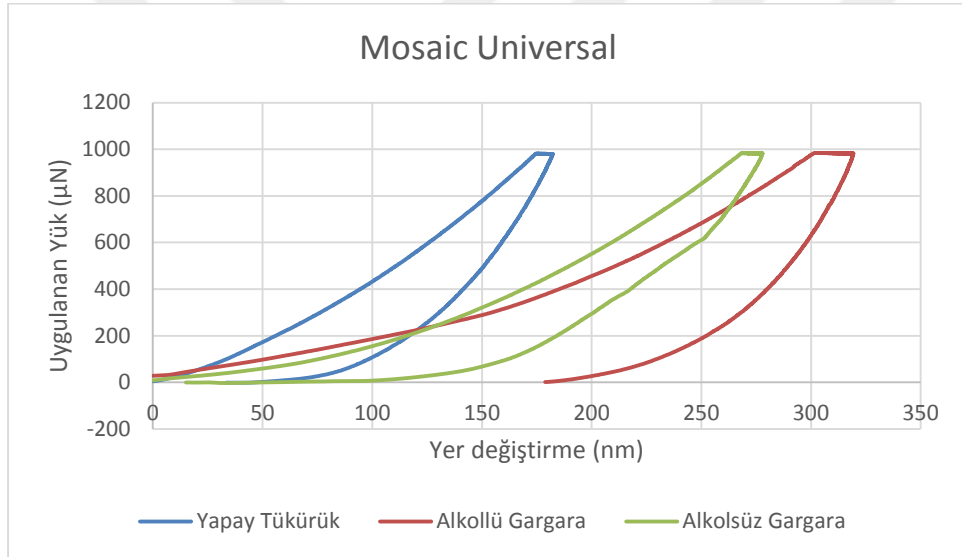
Şekil 4.4 Mine yapısının uygulanan yük-yer değiştirme grafiği



Şekil 4.5 Admira Fusion kompozitin uygulanan yük-yer değiştirme grafiği



Şekil 4.6 Clearfil Majesty Esthetic kompozitin uygulanan yük-yer değiştirme grafiği



Şekil 4.7 Mosaic Universal kompozitin uygulanan yük-yer değiştirme grafiği

4.4 Yüzey Pürüzlülüğü Bulgularının Değerlendirilmesi

Yüzey pürüzlülüğü bulgularının istatistiksel analizleri Çizelge 4.11’de gösterilmiştir. Materyallerin sıvılara bağlı yüzey pürüzlülüğü ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.12’de ve Şekil 4.8’de verilmiştir. Nanoindenter cihazından alınan materyallerin sıvılara bağlı değişimlerinin yüzey görüntüleri Şekil 4.9’da gösterilmiştir.

Materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerine etkisinin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p < 0,001$). Minenin ortalaması 95,1nm Admira Fusion materyalinin ortalaması 208,2nm, Clearfil Majesty Esthetic materyalinin ortalaması 206,7nm ve Mosaic Universal materyalinin ortalaması 188,8nm olarak elde edilmiştir.

Materyallere göre yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları farklılık göstermektedir. En düşük ortalama değer mineden elde edilmişken en yüksek ortalama değer Admira Fusion materyalinden elde edilmiştir (Admira Fusion> Clearfil Majesty Esthetic> Mosaic Universal> Mine).

Çizelge 4.11 Materyal ve solüsyona göre yüzey pürüzlülüğü değerlerinin karşılaştırılması

	Test İstatistiği*	p	Kısmi Eta Kare
Materyal	361,445	<0,001	0,944
Solüsyon	418,035	<0,001	0,951
Materyal * Solüsyon	3,255	0,003	0,314

*İki yönlü varyans analizi F değeri

Çizelge 4.12 Materyal, solüsyona göre yüzey pürüzlülüğü değerlerine (nm) ait tanımlayıcı istatistikler

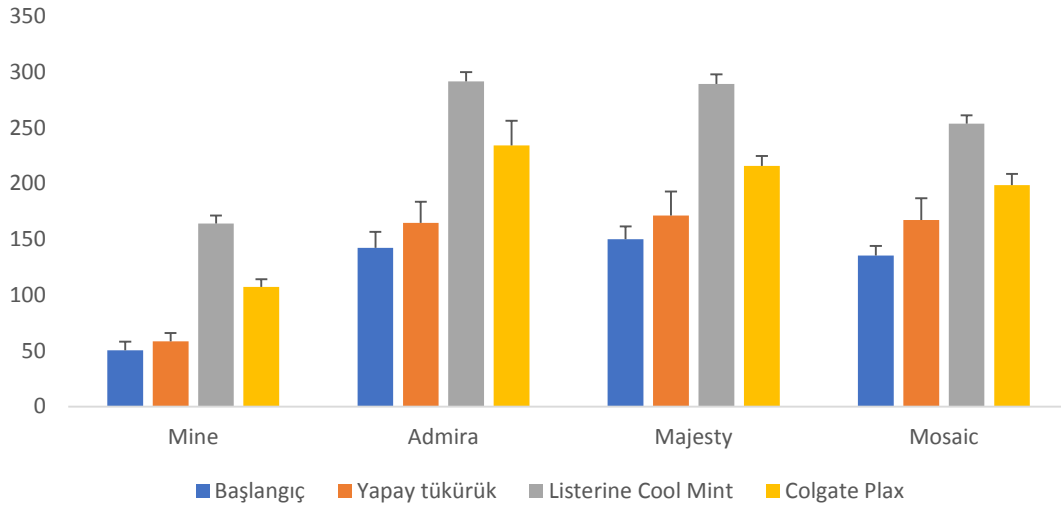
Solüsyon	Materyal				Toplam
	Enamel	Admira	Clearfil	Mosaic	
Başlangıç	50,5 ± 7,6 ^J	142,3 ± 14,4 ^{GH}	150,2 ± 11,5 ^{FGH}	135,5 ± 8,6 ^{HI}	119,6 ± 42,5 ^a
Artificial saliva	58,5 ± 7,4 ^J	164,8 ± 18,7 ^{FG}	171,3 ± 18,6 ^{EF}	167,4 ± 19,3 ^{FG}	140,5 ± 51,0 ^b
Listerine	164,2 ± 7,1 ^{FG}	291,5 ± 8,5 ^A	289,4 ± 8,5 ^A	253,7 ± 7,5 ^B	249,7 ± 53,4 ^c
Colgate	107,4 ± 6,7 ^I	234,0 ± 22,2 ^{BC}	215,8 ± 8,8 ^{CD}	198,7 ± 9,9 ^{DE}	189,0 ± 51,5 ^d
Toplam	95,1 ± 47,1 ^a	208,2 ± 62,3 ^c	206,7 ± 55,9 ^c	188,8 ± 46,1 ^b	174,7 ± 70,2

a-d: Aynı harfe sahip materyaller/solüsyonlar arasında fark yoktur; A-J: Aynı harfe sahip materyal ve solüsyon etkileşimleri arasında fark yoktur.

Solüsyonların yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerine etkisinin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p<0,001$). Başlangıç ortalaması 119,6nm, yapay tükürük sıvısının ortalaması 140,5nm, Listerine Cool Mint gargara sıvısının ortalaması 249,7nm ve Colgate Plax Alkolsüz gargara sıvısının ortalaması 189,0nm olarak elde edilmiştir. Solüsyonlara göre yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları farklılık göstermektedir. En düşük ortalama değer başlangıç grubunda elde edilmişken en yüksek ortalama değer alkollü gargara grubunda elde edilmiştir (Listerine Cool Mint> Colgate Plax Alkolsüz> Yapay tükürük> Başlangıç).

Materyal ve solüsyon etkileşiminin yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p=0,003$). En düşük ortalama değer 50,5nm olarak minenin başlangıç grubunda elde edilmişken, en yüksek ortalama değer ise 291,5nm olarak Admira Fusion materyalinin Listerine Cool Mint gargara sıvısında bekletilmesiyle elde edilmiştir.

Materyallerin solüsyonlara daldırıldıktan sonra elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri LA> CA= YTA> LM= LC> CC= CM> YTM= YTC> LD> CD> YTD olarak sıralanmıştır.



Şekil 4.8 Yüzey pürüzlülük değerlerine (nm) ait ortalama ve s. Sapma grafiği

Pürüzlülük değişimleri incelendiğinde, materyallerde meydana gelen değişim değerlerinin test istatistiği ve kısmi eta kare değerleri Çizelge 4.13'te gösterilmiştir. Materyal ve solüsyonların pürüzlülük değişimleri üzerindeki etkilerine bakıldığında pürüzlülük değişiminde solüsyonun etkisinin daha yüksek olduğu (kısmi eta kare= 0,938) tespit edilmiştir.

Çizelge 4.13 Materyal, solüsyon değişkenlerine göre yüzey pürüzlülüğü değerlerinin karşılaştırılması

	Test İstatistiği	p	Kısmi Eta Kare
Materyal	12,473	<0,001	0,438
Solüsyon	363,063	<0,001	0,938
Materyal * Solüsyon	3,178	<0,001	0,284

*İki yönlü varyans analizi F değeri

Pürüzlülük değişimleri materyallere göre incelendiğinde ortalama değerler arasında fark olduğu tespit edilmiştir ($p<0,001$). Mine grubunda ortalama değer 59,498 iken, Admira grubunda 87,845, Clearfil grubunda 75,314 ve Mosaic grubunda da 71,029 olarak elde edilmiştir. Clearfil ile Mosaic ortalama değerleri arasında, Clearfil ile Admira ve Mosaic arasında fark yoktur. Solüsyonlara göre de ortalama değişimler farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Yapay tükürük solüsyonunda ortalama değer 20,874 iken, Listerine solüsyonunda 130,050 ve Colgate solüsyonunda 69,341 olarak elde edilmiştir. Tüm

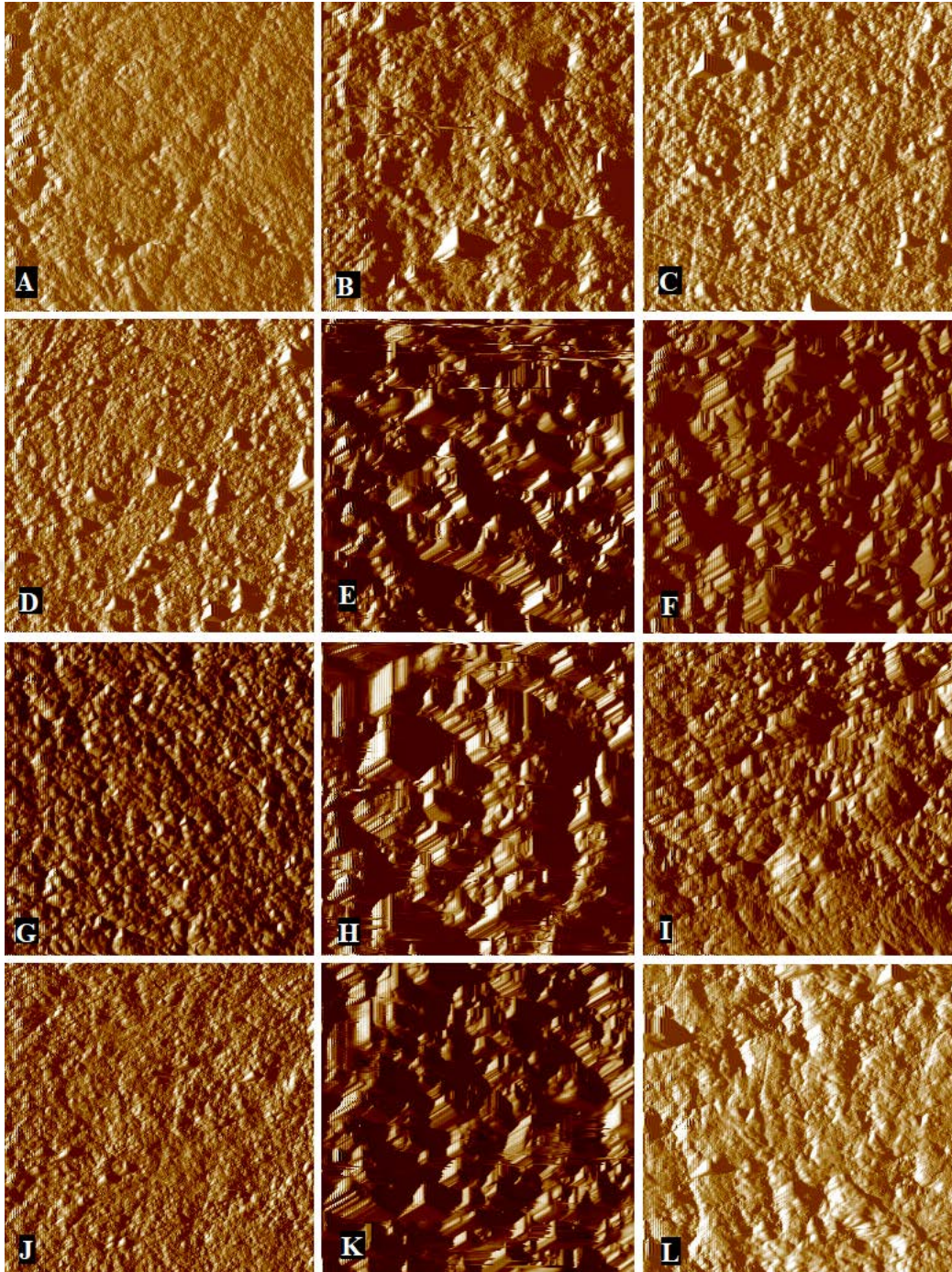
solüsyonlar arasında ortalama değişim açısından fark vardır. Listerine solüsyonundaki değişim diğerlerinden daha fazladır. En az değişim ise yapay tükürük solüsyonunda elde edilmiştir.

Materyal ve solüsyon etkileşimlerine göre de ortalama pürüzlülük değişimleri farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Admira-Listerine, Clearfil-Listerine etkileşimlerinde elde edilen ortalama değerler arasında fark yoktur ve en yüksek pürüzlülük bu etkileşimlerde elde edilmiştir. En düşük pürüzlülük ise tüm materyallerin Artificial saliva etkileşimlerinde elde edilmiştir. Diğer tüm çoklu karşılaştırma sonuçları Çizelge 4.14'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.14 Yüzey pürüzlülüğü değişimlerine (GPa) ait tanımlayıcı istatistikler

	Mine	Admira	Clearfil Majesty	Mosaic	Toplam
YT farkı	$7,981 \pm 1,305^G$	$21,159 \pm 18,173^G$	$22,534 \pm 24,71^G$	$31,82 \pm 14,216^{FG}$	$20,874 \pm 17,804^a$
LCM farkı	$113,676 \pm 6,415^{BC}$	$139,176 \pm 9,848^{AB}$	$149,239 \pm 19,573^A$	$118,11 \pm 8,86^{BC}$	$130,05 \pm 18,792^b$
Colgate Plax farkı	$56,838 \pm 3,207^{EF}$	$65,607 \pm 11,83^{DE}$	$91,762 \pm 8,164^{CD}$	$63,157 \pm 4,101^E$	$69,341 \pm 15,374^c$
Toplam	$59,498 \pm 44,876^c$	$75,314 \pm 51,958^{ab}$	$87,845 \pm 56,374^b$	$71,029 \pm 38,05^{ac}$	$73,422 \pm 48,173$

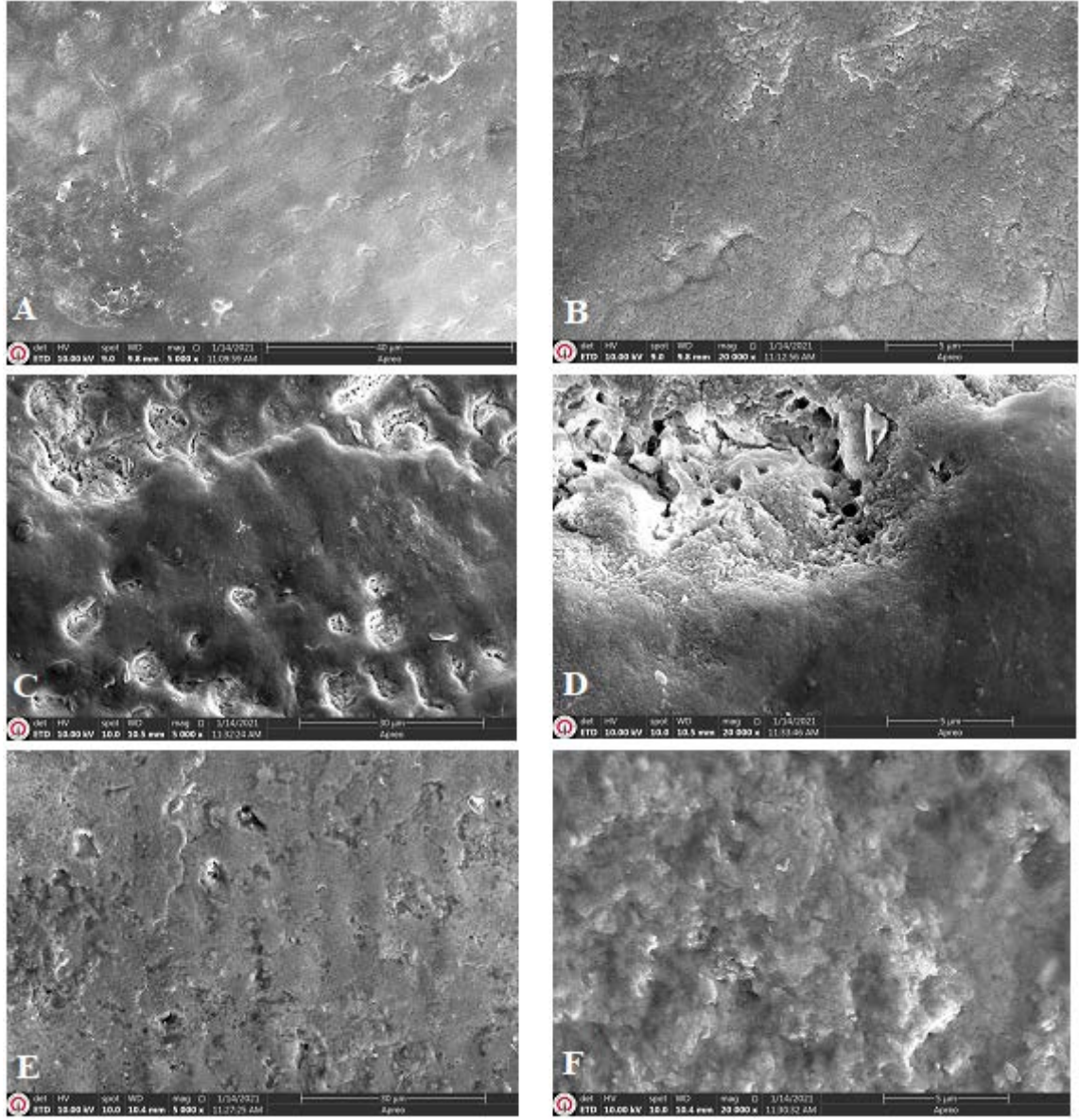
a-c:Aynı harfe sahip materyaller/solüsyonlar arasında fark yoktur; A-I:Aynı harfe sahip materyal ve solüsyon etkileşimleri arasında fark yoktur.



Şekil 4.9 Materyallerin yüzeyinden alınan SPM yüzey görüntüleri. Dış minesi yüzey görüntüleri yapay tükürük (A), alkollü solüsyon (B), alkolsüz solüsyon (C). Admira Fusion yüzey görüntüsü yapay tükürük (D), alkollü solüsyon (E), alkolsüz solüsyon (F). Clearfil Majesty Esthetic yüzey görüntüleri yapay tükürük (G), alkollü solüsyon (H), alkolsüz solüsyon (I). Mosaic Ultradent kompozit yüzey görüntüleri yapay tükürük (J), alkollü solüsyon (K), alkolsüz solüsyon (L).

4.5 SEM-EDX Verilerinin Değerlendirilmesi

Test edilen kompozitlerin ve diş minelerinin yapay tükürük ve ağız gargaralarında bekletilmesi sonucu alınan SEM görüntüleri Şekil 4.10-17 arasında gösterilmiştir.

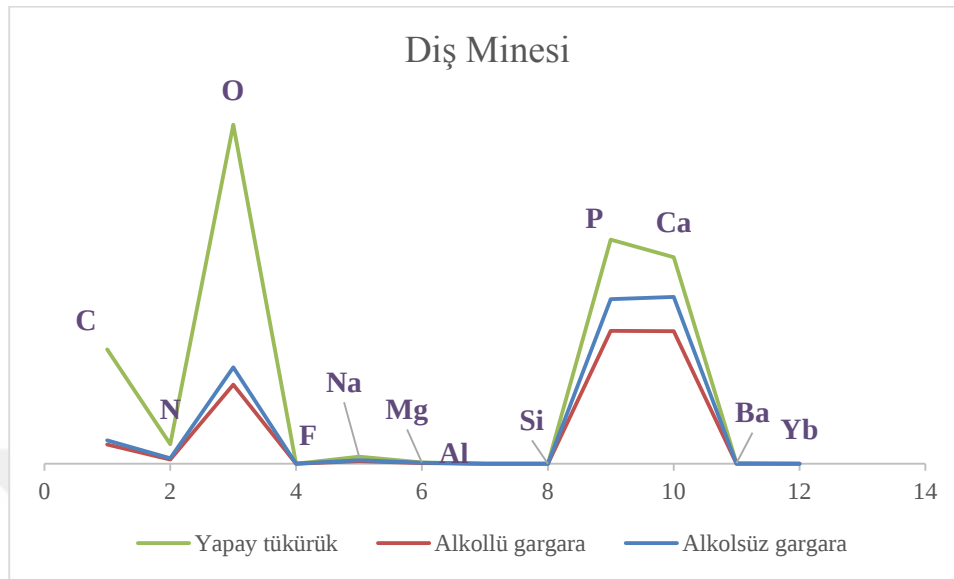


Şekil 4.10 Diş minesi grubunun örneklerinden alınan SEM görüntüleri. Yapay tükrük grubu 5.000x (A) ve 20.000x (B). Listerine Cool Mint gargara solüsyonu 5.000x (C) ve 20.000x (D). Colgate Plax Alkolsüz gargara solüsyonu 5.000x (E) ve 20.000x (F).

Diş minelerinden alınan SEM görüntüleri Şekil 4.10’da gösterilmiştir. 5000x büyütme yapılan görüntüler üzerinden EDX analizleri gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen EDX analizleri ve sıvılarda bekletilmesi sonucu meydana gelen elementel değişiklikler Şekil 4.11’de gösterilmiştir. Alınan SEM görüntüleri, nanoindenter cihazından alınan yüzey pürüzlülüğü değerlerindeki istatistiksel anlamlılıkla desteklenmektedir.

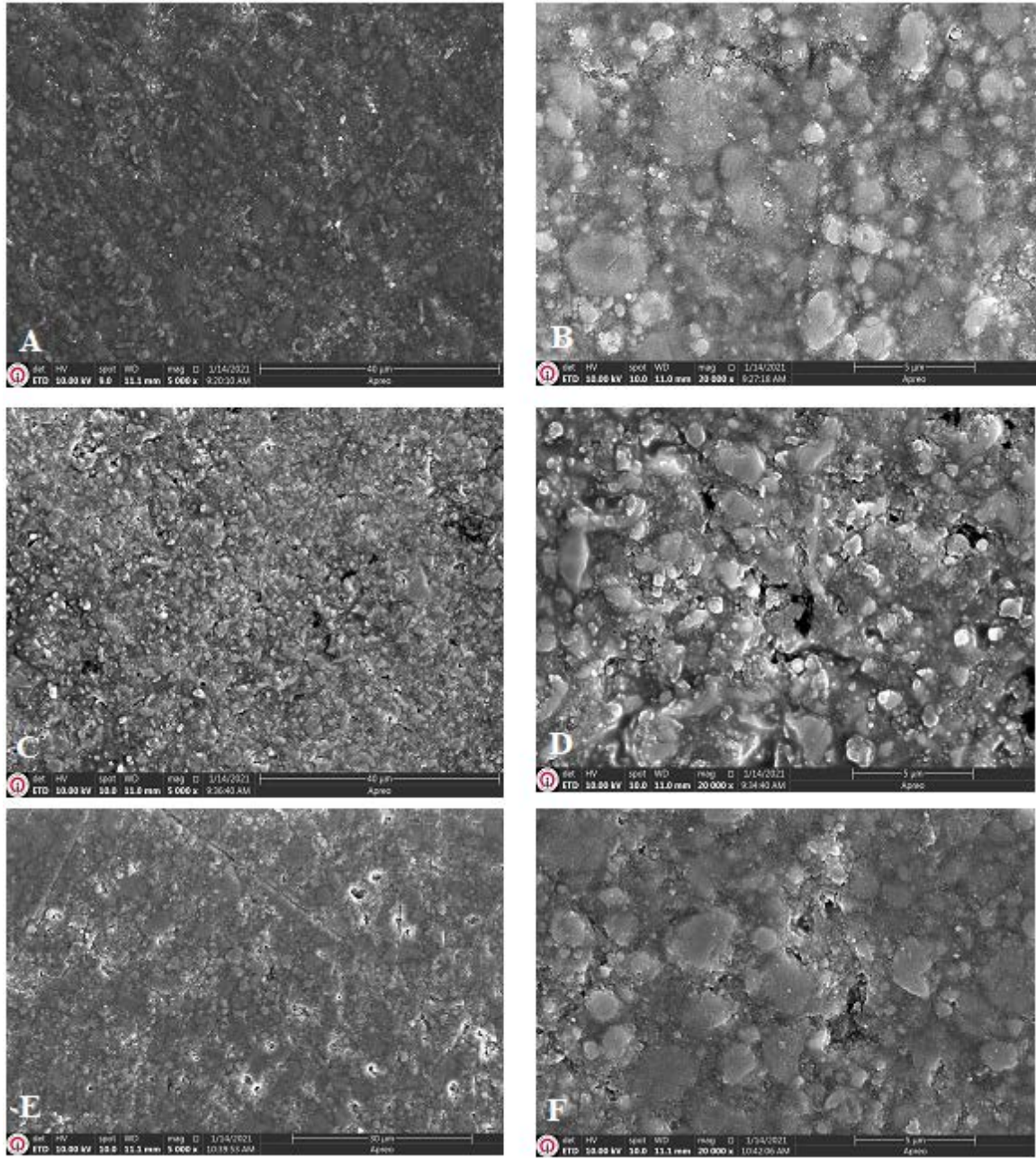
Mine yüzeyinde yapılan EDX analizinde O, P, Ca, C elementlerinin yüksek oranda olduğu gözlenmiştir. Az miktarda N, Na, Mg, Si, Ba ve F elementleri tespit edilmiştir.

Solüsyonlarla ile yapay tükürük arasında O, Ca, P, C elementlerinde diğer elementlere göre yüksek oranda değişiklik gözlenmiştir. Si elementi miktarında değişiklik gözlenmemiştir.



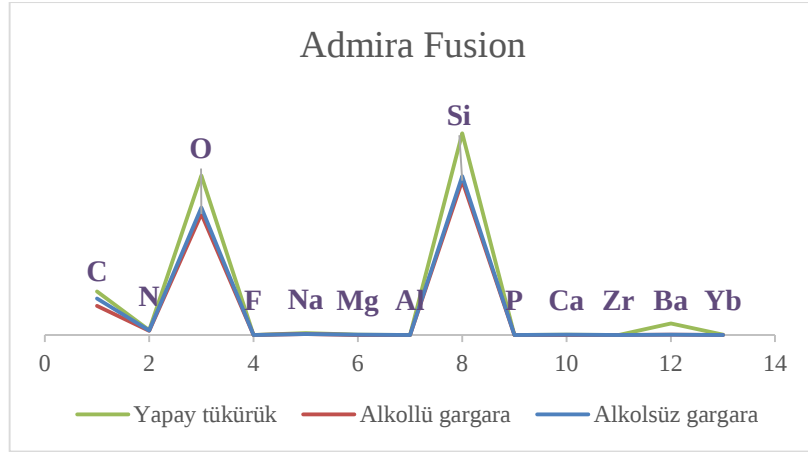
Şekil 4.11 Diş minesinde EDX analiziyle tespit edilen elementel değişiklikler

Admira Fusion kompozit grubuna bakıldığında yapay tükürük grubu ve solüsyonlarda bekletilen örneklerin yüzey görüntüleri şekil 4.12’de gösterilmiştir. 5000x büyütme yapılan görüntüler üzerinden EDX analizleri gerçekleştirilmiştir. Yüzey pürüzlülük değerlerindeki istatistiksel anlamlılıkla SEM görüntüleri birbirlerini desteklemektedir. Sıvılarda bekletilmesi sonucu meydana gelen elementel değişiklikler Şekil4.13’te gösterilmiştir.



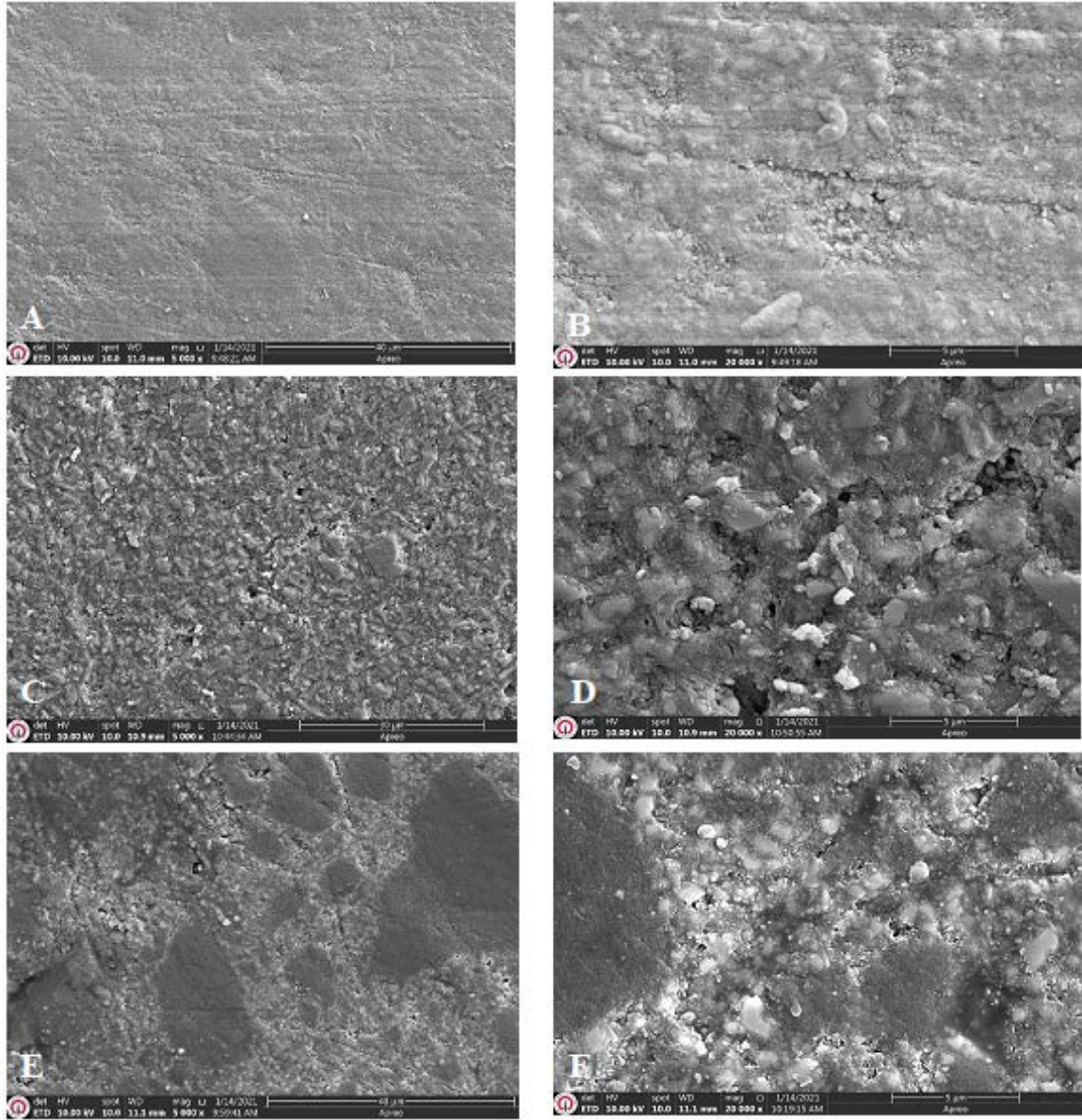
Şekil 4.12 Admira Fusion kompozit grubunun örneklerinden SEM görüntüleri. Yapay tükürük grubu 5.000x (A) ve 20.000x (B). Listerine Cool Mint gargara solüsyonu 5.000x (C) ve 20.000x (D). Colgate Plax Alkolsüz gargara solüsyonu 5.000x (E) ve 20.000x (F).

Admira Fusion kompozit materyalinde yüksek oranda C, O ve Si elementleri gözlenirken, az miktarda N, eser miktarda Na, Mg, Ca, Ba ve Yb elementlerine rastlanmıştır. Gargara solüsyonlarında yapay tükürük solüsyonuna göre, elementlerin miktarları azalmıştır.



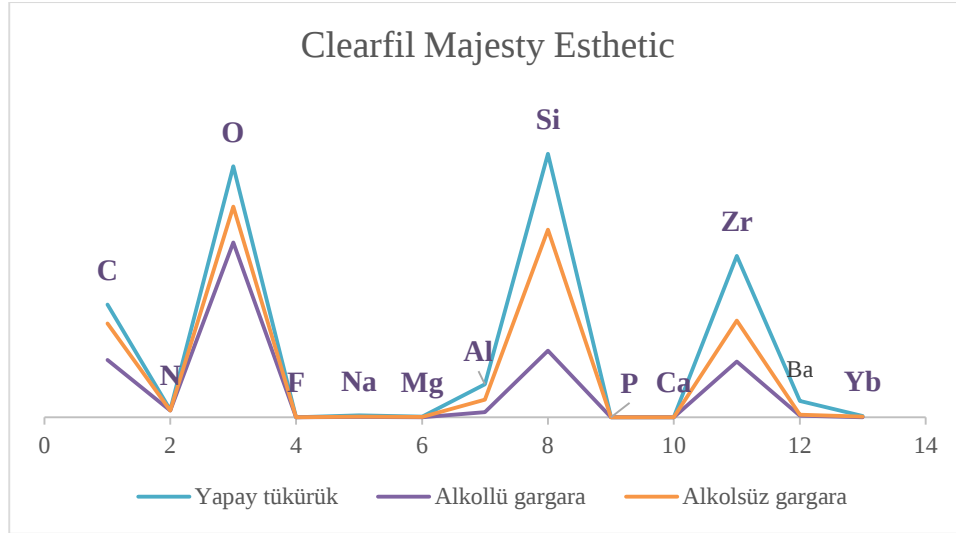
Şekil 4.13 Admira Fusion materyalinde EDX analiziyle tespit edilen elementel değişiklikler

Clearfil Majesty Esthetic kompozit grubunun örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 4.14'te gösterilmiştir. 5000x büyütme yapılan görüntüler üzerinden EDX analizleri gerçekleştirilmiştir. Alınan görüntüler nanoindenter cihazından alınan yüzey pürüzlülüğü değerlerindeki istatistiksel anlamlılıkla desteklenmektedir. Sıvılarda bekletilmesi sonucu meydana gelen elementel değişiklikler Şekil 4.15'te gösterilmiştir.



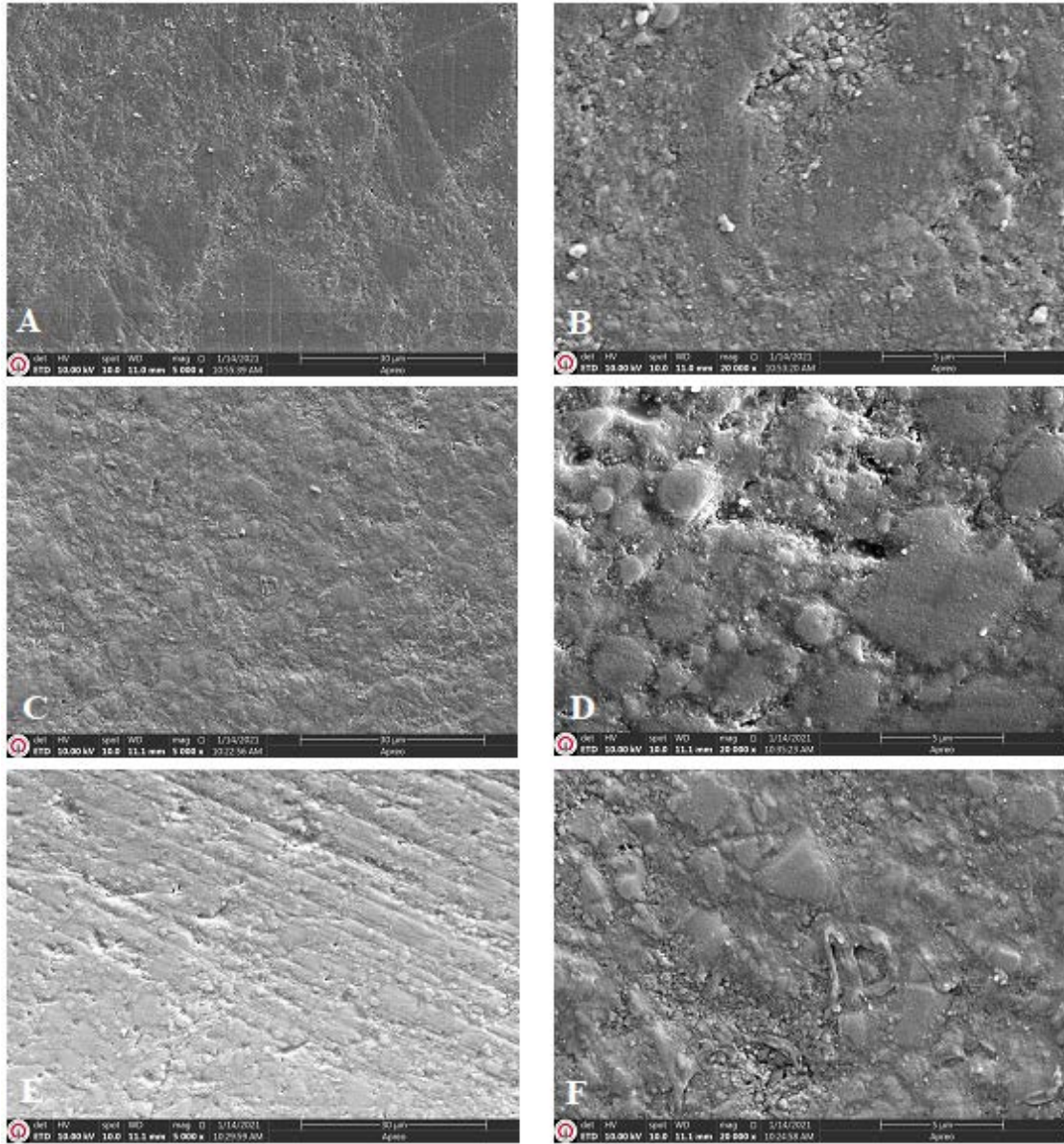
Şekil 4.14 Clearfil Majesty Esthetic kompozit grubu örneklerinden alınan SEM görüntüleri. Yapay tükürük grubu 5.000x (A) ve 20.000x (B). Listerine Cool Mint gargara solüsyonu 5.000x (C) ve 20.000x (D). Colgate Plax Alkolsüz gargara solüsyonu 5.000x (E) ve 20.000x (F).

Clearfil Majesty Esthetic kompozit materyalinde C, O, Si ve Zr elementlerine yüksek oranda N, Na, Mg, Al, Ba ve Yb elementlerine ise düşük oranda rastlanmıştır. Tüm elementlerin miktarlarında gargara solüsyonları düşüşe sebep olmuştur.



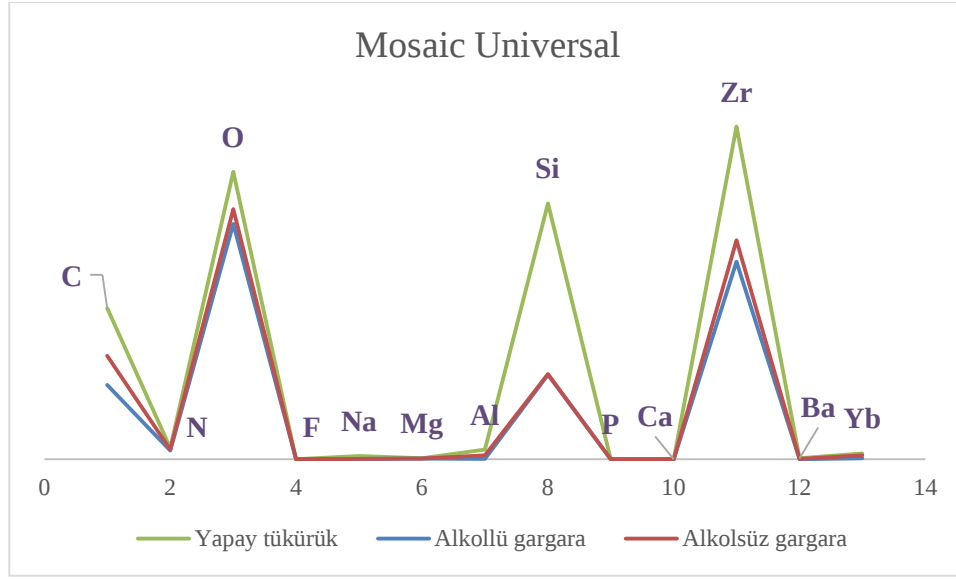
Şekil 4.15 Clearfil Majesty materyalinde EDX analiziyle tespit edilen elementel değişiklikler

Mosaic Universal kompozit grubu örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 4.16’da gösterilmiştir. 5000x büyütme yapılan görüntüler üzerinden EDX analizleri gerçekleştirilmiştir. Alınan görüntüler, nanoindenter cihazından alınan yüzey pürüzlülüğü değerlerindeki istatistiksel anlamlılıkla desteklenmektedir. Sıvılarda bekletilmesi sonucu meydana gelen elementel değişiklikler Şekil 4.17’de gösterilmiştir.



Şekil 4.16 Mosaic Universal kompozit grubundan alınan SEM görüntüleri. Yapay tükürük grubu 5.000x (A) ve 20.000x (B). Listerine Cool Mint gargara solüsyonu 5.000x (C) ve 20.000x (D). Colgate Plax Alkolsüz gargara solüsyonu 5.000x (E) ve 20.000x (F).

Mosaic Universal kompozit materyali yapılan EDX analizinde, C, O, Si ve Zr elementleri yüksek miktarda, N, Na, Mg, Al, Ba ve Yb elementleri ise düşük miktarda tespit edilmiştir. Yapay tükürük solüsyonuna göre gargara solüsyonlarında bekletilen kompozit materyallerindeki elementlerin sayısı azalmıştır. Gargara solüsyonları arasında Na ve Mg elementlerinin miktarında değişiklik gözlenmemiştir.



Şekil 4.17 Mosaic Universal materyalinde EDX analiziyle tespit edilen elementel değişiklikler

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde tedavinin başarılı olması için kullanılan materyaller ile dişin sert dokuları arasında biyolojik, kimyasal ve fiziksel özellikler açısından uyum olmalıdır.¹²⁴ Sıvı emilimi, sertlik, elastik modülü, yüzey özellikleri ve mineral içeriğinde meydana gelen değişiklikler, restoratif materyallerin ağız boşluğunda uzun süreli dayanıklılığa sahip olması açısından önemli faktörler olarak kabul edilmektedir.^{100, 144}

Dental restorasyonların fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerinin ağız ortamında stabil olması gerekmektedir. Bu özelliklerin devamlılığının korunması dikkate alınması gereken önemli bir kriterdir. Kompozit restorasyonlar polimer yapıları nedeniyle ağız ortamında bulunan sıvılarla sürekli olarak etkileşim halindedirler. Ayrıca kompozitler gibi dişlerin mine yüzeyleri de benzer sıvılarla etkileşim halinde bulunmaktadır. Bu nedenle deney ortamında diş minelerinde ve materyallerde meydana gelebilecek değişimler, ağız ortamındaki davranışlarını tahmin edebilmek açısından önem taşımaktadır.¹⁴⁵

Çalışmamızda birbirinden farklı üç sıvıya, farklı içeriklere sahip üç kompozit rezin ve insan diş minesi örnekleri daldırılmıştır. Literatürde çeşitli sıvıların materyaller üzerindeki sıvı emilim^{86, 146}, sertlik^{15, 19}, elastik modülü^{35, 147}, yüzey pürüzlülüğü^{12, 35, 148} miktarları ve elemental değişimleri^{24, 25, 140} incelenmiş ve çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiştir. Restoratif materyaller olarak piyasada bulunan kompozitlerin klinik performanslarının tahmin edilebilmesi için daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Literatürde insan diş minesi ile kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini birlikte inceleyen çok az sayıda çalışma bulunmaktadır.^{24, 145} Bu sebeple, çalışmada diş minesi örneklerini kompozitlerle aynı muameleye maruz bırakarak, birlikte değerlendirmeyi amaçladık.

Diş minesi mekanik özelliklerinin incelendiği *in-vitro* çalışmalarda gömülü üçüncü molar dişleri tercih edilmiştir. Çünkü ağız ortamından etkilenmemiş olmaları ve istenilen sağlıklı diş dokularının kolayca elde edilebilmesi bu örnek grubunun sıklıkla tercih edilmesine neden olmuştur.^{6-8, 37, 43, 44} Bu nedenle biz de çalışmamızda çekim endikasyonu konulmuş, ağız ortamına sürmemiş ve ağız ortamından etkilenmemiş, kök gelişimi tamamlanmış, çürüksüz, sağlıklı üçüncü molar dişler tercih ettik.⁸

Kompozit materyallerin özelliklerini değiştirmek ve geliştirmek amacıyla kompozit yapı içerisine çeşitli materyaller katılmaktadır (Örn. ormoser, giomerler, fiber içerikli kompozitler).⁵⁸ Kompozitlerin farklı fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olması farklı içeriklerle yakından ilişkilidir. Örneğin, organik yapı miktarının azaltılması, inorganik yapı

ve doldurucu oranının artırılmasıyla kompozit rezinlerin daha iyi özelliklere sahip olduğu belirtilmiştir.^{59, 134, 149} Doldurucu oranındaki artışın, kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini azalttığı, basınç dayanımını arttırdığı ve elastik modülüslerinde artış meydana getirdiği bildirilmiştir.⁵⁹

Ormocer (organik modifiye seramik), inorganik silanlı dolgu partikülleri ile inorganik-organik kopolimerlerden oluşmaktadır.⁸⁵ Literatürde, ormocerlerin geleneksel kompozitlere göre eğilme dayanımı, yorgunluk dayanımı ve kırılma tokluğu özelliklerinin düşük, sıvı emilimlerinin ise yüksek olduğu belirtilmiştir.⁸⁶ Yapılan başka bir çalışmada, ormocer bazlı kompozit ve geleneksel mikrohibrit kompozit karşılaştırılmıştır. Elde edilen verilere göre ormocer bazlı kompozitin daha yüksek pürüzlülük ve daha yüksek sertlik değerine sahip olduğu bildirilmiştir.¹⁵⁰ Sahoo ve ark yaptıkları çalışmada¹⁵¹ ise, ormocerlerin geleneksel kompozitlere göre sertlik değerlerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Başka bir çalışmada, dimetakrilat bazlı, siloran bazlı kompozitlerle ormocer örnekleri karşılaştırılmış, ormocerlerin daha düşük elastik modülüse sahip olduğu iddia edilmiştir.¹⁵² Ancak literatürde gargara kullanımı sonucu ormocerlerin mekanik ve fiziksel özelliklerindeki değişimi inceleyen çalışmaya rastlamadık. Bu sebeple, çalışmamızda ormocer olan Admira Fusion kompozitini kullanmayı tercih etmiş bulunmaktayız.

Nanofil ve nanohibrit kompozitlerin içeriğindeki 0.01-0.04 nm boyutlu ve kümelenmiş agglomer doldurucular, kompozit yapısındaki doldurucu içeriğinin artmasını sağlar. Daha pürüzsüz yüzeyler ve daha yüksek aşınma dirençleri elde edilmiş olur.¹³⁴ Bu sayede, nanokompozitlerin hem anterior hem de posterior restorasyonlarda kullanılması önerilmektedir.¹⁵³ Artan doldurucu oranı ve doldurucu partiküllerinin boyutlarının küçültülmesiyle daha iyi mekanik ve fiziksel elde edildiği belirtilmiştir.¹⁵⁴ Ancak bir başka çalışmada mekanik özellikleri etkileyen faktörün yalnızca doldurucu oranı ve büyüklüğü olmadığı belirtilmiştir.¹⁵⁵ Biz de çalışmamızda doldurucu oranları birbirine yakın olan, farklı içeriklere sahip nanohibrit kompozitleri karşılaştırmayı amaçladık.

Ağız gargaraları, günde 2 defa, 1'er dakika süreyle, toplamda 2 dakika olarak kullanılmaktadır. 365 gün kullanım sonunda 1 yılda toplam 730 dakika kullanılmış olur. Çalışmalarda bu süre farklı yöntemler uygulanarak değerlendirilmiştir.^{23, 24, 97, 156, 157} Gürkan ve ark.²³ gargara solüsyonlarıyla yaptıkları çalışmada, 730 dakikalık sürecin deney ortamında 12 saate denk geldiğini belirtmişlerdir. Aynı zamanda kompozit materyallerin 12 saat boyunca ağız gargarasında bekletilmesinin materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinde meydana gelen değişimlerini değerlendirmek için ideal olduğunu belirtmişlerdir. Biz de çalışmamızda, materyallerin benzer sürede solüsyonda bekletilmesi

sonucu 1 yıllık düzenli gargara kullanımını taklit etmesi amacıyla materyalleri solüsyonlarda 12 saat bekletmiş bulunmaktayız.

Ağız gargaralarında bekletilen restoratif materyallerin çeşitli mekanik ve fiziksel özelliklerinin farklı oranlarda etkilendiği bildirilmiştir.^{13, 24, 97, 158} Gargaraların içeriğinde alkol, çözücü, tat arttırıcı ve antiseptik bileşenler bulunmaktadır.¹⁵⁹ Gargaraların kompozitler üzerindeki etkisi hakkında çeşitli çalışmalarda farklı sonuçlar bildirilmiştir.^{12, 15, 22, 23} Ayrıca gargaların mine üzerinde meydana getirdiği etkileri inceleyen çalışmalar da mevcuttur.^{11, 24} Ancak, kompozit materyallerin diş minesiyle birlikte gargara solüsyonunda bekletilerek mekanik ve fiziksel özelliklerinin incelendiği az sayıda çalışma bulunmaktadır.^{24, 145} Bu nedenle, biz de çalışmamızda alkollü ve alkolsüz olmak üzere iki farklı gargara solüsyonunun, farklı kompozit materyaller ve diş minesi üzerinde meydana gelen değişimin incelenmesi amaçlamaktayız.

Mevcut *in vitro* çalışmamızda, çekilmiş insan molar dişlerin bukkal mine yüzeyi, Admira Fusion nanohibrit ormoser, Clearfil Majesty Esthetic, Mosaic Universal nanohibrit rezin kompozitleri; yapay tükürük, Listerine Cool Mint ve Colgate Plax gargara solüsyonlarının içerisinde bekletilmiştir. Amacımız diş minesinin ve dental kompozit materyallerin sıvı emilimi, sertlik, elastik modülüs, yüzey pürüzlülüğü, yüzey görüntüleri ve elemental dağılımlarında meydana gelen değişiklikleri değerlendirmektir.

Sıvı emilimi materyallerde hidroskopik genleşmeye bağlı olarak artık monomerlerin dışarı hareketine neden olmaktadır ve kompozit materyallerde bozunma ve mekanik özelliklerde düşüşe neden olmaktadır.¹⁶⁰ Bu nedenle çalışmamızda materyallerin sıvı emilimlerini de değerlendirmeyi amaçladık.

Mine dokusunda meydana gelen sıvı emilimi, dokunun mineral yoğunluğu ve gözenekli yapısı ile ilgilidir. Bu yapının diş yaşına, minedeki yapısal heterojenitelere, diş tipine göre değişiklik göstermektedir. Yüksek oranda mineralizasyon ve gözeneksiz yapı, çürüksüz mine yüzeyinin sıvı emilim oranlarını azaltmaktadır.³³

Kompozitlerde sıvı emilimi, materyallerin ağız içerisindeki karmaşık bakteri florası ve çeşitli sıvılara maruz kalması açısından oldukça önemlidir.⁹⁷ Kompozitlerde sıvıların emilmesi polimerizasyon derinliğine, rezin matriks miktarına, doldurucu partiküllerin boyutlarına, doldurucuların miktarlarına, matriks içerisindeki dağılımlarından etkilenir.⁴ Bu materyallerde, başlangıç polimerizasyon büzülmesini aşan hacimsel genleşmelere neden olabilecek miktardaki sıvı emilimi, materyaller ve diş dokuları arasında genleşme stresi meydana getirebilmektedir. Ayrıca sıvı emiliminin, materyallerde elastik modülüs ve bükülme dayanımında azalmaya neden olduğunu söyleyen çalışma bulunmaktadır.¹⁴⁹

Çalışmamızda sıvı emiliminin değerlendirilmesi amacıyla hacimsel olarak birbirine yakın oranlarda doldurucular içeren farklı yapılara sahip kompozit materyaller ve gömülü 3. molar dişlerin mine yüzeyleri kullanılmıştır. Hazırlanan örnekler ağız ortamını taklit etmesi amacıyla 37 °C’de etüvde bekletilmiştir. Sıvı emilimi miktarlarının araştırıldığı çalışmalarda materyallerin solüsyonlarda bekletilme süresi farklılık göstermektedir.^{4, 13, 22, 23, 97, 117, 120} Ancak, aralıklı, döngüsel olarak bekletmek ile aralıksız daldırma yöntemlerinin kullanıldığı çalışmalar arasında benzer sonuçlar gözlemlendiği için,^{4, 13, 23, 120} çalışmamızdaki örnekler 12 saat boyunca solüsyonlarda bekletilmiştir.²³

Ağız içerisindeki restoratif materyaller ve diş mineleri kas kuvveti, ortamdaki ısısal değişimler, çeşitli sıvılar ve gıdalar gibi farklı etkenlere maruz kalmaktadırlar. Bu sebeple restorasyonların uzun süre ağızda kullanımını etkileyebilecek faktörlerden biri restoratif materyallerin sertliğidir. Sertlik ölçümleri için makro, mikro ve nano gibi çeşitli ölçüm yöntemleri bulunsun da güncel olarak tercih edilen ve daha hassas olarak kabul görmüş test yöntemi nanoindentasyon yöntemidir.^{8, 34, 126} Çalışmamızdaki örnekler nanoindentasyon cihazı ile test edilmiş ve sertlik değerleri elde edilmiştir.

Sertlik, materyalin içeriğiyle ilişkilidir. İnorganik doldurucuların miktarı ve yüzdesi, sertliği etkileyen önemli parametrelerdendir.¹⁴ Kompozitlerde sıvı emilimi sonucu yapıda hacimsel genleşme meydana gelmektedir. Genleşme sonucunda yapıda bozulmalar ve doldurucu partiküllerin organik matriks üzerinden serbest kaldığı bilinmektedir. Partiküllerin serbest kalması sonucu materyalin sertliğinde azalma olduğu düşünülmektedir. Ayrıca, kompozitlerin içeriğindeki elektropozitif elementlerin (Ba, Zr gibi) su ile reaksiyona girmeye yatkın olması sonucu silika yapısının yük dengesi bozulduğu, bu durumun kompozitin sertliğinde azalma meydana getirdiği düşünülmektedir.¹⁵

Elastik modülüsü, materyale yük uygulandığında ve kaldırıldığında materyallerin orijinal şekline geri dönme kabiliyetini belirtir. Elastik modülüs, malzeme dış kuvvetlere maruz kaldığında meydana gelen deformasyon miktarı ile doğrudan ilişkilidir.¹⁶¹ Kompozit materyallerin içerisindeki doldurucu boyutu, morfolojisi, miktarı, hacmi, dağılımı ve/veya kimyasal bileşimindeki varyasyonlar materyallerin elastisik modülüslerini etkilemektedir.¹³¹

Dental materyallerin ağız ortamındaki maruz kaldıkları yüksek kuvvetlere dayanmak için yeterli bir elastik modülüse sahip olması gerekmektedir.¹⁴⁷ Özellikle ağız içerisindeki kuvvetler göz önüne alındığında elastik modülüs klinik başarı açısından önem kazanmaktadır. Bu sebeple materyallerin elastik modülüsleri ile ilgili daha fazla çalışmaya

ihtiyaç duyulmaktadır. Biz de bu nedenle çalışmamızda hem mine dokusunun hem de güncel kompozitlerin sertlikleriyle birlikte elastik moduluslerini değerlendirdik.

Ağız ortamındaki materyallerin kimyasal ve mekanik etkenlere uzun süre dayanabilmesi gerekmektedir. Pürüzlü yüzeyler daha hızlı renklenmeye sebep olmakla birlikte, aynı zamanda plak tutunmasını da kolaylaştırır. Ayrıca pürüzlü yüzeylerde sürtünme miktarı daha fazla olacağından aşınma oranında artış meydana gelir ve materyalin klinik başarı oranı düşer.¹²

Kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü, polisaj ve bitirme işlemlerine bağlı bir faktör olmakla birlikte kompozit materyalin içeriğine de bağlıdır. Materyallerin doldurucu şekilleri, büyüklüğü, organik rezin matriks yapısı, doldurucuların organik matriks içerisindeki dağılımı ve polimerizasyon ile ilgili faktörlere bağlı olarak değişebilmektedir.¹⁶² Yüzey pürüzlülüğünün kalitatif ve kantitatif değerlendirilmesinde SEM görüntülemesi, atomik kuvvet mikroskobu, mekanik veya optik profilometreler kullanılmasına rağmen son dönemlerde nanoindenter cihazıyla yapılan SPM değerlendirmeleri objektif olması, kullanım kolaylığı ve numune üzerinde hasar yaratmaması sebebiyle daha popüler hale gelmiştir.^{8, 161} Bu nedenle çalışmamızda hem mine dokusunun hemde güncel kompozitlerin yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmek amacıyla SEM incelemesiyle birlikte SPM görüntülerini tercih etmiş bulunmaktayız.

Restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyallerin ve restore edilen dişlerin mekanik özelliklerinin incelenmesinde standartların sağlanamamasından dolayı bazı problemler meydana gelmektedir.^{19, 39, 124} Gelişen güncel test yöntemleri sayesinde bu farklılıklar ortadan kalkmış ve standardizasyon sağlanmıştır.¹²⁵ Nanoindentasyon test yönteminin, direkt olarak kantitatif sonuçlar vermesi, sonuçların dijital ortama yansıtılabilmesi, numuneye hasar vermemesi, tekrarlanabilir olması, tek bir yükte çok çeşitli mekanik özelliklerin hesaplanabilmesi, farklı ölçümler için farklı girinti ucu ve uygulanan yük miktarının değişebilmesi gibi avantajlarından dolayı diğer test yöntemlerine göre üstünlüğü bulunmaktadır.^{8, 36, 129, 161} Çalışmamızda numuneler üzerinde hasar yaratmaması ve objektif sonuçlar elde edilebilmesi için; sertlik, elastik modülüs ve yüzey pürüzlülüğü değerlerinin tespit edilmesinde nanoindentasyon yöntemi kullanılarak diş dokularının ve dental kompozit rezin materyallerinin birlikte değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda insan diş minesinden elde edilen örnekler ile kompozit yüzeyler sıvı emilimi açısından değerlendirilmiştir. Gan ve ark. yaptıkları çalışmada³³, mine yüzeyinde demineralizasyon oluşturduktan sonra, mineral kaybında meydana gelen artışa bağlı olarak,

yüzeyde porozite oluştuğunu ve sıvı emiliminde artış meydana geldiğini belirtmişlerdir. Sağlam mine yapısında ise, yüksek mineralizasyon ve düşük oranda porozlü yapı nedeniyle sıvı emiliminin daha az olduğu belirtilmiştir. Bir başka çalışmada da katı malzemelerin sıvı emilim oranlarının materyal içerisindeki poroziteyle ilişkili olduğu belirtilmiştir.¹⁶³

Çalışmamızdaki yapay tükürükte bekletilen mine yüzeyleri diğer solüsyonlarda bekletilenlere göre daha az sıvı emilimi meydana getirmiştir. Bu durumun, daha önceki çalışmalarda belirtilen yüksek mineralizasyon ve düşük poroziteyle açıklanabilmektedir.^{33,}

163

Literatürde kompozitlerin sıvı emilim miktarları incelendiğinde, içerikteki doldurucuların hidrofilikliği, rezinlerin kimyasal bileşimi ve rezinlerin organik yapısının sıvı emilimini etkilediği tespit edilmiştir.^{4, 13}

Kompozit içeriğindeki organik matriks yapısının sıvı emilim miktarını etkilediği bildirilmiştir.¹²¹⁻¹²³ TEGDMA ve Bis-GMA'nın, UDMA ve Bis-EMA gibi diğer matriks sistemlerine göre daha fazla sıvı emilimine neden olduğu belirtilmiştir.¹²¹⁻¹²³ Çalışmamızdaki Clearfil Majesty Esthetic ve Mosaic Universal kompozitlerinin ormoser olan Admira Fusion kompozit materyaline göre daha fazla sıvı emilimine sahip olmasını materyallerin içeriğindeki Bis-GMA yapısıyla ilişkilendirebilmekteyiz. Ayrıca yapılan bir başka çalışmada, ormoser kompozitlerin Bis-GMA bazlı kompozitlere göre sıvı emilim değerleri daha düşük bulunmuştur.⁸⁶ Elde edilen bu sonuçlar bizim bulgularımızı destekler niteliktedir.

Janda ve ark. yaptıkları çalışmada¹⁴⁶, materyallerin sıvı emilim miktarlarının organik matriksteki farklılıklarla birlikte, inorganik doldurucu oranında bağlı olduğunu bildirmişlerdir. İnorganik doldurucu oranıyla sıvı emilim değerlerinin birbirleriyle ters orantılı olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da, diğer kompozitlere göre az miktarda doldurucu içeren Clearfil Majesty Esthetic kompoziti daha fazla sıvı emilim değeri göstermiştir.

Silan içerikli kompozitlerin sıvı emilimi değerlerinin daha yüksek olduğu literatürde belirtilmiştir. Çünkü siloksan bağ yapısı, silika yüzeyi ile silan birleştirme maddesi arasında bulunur ve su molekülleri siloksan bağlarını bozma eğilimindedir.¹⁶⁴ Araştırmamızda kullanılan silanlı baryum cam doldurucu maddesine sahip Clearfil kompoziti sıvı emiliminde diğer kompozitlere göre daha yüksek değere sahiptir. Ancak silan içeren Admira'nın sıvı emilimi Mosaic kompozitten daha düşük bulunmuştur. Bu nedenle silan içeriği dışında başka faktörlerinde sıvı emilimini etkilediğini düşünmekteyiz.

Baryum ve zirkonyum, kompozitlerin yapısına eklenen ve suya afinitesi olan elementlerdir.¹⁵ Clearfil ve Mosaic kompozitlerin içeriğinde barındırdıkları Ba ve Zr elementlerinin bu kompozitlerde sıvı Emilimini arttırmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Bir başka çalışmada ise kompozitlerin içeriğindeki prepolimerize organik doldurucuların sıvı Emilimini arttırdığı bildirilmiştir.¹⁵⁴ Clearfil kompozit materyali prepolimerize organik doldurucu içermektedir. Bu durumun sıvı Emilimi değerinde artışa sebep olduğu düşünülebilir.

Rahim ve ark. yaptıkları çalışmada⁴ kompozit materyali sıvı Emilim değerlerindeki farklılığın, organik matriks yapısı, inorganik doldurucu miktarı ve inorganik doldurucuların yapısıyla ilişkili olduğunu söylemişlerdir ve literatürlerin^{4, 15, 146, 154, 164} bizim sıvı Emilimi sonuçlarımızı desteklemesine ek olarak çok fazla faktörün sıvı Emilimde rol oynadığı açıktır.

Çalışmamızdaki ağız gargaraları farklı konsantrasyonlarda su, antimikrobiyal ajanlar, asitler, tuzlar, koruyucular içermektedir. Çalışmamızda kullanılan materyaller farklı solüsyonlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı oranlarda sıvı Emilimi göstermiştir ($p < 0,001$). Solüsyonlar arasında en fazla sıvı Emilimine neden olan Listerine Cool Mint ağız gargarasıdır. Bu durum yapılan önceki bir çalışmada solüsyonların alkol miktarı ve pH değerleriyle ilişkilendirilmiştir.²² Listerine Cool Mint %29.6 oranında yüksek alkol içermesi ve pH'nın 4.0 olması nedeniyle sıvı Emiliminde artışa sebep olduğunu düşünmekteyiz.

Mine yüzeyinin kritik pH'ı 5.5'tir. 5.5'ten düşük pH değerini, mine yapısında demineralizasyona sebep olmaktadır.¹⁰ Demineralizasyona bağlı olarak mine dokusunun sıvı Emiliminde artış olduğunu bildiren çalışma mevcuttur.³³ Çalışmamızda farklı pH'lara sahip ağız gargaralarına daldırılan mine yüzeylerinin sıvı Emilimi değerleri istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$). Yapılan başka bir çalışmada da, gargaralarda bekletilen mine yüzeylerinde yapısal ve biyokimyasal değişiklik meydana gelmemiştir.²⁴ Ancak mine dokusunun gargaralardaki sıvı Emilim değerlerinin incelendiği çalışmaya rastlamamış olmamızla birlikte, farklı çalışmalardan elde edilen farklı sonuçlar^{24, 33}, gargaraların mine yüzeyindeki etkisi ve sıvı Emilimiyle ilgili daha fazla çalışma yapılması açısından önem taşımaktadır.

Gargaraların içeriğinde bulunan ethanol, kompozitlerin Bis-GMA matriks polimer ağlarına penetre olarak polimerlerin hacimsel genişlemesine sebep olmaktadır.¹³ Yapılan bir çalışma, düşük pH'lı asitli içeceklerin kompozitlerin sıvı Emilimlerini etkilediğini göstermiştir.⁴ Bu sayede ağız gargaralarının formülündeki asitlerin neden olduğu düşük

pH'ın, kompozitlerde sıvı emiliminde artışa neden olduğu düşünülebilir. Bizim çalışmamızda, Listerine daha fazla sıvı emilimine neden olmakla birlikte, Colgate ağız gargarası da kompozitlerde sıvı emilim değerinin artmasına sebep olmuştur. Gargaraların kompozitlerin sıvı emilim değerleri üzerinde meydana getirdiği bu etkiyi alkol varlığı ve düşük pH ile açıklanabilmektedir.

Mine dokusu üzerinde yapılan sertlik çalışmalarında mine yapısının değişkenlik göstermesi ve kullanılan test yöntemlerindeki farklılıklardan dolayı, farklı çalışmalarda farklı sertlik değerleri elde edilebileceği belirtilmiştir.^{8, 31, 36-38, 43} Cuy ve ark. yaptıkları çalışmada³⁶, bukkal, lingual ve okluzal mine yüzeylerinde sertlik değerlerinin değişkenlik göstermekle birlikte, bukkal mine yüzeyinin sertlik değerinin 4-6 GPa arasında olabileceğini tespit etmişlerdir. Benzer olarak bizim çalışmamızda da, yapay tükürükte bekletilen mine yüzeylerinin ortalama sertlik değeri 4.88 ± 0.18 GPa olarak tespit edilmiştir. Tespit edilen bu değer, Cuy ve ark. yaptıkları çalışmada³⁶ belirtilen değerlere benzer bulunmuştur. Machado ve ark. yaptıkları çalışmada, 3.molar dişlerin bukkal yüzeydeki sertlik değerini 4.35 ± 1.66 olarak tespit etmişlerdir. Nanoindenter cihazından farklı yöntem kullanmalarına rağmen elde ettikleri bu sonuç, bizim değerimize yakındır.¹⁰ Yapılan başka çalışmalarda da mine yüzeyinin sertlik değerleri bizim çalışmamızdaki sertlik değerler ile benzerlik göstermektedir.^{37, 38, 165}

Kompozitlerin içeriğindeki doldurucuların boyutları ve oranları, materyalin sertliğini etkileyen faktörlerdendir.¹⁴ Ayrıca, yüksek doldurucu oranı ve düşük organik matriks içeriğinin, mekanik özellikleri iyileştirdiğini gösteren çalışmalar vardır.^{134, 149, 166} Yapılan çalışmalarda, %78.5 dolgu ağırlığına sahip zirkonya cam seramik içeren kompozitin sertliğinin, %76 ile prepolimerize edilmiş organik dolgu maddesi ve silanlı baryum cam içeren kompozite göre daha yüksek olduğunu bildirilmiştir.^{167, 168} Ancak çalışmamızdaki sertlik sonuçları inorganik doldurucu oranı ilişkili olarak değişiklik göstermediği görülmüştür. Mosaic kompozitin sertliği ise prepolimerize organik doldurucuya sahip Clearfil'in sertlik değerinden daha yüksek bulunmuştur. Ancak buna rağmen iki kompozit arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0.05$). Bu nedenle kompozit malzemelerin sertliğine etki eden faktörlerin yalnızca doldurucu oranı ve doldurucu türü olmadığını düşünmekteyiz. Bu düşüncemiz benzer sonuçlar gösteren çalışmalarla da uyumluluk göstermektedir.^{14, 61, 169}

Literatürde mine yüzeyinin asitli ortama maruz kalması sonucu demineralizasyona uğradığı ve mine yüzeyinin sertlik değerlerinde önemli bir düşüşe neden olduğu

bildirilmektedir.¹⁰ Çalışmamızda düşük pH'a sahip olan ağız gargaralarının mine sertlik değerlerinde düşüşe neden olması, Machado ve ark.¹⁰ yaptıkları bu çalışmayla açıklanabilir.

Ağız gargarası uygulamalarının minede nanosertlik değerlerinde azalma meydana getirmesine rağmen, alkollü ve alkolsüz gargaraların meydana getirdikleri sertlik değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu sonuçlarımız, numunelerin alkol içeren ve alkol içermeyen gargaralarda tutulduğu başka bir çalışmada, elde edilen sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmamasıyla desteklenmektedir.¹¹

Solüsyonların kompozitler üzerindeki sertlik etkisi değerlendirildiğinde, yapay tükürük ve gargara solüsyonları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,001$). Benzer bir çalışmada bu durum tükürüğün tamponlama mekanizmasıyla açıklanmıştır.¹²² Çalışmamızda gargaraların sertliğe etkisi incelendiğinde, gargaraların kompozitlerin sertliğinde değişime neden olduğu bulunmuştur. Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz bu sonuç, Gürkan ve ark.²³ ve Fernandez ve ark.¹⁹ yaptıkları çalışmalarla benzerlik göstermektedir. Hem alkollü hem alkolsüz gargaraların kompozit materyallerin sertlik değerlerinde azalma meydana getirmesinden dolayı, Fernandez ve ark.¹⁹ materyallerdeki bu değişimi meydana getiren tek faktörün alkol olmadığını belirtmişlerdir.

George R ve Kavyashree G. yaptıkları çalışmada¹⁵⁹, kompozit materyallerini 24 saat boyunca çeşitli gargaralarda bekletmişlerdir. Alkollü gargaralara daldırılan kompozitlerin sertlik değerlerini, alkolsüz gargaralara daldırılan kompozitlerinkine göre daha düşük bulmuşlardır. Khan ve ark. yaptıkları çalışmada¹⁵, alkollü gargaraların alkolsüzlere göre kompozitlerin sertliğini daha fazla düşürdüğü tespit edilmiştir. Bunun sebebi olarak, düşük pH'lı ortamın alkol gibi çözücülerin kompozit materyaller içerisine nüfuz etmesine kolaylık sağlaması ve kompozitlerdeki polimerik zincirdeki ester bağlarına nüfuz ederek monomerlerin salınmasına yol açtığını bildirmişlerdir.

Çalışmaların sonuçları arasındaki bu farklılıkların solüsyonlarda bekletilme süresinin ve sertlik ölçüm yöntemlerinin farklılığından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Bu nedenle farklı sürelerde bekletilerek ve farklı ölçüm yöntemlerinin aynı anda değerlendirildiği daha fazla çalışma yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Materyallerin başlangıç elastik modülüs değerleri incelendiğinde; Clearfil Majesty Esthetic ile Mosaic Universal kompozitlerin arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ($p>0,05$), en düşük başlangıç değeri Admira Fusion'da elde edilmiş, en yüksek değer ise diş minesinde elde edilmiştir. Bizim çalışmamıza benzer olarak yapılan

başka bir çalışmada da kompozitlerden elde edilen ortalama elastik modulus değerleri, mine değerleri kompozitlere göre yüksek bulunarak bizim çalışmamızı destekler niteliktedir.¹⁴⁵

Mine yüzeyinin elastik modülüs değeri, mine yapısının farklılık göstermesine ve uygulanan test yöntemlerinin farklılığına göre değişkenlik göstermektedir.^{37, 38, 165} Ang ve ark. yaptıkları çalışmada⁴⁴, mine elastik modülüsü 74-130 GPa değerleri arasında değişiklik göstermiştir. Bu aralık bizim çalışmamızdaki mine örneklerinin sahip olduğu değerlerle uyumluluk göstermektedir.

Gargaraların mine yapısının elastik modülüsü üzerindeki etkisini inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamakla birlikte, farklı teknikler kullanan birçok araştırmada karbonatlı içeceklerin mine yüzeyindeki olumsuz etkisi gözlemlenmiştir. Yapılan bu çalışmalarda düşük pH'lı ortamlarda bulunan mine yüzeylerinde aşınma meydana geldiği ve buna bağlı olarak elastik modülüslerinde azalma gözlemlendiği bildirilmiştir.^{10, 35, 170}

Kompozitlerin elastik modülüslerinin doldurucu içeriği ile ilişkili olduğu söylenmektedir.¹⁴⁷ Ancak, daha yüksek doldurucu oranına sahip Admira diğer kompozitlere kıyasla, daha düşük elastik modülüs değeri göstermiştir. Alkollü ve alkolsüz gargara solüsyonlarında bekletilen kompozit gruplarında solüsyonların etkisi incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p>0,001$). Ancak Mosaic Universal kompozitin gargara solüsyonlarına daldırıldıktan sonra oluşan elastik modülüslerinin değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Ağız gargaralarının kompozitlerin elastik modülüs değerleri üzerindeki etkilerini inceleyen herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ancak asidik ortamın etkisinin incelendiği çalışmalarda kompozit yüzeyinde erozyon meydana gelerek doldurucu içeriğinin etkilendiği ifade edilmiştir. Bu durum elastik modülüsün değişimini de açıklayabilmektedir.^{4, 22}

Mine ve kompozitlerin mekanik ve fiziksel özellikleri karşılaştırmalı olarak incelendiği bir çalışmada, mine örneklerinin sertlik, elastik modülüs değerlerinin kompozit, dentin ve cam iyonomer materyallerinin gruplarına kıyasla daha yüksek bulunmuştur.¹⁴⁵ Çalışmada elde edilen bu sonuçlarla bizim verilerimiz benzer niteliktedir.

Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında, yapay tükürüğe daldırılmış materyaller arasındaki pürüzlülük değişimi istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Ancak yapay tükürükte bekletilen örnekler arasında en düşük yüzey pürüzlülük değişimi minede, en yüksek pürüzlülük değişimi ise Mosaic Universal materyalinden elde edilmiştir. Başlangıç mine dokusunun yüzeyi kompozitlere göre istatistiksel olarak daha az pürüzlü ölçülmüş, Ancak kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü

değerleri arasında istatistiksel farklılığın bulunmamıştır. Kompozitlerin aynı süre ve aynı polisaj sistemi kullanılarak uygun prosedürler çerçevesinde polisajlanması istatistiksel olarak anlamlı bir fark meydana gelmemesini açıklayabilir.

Diğer bir yandan, materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerleri hesaplanan çalışmalarda bakteriyel adezyonun en az seviyede olması için yüzey pürüzlülüğünün 0,2 µm'den az olması gerektiğini belirtilirken^{12, 171}, 0,3 µm'den yüksek pürüzlülükleri dilin hissedebildiği belirtilmiştir.¹² Çalışmamızda elde ettiğimiz yapay tükürük grubu yüzey pürüzlülüğü değerleri, belirtilen rakamlardan düşük bulunmuştur. Ancak gargara kullanımı sonucunda kompozitlerin pürüzlülüklerinde artış meydana geldiği gözlenmektedir. Elde edilen bu sonuçlar bahsedilen 0,2 µm'lik eşik değerden yüksektir ve bakteriyel adezyonu artırma ihtimali bulunmaktadır. Yılmaz ve Müjdeci'nin yaptıkları çalışmada¹² özellikle alkol içeren gargara kompozitlerin pürüzlülüğünü arttırdığı ve dolayısıyla bakteri adezyonun artmasına sebep olduğunu bildirmiştir. Bu sonuç bizim verilerimizi destekler niteliktedir.

En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri, yapay tükürükte bekletilen mine, en yüksek pürüzlülük değeri alkollü gargara bekletilen Admira Fusion grubu örneklerinden elde edilmiştir. Elde ettiğimiz bu sonuçlar, solüsyonlar ve materyaller arasındaki etkileşimi açıklayan iki ayrı çalışmayla benzer özellik göstermekle birlikte^{170, 172}, alkollü gargara elde edilen sonuçlar pürüzlülüğü daha yüksek düzeyde arttırmaktadır. Önceki çalışmalarda elde edilen verilerde gözlemlendiği kadarıyla, farklı ağız gargara kompozitleri farklı şekilde etkilediğini bildirmiştir.^{12, 122} Bu çalışmalardan biri, alkol içeren ağız gargarasının kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını bildirmiştir. Ancak alkolsüz gargara kompozitin yüzey pürüzlülüğünde herhangi bir değişikliğe neden olmadığı belirtilmiştir.¹²

Ayrıca daha önce yapılan başka bir çalışmada, alkol içeren ve içermeyen arasında istatistiksel olarak fark olduğu bildirilmiştir. Ancak bu değişiklik kullanılan gargara solüsyonundan çok, kompozit materyalin içeriğine bağlı olmasıyla açıklanmıştır.¹²²

Kompozitlerin düşük pH'lara sahip sıvılara maruz kalması sonucu polimer yapısının bozulması ve inorganik doldurucuların yerleştikleri matriks üzerindeki yerlerinden daha kolay ayrıldığı belirtilmiştir. Yapay tükürüğe göre diğer solüsyonların kompozitlerin yapılarını daha fazla etkileyerek, pürüzlülüklerinin artmasına sebep olduğu belirtilmiştir.¹⁷² Bu çalışma, bizim verilerimizi destekler niteliktedir.

Solüsyonlar kendi aralarında karşılaştırıldıklarında yapay tükürüğe göre Listerine ve Colgate daha fazla pürüzlülüğe neden olmuştur. Tespit ettiğimiz bu değişim benzer çalışmalarda solüsyonların pH değerleri ve asitlikleriyle ilişkilendirilmiştir.^{170, 172}

Günümüzde taramalı elektron mikroskopisi (SEM), diğer birçok alanda olduğu gibi diş hekimliğinde de kullanılmaktadır. Diş dokularının ve dental materyallerin yüzey değişikliklerinin incelenmesine ve detaylı şekilde değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır.¹⁷³ Materyallerin yüzey özellikleri, SEM kullanılarak niteliksel ve SPM kullanılarak hem niteliksel hemde niceliksel olarak gözlenebilmektedir. Gargaralara daldırılan grupların SEM görüntülerinde, yapay tükürük gruplarına göre daha fazla yüzey hasarı görülmektedir. SPM sonuçları, gargarayaya daldırılan numunelerin yüzeylerinde yapay tükürüğe kıyasla daha fazla pürüzlülük ölçülmüştür. Yüzey dokusuna ait taramalı elektron mikroskobu ve SPM görüntüleri, Çizelge 4.12'deki yüzey pürüzlülüğü değerleriyle desteklenmektedir. Fiziksel özelliklerinin bozulması ve yüzey morfolojisindeki değişiklikler, gargaraların düşük pH ve alkol içeriğinden kaynaklanabilmektedir.¹¹

Aynı zamanda enerji dağılımlı X spektroskopisi (EDX/EDS) ise, SEM ile birlikte kullanılmakta olup, maddelerin kimyasal ve elementel analizini gerçekleştirmektedir.¹⁴⁴

Elemental analiziyle elde edilen sonuçlarda, materyallerin içeriğindeki elementlerin farklılıklar gösterdiği görülmüştür.¹⁷⁴ EDX analizi dişlerin ve dental materyallerin yüzeylerindeki elementlerin dağılımını incelemekle birlikte, materyallerdeki elementlerin dağılımsal ve oransal değişimini değerlendirmeyi sağlamaktadır.¹⁴⁰

Çalışmamızda mine yüzeyinde yapılan EDX analizinde O, P, Ca, C elementlerinin diğer elementlere göre yüksek oranda olduğu gözlenmiştir. Adabache-Ortiz ve ark.¹⁴⁰ sağlam ve çürüklü mine yüzeyinde elementel analiz yaptıkları çalışmada, sağlam mine yüzeyindeki ana elementlerinin C, Ca, O ve P olduğunu bildirmişlerdir. Çürüklü mine yüzeyleri sağlam mineye göre daha düşük C, Ca ve P elementleri barındırırken Si elementinde değişiklik gözlenmemiştir. Makro elementlerde ki değişikliğin, diş hastalıklarına yakınlık meydana getirdiğini belirtmişlerdir.¹⁴⁰

Mine dokusu, küçük moleküler maddelerin ve suyun geçmesine izin veren bir yapıdır.²⁵ Yapay tükürük solüsyonuna göre ağız gargaralarında bekletilen mine yüzeylerinin Ca, C ve P elementlerinin miktarlarında daha fazla düşüş meydana gelmiştir. Bu sonuçlar yapay tükürük dışındaki farklı solüsyonların mine yüzeyinde zararlı bir etki meydana getirebileceğini göstermektedir.¹⁴⁰ Mariel Cardenas ve ark. yaptıkları çalışmada²⁵, toprakta ve suda bulunan alüminyum, baryum, stronsiyum, iterbiyum ve skandiyum gibi metallerin dişlerde birikebileceklerini belirtmişlerdir. Normal şartlar altında diş minelerinin içeriğinde bulunmayan Al, Ba elementlerinin yaptığımız EDX analizinde eser miktarda izlenmesini açıklamaktadır. Ayrıca alkolsüz gargara solüsyonuna daldırıldıktan sonra mine

örneğinde F elementinin izlenmesi, solüsyonun içeriğinde bulunan florun mine yüzeyine katılmasıyla açıklanabilir.

Ayrıca yapılan başka bir çalışmada minenin mineral içeriğindeki azalma sonucu sertlik ve elastik modülüs değerlerinde azalma meydana gelebileceği belirtilmiştir.³⁶ Bizim çalışmamızda da, gargaralara daldırılan mine yüzeyinde meydana gelen mineral değerlerindeki azalmayla birlikte sertlik ve elastik modülüsünde de düşüş gözlenmektedir.

Çalışmamızdaki kompozit yüzeylerde tespit edilen parçacıklar esas olarak Si, Zr, O ve C elementleridir. Dentin ve mineye uygulanan kompozitlerin radyoopasitesini artırmak için, Ba, Sr, Zr, Yb ve La cam gibi radyopak katkı maddeleri kullanılır. Bu elementler yüksek atom numaralarına sahip olduklarından, kompozitlerin röntgen görüntülerinde diş yapılarından ayırtılabilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Kompozitlerinin optik ve mekanik özelliklerinin doldurucu partiküllerin eklenmesiyle dengelenmesi önemlidir. Çeşitli inorganik partiküllerin eklenmesi, güncel rezin kompozitlerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesinde incelenen ana faktör olmuştur.⁶⁰ Ayrıca Baryum ve stronsiyum camlar, daha translüsent bir kompozit elde etmek amacıyla doldurucu partiküllerin kırılma indisini ayarlamak için kullanılır. Çünkü bu elementler, mekanik özellikleri değiştirmeden estetiği geliştiren silikaya göre daha yüksek kırılma indislerine sahiptir.¹⁷⁴

Gargaralara daldırılmış kompozit örneklerde elemental değişiklikler gözlenmektedir. Kompozitlerin yapısında bulunan temel elementler dışında, Si ve Ba elementlerinin oranlarında da gargara solüsyonlarına daldırıldıktan sonra düşüş gözlenmiştir. Yapılan bir çalışmada, düşük pH'lı içeceklerin kompozit örneklerde yüksek çözünürlüğe sahip olduğu ve bu çözünürlüğün yüzey erozyonuna olduğu belirtilmiştir. Buna bağlı olarak materyaldeki iyon oranlarında değişimler meydana geldiği belirtilmiştir.¹⁷⁵

Pelino ve ark'larının²⁴ farklı gargara formülasyonlarının 6 aylık kullanımda mine ve restoratif materyaller üzerindeki *in vitro* etkilerini SEM-EDX teknikleri ile değerlendirdikleri çalışmada; alkol içeren, düşük pH'lı gargaralara (<5.5) uzun süre maruziyetin, insan diş minesi ve restoratif materyallerde yapısal ve biyokimyasal bir değişikliğe neden olmadığı belirtilmiştir. Örnekler EDX ile incelendikten sonra işlem öncesi ve sonrası arasında, kompozit rezinde Si ve Ba, minede ise Ca ve P konsantrasyonlarına bakılmış olup, hiçbir değişiklik gözlenmemiştir. Ancak Pelino ve ark. yaptıkları çalışmayla²⁴ bizim çalışmamız arasındaki meydana gelen bu farklı sonucun, materyallerin farklı sürelerde solüsyonlara maruz kalması nedeniyle kaynaklandığı düşünülebilir.

Diş minesini ile kompozit rezin materyallerinin aynı ortam koşullarına maruz kalarak birlikte mekanik ve fiziksel özelliklerinin kapsamlı bir şekilde incelendiği çalışmaya rastlamadığımızdan, çalışmamızın literatüre katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda kullandığımız Mosaic Universal kompozitle ilgili literatürde az sayıda çalışma mevcuttur.¹⁷⁶ Bu nedenle bizim çalışmamızın bizden sonraki çalışmalara katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda çeşitli kısıtlamalar bulunmaktadır. Kısıtlayıcı faktörlerden biri, deney ortamının, ağız içerisindeki ortamı tam olarak taklit edememesidir. Ağız içerisinde çeşitli sıvılar, tükürük akışı, birçok restorasyon, pH ve sıcaklık değişimleri gibi birçok değişken faktör bulunmaktadır.^{11, 23}

Başka bir kısıtlayıcı faktör ise, tükürüğün tamponlayıcı özelliğinin gerçekleştirilememesi olarak düşünülebilir. Çünkü tükürüğün tamponlayıcı özelliğiyle gargaraların meydana getirdiği etki azaltılabilir.^{11, 23} Deney ortamında tüm bu faktörlerin gerçekleştirilmesi çok zordur.

Kompozitlerin içeriklerindeki farklılıklarında sıvı emilimi¹³, sertliği¹⁵⁹, elastik modülü¹⁴⁷ ve yüzey pürüzlülüğünü¹⁶ etkilediği açıktır. Seçtiğimiz kompozitlerde inorganik ve organik yapılar birbirinden farklıdır. Çalışmamızda bu farklılıkları ele almamıza rağmen daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulduğu açıktır.

Ayrıca kompozitlerin polimerizasyon dönüşüm derecesi ve derinliğide mekanik ve fiziksel özellikleri etkileyen faktörlerdendir.¹⁷⁷ Ancak çalışmamızda kompozit örnekler aynı ortamda aynı ışık cihazıyla eşit sürede polimerize edilmesine rağmen dönüşüm derecesi ve derinliği incelenememiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Mine dokusu ve 3 farklı kompozit rezin materyalin (Admira Fusion, Clearfil Majesty Esthetic, Mosaic Universal), 3 farklı sıvıya daldırıldıktan sonra sıvı emilimi, sertlik, elastik modülüs, yüzey pürüzlülüğü özelliklerindeki değişimi değerlendirdiğimiz *in vitro* çalışmamızın sonuçlarına göre;

1. Materyallerden Clearfil Majesty Esthetic kompoziti sıvı emilimi değeri ve yüzey pürüzlülüğü değerinin diğer materyallere göre yüksek olacağına dair var olan hipotezimiz desteklenmesine rağmen, sertlik ve elastik modülüs değerlerinin en düşük olacağı hipotezimiz reddedilmiştir.
2. Listerine Cool Mint alkol içerikli gargaranın Colgate Plax gargaraya göre materyallerin sıvı emilim, sertlik, elastik modülüs ve yüzey pürüzlülüğüne daha fazla etkileyeceğine dair var olan hipotezimiz desteklenmiştir.
3. Mine dokusunun farklı solüsyonlardaki sıvı emilim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı ($p>0,05$), mine dokusunun sertlik değerleri incelendiğinde gargaralarla yapay tükürük arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunduğu ($p<0,001$), ancak gargaralar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadığı ($p>0,05$), mine dokusunun elastik modülüs değerleri incelendiğinde solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunduğu ($p<0,001$), mine dokusunun yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunduğu ($p<0,001$) sonucuna varılmıştır.
4. Admira Fusion'nın farklı solüsyonlardaki sıvı emilim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu ($p<0,001$), farklı solüsyonlardaki sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu ($p<0,001$), Admira Fusion'nın farklı solüsyonlardaki elastik modülüs değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu ($p<0,001$), Admira Fusion'nın farklı solüsyonlardaki yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu ($p<0,001$) sonucuna varılmıştır.
5. Clearfil Majesty Esthetic kompozitinin farklı solüsyonlardaki sıvı emilim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu ($p<0,001$), farklı solüsyonlardaki sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu ($p<0,001$), farklı solüsyonlardaki elastik modülüs değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu ($p<0,001$), farklı solüsyonlardaki yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu ($p<0,001$) sonucuna varılmıştır.

6. Mosaic Universal kompozitinin farklı solüsyonlardaki sıvı emilim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu ($p<0,001$), farklı solüsyonlardaki yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu ($p<0,001$) sonucuna varılmıştır. Ancak sertlik ve elastik modülüs değerleri incelendiğinde, yapay tükürükle gargaralar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark varken ($p<0,001$), gargaralar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı sonucuna varılmıştır.
7. Materyaller üzerinde yapılan kimyasal elementel analiz sonucunda diş minesinde C, O, Ca, Na ve P elementlerinde azalmalar meydana gelmiştir. Ormoser yüzeyi incelendiğinde C, N, O, Si, Ba, Clearfil Majesty Esthetic kompozit incelendiğinde O, Si, Zr, Ba, Mosaic Universal kompozit yüzeyinde ise Si, Zr, Yb elementlerinin azaldığı tespit edilmiştir.
8. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre diş hekimlerinin aktif çürüklü hastalara ormoser türü kompozit yapımının uygun olmayacağını düşünmekteyiz.
9. Ağız gargaraları, nanohibrit rezin kompozitlerin ve diş minelerinin mekanik ve fiziksel özelliklerini, materyallerin kimyasal yapısına bağlı olarak farklı şekillerde etkilemiştir. Hem alkolsüz hem alkollü gargara solüsyonlara rezin kompozitlerin ve minelerin mekanik ve fiziksel özellikleri üzerinde değişime sebep olduğu görülmüştür. Bu nedenle her ne kadar bu gargaralar günlük rutin kullanım için önerilsede, özellikle çok sayıda kompozit restorasyona sahip bireylerde, hekim kontrolünde ve hekimin önereceği uygulama süresine göre kullanılması gerektiğini düşünmekteyiz.
10. Gargaraların 12 saat sürekli ağızda kalmadığı ve ortalama 2 dakika kullanıldığı ve tükürüğün koruyucu etkisi olduğu düşünüldüğünde, bu ağız gargaraları günlük kullanımda mekanik ve fiziksel özellikler üzerinde daha az oranda etkiye neden olabileceğini düşünmekteyiz. Ancak, genel olarak değerlendirdiğimizde gargara solüsyonlarının; dişler ve kompozit materyaller üzerinde fiziksel ve kimyasal değişiklikler yapabileceği tespit edilmiştir. Bu nedenle bu tarz gargaraların günlük rutin kullanıma uygun olmadığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda elde edilen verilerin farklı solüsyon ve farklı kompozitlerle elde edilen birçok parametreyi aynı anda karşılaştırması sebebiyle bundan sonraki çalışmalara katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

1. **Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ.** *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* Elsevier Health Sciences, **2006**.
2. **Garg N, Garg A.** *Textbook of Operative Dentistry.* Jaypee Brothers, Medical Publishers Ltd **2010**.
3. **Fugolin A, Pfeifer C.** New Resins for Dental Composites. *J Dent Res.* **2017**;96(10):1085-91.
4. **Rahim TNAT, Mohamad D, Akil HM, Ab Rahman I.** Water Sorption Characteristics of Restorative Dental Composites Immersed in Acidic Drinks. *Dent Mater J.* **2012**;28(6):e63-e70.
5. **Bastos NA, Bitencourt SB, Martins EA, De Souza GM.** Review of Nano Resin Based Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent.* **2020**;567-82. -Technology Ap
6. **He B, Huang S, Jing J, Hao Y.** Measurement of Hydroxyapatite Density and Knoop Hardness in Sound Human Enamel and a Correlational Analysis Between Them. *Arch Oral Biol.* **2010**;55(2):134-41.
7. **Roy S, Basu B.** Mechanical and Tribological Characterization of Human Tooth. *Mater Charact.* **2008**;59(6):747-56.
8. **Shen L, Tay N, Lang TS, Kaixin VL, de Sousa FB, et al.** Deformation Behavior of Normal Human Enamel: a Study by Nanoindentation. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2020**;e103799.
9. **Ilie N, Hilton T, Heintze S, Hickel R, Watts D, et al.** Academy of Dental Materials Guidance—Resin Composites: Part I—Mechanical Properties. *Dent Mater J.* **2017**;33(8):880-94.
10. **Machado C, Lacefield W, Catledge A.** Human Enamel Nanohardness, Elastic Modulus and Surface Integrity After Beverage Contact. *Braz Dent J.* **2008**;19(1):68-72.
11. **Favaro JC, Ribeiro E, Guiraldo RD, Lopes MB, Aranha AM, et al.** Effect of Mouth Rinses on Tooth Enamel Surface. *J Oral Sci.* **2020**;62(1):103-06.
12. **Yilmaz E, Mujdeci A.** The Effect of Mouthrinses on Surface Roughness of Two Nanohybrid Resin Composites. *Braz Dent Sci.* **2021**;24(2):1-8.
13. **Leal JP, da Silva JD, Leal RFM, Oliveira-Junior CDC, Prado VLG, et al.** Effect of Mouthwashes on Solubility and Sorption of Restorative Composites. *Int J Dent.* **2017**;2017:586-91.
14. **Alzraikat H, Burrow M, Maghaireh G, Taha N.** Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: a Review. *Oper Dent.* **2018**;43(4):e173-e90.
15. **Khan AA, Siddiqui AZ, Mohsin SF, Al-Kheraif AA.** Influence of Mouth Rinses on The Surface Hardness of Dental Resin Nano-Composite. *Pak J Med Sc.* **2015**;31(6):1485.
16. **Miranda Dda, Bertoldo CEdS, Aguiar FHB, Lima DANL, Lovadino JR.** Effects of Mouthwashes on Knoop Hardness and Surface Roughness of Dental Composites After Different Immersion Times. *Braz Oral Res.* **2011**;25(2):168-73.
17. **Gonulol N, Yilmaz F.** The Effects of Finishing and Polishing Techniques on Surface Roughness and Color Stability of Nanocomposites. *J Dent.* **2012**;40(2):e64-e70.
18. **Gomec Y, Dorter C, Ersev H, Guray Efes B, Yildiz E.** Effects of Dietary Acids on Surface Microhardness of Various Tooth-Colored Restoratives. *Dent Mater J.* **2004**;23(3):429-35.
19. **Antony Fernandez R, El Araby M, Siblini M, Al-Shehri A.** The Effect of Different Types of Oral Mouth Rinses on The Hardness of Silorane-Based and Nano-Hybrid Composites. *Saudi J Oral Sci.* **2014**;1(2):105-09.

20. **Torres CR, Perote LC, Gutierrez NC, Pucci CR, Borges AB.** Efficacy of Mouth Rinses and Toothpaste on Tooth Whitening. *Oper Dent.* **2013**;38(1):57-62.
21. **Lima FG, Rotta TA, Penso S, Meireles SS, Demarco FF.** In Vitro Evaluation of The Whitening Effect of Mouth Rinses Containing Hydrogen Peroxide. *Braz Oral Res.* **2012**;26(3):269-74.
22. **Almeida GS, Poskus LT, Guimarães JGA, Silva EM.** The Effect of Mouthrinses on Salivary Sorption, Solubility and Surface Degradation of a Nanofilled and a Hybrid Resin Composite. *Oper Dent.* **2010**;35(1):105-11.
23. **Gürkan S, Önen A, Köprülü H.** In Vitro Effects of Alcohol -Containing -Free Mouthrinses On Microhardness Of Some Restorative Materials. *J Oral Rehabil.* **1997**;24(3):244-46.
24. **Pelino JEP, Passero A, Martin AA, Charles CA.** In Vitro Effects of Alcohol-Containing Mouthwashes on Human Enamel and Restorative Materials. *Braz Oral Res.* **2018**;15(32):25.
25. **Cardenas JM, Cantu FJG, Rodriguez RO, Murga HM, Gutierrez FO, et al.** Concentration and Distribution of Trace Elements in Dental Enamel Using The Energy-Dispersive X-Ray Spectroscopy Technique. *Eur Sci J.* **2014**;10(18).
26. **Poole D, Brooks A.** The Arrangement of Crystallites in Enamel Prisms. *Arch Oral Biol.* **1961**;5(1):14-15.
27. **Kodaka T, Debari K, Yamada M, Kuroiwa M.** Correlation Between Microhardness and Mineral Content in Sound Human Enamel. *Caries Res.* **1992**;26(2):139-41.
28. **Meredith N, Sherriff M, Setchell D, Swanson S.** Measurement of The Microhardness and Young's Modulus of Human Enamel and Dentine Using an Indentation Technique. *Arch Oral Biol.* **1996**;41(6):539-45.
29. **Poolthong S.** *Determination of The Mechanical Properties of Enamel Dentine and Cementum by an Ultra Micro-Indentation System.* Sydney: Faculty of Dentistry, University of Sydney; **1998**.
30. **Robinson C, Weatherell J, Hallsworth A.** Variation in Composition of Dental Enamel within Thin Ground Tooth Sections. *Caries Res.* **1971**;5(1):44-57.
31. **Carreon AH, Funkenbusch PD.** Nanoscale Properties and Deformation of Human Enamel and Dentin. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2019**;97:74-84.
32. **Vilhena KFB, Nogueira BCL, Fagundes NCF, Loretto SC, Angelica RS, et al.** Dental Enamel Bleached for a Prolonged and Excessive Time: Morphological Changes. *Plos one.* **2019**;14(4):e0214948.
33. **Gan SC, Fok ASL, Sedky RA, Sukumaran P, Chew HP.** Sorptivity of Water in Enamel for Categorizing Caries Lesions. *Dent Mater J.* **2020**;36(11):1379-87.
34. **Khurana S, Gehlot PM, Hegde U.** Surface Nanohardness of Normal and Fluorosed Enamel Adjacent to Restorative Materials: An In Vitro Study and Polarized Light Microscopy Analysis. *J Contemp Dent Pract.* **2020**;21(9):1034-41
35. **Li P, Oh C, Kim H, Chen-Glasser M, Park G, et al.** Nanoscale Effects of Beverages on Enamel Surface of Human Teeth: an Atomic Force Microscopy Study. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2020**;110:e103930.
36. **Cuy JL, Mann AB, Livi KJ, Teaford MF, Weihs TP.** Nanoindentation Mapping of The Mechanical Properties of Human Molar Tooth Enamel. *Arch Oral Biol.* **2002**;47(4):281-91.
37. **Park S, Wang DH, Zhang D, Romberg E, Arola D.** Mechanical Properties of Human Enamel as a Function of Age and Location in the Tooth. *J Mater Sci Mater Med.* **2008**;19(6):2317-24.
38. **Jeng Y-R, Lin T-T, Hsu H-M, Chang H-J, Shieh D-B.** Human Enamel Rod Presents Anisotropic Nanotribological Properties. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2011**;4(4):515-22.

39. **Mahoney E, Holt A, Swain M, Kilpatrick N.** The Hardness and Modulus of Elasticity of Primary Molar Teeth: an Ultra-Micro-Indentation Study. *J Dent.* **2000**;28(8):589-94.
40. **Habelitz S, Marshall S, Marshall Jr G, Balooch M.** Mechanical Properties of Human Dental Enamel on the Nanometre Scale. *Arch Oral Biol.* **2001**;46(2):173-83.
41. **Barbour ME, Parker DM, Jandt KD.** Enamel Dissolution as a Function of Solution Degree of Saturation with Respect to Hydroxyapatite: a Nanoindentation Study. *J Colloid Interface Sci.* **2003**;265(1):9-14.
42. **Mahoney EK, Rohanizadeh R, Ismail F, Kilpatrick N, Swain M.** Mechanical Properties and Microstructure of Hypomineralised Enamel of Permanent Teeth. *Biomaterials.* **2004**;25(20):5091-100.
43. **Braly A, Darnell L, Mann A, Teaford M, Weihs T.** The Effect of Prism Orientation on the Indentation Testing of Human Molar Enamel. *Arch Oral Biol.* **2007**;52(9):856-60.
44. **Ang SF, Scholz T, Klocke A, Schneider GA.** Determination of the Elastic/Plastic Transition of Human Enamel by Nanoindentation. *Dent Mater J.* **2009**;25(11):1403-10.
45. **Zavala-Alonso V, Martinez-Castanon GA, Patino-Marin N, Terrones H, Anusavice K, et al.** Characterization of Healthy and Fluorotic Enamel by Atomic Force Microscopy. *Microsc Microanal.* **2010**;16(5):531-36.
46. **Abzal MS, Rathakrishnan M, Prakash V, Vivekanandhan P, Subbiya A, et al.** Evaluation of Surface Roughness of Three Different Composite Resins with Three Different Polishing Systems. *J Conserv Dent.* **2016**;19(2):171-74.
47. **Zhang Y-R, Du W, Zhou X-D, Yu H-Y.** Review of Research on the Mechanical Properties of the Human Tooth. *Int J Oral Sci.* **2014**;6(2):61-69.
48. **Sarrett DC, Brooks CN, Rose JT.** Clinical Performance Evaluation of a Packable Posterior Composite in Bulk-Cured Restorations. *J Am Dent Assoc.* **2006**;137(1):71-80.
49. **Ferracane JL.** Current Trends in Dental Composites. *Crit Rev Oral Biol Med.* **1995**;6(4):302-18.
50. **Moszner N, Salz U.** New Developments of Polymeric Dental Composites. *Prog Polym Sci.* **2001**;26(4):535-76.
51. **Bowen RL.** Dental Filling Material Comprising Vinyl Silane Treated Fused Silica and a Binder Consisting of the Reaction Product of Bis Phenol and Glycidyl Acrylate. Google Patents; 1962.
52. **Schweikl H, Schmalz G, Spruss T.** The Induction of Micronuclei in Vitro by Unpolymerized Resin Monomers. *J Dent Res.* **2001**;80(7):1615-20.
53. **Moszner N, Fischer UK, Angermann J, Rheinberger V.** A Partially Aromatic Urethane Dimethacrylate as a New Substitute for Bis-GMA in Restorative Composites. *Dent Mater J.* **2008**;24(5):694-99.
54. **Moszner N, Salz U.** Recent Developments of New Components for Dental Adhesives and Composites. *Macromol Mater Eng.* **2007**;292(3):245-71.
55. **Moszner N, Rheinberger V, Völkel T, Fischer UK, Moszner N, Rheinberger V, Völkel T, Fischer UK** Moszner N, Rheinberger V, Völkel T, Fischer UKs; Google Patents, assignee. Urethanedimethacrylate Derivatives of 1, 3-Bis (1-isocyanato-1-methylethyl) Benzene, 2003.
56. **Moszner N, Völkel T, Fischer UK, Klester A, Rheinberger V.** Synthesis and Polymerisation of New Multifunctional Urethane Methacrylates. *Angew Makromol Chem.* **1999**;265(1):31-35.
57. **Jeon M, Yoo S, Kim J, Kim C, Cho B.** Dental Restorative Composites Fabricated from a Novel Organic Matrix without an Additional Diluent. *Biomacromolecules.* **2007**;8(8):2571-75.

58. **Chen M-H.** Update on Dental Nanocomposites. *J Dent Res.* **2010**;89(6):549-60.
59. **Anusavice K, Shen C, Ralph Rawls H.** *Phillips' science of dental materials.* Elsevier Health Science, **2013**.
60. **Asaka Y, Miyazaki M, Aboshi H, Yoshida T, Takamizawa T, et al.** EDX Fluorescence Analysis and SEM Observations of Resin Composites. *J Oral Sci.* **2004**;46(3):143-48.
61. **Mitra SB, Wu D, Holmes BN.** An Application of Nanotechnology in Advanced Dental Materials. *J Am Dent Assoc.* **2003**;134(10):1382-90.
62. **Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Xu R, et al.** Bis-GMA/TEGDMA Dental Composites Reinforced with Electrospun Nylon 6 Nanocomposite Nanofibers Containing Highly Aligned Fibrillar Silicate Single Crystals. *Polymer.* **2007**;48(9):2720-28.
63. **Xia Y, Zhang F, Xie H, Gu N.** Nanoparticle-Reinforced Resin-Based Dental Composites. *J Dent.* **2008**;36(6):450-55.
64. **Wang Y-L, Lee B-S, Chang K-C, Chiu H-C, Lin F-H, et al.** Characterization, Fluoride Release and Recharge Properties of Polymer–Kaolinite Nanocomposite Resins. *Compos Sci Technol.* **2007**;67(15-16):3409-16.
65. **Xu HH, Moreau JL, Sun L, Chow LC.** Strength and Fluoride Release Characteristics of a Calcium Fluoride Based Dental Nanocomposite. *Biomaterials.* **2008**;29(32):4261-67.
66. **Xu HH, Weir MD, Sun L.** Calcium and Phosphate Ion Releasing Composite: Effect of Ph on Release and Mechanical Propertie. *Dent Mater J.* **2009**;25(4):535-42.
67. **Rueggeberg FA, Ergle JW, Lockwood PE.** Effect of Photoinitiator Level on Properties of a Light-Cured and Post-Cure Heated Model Resin System. *Dent Mater J.* **1997**;13(5-6):360-64.
68. **Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA.** Effect of Restoration Composition, Shade and Thickness on the Cure of a Photoactivated Resin Cement. *J Prosthodont.* **1994**;3(3):149-57.
69. **Jan CM, Nomura Y, Urabe H, Okazaki M, Shintani H.** The Relationship Between Leachability of Polymerization Initiator and Degree of Conversion of Visible Light *J Biomed Mater Australian.* **2001**;58(1):42-46.
70. **Krishnan VK, Yamuna V.** Effect of Initiator Concentration, Exposure Time and Particle Size of the Filler Upon the Mechanical Properties of a Light *J Curing Radiopaque Dental Com* **1998**;25(10):747-51.
71. **Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M.** Color Stability of Resin Matrix Restorative Materials as a Function of the Method of Light Activation. *Eur J Oral Sci.* **2004**;112(3):280-85.
72. **Janda R, Roulet J-F, Latta M, Kaminsky M.** Effect of Exponential Polymerization on Color Stability of Resin-Based Filling Materials. *Dent Mater J.* **2007**;23(6):696-704.
73. **Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Corrêa IC.** The Initiating Radical Yields and The Efficiency of Polymerization for Various Dental Photoinitiators Excited by Different Light Curing Units. *Dent Mater J.* **2006**;22(6):576-84.
74. **Sun G, Chae K.** Properties of 2, 3-Butanedione and 1-Phenyl-1, 2-Propanedione as New Photosensitizers for Visible Light Cured Dental Resin Composites. *Polymer.* **2000**;41(16):6205-12.
75. **Ogunyinka A, Palin W, Shortall A, Marquis P.** Photoinitiation Chemistry Affects Light Transmission and Degree of Conversion of Curing Experimental Dental Resin Composites. *Dent Mater J.* **2007**;23(7):807-13.
76. **Watts DC.** Reaction Kinetics and Mechanics in Photo-Polymerised Networks. *Dent Mater J.* **2005**;21(1):27-35.

77. **Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V.** Benzoyl Germanium Derivatives as Novel Visible Light Photoinitiators for Dental Materials. *Dent Mater J.* **2008**;24(7):901-07.
78. **Zhou X, Huang X, Li M, Peng X, Wang S, et al.** Development and Status of Resin Composite as Dental Restorative Materials. *J Appl Polym Sci.* **2019**;136(44):48180.
79. **Ferracane JL.** Resin Composite—State of the Art. *Dent Mater J.* **2011**;27(1):29-38.
80. **Deliktaş D.** Farklı Işık Cihazlarıyla Polimerize Edilen İki Kompozit Rezinin Yüzey Sertlikleri Üzerine Çeşitli Likitlerin Etkisi: Diş Hastalıkları Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi; **2006**.
81. **Kim K-H, Ong JL, Okuno O.** The Effect of Filler Loading and Morphology on the Mechanical Properties of Contemporary Composites. *J Prosthet Dent.* **2002**;87(6):642-49.
82. **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):102-08.
83. **Moda MD, Godas AGdL, Fernandes JC, Suzuki TY, Guedes APA, 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):e12287.
84. **Monsarrat P, Garnier S, Vergnes JN, Nasr K, Grosogeat B, et al.** Survival of Directly PlacedOrmocer-Based Restorative Materials: a Systematic Review and Meta-Analysis of Clinical Trials. *Dent Mater J.* **2017**;33(5):212-20.
85. **Tauböck TT, Jäger F, Attin T.** Polymerization Shrinkage and Shrinkage Force Kinetics of High and Low Viscosity Dimethacrylate and Ormocer-Based Bulk-Fill Resin Composites. *Odontology.* **2019**;107(1):103-10.
86. **Klauer E, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U.** Mechanical and Hydrolytic Degradation of an Ormocer®-Based Bis-GMA-Free Resin Composite. *Clin Oral Investig.* **2019**;23(5):2113-21.
87. **Kimyai S, Bahari M, Naser-Alavi F, Behboodi S.** Effect of Two Different Tooth Bleaching Techniques on Microhardness of Giomer. *J Clin Exp Dent.* **2017**;9(2):e249-e53.
88. **Maj A, Trzcionka A, Twardawa H, Tanasiewicz M.** A Comparative Clinical Study of the Self-Adhering Flowable Composite Resin Vertise Flow and the Traditional Flowable Composite Resin Premise Flowable. *Coatings.* **2020**;10(8):800-16.
89. **Wang Y, Hua H, Li W, Wang R, Jiang X, et al.** Strong Antibacterial Dental Resin Composites Containing Cellulose Nanocrystal/Zinc Oxide Nanohybrids. *J Dent.* **2019**;80:23-29.
90. **Lassila L, Keulemans F, Säilynoja E, Vallittu PK, Garoushi S.** Mechanical Properties and Fracture Behavior of Flowable Fiber Reinforced Composite Restorations. *Dent Mater J.* **2018**;34(4):598-606.
91. **Scribante A, Vallittu PK, Özcan M.** Fiber-Reinforced Composites for Dental Applications. *Biomed Res Int.* **2018**;Nov 1 (Special Issue).
92. **Agrawal A, Manwar NU, Hegde SG, Chandak M, Ikhar A, et al.** Comparative Evaluation of Surface Hardness and Depth of Cure of Silorane and Methacrylate-Based Posterior Composite Resins: an In Vitro Study. *J Conserv Dent.* **2015**;18(2):136-39.
93. **Khosravi K, Mousavinasab S-M, Samani MS.** Comparison of Microleakage In Class II Cavities Restored with Silorane-Based and Methacrylate-Based Composite Resins Using Different Restorative Techniques Over Time. *Dent Res J.* **2015**;12(2):150-56.
94. **Nanjundasetty JK, Nanda S, Panuganti V, Marigowda JC.** Marginal Sealing Ability of Silorane and Methacrylate Resin Composites in Class II Cavities: a Scanning Electron Microscopic Study. *Journal of conservative dentistry: JCD.* **2013**;16(6):503-08.

95. **Soliman TA, Tubaigy KM, Raffat EM, Al-Agha EI.** In Vitro Solubility and Wear Rates of Silorane and Dimethacrylate Resin Based Composite Restorative Materials under Different Ph Conditions. *J Int Oral Health.* **2015**;7(1):9-13.
96. **Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R.** Siloranes in Dental Composites. *Dent Mater J.* **2005**;21(1):68-74.
97. **Prado V, Santos K, Fontenele R, Soares J, Vale G.** Effect of Over The Counter Mouthwashes with and without Alcohol on Sorption and Solubility of Bulk Fill Resins. *J Clin Exp Dent.* **2020**;12(12):e1150-e56.
98. **El-Damanhoury H, Platt J.** Polymerization Shrinkage Stress Kinetics and Related Properties of Bulk-Fill Resin Composites. *Oper Dent.* **2014**;39(4):374-82.
99. **Ferracane JL, Pfeifer CS, Hilton TJ.** Microstructural Features of Current Resin Composite Materials. *Curr Oral Health Rep.* **2014**;1(4):205-12.
100. **Jyothi K, Crasta S, Venugopal P.** Effect of Five Commercial Mouth Rinses on the Microhardness of a Nanofilled Resin Composite Restorative Material: an in Vitro Study. *J Conserv Dent.* **2012**;15(3):214-17.
101. **Asadoorian J.** Canadian Dental Hygienists Association Position Statement. *Can J Dent Hyg.* **2006**;40:1-10.
102. **Bağış YH, Bağış N.** Farklı Ağız Gargaralarının Antibakteriyel Etkilerinin in-vitro Olarak İncelenmesi. *AÜ Diş Hek Fak Der.* **2019**;46(1):1-6.
103. **Barutcugil Ç, Kürklü D, Barutcugil K, HARORLI O.** Beyazlatıcı Ağız Gargaralarının Kompozit Rezinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkilerinin İncelenmesi. *Atatürk Univ Dis Hek Fak Derg.* **2014**;24(1):33-38.
104. **Ercan E, Özekinci T, Atakul F.** Beş Farklı Ağız Gargarasının Antimikrobiyal Etkinliklerinin Değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* **2004**;5(3):143-47.
105. **Ernst C-P, Canbek K, Dillenburger A, Willershausen B.** Clinical Study on the Effectiveness and Side Effects of Hexetidine and Chlorhexidine Mouthrinses Versus a Negative Control. *Quintessence Int.* **2005**;36(9):641-52.
106. **Mandel ID.** Chemotherapeutic Agents for Controlling Plaque and Gingivitis. *J Clin Periodontol.* **1988**;15(8):488-98.
107. **Grossman E, Meckel A, Isaacs R, Ferretti G, Sturzenberger O, et al.** A Clinical Comparison of Antibacterial Mouthrinses: Effects of Chlorhexidine, Phenolics, and Sanguinarine on Dental Plaque and Gingivitis. *J Periodontol.* **1989**;60(8):435-40.
108. **Moran J, Addy M, Roberts S.** A Comparison of Natural Product, Triclosan and Chlorhexidine Mouthrinses on 4 *J Clin Periodontol.* **1992**;19(8):578-82.
109. **Welk A, Splieth C, Schmidt -Martens G, Schwahn C, Koch** Polyhexamethylene Biguanide Mouthrinse Compared with a Triclosan Rinse and a Chlorhexidine Rinse on Bacterial Counts and 4 *J Clin Periodontol.* **2005**;32(5):499-505.
110. **Moran J, Addy M, Newcombe R.** A 4 -day Plaque Re Mouthrinse with a Triclosan Mouthrinse. *J Clin Periodontol.* **1997**;24(9):636-39.
111. **Paraskevas S, Van der Weijden G.** A Review of the Effects of Stannous Fluoride on Gingivitis. *J Clin Periodontol.* **2006**;33(1):1-13.
112. **Claydon N, Smith S, Stiller S, Newcombe R, Addy M.** A Comparison of the Plaque -Inhibitory Properties of Stannous Fluoride and Low Concentration Chlorhexidine. *J Clin Periodontol.* **2002**;29(12):1072-77.

113. **Hasturk H, Nunn M, Warbington M, Van Dyke TE.** Efficacy of a Fluoridated Hydrogen Peroxide - Based Mouthrinse for The Treatment of Gingivitis: a Randomized Clinical Trial. *J Periodontol.* **2004**;75(1):57-65.
114. **Santana W, Thahar B, Mardiaty E, Salim J.** The Effect of Alcohol-Containing Mouthwash and Alcohol-Free Mouthwash towards the Power Chains Force Decay. *Padjadjaran J Dent.* **2017**;29(3):195-201.
115. **Overholser CD, Meiller TF, DePaola LG, Minah GE, Niehaus C.** Comparative Effects of 2 Mouthrinses on the Development of Supragingival Dental Plaque and Gingivitis. *J Clin Periodontol.* **1990**;17(8):575-79.
116. **Gupta V, Pant VA, Pandey S, Pant AB.** Efficacy and Safety Evaluation of Alcohol-Containing and Alcohol-Free Mouth Rinses: a Clinicocytological Study. *J Indian Soc Periodontol.* **2021**;25(2):128-32.
117. **Schmitt VL, Naufel FS, Nahsan FPS, Baseggio W, Camilotti V, et al.** Sorption and Solubility Assessment of a Resin Composite in Different Liquids. *Odontol Clín-Cient.* **2011**;10(3):265-69.
118. **Alrahlah A.** *Physical, Mechanical and Surface Properties of Dental Resin-composites*: Faculty of Medical and Human Sciences, The University of Manchester (United Kingdom); **2013**.
119. **Lopes LG, Jardim Filho AdV, Souza JBd, Rabelo D, Franco EB, et al.** Influence of Pulse-Delay Curing on Sorption and Solubility of a Composite Resin. *J Appl Oral Sci.* **2009**;17(1):27-31.
120. **Örtengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S.** Influence of Ph and Storage Time on the Sorption and Solubility Behaviour of Three Composite Resin Materials. *J Dent.* **2001**;29(1):35-41.
121. **Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G.** Study of Water Sorption, Solubility and Modulus of Elasticity of Light Cured Dimethacrylate-Based Dental Resins. *Biomaterials.* **2003**;24(4):655-65.
122. **Festuccia MSCC, Garcia LdFR, Cruvinel DR, Pires-De-Souza FdCP.** Color Stability, Surface Roughness and Microhardness of Composites Submitted to Mouthrinsing Action. *J Appl Oral Sci.* **2012**;20(2):200-05.
123. **Anfe TA, Agra C, Vieira G.** Sorption and Solubility of Commercial Composite Resins in Ethanol Solution Submitted to Two Different Photoactivation Techniques. *J Biodent Biomater.* **2011**;1(1):61-67.
124. **Abed Y, Sabry H, Alrobeigy N.** Degree of Conversion and Surface Hardness of Bulk-Fill Composite Versus Incremental-Fill Composite. *Tanta Dent J.* **2015**;12(2):71-80.
125. **El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts D.** Nanomechanical Properties of Dental Resin Composites. *Dent Mater J.* **2012**;28(12):1292-300.
126. **Souza MY, Andrade JL, Caneppele TMF, Bresciani E.** Assessment of nanohardness, elastic modulus, and nanoleakage of the adhesive interface using the ethanol-wet-bonding technique. *Int J Adhes Adhes.* **2020**;99:102572.
127. **Ravichandran A, Mitthra S, Prakash V, Chellapandian K, Kumar T, et al.** Comparison and Evaluation of Caries Preventive Efficacy of Resin infiltrant, Casein Phosphopeptide Amorphous Calcium Phosphate and Nanohydroxyapatite Using Vickers Microhardness Tester- an in Vitro Study. *Eur J Mol Clin Med.* **2020**;7(10):637-45.
128. **Türel V.** Restoratif Dental Materyallerin Yüzey Mekanik Özellikleri. *Atatürk Univ Dis Hek Fak Derg.* **2015**;25:77-82.
129. **Masouras K, Akhtar R, Watts DC, Silikas N.** Effect of Filler Size and Shape on Local Nanoindentation Modulus of Resin-Composites. *J Mater Sci Mater Med.* **2008**;19(12):3561-66.
130. **Ben H.** *Structure and the Physical and Mechanical Properties of Dental Hybrid Composite Materials*: Faculty of Technology and Metallurgy, Belgrad University; **2014**.

131. **Ilie N, Hickel R.** Investigations on Mechanical Behaviour of Dental Composites. *Clin Oral Investig.* **2009**;13(4):427-38.
132. **Senawongse P, Pongprueksa P.** Surface Roughness of Nanofill and Nanohybrid Resin Composites After Polishing and Brushing. *J Esthet Restor Dent.* **2007**;19(5):265-73.
133. **Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O.** Surface Roughness and Morphology of Three Nanocomposites After Two Different Polishing Treatments by a Multitechnique Approach. *Dent Mater J.* **2010**;26(5):416-25.
134. **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. *J Mater Sci Mater Med.* **2007**;18(1):155-63.
135. **Yadav RD, Raisingani D, Jindal D, Mathur R.** A Comparative Analysis of Different Finishing and Polishing Devices on nanofilled, Microfilled, and Hybrid Composite: a Scanning Electron Microscopy and Profilometric Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* **2016**;9(3):201-08.
136. **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.
137. **Gadegaard N.** Atomic Force Microscopy in Biology: Technology and Techniques. *Biotech Histochem.* **2006**;81(2-3):87-97.
138. **Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M.** Surface Roughness in Ceramics with Different Finishing Techniques Using Atomic Force Microscope and Profilometer. *Oper Dent.* **2006**;31(4):442-49.
139. **Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC.** Mechanical Properties of Dental Restorative Materials: Relative Contribution of Laboratory Tests. *J Appl Oral Sci.* **2003**;11(3):162-67.
140. **Adabache-Ortiz A, Silva-Briano M, Campos-Esparza M, Ventura-Juárez J.** Comparison of Chemical Elements on Carious & Normal Premolar's Enamel Layers Using Energy Dispersive X Ray Spectrometer (X Ray-EDS). *Microsc Res.* **2014**;2(04):81-91.
141. **Shannon I.** Fluoride Treatment Programs for High-Caries-Risk Patients. *Clin Prev Dent.* **1982**;4(2):11-20.
142. **Drummond JL.** Nanoindentation of Dental Composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* **2006**;78(1):27-34.
143. **I C.** IBM SPSS statics for Windows, version 21.0. Armonk, NY: IBM Corp. **2013**.
144. **Arnold W, Gaengler P.** Quantitative Analysis of the Calcium and Phosphorus Content of Developing and Permanent Human Teeth. *Ann Anat.* **2007**;189(2):183-90.
145. **Peşkersoy C.** Sağlıklı ve Çürük Diş Dokuları ile Estetik Restoratif Materyallerin, Mekanik Özelliklerinin Nanoindentasyon Yöntemiyle Karşılaştırılması. İzmir: Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ege Üniversitesi; **2013**.
146. **Janda R, Roulet JF, Latta M, Rüttermann S.** Water Sorption and Solubility of Contemporary Resin Based Filling Materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* **2007**;82(2):545-51.
147. **Scribante A, Bollardi M, Chiesa M, Poggio C, Colombo M.** Flexural Properties and Elastic Modulus of Different Esthetic Restorative Materials: Evaluation After Exposure to Acidic Drink. *Biomed Res Int.* **2019**;4:5109481.
148. **Hengtrakool C, Kukiattrakoon B, Kedjarune-Leggat U.** Gradual Surface Degradation of Restorative Materials by Acidic Agents. *Gen Dent.* **2011**;59(2):e50-e62.

149. **Mortier E, Gerdolle DA, Jacquot B, Panighi MM.** Importance of Water Sorption and Solubility Studies for Couple Bonding Agent--Resin-Based Filling Material. *Oper Dent.* **2004**;29(6):669-76.
150. **Tagtekin D, Yanikoglu F, Bozkurt F, Kologlu B, Sur H.** Selected Characteristics of an Ormocer and a Conventional Hybrid Resin Composite. *Dent Mater J.* **2004**;20(5):487-97.
151. **Sahoo S, Meshram G, Parihar A, Pitalia D, Vasudevan H, et al.** Evaluation of Effect of Dietary Solvents on Bond Strength of Compomer, Ormocer, Nanocomposite and Activa Bioactive Restorative Materials. *J Int Soc Prev Community Dent.* **2019**;9(5):453-57.
152. **Tomar H, Choudhary E.** Comparative Evaluation of Polymerisation Shrinkage, Flexural Strength And Elastic Modulus of Silorane, Ormocer and Dimethacrylate Based Composites- an In-Vitro Study. *J Dent Med Sci.* **2018**;17(5):51-60.
153. **Bayne S.** Beginnings of The Dental Composite Revolution. *J Am Dent Assoc.* **2013**;144(8):880-84.
154. **Objelean A, Silaghi- Dumitrescu L, Gabriel F, Badea M, Moldovan M.** The Influence of Organic-Inorganic Phase Mixtures on Degradation Behavior of Some Resin Composites Used in Conservative Dentistry. *J Optoelectron Adv Mater.* **2016**;18(5):565-73.
155. **Lien W, Vandewalle KS, Blackham JT.** Properties of Hybrid Resin Composite Systems Containing Prepolymerized Filler Particles. *Oper Dent.* **2009**;34(6):697-702.
156. **Goiato MC, Nóbrega AS, Santos DMd, Andreotti AM, Moreno A.** Effect of Different Solutions on Color Stability of Acrylic Resin-Based Dentures. *Braz Oral Res.* **2014**;28(1):1-7.
157. **Lindhe J, Lang NP, Karring T.** *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* Blackwell Munksgaard Copenhagen, **2003**.
158. **Indrani DJ, Triaminingsih S, Nurvanita N, Andhesti A, Noviana N.** Effect of Ethanol in Mouthwashes on the Surface Hardness of a Dental Resin Composite Material. *Padjadjaran J Dent.* **2009**;21(1):8-13.
159. **George R, Kavyashree G.** Effect of Four Mouth Rinses on Microhardness of Esthetic Restorative Material: An In Vitro Study. *J Int Oral Health.* **2017**;9(2):55-59.
160. **Sideridou I, Achilias DS, Spyroudi C, Karabela M.** Water sorption characteristics of light-cured dental resins and composites based on Bis-EMA/PCDMA. *Biomaterials.* **2004**;25(2):367-76.
161. **Peskersoy C, Culha O.** Comparative Evaluation of Mechanical Properties of Dental Nanomaterials. *J Nanomater.* **2017**;2017:1-8.
162. **Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, et al.** Influence of Polishing Duration on Surface Roughness of Resin Composites. *J Oral Sci.* **2005**;47(1):21-25.
163. **Washburn EW.** The Dynamics of Capillary Flow. *Phys Rev E.* **1921**;17(3):273.
164. **Karabela MM, Sideridou ID.** Effect of the Structure of Silane Coupling Agent on Sorption Characteristics of Solvents by Dental Resin-Nanocomposites. *Dent Mater J.* **2008**;24(12):1631-39.
165. **Willems G, Celis J-P, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G.** Hardness and Young's modulus Determined by Nanoindentation Technique of Filler Particles of Dental Restorative Materials Compared with Human Enamel. *J Biomed Mater Res.* **1993**;27(6):747-55.
166. **Randolph LD, Palin WM, Leloup G, Leprince JG.** Filler Characteristics of Modern Dental Resin Composites and Their Influence on Physico-Mechanical Properties. *Dent Mater J.* **2016**;32(12):1586-99.
167. **Hahnel S, Henrich A, Burgers R, Handel G, Rosentritt M.** Investigation of Mechanical Properties of Modern Dental Composites After Artificial Aging for One Year. *Oper Dent.* **2010**;35(4):412-19.

168. **Golbari N, Sadaghiani M, Afrasiabi A, Allahdadi M, Najafzad E, et al.** Effect of Heptane Food Simulating Liquid on Surface Microhardness of 4 Composites. *Biosci Biotech Res Comm.* **2017**;10(3):354-58.
169. **Venhoven B, De Gee A, Werner A, Davidson C.** Influence of Filler Parameters on the Mechanical Coherence of Dental Restorative Resin Composites. *Biomaterials.* **1996**;17(7):735-40.
170. **Cairns A, Watson M, Creanor S, Foye R.** The pH and Titratable Acidity of a Range of Diluting Drinks and Their Potential Effect on Dental Erosion. *J Dent.* **2002**;30(7-8):313-17.
171. **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 J.* **1997**;13(4):258-69.
172. **Göpferich A.** Mechanisms of Polymer Degradation and Erosion. *Biomaterials.* **1996**;17(2):103-14.
173. **Di Francescantonio M, Pacheco RR, Aguiar TR, Boaro LCC, Braga RR, et al.** Evaluation of Composition and Morphology of Filler Particles in Low-Shrinkage and Conventional Composite Resins Carried Out by Means of SEM and EDX. *Clin Dent Res.* **2016**;13(1):49-58.
174. **Roman A, Stratul SI, Rusu D, Boariu M, Soanca A, et al.** Investigations on the Adhesion of New Composites for Restoring Cervical Lesions Using Energy Dispersive X-ray Analysis and Scanning Electron Microscopy. *Sci Rep.* **2019**;9(1):1-10.
175. **Catelan A, Briso AL, Sundfeld RH, Goiato MC, dos Santos PH.** Color Stability of Sealed Composite Resin Restorative Materials After Ultraviolet Artificial Aging and Immersion in Staining Solutions. *J Prosthet Dent.* **2011**;105(4):236-41.
176. **Alagha EI, Alagha MI.** Microhardness of Two Composite Resins with Different Curing Sources. *Macedonian Journal of Medical Sciences.* **2020**;17(9):81-86.
177. **Galvao M, Caldas S, Bagnato V, de Souza Rastelli A, de Andrade M.** Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *Eur J Dent.* **2013**;7(1):86-93.

ÖZGEÇMİŞ

